



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ  
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

**ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΣ - ΚΛΙΝΙΚΟΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ  
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΓΛΑΡΟΣ**

## **ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**

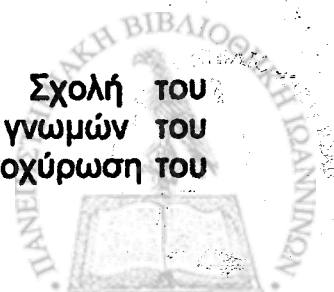
**ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΔΗΜΟΠΟΥΛΟΣ  
ΦΥΣΙΚΟΣ**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2005**



"Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα Ν. 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος)"



**Ημερομηνία αιτήσεως του υποψηφίου: 14/12/1994**

**Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 273A / 14/2/1995**

**Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:**

**Δημήτριος Γλάρος**, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Κώστας Ρήγας**: Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Ιωάννης Λεοντίου**: Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

**Ημερομηνία ορισμού θέματος: 14/6/1995**

**Ημερομηνία καταθέσεως της διδακτορικής διατριβής: 12/3/2005**

**Πρόεδρος Ιατρικής Σχολής: Επαμεινώνδας Τσιάνος**, Καθηγητής Παθολογίας

**Μέλη Επταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής**

**Δημήτριος Γλάρος**, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Δημήτριος Κουτσούρης**, Καθηγητής Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών Εθνικού Μετσόβειου Πολυτεχνείου.

**Αλέξανδρος Μπερής**, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

• **Θεόδωρος Ξενάκης**, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Μαργαρίτα Τζαφλίδου**, Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Κώστας Ρήγας**, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Ιωάννης Λεοντίου**, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

**Βαθμός: Άριστα**

Η Γραμματέας της Σχολής

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑ ΤΣΑΓΓΑΛΑ



Επιθυμώ να σας ευχαριστήσω για την προσφορά των βιβλίων που μου έχετε δώσει. Τα βιβλία αυτά είναι πολύ σημαντικά για την ανάπτυξη της παιδείας μου και θα τα διαβάσω με μεγάλη προσοχή. Ελπίζω να μπορώ να ανταποδώσω την καλοσύνη σας με τον ίδιο τρόπο. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ ευτυχισμένος που έχω την ευκαιρία να γνωρίσω τους γονείς μου. Είναι οι άνθρωποι που με έχουν μεγαλώσει και μου έχουν δώσει την αγάπη και την υποστήριξη που χρειάζομαι. Θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για όλα όσα έχουν κάνει για μένα και να τους πω πόσο τους αγαπώ. Η αγάπη των γονιών είναι η καλύτερη κληρονομιά που μπορεί να δώσει κανείς στα παιδιά τους. Θα ήθελα να είμαι όπως οι γονείς μου, να είμαι ένας άνθρωπος που αγαπάει και βοηθάει τους άλλους. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ περήφανος για τους γονείς μου. Είναι οι καλύτεροι γονείς που έχω και θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για πάντα. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ ευτυχισμένος που έχω την ευκαιρία να γνωρίσω τους γονείς μου. Είναι οι άνθρωποι που με έχουν μεγαλώσει και μου έχουν δώσει την αγάπη και την υποστήριξη που χρειάζομαι. Θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για όλα όσα έχουν κάνει για μένα και να τους πω πόσο τους αγαπώ. Η αγάπη των γονιών είναι η καλύτερη κληρονομιά που μπορεί να δώσει κανείς στα παιδιά τους. Θα ήθελα να είμαι όπως οι γονείς μου, να είμαι ένας άνθρωπος που αγαπάει και βοηθάει τους άλλους. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ περήφανος για τους γονείς μου. Είναι οι καλύτεροι γονείς που έχω και θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για πάντα.

**στους γονείς μου**

Επιθυμώ να σας ευχαριστήσω για την προσφορά των βιβλίων που μου έχετε δώσει. Τα βιβλία αυτά είναι πολύ σημαντικά για την ανάπτυξη της παιδείας μου και θα τα διαβάσω με μεγάλη προσοχή. Ελπίζω να μπορώ να ανταποδώσω την καλοσύνη σας με τον ίδιο τρόπο. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ ευτυχισμένος που έχω την ευκαιρία να γνωρίσω τους γονείς μου. Είναι οι άνθρωποι που με έχουν μεγαλώσει και μου έχουν δώσει την αγάπη και την υποστήριξη που χρειάζομαι. Θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για όλα όσα έχουν κάνει για μένα και να τους πω πόσο τους αγαπώ. Η αγάπη των γονιών είναι η καλύτερη κληρονομιά που μπορεί να δώσει κανείς στα παιδιά τους. Θα ήθελα να είμαι όπως οι γονείς μου, να είμαι ένας άνθρωπος που αγαπάει και βοηθάει τους άλλους. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ περήφανος για τους γονείς μου. Είναι οι καλύτεροι γονείς που έχω και θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για πάντα. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ ευτυχισμένος που έχω την ευκαιρία να γνωρίσω τους γονείς μου. Είναι οι άνθρωποι που με έχουν μεγαλώσει και μου έχουν δώσει την αγάπη και την υποστήριξη που χρειάζομαι. Θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για όλα όσα έχουν κάνει για μένα και να τους πω πόσο τους αγαπώ. Η αγάπη των γονιών είναι η καλύτερη κληρονομιά που μπορεί να δώσει κανείς στα παιδιά τους. Θα ήθελα να είμαι όπως οι γονείς μου, να είμαι ένας άνθρωπος που αγαπάει και βοηθάει τους άλλους. Μετά από αυτό, θα ήθελα να σας πω ότι είμαι πολύ περήφανος για τους γονείς μου. Είναι οι καλύτεροι γονείς που έχω και θα ήθελα να τους ευχαριστήσω για πάντα.



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η διδακτορική διατριβή αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κατά τη χρονική περίοδο 1995-2005, περίοδο κατά την οποία αποτέλεσε την βασική μου ενασχόληση.

Ολοκληρώνοντας την εργασία αυτή αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλλαν στην πραγματοποίησή της.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου, οι οποίοι με στήριξαν όλα αυτά τα χρόνια με όλες τους τις δυνάμεις, τόσο ηθικά όσο και υλικά.

Ευχαριστώ τον 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 Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Γλάρο Δημήτριο για το ενδιαφέρον και τις συμβουλές που μου προσέφερε, καθώς και τον Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Λεοντίου Ιωάννη για την ενθάρρυνση και την υποστήριξη όλα αυτά τα χρόνια.

Ευχαριστώ τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. Ξανάκη Θεόδωρο για τη βοήθεια και τις πολύτιμες συμβουλές του, την Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής κ. Τσαφλίδου Μαργαρίτα για την αισιοδοξία που μου ενέπνευσε. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Τζον Καλέφ-Εζρά καθώς και τον Λέκτορα Ιατρικής Φυσικής κ. Εμφιετζόγλου Δημήτριο για τη συνεργασία που μου προσέφεραν.

Ευχαριστώ τους κ. Γούσια Χρήστο και κ. Μπαλιούσκα Γεράσιμο, ηλεκτρονικούς, για τις συμβουλές τους και την βοήθειά τους πάνω σε τεχνικά θέματα. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω την κ. Κοτρότσου Ειρήνη, την κ. Εσκιναζή Ματθίλδη και τον κ. Βλάχο Νικόλαο για την συνεργασία που μου χάρισαν.

Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω τους συναδέλφους μου Δημήτριο Σιώρο, Αποστόλη Νικολόπουλο, Βασίλη Κυριαζή, Μάγδα Μπαζιόγλου, Τζίμα Ευτυχία, Αργυρό Μποζιάρη και όλους όσους ίσως εκ παραδρομής παρέλειψα.

Θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όλα τα άτομα του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής για την πραγματική φιλία που μου χάρισαν όλα αυτά τα χρόνια.

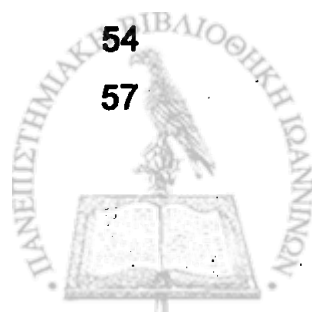
Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την Αγγελική, η συμβολή της οποίας ήταν καθοριστική και πολύτιμη στην ολοκλήρωση της εργασίας αυτής.



## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

### I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	<b>1</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ</b>	<b>5</b>
2.1 ΓΕΝΙΚΑ - ΜΕΛΕΤΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	7
2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	10
2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ	14
2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	18
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ</b>	<b>21</b>
3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	23
3.2 ΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΜΥΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΒΑΔΙΣΗ	24
3.3 ΕΞΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ	27
3.4 ΚΙΝΗΣΗ ΚΕΝΤΡΟΥ ΒΑΡΟΥΣ	30
3.5 ΕΝΕΡΓΕΙΑ	33
3.6 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	36
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ</b>	<b>39</b>
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	41
4.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	43
4.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ	44
4.4 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ	49
4.5 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ	54
4.5.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΩΝ	57



## II: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΩΝ</b>	<b>63</b>
5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	65
5.2 ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΕΝΤΡΟΥ ΜΑΖΑΣ	66
5.3 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΩΝ	71
5.4 ΕΠΙΛΟΓΗ ΚΑΙ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ	72
5.5 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΥ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ	82
5.6 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ	86
5.6.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΗΜΑΤΟΣ	90
5.6.2 ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ ΜΕ ΣΕΙΡΕΣ FOURIER	95
5.7 ΣΥΝΔΕΣΗ ΤΟΥ ΝΕΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΓΩΓΙΜΟΥ ΔΙΑΔΡΟΜΟΥ	98

## III: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ</b>	<b>101</b>
6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	103
6.2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	105
6.3 ΟΜΑΔΑ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΒΑΔΙΣΤΩΝ	107
6.4 ΟΜΑΔΑ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΩΝ ΒΑΔΙΣΤΩΝ	110
6.5 ΣΥΓΚΡΙΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	114

IV: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ 117

V: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

VI: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ



**VII: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ** **133**

**VIII: ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ** **141**

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α **143**

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β **153**

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ **165**

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ **173**





I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ  
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ



Μια από τις πιο περίπλοκες κινήσεις που παρουσιάζονται γύρω μας και ταυτόχρονα με πολύ μεγάλο ενδιαφέρον, είναι η κίνηση του ανθρώπινου 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, για 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.

Σκοπός της εργασίας αυτής, είναι η παρουσίαση του συστήματος καταγραφής και ανάλυσης της κίνησης του κέντρου μάζας που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Στόχος του συστήματος είναι η καταγραφή των θέσεων, ταχυτήτων και επιταχύνσεων που αναπτύσσονται κατά τον κατακόρυφο άξονα στο κέντρο μάζας του ανθρώπινου σώματος κατά την ομαλή βάδιση, με την χρήση απλού προς τον χρήστη λογισμικού και διαδικασίας εξέτασης, η οποία δεν θα απαιτεί εξειδικευμένες γνώσεις από τον εξεταστή.

Η εργασία αποτελείται από τα εξής μέρη:

- > Το πρώτο κεφάλαιο που είναι εισαγωγικό στη διατριβή
- > Το δεύτερο κεφάλαιο αποτελεί εισαγωγή στην μηχανική της ανθρώπινης βάδισης. Γίνεται μια ιστορική αναδρομή, παρουσιάζεται η σχετική βιβλιογραφία και οι μελέτες που έχουν γίνει στο παρελθόν, αναφέρονται τα κύρια χαρακτηριστικά και οι γενικές αρχές που διέπουν την ανθρώπινη βάδιση, γίνεται μία περιγραφή του κύκλου βάδισης και αναλύεται ο σκοπός της εργασίας αυτής.
- > Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφεται η δυναμική ανάλυση της βάδισης. Γίνεται αναφορά στη δράση των μυών των κάτω άκρων, περιγράφεται η κίνηση του κέντρου βάρους του ανθρώπινου σώματος, οι ενεργειακές μεταβολές και οι δυνάμεις που αναπτύσσονται κατά την βάδιση.
- > Στο τέταρτο κεφάλαιο, παρουσιάζονται οι διάφορες τεχνικές καταγραφής της βάδισης. Περιγράφονται, εν περιλήψει, τεχνικές καταγραφής τόσο των κινηματικών όσο και των κινητικών παραμέτρων της ανθρώπινης βάδισης.



➤ Στο πέμπτο κεφάλαιο, παρουσιάζεται διεξοδικά η θεωρία κίνησης του κέντρου μάζας, η σχέση του με τις κινηματικές λειτουργίες του σώματος και η σημασία παρακολούθησης της κίνησης του κέντρου μάζας. Βάσει αυτών αναπτύσσεται και παρουσιάζεται το νέο σύστημα (αισθητήρες, ηλεκτρονικό κύκλωμα, λογισμικό) που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής. Περιγράφεται η διάταξη και η διαδικασία βαθμονόμησης του συστήματος ώστε να μπορεί αυτό να χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή των επιταχύνσεων στο κέντρο μάζας και η εξαγωγή από αυτές των αντίστοιχων ταχυτήτων και θέσεων σε κάθε χρονική στιγμή. Παρουσιάζονται οι καμπύλες βαθμονόμησης και η επαναληπτικότητα του συστήματος.

➤ Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της τεχνικής με το νέο σύστημα καταγραφής και ανάλυσης της κίνησης του κέντρου μάζας για τις 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 μειονεκτήματα της νέας τεχνικής.

➤ Ακολουθεί η σχετική βιβλιογραφία και Αναφορές.

➤ Τέλος δίνεται αναλυτικά ο κώδικας που αναπτύχθηκε για την εισαγωγή των δεδομένων στον υπολογιστή και την περαιτέρω επεξεργασία και παρουσίασή τους.



## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ**

- 2.1 ΓΕΝΙΚΑ – ΜΕΛΕΤΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ**



## 2.1 ΓΕΝΙΚΑ – ΜΕΛΕΤΕΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η βάδιση του ανθρώπινου σώματος, 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, πάνω και κάτω άκρα) που μόνο κατά προσέγγιση μπορούν να θεωρηθούν στερεά, και το καθένα έχει την δυνατότητα να κινείται ανεξάρτητα.

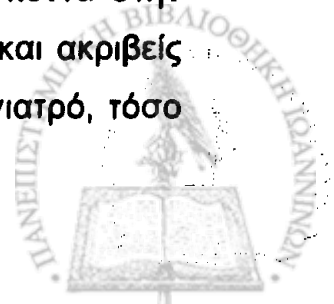
ii. Η σύνδεση των τμημάτων του σώματος μεταξύ τους δεν γίνεται σε ένα σημείο αλλά σε μία περιοχή (αρθρώσεις) που μεταβάλλεται λιγότερο ή περισσότερο κατά την βάδιση. Το γεγονός αυτό κάνει πολύ δύσκολο τον προσδιορισμό της επίδρασης που προκαλεί η κίνηση ενός τμήματος στα γειτονικά του.

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 ότι 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.

Η επιστήμη της μηχανικής της ανθρώπινης κίνησης περιλαμβάνει την κινηματική και την κινητική ανάλυση της βάδισης. Το ενδιαφέρον των αποτελεσμάτων αυτής της ανάλυσης απορρέει από την άμεση εφαρμογή τους στους παρακάτω τομείς:

1. Στην ορθοπαιδική ιατρική, όπου ο γιατρός καλείται να κάνει ιατρικές αγωγές ή χειρουργικές επεμβάσεις, ώστε να αποκαταστήσει κάποια βλάβη και να επαναφέρει τον μηχανισμό κίνησης του ασθενούς, όσο πιο κοντά στην φυσιολογική κατάσταση. Είναι προφανές ότι όσο περισσότερες και ακριβείς γνώσεις του μηχανισμού βάδισης παρέχονται στον ορθοπαιδικό γιατρό, τόσο καλύτερα θα είναι τα αποτελέσματα της αποκατάστασης.



2. Στην φυσιοθεραπεία, όπου παρόμοιες πληροφορίες έχει ανάγκη ο φυσιοθεραπευτής, ώστε να συμβάλει στη θεραπεία και στη λειτουργική αποκατάσταση του ασθενούς.

3. Τέλος η όσο το δυνατόν καλύτερη και ακριβής γνώση της διαδικασίας της βάδισης, είναι απαραίτητη τόσο στον σχεδιασμό και κατασκευή προσθετικών μελών και ορθοτικών βοηθημάτων, όσο και στην αξιολόγηση και κατάλληλη επιλογή τους.

Ιστορικά η μελέτη της βάδισης προσέλκυσε το ενδιαφέρον αρκετά νωρίς στην ανθρώπινη ιστορία, και ξεκίνησε σαν μια προσπάθεια των επιστημόνων να ποσοτικοποιήσουν τα φυσικά φαινόμενα που παρατηρούσαν.

Ο Αριστοτέλης πρώτος προσπάθησε να αναλύσει γεωμετρικά τη βάδιση των ζώων, ενώ οι πρώτες επιστημονικές παρατηρήσεις για την ανθρώπινη βάδιση αναφέρονται στον Leonardo da Vinci. Τον 17ο αιώνα οι Galileo, Lagrange, Bernoulli, Euler, και οι σύγχρονοί τους είδαν τον άνθρωπο σαν μια ολοκληρωμένη μηχανή και προσπάθησαν -μέσω πειραμάτων πλέον- να περιγράψουν την κίνησή του.

Το μεγαλύτερο άλμα στην μελέτη της βάδισης έγινε με τη ανακάλυψη της φωτογραφίας. Μόνο τότε έγινε δυνατό να ακινητοποιηθούν και να αναλυθούν οι διαφορετικές κινήσεις των μελών του σώματος κατά την βάδιση. Ο Muybridge το 1887 ήταν ο πρώτος που χρησιμοποίησε την φωτογραφία για αυτόν τον σκοπό. Από τότε η φωτογραφική τεχνική και αργότερα οι τεχνικές με κινηματογραφικές μηχανές και μηχανές video έγιναν το κατ' εξοχήν μέσο για την επιστημονική μελέτη της κίνησης.

Όσο αυξάνονταν τα εργαλεία που είχαν οι επιστήμονες στην 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 κινηματικών παραμέτρων της βάδισης, όπως μήκος βήματος, ταχύτητα βάδισης, γωνίες κάμψης και έκτασης των μελών (Murray 1967, Winter 1984, Wooten et al 1987). Μελέτες για την μέτρηση των δυνάμεων και των πιέσεων που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα κατά την διάρκεια της βάδισης (Elftman 1939, Draganich et

al.1980, Bobbert et al.1991), για την δράση των μυών κατά την βάδιση(Elftman 1940, Morrison 1968, Hyges and Jacobs 1979), για την μέτρηση των δυνάμεων και ροπών που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις (Boccardi et al.1981, Rohrlie et al. 1984). Εργασίες πάνω στην μεταφορά και κατανάλωση ενέργειας κατά την βάδιση (Cavagna et al.1963, 1966, Contini 1972; Cavagna 1975, Ντούνης 1980) και εργασίες σχετικές με την σχεδίαση πειραματικών και μαθηματικών μοντέλων για την περιγραφή της βάδισης (At L. Hef 1992, Tine Alkjaer et al. 2000).



## 2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Ο διποδικός τύπος βάδισης αποτελεί το αποτέλεσμα μιας μακροχρόνιας εξελικτικής πορείας, που άρχισε πριν από εκατομμύρια χρόνια από τους ανθρωποειδείς προγόνους του ανθρώπου και εξελίχτηκε στον χαρακτηριστικό τύπο βάδισης του σύγχρονου ανθρώπου.

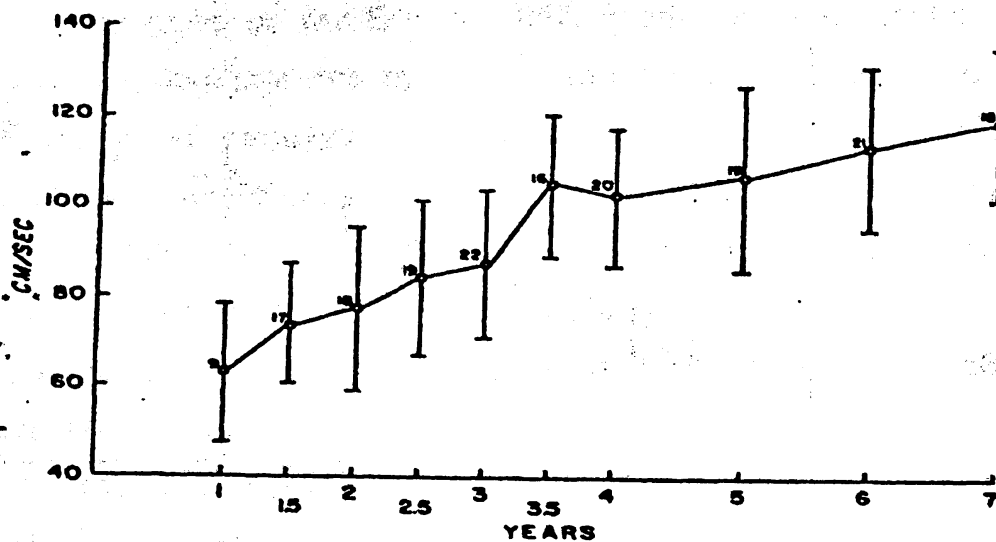
Η βάδιση δεν αποτελεί για τον άνθρωπο μια εκ γενετής ικανότητα. Είναι το αποτέλεσμα μιας διαδικασίας μάθησης του αναπτυσσόμενου παιδιού η οποία περνά από διάφορα στάδια μέχρι να φτάσει στη ολοκληρωμένη βάδιση. Η ωρίμανση του μυϊκού και νευρικού συστήματος του ανθρώπου ξεκινά από την βρεφική ηλικία. Έτσι 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 (Mcgraw 1940, Scrytton 1969, Statham et al. 1971), η διαδικασία της ανάπτυξης της ανθρώπινης βάδισης ολοκληρώνεται στην ηλικία των 5 με 6 ετών.

Στα σχήματα που ακολουθούν ( σχήμα 2.1, σχήμα 2.2, σχήμα 2.3) φαίνεται η μεταβολή κάποιων παραμέτρων της βάδισης όπως ταχύτητα, ρυθμός και μήκος βήματος σε συνάρτηση με την ηλικία, ξεκινώντας από την ηλικία του ενός έτους μέχρι την ηλικία των επτά ετών, όπου και πλέον ο τρόπος βάδισης είναι ολοκληρωμένος, όπως αυτές καταγράφηκαν στην εργασία των Sutherland et al. 1980.

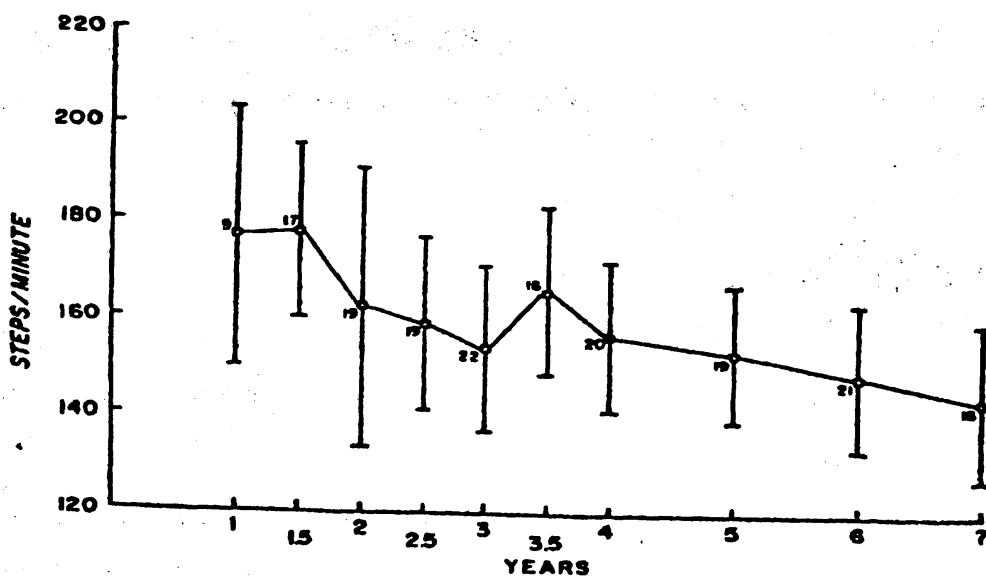






Σχήμα 2.1

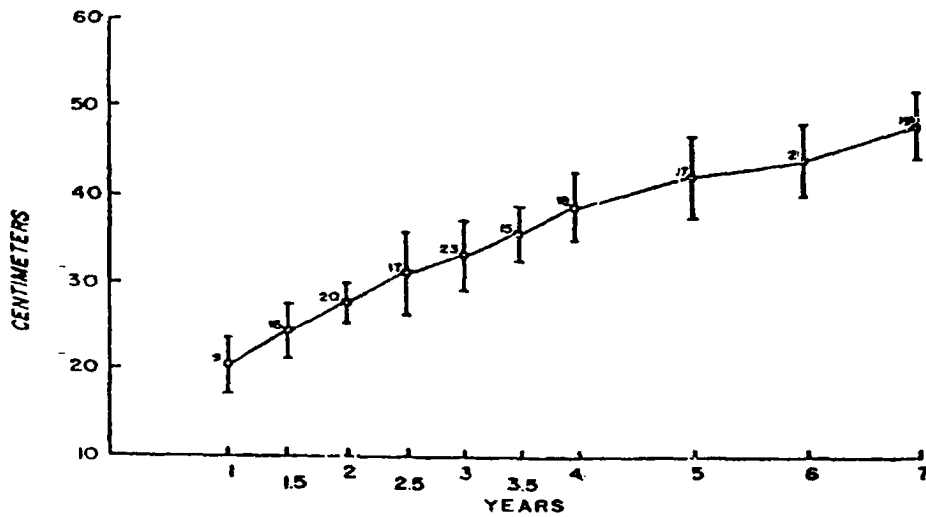
Ταχύτητα βάδισης (cm/sec) σε συνάρτηση με την ηλικία 1-7 ετών (Sutherland et al, 1980)



Σχήμα 2.2

Ρυθμός βάδισης (steps/sec) σε συνάρτηση με την ηλικία 1-7 ετών (Sutherland et al, 1980)





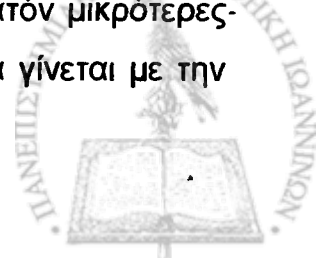
Σχήμα 2. 3

Μήκος βήματος (cm) σε συνάρτηση με την ηλικία 1-7 ετών (Sutherland et al, 1980)

Το γεγονός ότι η βάδιση είναι μία μακροχρόνια διαδικασία εκμάθησης και εξέλιξης καθώς επίσης και το ότι ο κάθε άνθρωπος έχει διαφορετικό σωματότυπο, έχουν σαν αποτέλεσμα ο τρόπος βαδίσματος του κάθε ανθρώπου να είναι μοναδικός και να παρουσιάζει πολλές ιδιομορφίες. 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 ή 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 η κίνηση του βαδιστή να γίνεται με την μικρότερη δυνατή δαπάνη ενέργειας.



Σύμφωνα με τον Elftman 1967, η απαιτούμενη ενέργεια για την μετακίνηση, καθορίζεται από τη δυνατότητα επίτευξης τροχιάς του σώματος τέτοιας ώστε να επιτυγχάνεται βέλτιστη χρήση της εναλλαγής μεταξύ δυναμικής και κινητικής ενέργειας. Επίσης καθορίζεται από την επίτευξη αντίρροπης αιώρησης των σκελών με ελάχιστη ταχύτητα, όταν το σώμα επιταχύνεται ή επιβραδύνεται με γρήγορο ρυθμό. Τέλος από την κατάλληλη χρησιμοποίηση των μυών για την ελάττωση στο ελάχιστο του μεταβολικού κόστους σε ενέργεια.

Για να επιτευχθούν αυτοί οι στόχοι θα πρέπει ο μηχανισμός βάδισης να εκμεταλλεύεται άριστα την δύναμη της βαρύτητας και την αντίρροπη αιώρηση των μελών. 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 οστών του κορμού και των άκρων γύρω από τις αρθρώσεις, που η σύνθεσή τους μας δίνει το τελικό αποτέλεσμα της κίνησης μεταφοράς του σώματος.

Τέλος τα διαφορετικά δομικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου σώματος (διαστάσεις και σχήμα των οστών, περιορισμός της κίνησης στις αρθρώσεις, διαφορετική κατανομή μάζας), περιορίζουν και χαρακτηρίζουν τον τύπο βάδισης. Χαρακτηριστικό αυτού του γεγονότος είναι ο διαφορετικός τρόπος βάδισης μεταξύ φυσιολογικών ανδρών και φυσιολογικών γυναικών, ως προς το μήκος βήματος, την περιστροφή της λεκάνης, τον ρυθμό και την ταχύτητα βάδισης.



### 2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ – ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Ένα από τα πιο βασικά χαρακτηριστικά της κίνησης ενός φυσιολογικού βαδιστή είναι η περιοδικότητα που παρουσιάζει η κίνηση κάθε τμήματος του σώματος που συμμετέχει στην διαδικασία της βάδισης. Η περίοδος αυτή ονομάζεται κύκλος βάδισης ενώ η απόσταση μεταξύ δύο θέσεων του ίδιου σκέλους σε χρόνο ίσο με έναν κύκλο βάδισης ονομάζεται πλήρες βήμα.

Όπως είδη αναφέρθηκε η ρυθμική αντίρροπη μπρος πίσω κίνηση των κάτω άκρων είναι το πιο φανερό χαρακτηριστικό της βάδισης. Η απόσταση μεταξύ της θέσεως των κάτω άκρων 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.

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.

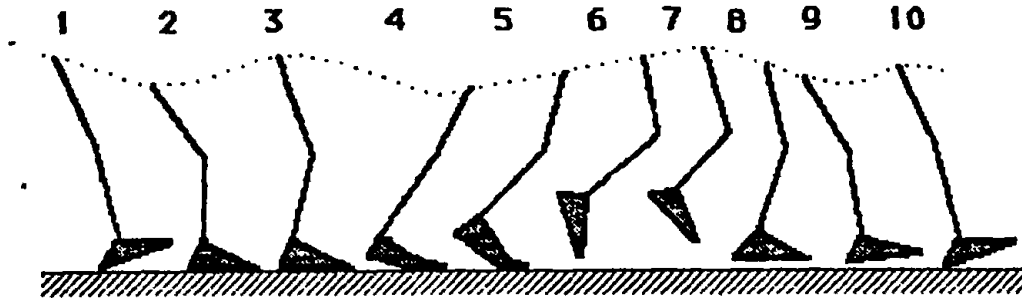
Η φάση της στήριξης ξεκινά με την επαφή της πτέρνας με το έδαφος. Στη συνέχεια χωρίζεται σε τρία στάδια, την πλήρη επαφή, την μεσοστήριξη και την άρση της πτέρνας, για να φτάσουμε στο τελικό στάδιο την άρση δακτύλου όπου μόνο το μεγάλο δάκτυλο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

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.

Στο σχήμα 2.4 φαίνονται αναλυτικά οι διάφορες φάσεις της βάδισης καθώς και κάποια άλλα χαρακτηριστικά μεγέθη.



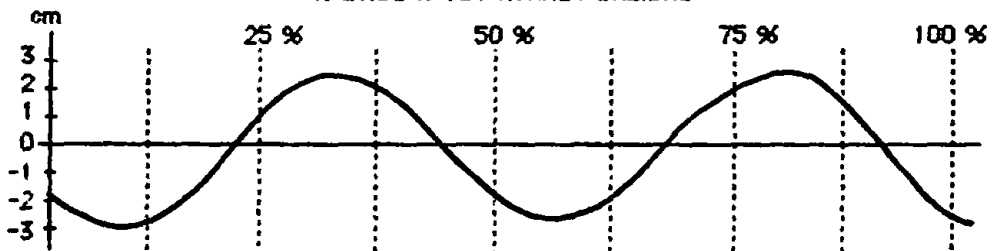
ΚΥΚΛΟΣ ΒΑΔΙΣΗΣ



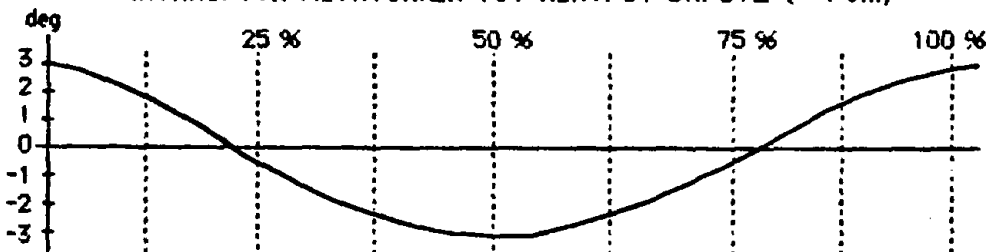
ΕΠΑΦΗ ΠΛΗΡΗΣ ΜΕΣΟ- ΑΡΣΗ ΑΡΣΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗ ΕΠΑΦΗ  
 ΠΤΕΡΝΑΣ ΕΠΑΦΗ ΣΤΗΡΙΞΗ ΠΤΕΡΝΑΣ ΔΑΚΤΥΛΟΥ ΜΕΣΑΙΩΡΙΣΗ ΠΤΕΡΝΑΣ

ΦΑΣΗ ΣΤΗΡΙΞΗΣ	ΦΑΣΗ ΑΙΩΡΗΣΗΣ
60%	40%

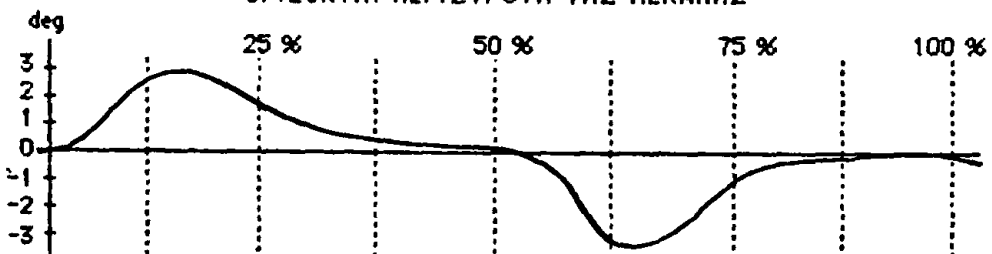
ΧΡΟΝΟΣ % ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΥ ΒΑΔΙΣΗΣ



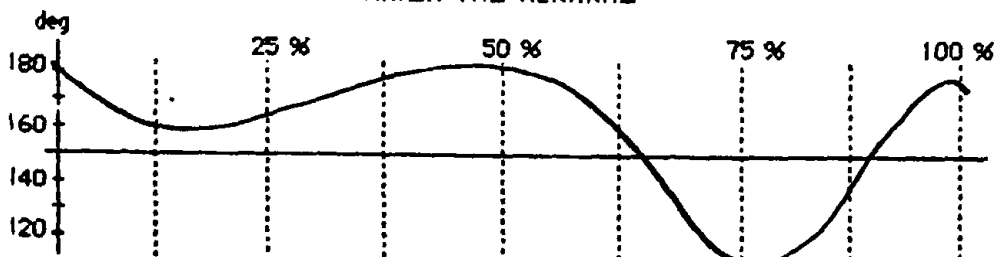
ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΒΑΡΟΥΣ (~4 cm)



ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗ ΤΗΣ ΛΕΚΑΝΗΣ



ΚΑΙΣΗ ΤΗΣ ΛΕΚΑΝΗΣ

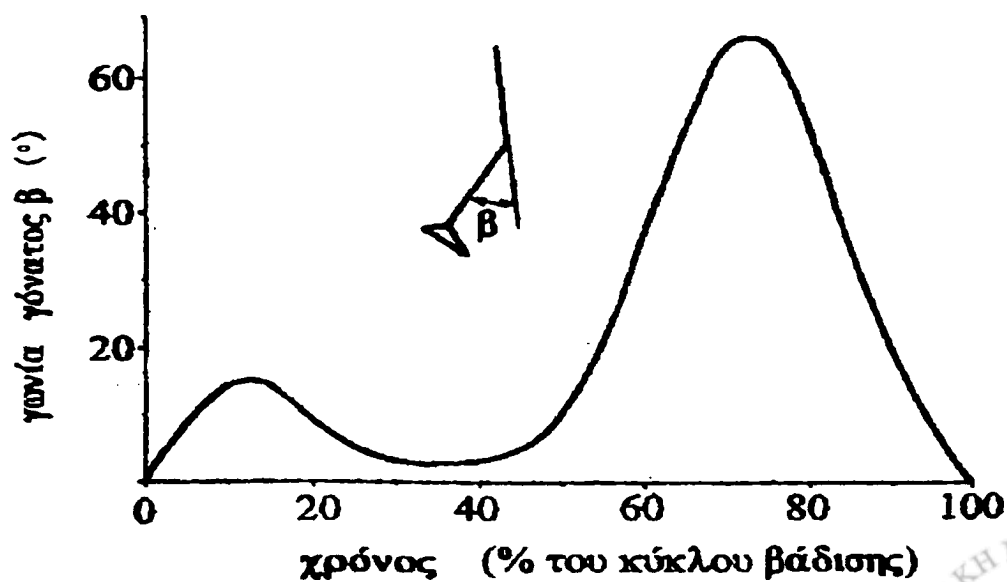
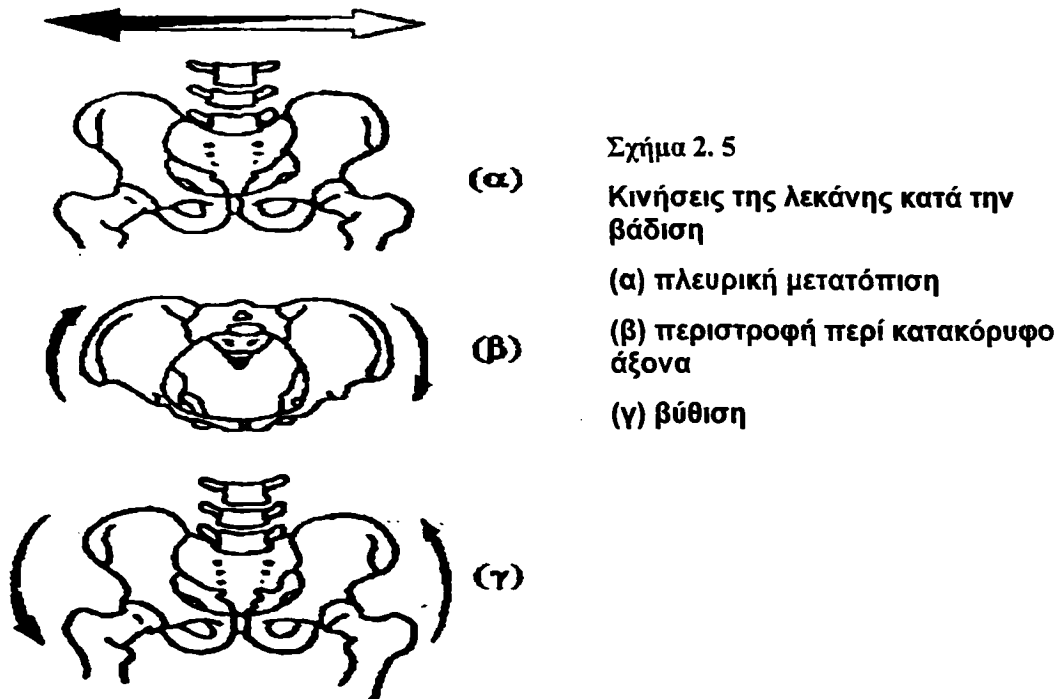


ΓΩΝΙΑ ΓΟΝΑΤΟΣ

Σχήμα 2. 4



Αν θέλουμε τώρα να ποσοτικοποιήσουμε τις φάσεις αυτές ως προς τον συνολικό χρόνο του κύκλου βάρδισης 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 βάρδισης.



Σχήμα 2. 6

Μεταβολή της γωνίας του γόνατος κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης



Στην διάρκεια ενός κύκλου βάδισης γίνονται πολλές κινήσεις διαφόρων μελών του σώματος ενός βαδιστή, και στα τρία επίπεδα, πολλές από τις οποίες είναι αρκετά πολύπλοκες. Μελέτες των Saunders, Inman και Eberhart (1953) κατέδειξαν ότι οι πιο σημαντικές κινήσεις για την βάδιση οι καλούμενες και προσδιοριστικές τις βάδισης είναι:

1. Η κίνηση του άκρου ποδός.
2. Η κάμψη του γόνατος ( σχήμα 2.6 ).
- 3. Η πλάγια μετατόπιση της λεκάνης ( σχήμα 2.5 (α) )
4. Η περιστροφή της λεκάνης περί τον κατακόρυφο άξονά της (σχήμα 2.5 (β) ).
5. Η περιστροφή της λεκάνης περί οριζόντιο άξονα παράλληλο προς τη διεύθυνση βάδισης (βύθιση λεκάνης)(σχήμα 2.5 (γ) ).



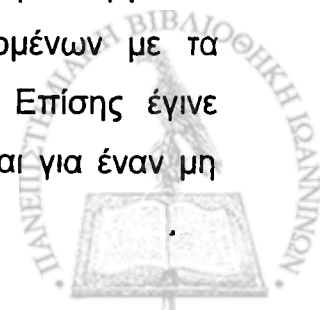
## 2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Όπως θα δούμε αναλυτικότερα στο κεφάλαιο 4 υπάρχουν διάφορες τεχνικές μελέτης της βάρδισης, κάθε μία με τα δικά της πλεονεκτήματα, αλλά και περιορισμούς. Επίσης το είδος της πληροφορίας που λαμβάνουμε, καθώς και η πολυπλοκότητα στην χρήση διαφέρει σημαντικά μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων.

Σκοπός της διατριβής αυτής ήταν η μελέτη και ανάπτυξη ενός νέου συστήματος για την μελέτη των θέσεων, ταχυτήτων και επιταχύνσεων του κέντρου μάζας του ανθρώπινου σώματος στο κατακόρυφο επίπεδο κατά την ευθύγραμμη βάρδιση. Βασικός στόχος ήταν, το νέο αυτό σύστημα να έχει τις μικρότερες δυνατές εξωτερικές διαστάσεις και βάρος, προκαλώντας ελάχιστη όχληση στον ασθενή και αντίστοιχη αλλοίωση των παραμέτρων βάρδισής του. Επίσης να είναι ένα σύστημα εύκολο στην χρήση χωρίς να απαιτεί εξειδικευμένες γνώσεις για τη χρήση και συντήρησή του και τα αποτελέσματα που θα δίνει να είναι εύκολα κατανοητά και άμεσα αξιοποιήσιμα. Τέλος δόθηκε ιδιαίτερη βαρύτητα στο να κρατηθεί το τελικό του κόστος σε όσο το δυνατό χαμηλότερα επίπεδα.

Περιληπτικά αφού εξετάστηκαν διάφοροι τύποι αισθητήρων και επιλέχτηκαν οι καταλληλότεροι, σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε κατάλληλο ηλεκτρονικό κύκλωμα για την σωστή λήψη, ενίσχυση και φιλτράρισμα του σήματός τους. Ο αισθητήρας τοποθετείται με την βοήθεια ελαστικής ζώνης στην περιοχή του κέντρου βάρους του εξεταζόμενου. Στη συνέχεια το σήμα οδηγείται στον υπολογιστή μέσω ηλεκτρονικής αναλογοψηφιακής κάρτας με σκοπό την επεξεργασία του.

Το λογισμικό που αναπτύχθηκε για την λήψη, επεξεργασία και αποθήκευση του σήματος είναι πλήρως παραμετροποιημένο με σκοπό να είναι εύκολη η επέκταση και μεταφορά του συστήματος, καθώς και η συνεργασία του με κάποια διαφορετική κάρτα εισόδου. Η αποθήκευση γίνεται με τέτοιο τρόπο, ώστε να δημιουργείται μια βάση δεδομένων με τα πειραματικά δεδομένα και τα στοιχεία του κάθε ασθενή. Επίσης έγινε προσπάθεια, έτσι ώστε να είναι εύχρηστο και απλό ακόμα και για έναν μη εξειδικευμένο χρήστη.





Τέλος τα αποτελέσματα κάθε επεξεργασίας παρουσιάζονται με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι εύκολα κατανοητά και αξιοποιήσιμα από τον εξεταστή.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΔΥΝΑΜΩΝ ΚΑΙ ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΩΝ

2.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

2.2. ΔΙΑΤΗΛΕΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ΚΑΤΩ ΑΝΩΤΕΡΩΝ ΣΧΟΛΙΩΝ

2.3. ΔΙΑΤΗΛΕΥΣΗ

2.4. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΔΡΑΣΕΙΣ

2.5. ΠΡΟΜΕΤΕΩΡΟΝΤΕΣ ΔΡΑΣΕΙΣ

2.6. ΕΠΙΣΤΡΟΦΗ

2.7. ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ



## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ**

**3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

**3.2 ΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΜΥΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΒΑΔΙΣΗ**

**3.3 ΕΞΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ**

**3.4 ΚΙΝΗΣΗ ΚΕΝΤΡΟΥ ΒΑΡΟΥΣ**

**3.5 ΕΝΕΡΓΕΙΑ**

**3.6 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ**



### 3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η δυναμική ανάλυση της βάρδισης περιλαμβάνει τη απ' ευθείας μέτρηση ή τον έμμεσο υπολογισμό των δυνάμεων και των ροπών που εξασκούνται από το έδαφος στο πέλμα ή μεταξύ δυο διαδοχικών τμημάτων (π.χ. ισχίο-μηρός) του σώματος. Ο προσδιορισμός αυτός είναι χρήσιμος για να καθοριστούν οι δυνάμεις μεταξύ των αρθρώσεων των οστών καθώς και οι δυνάμεις που αναπτύσσουν οι μύες. Για το σκοπό αυτό η δυναμική ανάλυση συνδυάζεται με ανατομικά στοιχεία και άλλα δεδομένα για να ορισθούν από το σύνολο των μυών που υπάρχουν γύρω από κάθε άρθρωση εκείνοι ακριβώς που βρίσκονται σε λειτουργία κατά τις διάφορες φάσεις της βάρδισης. Επίσης προσφέρει όχι μόνο κριτήρια για την διάκριση φυσιολογικών και παθολογικών καταστάσεων, αλλά επίσης υποδεικνύει τα ελάχιστα όρια αντοχής που πρέπει να πληρούν τα προσθετικά κάτω άκρα, οι τεχνητές αρθρώσεις και οι ορθωτικές συσκευές.

Για την πραγματοποίηση της δυναμικής ανάλυσης είναι απαραίτητη η μέτρηση των δυνάμεων που εξασκούνται από το έδαφος στο πέλμα και για τον σκοπό αυτόν συνήθως χρησιμοποιούνται συστήματα δυναμοπλακών. Επίσης χρησιμοποιούνται συστήματα επιταχυνσιόμετρων, δυναμοδαπέδων, ηλεκτρομυογράφων κ.α.



### 3.2 ΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΜΥΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΒΑΔΙΣΗ

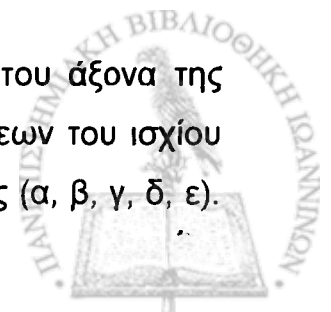
Κατά την βάδιση εξασκούνται πάνω στο βαδιστή δύο μόνο εξωτερικές δυνάμεις, το βάρος του και η αντίδραση από το έδαφος. Μεταξύ των μελών του σώματος όμως εξασκούνται πολλές άλλες δυνάμεις που λέγονται εσωτερικές. Οι δυνάμεις αυτές σχετίζονται άμεσα μόνο με τις σχετικές κινήσεις των μελών του σώματος. Έμμεσα όμως καθορίζουν και την συνολική κίνηση του σώματος καθώς η αντίδραση από το έδαφος στο πέλμα διαμορφώνεται σαν αποτέλεσμα των δυνάμεων αυτών, και κυρίως των δυνάμεων που αναπτύσσονται στα κάτω άκρα.

Οι εσωτερικές δυνάμεις είναι κατά κύριο λόγο οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες, τους τένοντες, τους συνδέσμους και οι δυνάμεις μεταξύ των αρθρώσεων. Οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες είναι τελικά υπεύθυνες τόσο για την σχετική κίνηση των μελών, όσο και για την συνολική κίνηση του σώματος στον χώρο.

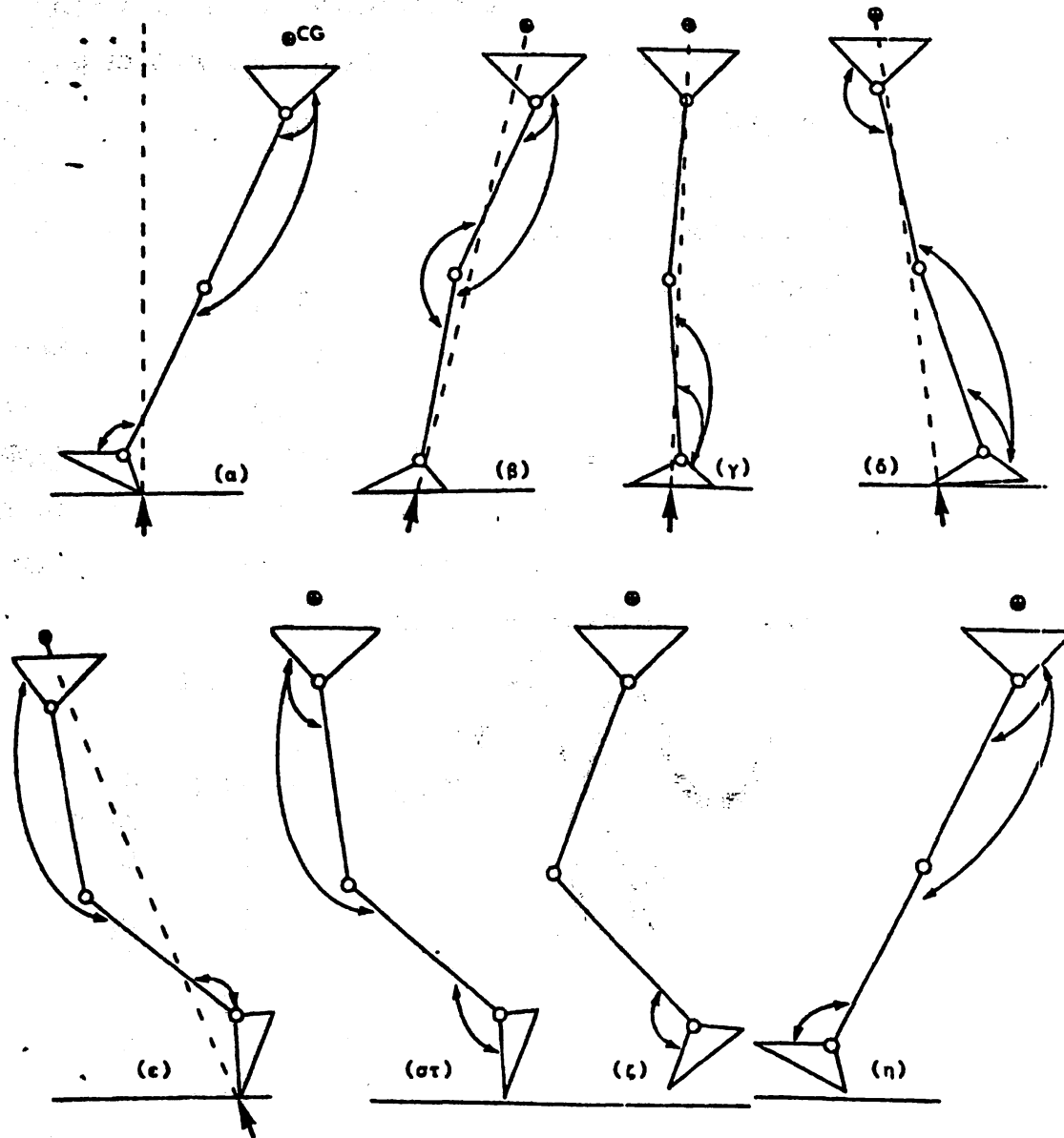
Η σύσπαση των μυών ή η αντίσταση τους σε επιμήκυνση που τους επιβάλλεται από εξωτερική δύναμη γίνεται με κατανάλωση βιοχημικής ενέργειας, η οποία μετατρέπεται σε έργο με έναν συντελεστή απόδοσης. Το μέγεθος της δύναμης που αναπτύσσεται από έναν μυ, εξαρτάται από τον αριθμό των μυϊκών ινών που είναι ενεργοποιημένες κάθε στιγμή και από την ταχύτητα σύσπασής του. Όσο μικρότερη είναι η ταχύτητα σύσπασης, τόσο μεγαλύτερη είναι η παραγόμενη από τον μυ δύναμη.

Όπως αναφέραμε προηγούμενα η δράση των μυών των κάτω άκρων είναι αυτή που κυρίως επηρεάζει και διαμορφώνει την τελική κίνηση του σώματος. Ποιοι μύς ενεργοποιούνται και με πόση ένταση κάθε στιγμή εξαρτάται από την θέση του άξονα της αντίδρασης σε σχέση με τα κέντρα των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Εξαρτάται επίσης, κυρίως κατά την φάση της αιώρησης το ποδιού, από την δυναμική κατάσταση των τμημάτων του σώματος (επιταχύνσεις).

Στο σχήμα 3.1 φαίνεται η θέση και η διεύθυνση του άξονα της αντίδρασης από το έδαφος, ως προς τις θέσεις των αρθρώσεων του ισχίου του γόνατος και της ποδοκνημικής κατά την φάση της στήριξης (α, β, γ, δ, ε).



Επίσης φαίνονται οι σχετικές θέσεις των αρθρώσεων αυτών κατά την φάση της αιώρησης (στ, ζ, η).



- |                   |                       |
|-------------------|-----------------------|
| (α) Επαφή πτέρνας | (ε) Αρση δακτύλου     |
| (β) Επαφή ποδιού  | (στ) Φάση επιτάχυνσης |
| (γ) Μεσοστήριξη   | (ζ) Μεσαιώρηση        |
| (δ) Αρση πτέρνας  | (η) Επιβράδυνση       |

Σχήμα 3. 1

Οι κυριότεροι μύες και ομάδες μυών των κάτω άκρων που έχουν και την μεγαλύτερη συνεισφορά στην βάδιση είναι:

1. Ο γαστροκνήμιος
2. Ο τετρακέφαλος
3. Η ομάδα των οπίσθιων μηριαίων μυών, που περιλαμβάνει:
  - τη μακρά και τη βραχεία κεφαλή του δικέφαλου μυ
  - τον ημιμεμβρανώδη, και
  - τον ημιτενοντώδη μυ.
4. Ο πρόσθιος κνημιαίος
5. Ο υποκνημίδιος
6. Ο λαγόνιος και ο μεγάλος ψοίτης

Τέλος αξίζει να αναφερθεί η δράση των απαγωγών του ισχίου, οι οποίοι δραστηριοποιούνται στο χρονικό διάστημα γύρω από την μεσοστήριξη του ομόπλευρου σκέλους με σκοπό να περιορίσουν την βύθιση της λεκάνης και να εξασφαλίσουν την ευστάθεια του βαδιστή.

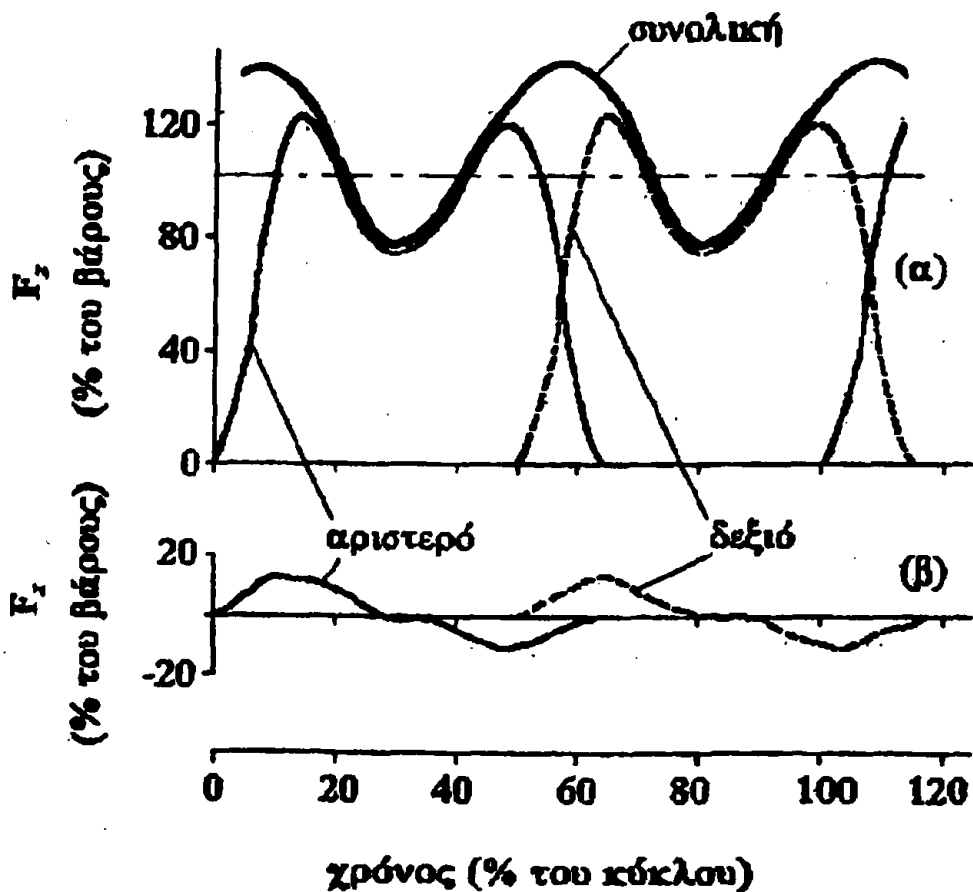


### 3.3 ΕΞΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ

Οι εξωτερικές δυνάμεις που επιδρούν στο σώμα κατά την βάδιση είναι μόνο δύο:

- το βάρος και
- η αντίδραση του εδάφους στο μέλος του σώματος που βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

Η αντίδραση του εδάφους αναλύεται σε τρεις συνιστώσες. Η κατακόρυφη συνιστώσα της αντίδρασης είναι ίση με το άθροισμα του βάρους του σώματος και την δύναμη που προκαλεί την κατακόρυφη επιτάχυνση του σώματος.



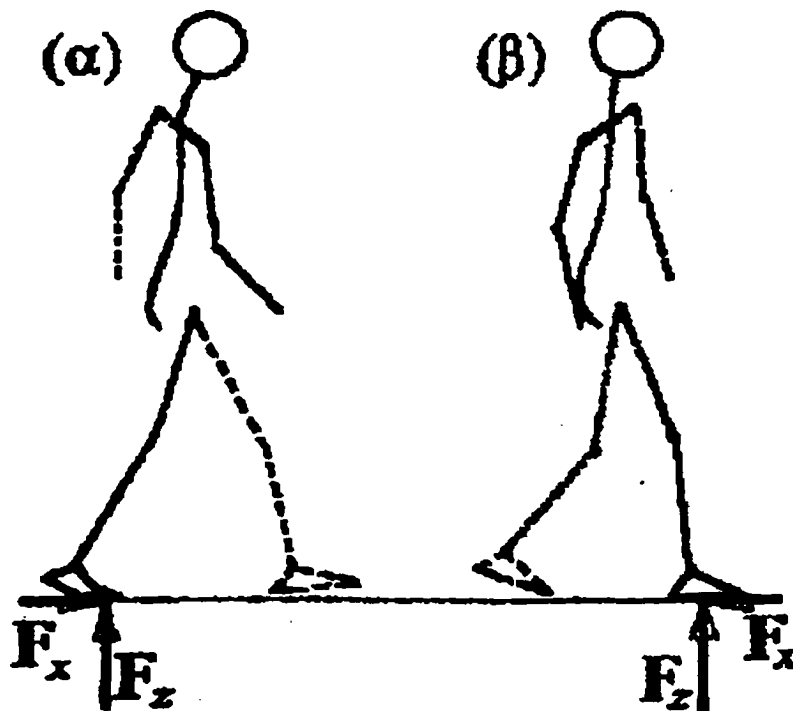
Σχήμα 3. 2

Δυνάμεις από το δάπεδο στο πέλμα κατά την βάδιση  
(α) κατακόρυφη  $F_x$   
(β) οριζόντια  $F_y$



Στο σχήμα 3.2 φαίνεται η μεταβολή της κατακόρυφης συνιστώσας της αντίδρασης κατά την φυσιολογική βάδιση σε οριζόντιο επίπεδο. Παρατηρούμε ότι η γραφική απεικόνιση της κατακόρυφης συνιστώσας παρουσιάζει δύο κορυφές για κάθε πόδι. Η πρώτη αντιστοιχεί στην επιτάχυνση του κέντρου βάρους του σώματος στην αρχή της φάσης στήριξης και η δεύτερη αντιστοιχεί στην “πρόωση” που πραγματοποιείται με την ενεργή έκταση του γαστροκνημίου μετά την μεσοστήριξη.

Η συνολική κατακόρυφη δύναμη από το έδαφος στο πέλμα είναι περίπου ημιτονοειδής με μέση τιμή το βάρος του βαδιστή. Παρατηρούμε επίσης ότι κατά την φάση της στήριξης, η δύναμη που ασκείται στο δάπεδο υπερβαίνει το βάρος του σώματος περίπου κατά 20% για κάθε πόδι. Αυτό συμβαίνει γιατί το κέντρο βάρους του σώματος κατά την κίνησή του προς τα πάνω υφίσταται μια αντίστοιχη επιτάχυνση, που αντικατοπτρίζεται σε μια αύξηση της αντίδρασης του εδάφους και καταγράφεται σαν φαινομενική αύξηση του βάρους του σώματος. Αντίθετα καθώς το κέντρο βάρους του σώματος πέφτει, η προς τα κάτω επιτάχυνσή του καταγράφεται από την αντίδραση του εδάφους σαν φαινομενική ελάττωση του βάρους του σώματος, που μπορεί να ξεπεράσει το 35%.



Σχήμα 3. 3

Δυνάμεις στο πέλμα κατά την βάδιση





Σχετικά με την οριζόντια συνιστώσα (σχήμα 3.3) κατά την διεύθυνση της βάρδισης, παρατηρούμε ότι στο πρώτο μέρος της φάσης στήριξης είναι θετική, δηλαδή έχει φορά από εμπρός προς τα πίσω. Το αποτέλεσμα είναι να επιβραδύνει την κίνηση του σώματος προς τα εμπρός.

Μετά την μεσοστήριξη όμως, η δύναμη αυτή αποκτά αντίθετη φορά που συντελείται επιτάχυνση του σώματος προς τα εμπρός. Είναι σημαντικό να αναγνωρίσουμε τη σημασία της οριζόντιας συνιστώσας. Αν δεν υπήρχε η δύναμη αυτή, δεν θα υπήρχε οριζόντια μετατόπιση του σώματος προς τα εμπρός. Η δύναμη αυτή είναι το αποτέλεσμα της τριβής ανάμεσα στο πέλμα και στο έδαφος κατά την φάση της στήριξης, η ύπαρξη της οποίας είναι απαραίτητη για την πραγματοποίηση της βάρδισης.



### 3.4 ΚΙΝΗΣΗ ΚΕΝΤΡΟΥ ΒΑΡΟΥΣ

Η προς τα εμπρός μετατόπιση του σώματος μετράται επαρκώς με τον προσδιορισμό της θέσης του κέντρου βάρους κάθε χρονική στιγμή. Σε αντίθεση με τα επιμέρους τμήματα, το κέντρο βάρους του σώματος επιταχύνεται μόνο με τη δράση εξωτερικών δυνάμεων και η ομαλή πορεία του είναι αποτέλεσμα της σύνθεσης όλων των «προσδιοριστικών παραμέτρων της βάδισης». Από την ανάλυσή τους προκύπτει ότι η συνεισφορά τους είναι:

- Να εξασφαλίζουν ομαλή πορεία για το κέντρο βάρους του σώματος, χωρίς κραδασμούς, χωρίς δηλαδή απότομες μεταβολές ταχύτητας.
- Να ελαχιστοποιούν την οριζόντια και κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος.

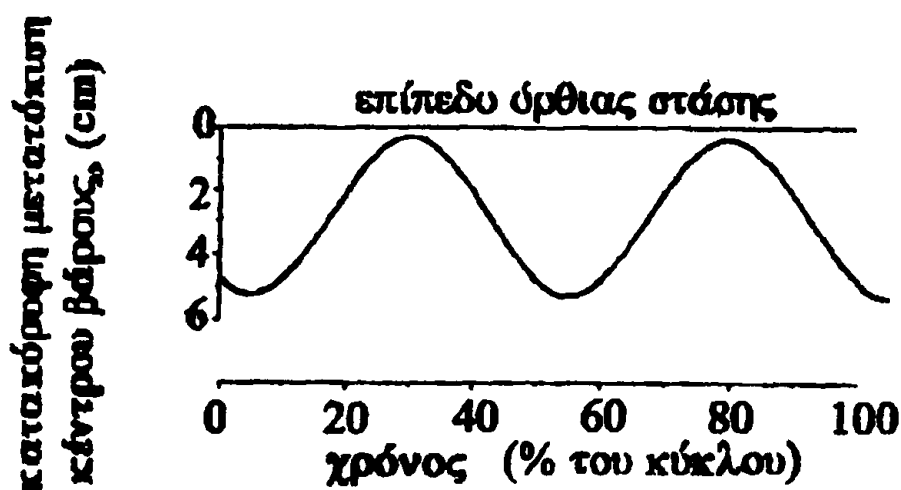
Τόσο η μία λειτουργία, όσο και η άλλη συνεπάγονται οικονομία ενέργειας, γιατί τόσο στις μεταβολές ταχύτητας, όσο και στις μεταβολές θέσης (μετατοπίσεις) του κέντρου βάρους του σώματος καταναλώνεται ενέργεια (Peizer και Wright, 1971). Η κατανάλωση αυτή προκύπτει από το γεγονός ότι οι μεταβολές κινητικής ενέργειας σε δυναμική και αντίστροφα δεν είναι κατά την βάδιση απόλυτες, αλλά γίνονται με έναν συντελεστή απόδοσης μόνο 50% περίπου (Inman, 1968).

Αυτό είναι αποτέλεσμα του ότι οι μύες είναι πολύ φτωχοί από την άποψη της ικανότητας να αποθηκεύουν μηχανική ενέργεια, παρά το ότι ένας μύς βραχύνεται πιο αποτελεσματικά όταν πρώτα επιμηκυνθεί (Elftman, 1967). Η ανικανότητα των μυών να αποθηκεύσουν μηχανική ενέργεια αντικατοπτρίζεται στο γεγονός ότι οι μύες (αντίθετα από ένα ελατήριο, για παράδειγμα) είναι υποχρεωμένοι να καταναλώνουν βιοχημική ενέργεια (αν και σε διαφορετικά ποσά), τόσο στην περίπτωση που προκαλούν μία κίνηση όσο και στην περίπτωση που αντιστέκονται σ' αυτήν.

Η μετατόπιση του κέντρου μάζας του σώματος κατά την βάδιση είναι δύσκολο να καταγραφεί απ' ευθείας, γιατί αφ' ενός μεν το κέντρο μάζας είναι εσωτερικό σημείο του σώματος, αφ' ετέρου δε δεν είναι σταθερό αλλά

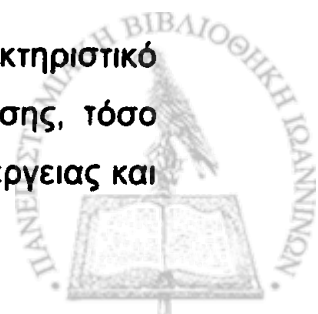


μετατοπίζεται μέσα στο σώμα όταν κατά τη βάδιση αλλάζουν θέσεις τα άκρα, ο κορμός κ.λ.π. Εν τούτοις η κατακόρυφη μετατόπιση της λεκάνης προσεγγίζει ικανοποιητικά την αντίστοιχη μετατόπιση του κέντρου μάζας κατά την βάδιση. Επιπλέον, η μετατόπιση αυτή μπορεί να καταγραφεί άμεσα, π.χ. με βιντεοσκόπηση της κίνησης. Τόσο από τον υπολογισμό της μετατόπισης του κέντρου μάζας μέσω της μέτρησης της κατακόρυφης αντίδρασης, όσο και από την προσέγγιση αυτής της μετατόπισης με καταγραφή της κίνησης της λεκάνης, προκύπτει ότι το κέντρο μάζας ταλαντώνεται κατά την βάδιση κατά το κατακόρυφο επίπεδο με πλάτος από κορυφή σε κορυφή περίπου 4-5 cm (Eberhart 1951, Myrray et al 1964, 1966, 1967, Lamoraux 1970, Rigas 1983, Whittle 1997). Το κέντρο μάζας κατέρχεται στο ελάχιστο ύψος του κατά τη φάση της διπλής στήριξης και ανέρχεται στο μέγιστο κατά την μεσοστήριξη. Επειδή σ' ένα κύκλο βάδισης υπάρχουν δύο φάσεις διπλής στήριξης –μία με το αριστερό πόδι μπροστά και μία με το δεξιό- και δύο φάσεις μεσοστήριξης – μία στο ένα πόδι και μία στο άλλο- έπεται ότι στην διάρκεια ενός κύκλου βάδισης το κέντρο μάζας ανεβοκατεβαίνει στο μέγιστο και ελάχιστο ύψος του δύο φορές (σχήμα 3.4).

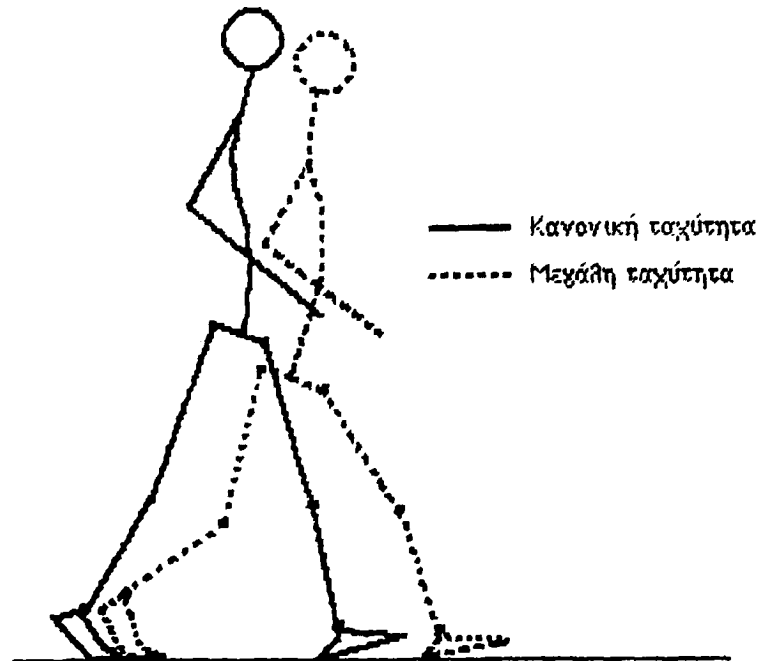


Σχήμα 3.4

Η πάνω-κάτω κίνηση του κέντρου βάρους είναι ένα χαρακτηριστικό της βάδισης. Όσο μικρότερο είναι το πλάτος αυτής της ταλάντωσης, τόσο ομαλότερη είναι η βάδιση και τόσο μικρότερες είναι οι απώλειες ενέργειας και



κατά συνέπεια και η κατανάλωση βιοχημικής ενέργειας από τον βαδιστή. Το πλάτος της κατακόρυφης ταλάντωσης του κέντρου βάρους μεγαλώνει όταν μεγαλώνει η ταχύτητα βάδισης (σχήμα 3.5).



Σχήμα 3.5

Στην πραγματοποίηση της τροχιάς αυτής του κέντρου βάρους του σώματος, δευτερεύοντα ρόλο παίζουν η κεφαλή, ο κορμός και τα άνω άκρα. Η λεκάνη, το ισχίο, το γόνατο, η ποδοκνημική και το άκρο πόδι έχουν τον πρωτεύοντα ρόλο στην επίτευξη της ημιτονοειδούς καμπύλης. Η λεκάνη, το ισχίο και το γόνατο συντελούν περισσότερο στη ελάττωση του πλάτους της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου βάρους, ενώ το γόνατο η ποδοκνημική και το άκρο πόδι συντελούν στην εξομάλυνση της τροχιάς (Inman, 1966).



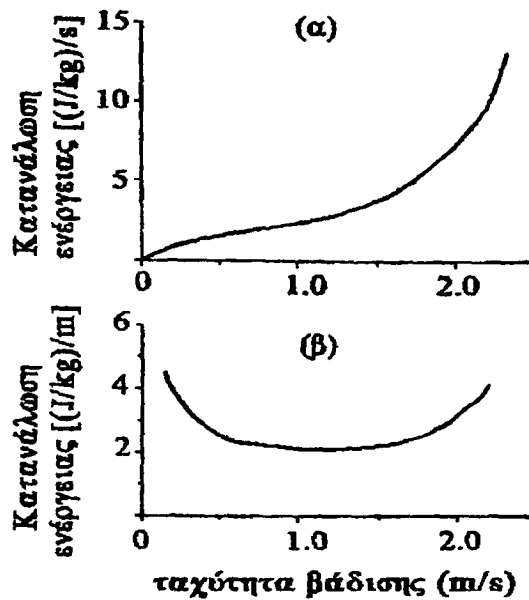
### 3.5 ΕΝΕΡΓΕΙΑ

- Κατά τη βάδιση σ' ένα οριζόντιο επίπεδο με σταθερή μέση ταχύτητα το κέντρο βάρους του σώματος ταλαντώνεται κατακόρυφα και οριζόντια, όπως έχει περιγραφεί. Όμως, τόσο το μέσο ύψος του όσο και η μέση ταχύτητά του παραμένουν σταθερά. Αυτό σημαίνει ότι τόσο η δυναμική όσο και η κινητική ενέργεια (μέσες τιμές) του σώματος παραμένουν σταθερές. Εντούτοις είναι κοινός τόπος ότι κατά την βάδιση καταναλώνει κανείς βιοχημική ενέργεια.

Από το 1966 ο Inman είχε κάνει την υπόθεση ότι το σώμα κατά την βάδιση ολοκληρώνει τις κινήσεις των διαφόρων μελών του και ελέγχει την δράση των μυών, έτσι ώστε η απαιτούμενη ενέργεια για ένα πλήρες βήμα να είναι η ελάχιστη. Μελέτες που έγιναν αργότερα πάνω στην κατανάλωση ενέργειας κατά την βάδιση (Cavagna et Margaria 1966, Prilutsky et al. 1996) έδειξαν ότι η υπόθεση αυτή ήταν πολύ κοντά στην πραγματικότητα.

Όταν ένα φυσιολογικό άτομο βαδίζει στο οριζόντιο επίπεδο με σταθερή ταχύτητα ο ρυθμός με τον οποίο καταναλώνει ενέργεια (ισχύς) διαφέρει από άτομο σε άτομο ανάλογα με το βάρος του. Έτσι αν η ισχύς αυτή αναχθεί ανά χιλιόγραμμο μάζας του βαδιστή, η τιμή που προκύπτει είναι περίπου η ίδια για κάθε φυσιολογικό άτομο. Ο ρυθμός κατανάλωσης βιοχημικής ενέργειας εξαρτάται επίσης από την ταχύτητα βάδισης. Όσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα βάδισης τόσο μεγαλύτερες είναι οι ενεργειακές απαιτήσεις (σχήμα 3.6).





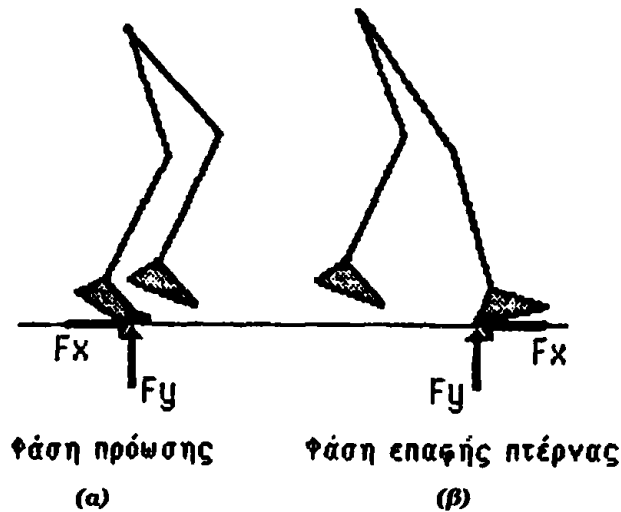
*Κατανάλωση ενέργειας κατά τη βάδιση στο οριζόντιο επίπεδο*  
 (α) *Ανά kg του βαδιστή και ανά s.*  
 (β) *Ανά kg του βαδιστή και ανά διανυόμενο m.*

Σχήμα 3.6

Μία απλοποιημένη περιγραφή των ενεργειακών μεταβολών κατά την βάδιση περιγράφεται παρακάτω:

Κατά την φάση της πρόωσης οι δυνάμεις που εξασκούνται από το έδαφος στο πέλμα είναι όπως στο σχήμα 3.7 (α). Η οριζόντια συνιστώσα  $F_x$  της δύναμης  $F$  έχει φορά προς τα εμπρός. Η δύναμη αυτή έχει σαν αποτέλεσμα να επιταχύνεται το κέντρο βάρους του σώματος και επομένως να αυξάνεται η κινητική του ενέργεια. Από τη στιγμή της επαφής της πτέρνας και μέχρι την μεσοστήριξη οι δυνάμεις που εξασκούνται στο πέλμα είναι όπως στο σχήμα 3.7 (β). Η οριζόντια συνιστώσα  $F_x$  της δύναμης  $F$  έχει φορά προς τα πίσω. Η δύναμη αυτή έχει σαν αποτέλεσμα να επιβραδύνει το κέντρο βάρους του σώματος και επομένως να μειώνει την κινητική του ενέργεια.





Σχήμα 3.7

Ανάλογα συμβαίνουν και αναφορικά με την κατακόρυφη κίνηση του κέντρου βάρους. Η κατακόρυφη δύναμη  $F_y$ , που ασκείται στο κέντρο μάζας, μεταβάλλεται πάνω και κάτω από την τιμή του βάρους με αποτέλεσμα το κέντρο μάζας να επιταχύνεται και να επιβραδύνεται κατακόρυφα, αυξάνοντας και μειώνοντας την αντίστοιχη κινητική ενέργεια.

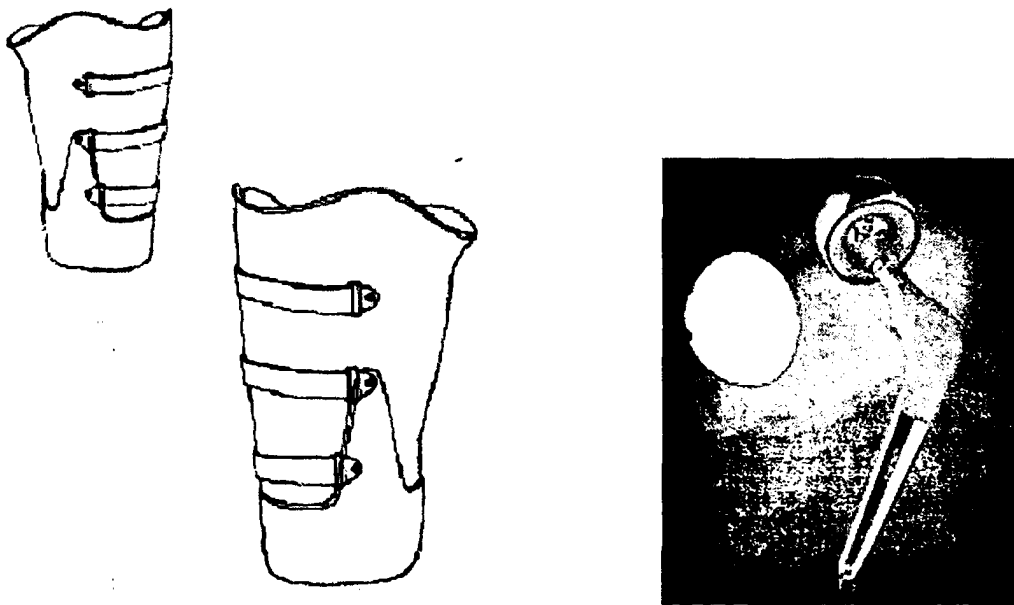
Για την πλήρη και ποσοτική μελέτη της βάρδισης, από άποψη ενεργειακή, είναι απαραίτητο να ληφθεί υπόψη η δυναμική ενέργεια του σώματος και η κινητική ενέργεια (μεταφοράς και περιστροφής) όλων των τμημάτων του. Αυτό γιατί σε πολλές περιπτώσεις η ροή ενέργειας από ένα τμήμα του σώματος σε άλλο μειώνει τις ανάγκες για παροχή βιοχημικής ενέργειας (π.χ. η αντίρροπη κίνηση των άνω άκρων).

Από όσα είπαμε παραπάνω γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι κατά την παθολογική βάρδιση ασθενών, οι ενεργειακές ανάγκες για την κάλυψη της ίδιας απόστασης αυξάνουν καθώς αυξάνεται και η μη συμμετρική και ομαλή κίνηση του κέντρου βάρους. Το μέγεθος της αύξησης αυτής εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως η ηλικία του ασθενούς, η αιτία της παθολογικής βάρδισης, και σε περιπτώσεις αναπήρων η ποιότητα και εφαρμογή του τεχνητού μέλους, καθώς και το σημείο τομής του κάτω άκρου.



### 3.6 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Η δυναμική ανάλυση της βάρδισης περιλαμβάνει τη μέτρηση ή τον υπολογισμό των δυνάμεων και των ροπών που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα ή μεταξύ δύο διαδοχικών τμημάτων (π.χ. ισχίο – μηρός) του σώματος. Ο προσδιορισμός αυτός είναι χρήσιμος για να καθοριστούν οι δυνάμεις που αναπτύσσουν οι μύς καθώς και οι δυνάμεις που ασκούνται στις αρθρώσεις και τα οστά κατά την βάρδιση. Ο καθορισμός των δυνάμεων αυτών δεν αποτελεί μόνο κριτήριο για την διάκριση φυσιολογικών και παθολογικών καταστάσεων, αλλά υποδεικνύει τα ελάχιστα όρια αντοχής που πρέπει να πληρούν τα προσθετικά κάτω άκρα, οι προσθετικές αρθρώσεις και οι ορθωτικές συσκευές (εικόνα 3.1).



Εικόνα 3.1

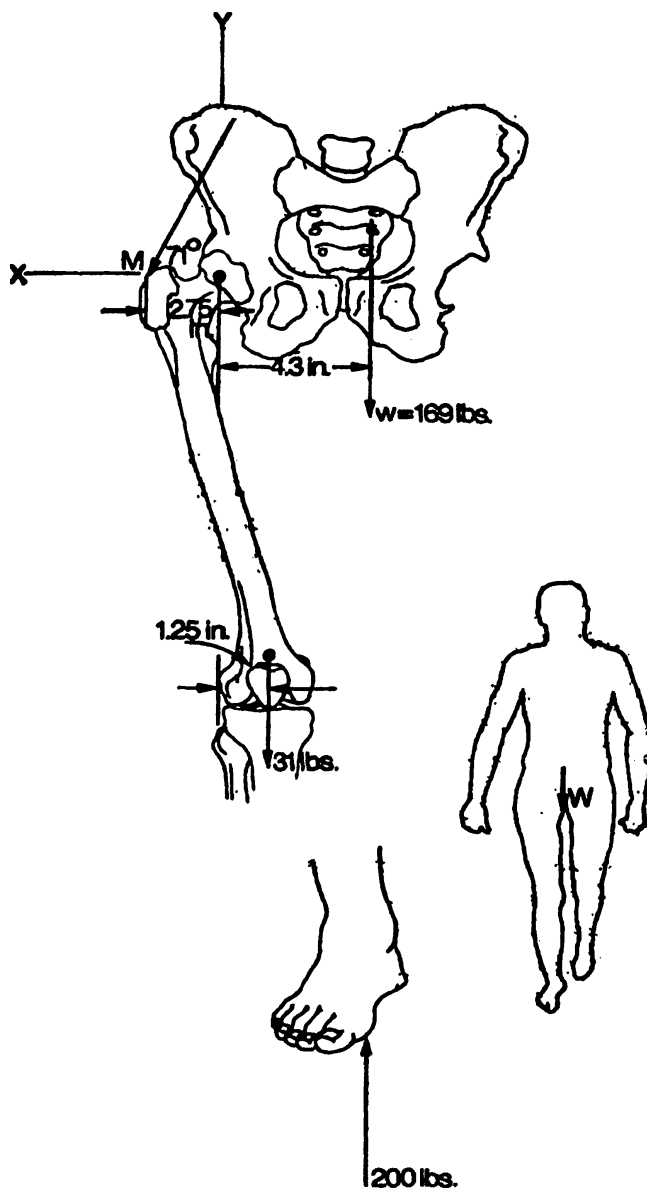
Προσθετικό κάτω άκρο και τεχνητή άρθρωση ισχίου.

Για την πραγματοποίηση της δυναμικής ανάλυσης είναι απαραίτητη η μέτρηση των δυνάμεων που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα που





μετρούνται με κατάλληλα συστήματα δυναμοπλακών. Επίσης είναι απαραίτητη η μέτρηση ανατομικών στοιχείων (αποστάσεις μεταξύ αρθρώσεων, διαστάσεις των διαφόρων τμημάτων του σώματος κ.α.) καθώς και δεδομένα για να ορισθούν απ' το σύνολο των μυών που υπάρχουν γύρω από κάθε άρθρωση εκείνοι που βρίσκονται σε λειτουργία στις διάφορες φάσεις της βάρδισης (σχήμα 3.8).



Δυνάμεις που αναπτύσσονται στην περιοχή του ισχίου κατά την βάρδιση. Williams And Lissner, Biomechanics of human motion

Σχήμα 3.8



Με την δυναμική ανάλυση της βάρδισης ασχολήθηκαν πολλοί ερευνητές όπως, Elftman 1939, Cavagna 1966, Margaria 1966, Inman 1968, Bobbert Schamhardt and Nigg 1991 κ.λ.π. και έγινε μέτρηση δυνάμεων, είτε άμεσα με δυναμόπλακα, είτε με την βοήθεια επιταχυνσιομέτρων. Επίσης σε αρκετές περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν συσκευές ηλεκτρομυογραφίας για τον καθορισμό της δραστηριότητας των μυών.



## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**

- 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ**
- 4.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 4.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ**
- 4.4 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ**
- 4.5 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ**



## 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η μελέτη και ανάλυση της βάρδισης του ανθρώπου, έχει απασχολήσει τους επιστήμονες εδώ και πολλά χρόνια λόγο του πολύπλευρου ενδιαφέροντος που παρουσιάζει:

- περιγραφή και ποσοτικοποίηση των χαρακτηριστικών της φυσιολογικής βάρδισης
- διάκριση μεταξύ φυσιολογικής και παθολογικής βάρδισης
- παρακολούθηση της πορείας αποκατάστασης παθολογικών ασθενών και αξιολόγηση θεραπευτικών αγωγών
- αξιολόγηση προσθετικών και ορθοτικών συσκευών

Για την μελέτη της βάρδισης έχουν κατά καιρούς αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές, οι οποίες κατατάσσονται σε τρεις κύριες κατηγορίες ανάλογα με τις παραμέτρους της βάρδισης που μετρούν.

1. Κινηματικές τεχνικές
2. Τεχνικές μελέτης χρονικών παραμέτρων
3. Δυναμικές τεχνικές

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

- α) Η απαίτηση για προσωπικό με υψηλή εξειδίκευση, απόρροια της πολυπλοκότητας των συστημάτων αυτών.
- β) Η χρονοβόρα προετοιμασία των εξεταζόμενων, σε συνδυασμό με το γεγονός ότι ο εξεταζόμενος πρέπει να είναι σχεδόν γυμνός κατά την διάρκεια της εξέτασης.
- γ) Το υψηλό κόστος απόκτησης αυτών των συστημάτων ανάλυσης της βάρδισης 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 βάδισης είναι μεν κατάλληλες και αποτελούν ένα δυνατό εργαλείο για το ερευνητικό εργαστήριο, αλλά για εφαρμογή ρουτίνας στο νοσοκομείο αποδεικνύονται μη πρακτικές. Για τον λόγο αυτό και για εφαρμογές ρουτίνας επιλέγονται πιο απλές μέθοδοι με μικρότερο κόστος και μεγαλύτερη ευκολία χρήσης.



## 4.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Όπως αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα οι τεχνικές καταγραφής της βάδισης μπορούν να διακριθούν σε τρεις κύριες κατηγορίες:

- **Κινηματικές τεχνικές.** Τεχνικές οι οποίες καταγράφουν την κίνηση του σώματος ή ορισμένων τμημάτων του στον χώρο. Οι τεχνικές αυτές στηρίχτηκαν αρχικά στην χρήση της φωτογραφίας στην μελέτη της βάδισης και αργότερα στις κινηματογραφικές μηχανές και στις μηχανές video.
- **Τεχνικές καταγραφής χρονικών παραμέτρων.** Τεχνικές οι οποίες καταγράφουν μόνο τις χρονικές παραμέτρους της βάδισης (διάρκεια και ρυθμός βάδισης, χρόνοι επαφών των πελμάτων με το έδαφος κ.α.).
- **Δυναμικές τεχνικές.** Τεχνικές οι οποίες εξετάζουν τις δυνάμεις που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα (εξωτερικές δυνάμεις), τις δυνάμεις που αναπτύσσουν οι μύες, τις ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις και μεταξύ των διαφόρων τμημάτων του σώματος, και την ενέργεια που καταναλώνεται κατά την βάδιση.

Τέλος έχουν αναπτυχθεί συστήματα τα οποία συνήθως χρησιμοποιούνται συμπληρωματικά με κάποια από τις προηγούμενες τεχνικές. Τέτοια συστήματα είναι τα ηλεκτρογωνιόμετρα, τα οποία μετρούν τις γωνίες που σχηματίζουν ορισμένα τμήματα του σώματος μεταξύ τους καθώς και την ταχύτητα περιστροφής τους στις αρθρώσεις, οι ηλεκτρομυογράφοι οι οποίοι καταγράφουν την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών και δίνουν πληροφορίες για την ένταση και την χρονική διάρκεια της σύσπασης των μυών, και τέλος συσκευές οι οποίες μετρούν την κατανάλωση οξυγόνου κατά την βάδιση και μας δίνουν πληροφορίες για την κατανάλωση της ενέργειας από τον εξεταζόμενο.



### 4.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Οι Marey 1885 και Muybridge 1887 είναι οι πρώτοι που εισάγουν την φωτογραφία στη μελέτη της βάδισης εγκαινιάζοντας έτσι μια νέα περίοδο στη μελέτη της κίνησης του ανθρωπίνου σώματος, αφού επιτυγχάνεται ακινητοποίηση της εικόνας και δίνεται η δυνατότητα για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις.

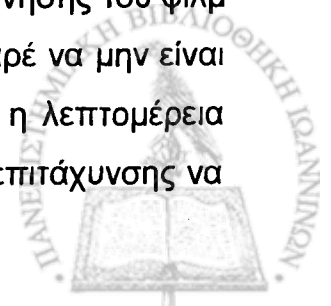
Με τη χρήση της φωτογραφικής τεχνικής η κίνηση αποτυπώνεται σε φωτογραφικό φιλμ και μετά την εμφάνιση έχουμε μια σειρά φωτογραφιών που την περιγράφουν. Η αποτύπωση πριν την εξέλιξη της κινηματογραφίας γίνονταν με διάφορους τρόπους, όπως ο φωτισμός του βαδιστή με διακοπτόμενο φωτισμό, η ο συνεχώς ανοικτός φακός της φωτογραφικής μηχανής, ενώ ένας δίσκος περιστρέφεται με γνωστή γωνιακή ταχύτητα μπροστά στον φακό.

Στο εξεταζόμενο άτομο και σε ορισμένα ανατομικά σημεία (αρθρώσεις) του σώματος του τοποθετούνται σημάδια, ώστε να διευκολύνεται η ανάλυση της κίνησης. Εκτός από την θέση των μελών μπορούμε να προσδιορίσουμε την ταχύτητα και την επιτάχυνσή τους, αφού είναι γνωστή η συχνότητα φωτισμού ή η ταχύτητα περιστροφής του δίσκου.

Η συγκεκριμένη τεχνική αν και πρωτοπόρα για την εποχή της παρουσίαζε σημαντικά μειονεκτήματα όπως, μεγάλο σφάλμα στον προσδιορισμό της θέσης ενός σημείου, λόγω της γωνίας που σχημάτιζε η μηχανή με τον εξεταζόμενο, αλλά και του μονοδιάστατου του όλου συστήματος, σφάλματα στον προσδιορισμό της ταχύτητας και της επιτάχυνσης λόγω του μεγάλου χρονικού διαστήματος μεταξύ των μετρήσεων, και πολύ χρόνο για την εμφάνιση και επεξεργασία του φιλμ.

Η εξέλιξη της φωτογραφικής μεθόδου ήρθε με την αντικατάσταση του φωτογραφικού από κινηματογραφικό φιλμ και της φωτογραφικής από κινηματογραφική μηχανή λήψης.

Στις κινηματογραφικές μηχανές λήψης η ταχύτητα κίνησης του φιλμ 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, οπότε και ο υπολογισμός της ταχύτητας και της επιτάχυνσης να



γίνεται με μικρότερα σφάλματα. Η κινηματογραφική μηχανή μπορεί να είναι ακίνητη ή να κινείται με σταθερή ταχύτητα ίση με τη μέση ταχύτητα βάδισης, παράλληλα προς τον βαδιστή.

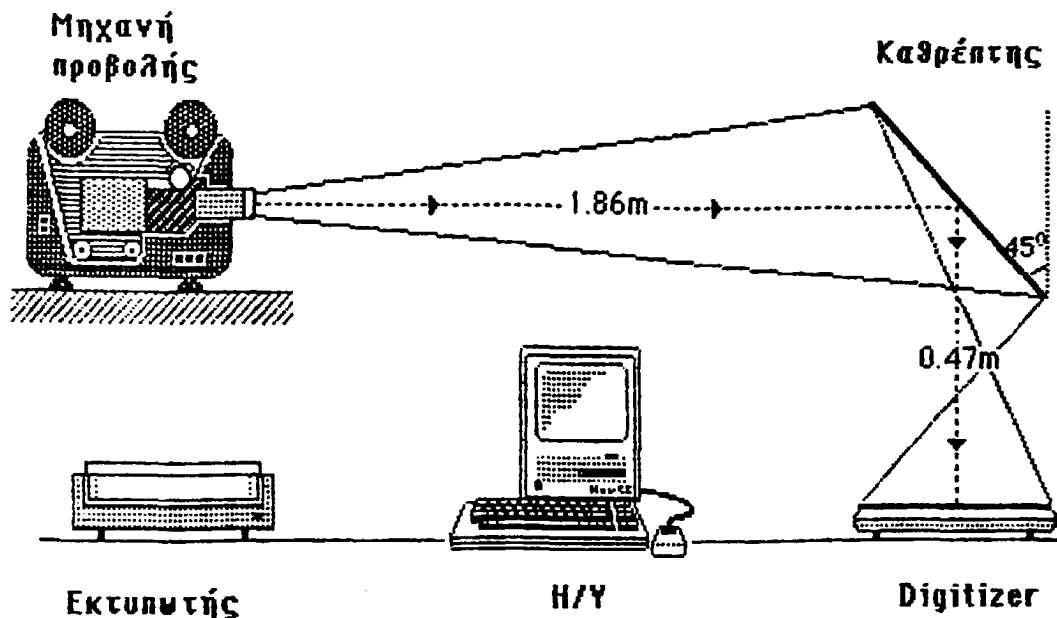
Για την καταγραφή της κίνησης σε περισσότερα από ένα επίπεδα, έχει χρησιμοποιηθεί συνδυασμός κινηματογραφικής μηχανής με καθρέφτη, και συνδυασμός δύο ή τριών μηχανών ταυτόχρονα, τοποθετημένων κατάλληλα στον χώρο. Από την εμφάνιση και επεξεργασία του κινηματογραφικού φιλμ, προκύπτουν καμπύλες που παριστάνουν 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.

Η κινηματογραφική τεχνική παρουσιάζει σφάλματα τα οποία πρέπει να διορθώνονται. Το σφάλμα τυχαίας στροφής της κινηματογραφικής μηχανής η οποία έχει τοποθετηθεί με συγκεκριμένη διεύθυνση στο χώρο και το σφάλμα παράλλαξης που οφείλεται στην αδυναμία του κινηματογραφικού φιλμ να απεικονίσει σημεία σε διαφορετικά επίπεδα. Πολλοί ερευνητές και πολλές εργασίες απασχολήθηκαν με την διόρθωση των σφαλμάτων αυτών, και ο πιο αποτελεσματικός τρόπος είναι η χρήση κάποιων σταθερών σημείων με γνωστές συντεταγμένες στον χώρο τα οποία απεικονίζονται στο φιλμ.

Η κινηματογραφική τεχνική είναι δαπανηρή και χρονοβόρα, λόγω του χρονικού διαστήματος που απαιτείται για την εμφάνιση του φιλμ. Ωστόσο το σημαντικότερο μειονέκτημά της είναι ο χρόνος που απαιτείται για την ανάλυση του φιλμ καθώς αυτή θα πρέπει να γίνει για κάθε καρέ χωριστά. Το τελευταίο μειονέκτημα αντιμετωπίζεται μερικώς με τη χρήση ψηφιοποιητών (σχήμα 4.1) με επιβάρυνση όμως του ήδη υψηλού κόστους της τεχνικής.



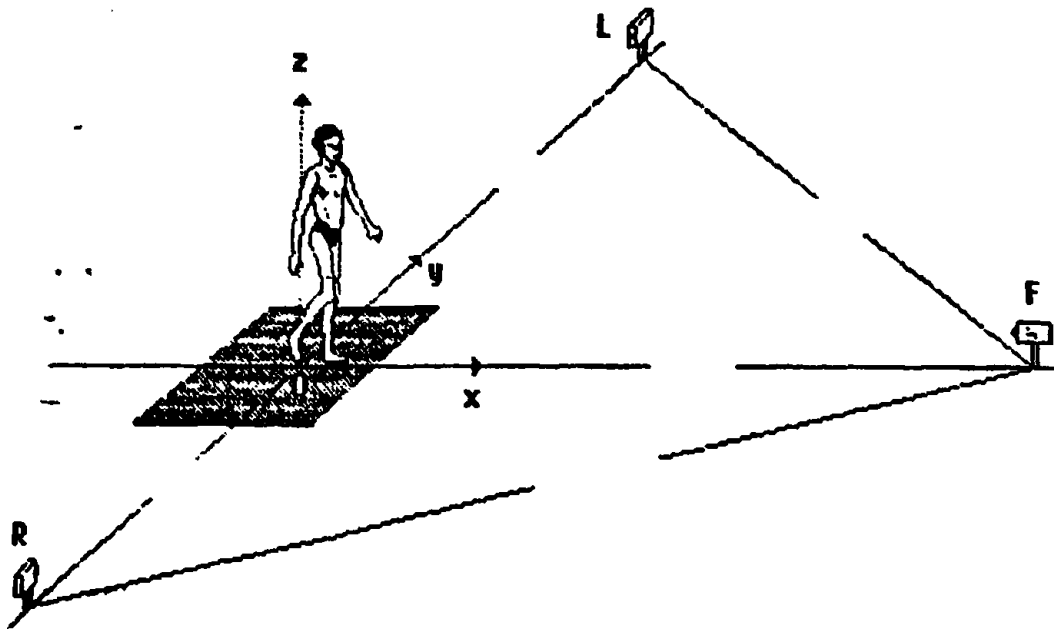




Διάταξη για την ψηφιοποίηση του φιλμ

Σχήμα 4.1

Η τελευταία και πιο σημαντική εξέλιξη των κινηματικών τεχνικών έγινε με την ανακάλυψη και χρήση των μηχανών λήψης video αρχικά και των ψηφιακών μηχανών video στη συνέχεια (σχήμα 4.2). Ο ρυθμός δειγματοληψίας έχει πλέον ανέβει στα 100, 200 ή και περισσότερα στιγμιότυπα το δευτερόλεπτο, δίνοντάς μας την δυνατότητα για λεπτομερή καταγραφή της κίνησης. Η εμφάνιση και επεξεργασία του φιλμ δεν αποτελούν πλέον προβλήματα καθώς με τις ψηφιακές μηχανές video η εικόνα εισάγεται κατευθείαν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και κατάλληλο λογισμικό αναλαμβάνει να προσδιορίσει την ακριβή θέση του κάθε σημαδιού στον χώρο.

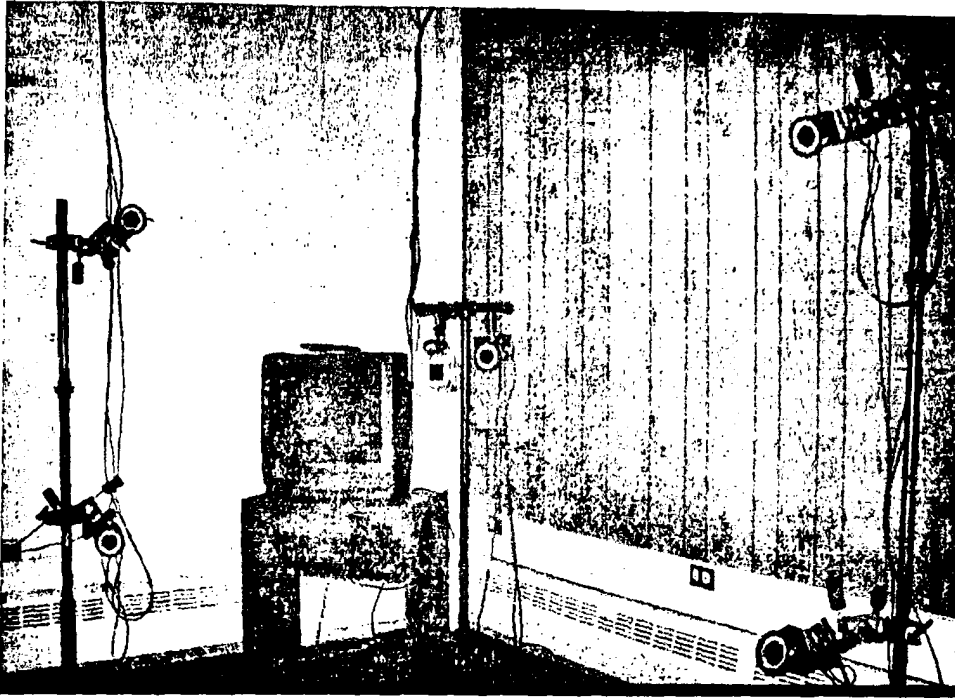


Διάταξη καμερών για σύστημα με τρεις κάμερες

Σχήμα 4.2

Τα περισσότερα από αυτά τα συστήματα που αναπτύχθηκαν χρησιμοποιούν τρεις ή και περισσότερες μηχανές video και έχουν την δυνατότητα τρισδιάστατης καταγραφής με μεγάλη διακριτική ικανότητα. Επίσης αναπτύχθηκαν συστήματα τα οποία χρησιμοποιούν κάμερες και φιλμ που καταγράφουν την υπέρυθη ακτινοβολία και σε συνδυασμό με κατάλληλα σημάδια κάνουν την επεξεργασία της εικόνας πιο εύκολη και με μεγαλύτερη ακρίβεια. Χαρακτηριστικά είναι τα συστήματα VICON (εικόνα 4.1) (που εφευρέθηκε και αναπτύχθηκε από τον Jarett, 1976), SELSPOT και SELSPOT-2 (που χρησιμοποιήθηκε από τους Woltring 1974, Andriacchi et al. 1979, Woltring and Marsolais 1980, Pronk et al. 1985), CODA και CODA-3 (Mitchelson 1975) και άλλα, με διάφορες παραλλαγές και δυνατότητες. Τα συστήματα αυτά αποτελούν ολοκληρωμένες λύσεις για την καταγραφή της βάδισης 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.





Εικόνα 4.1

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. Επίσης σε συνδυασμό με άλλα συστήματα (δυναμόπλακες, επιταχυνσιόμετρα) μπορούμε να έχουμε και δυναμική ανάλυση της βάρδισης.

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 video αποτελεί ίσως την καλύτερη επιλογή για ένα ερευνητικό εργαστήριο υπάρχουν όμως πολλά εμπόδια για την χρήση της τεχνικής αυτής σε κλινικές μετρήσεις ρουτίνας.



#### 4.4 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

Οι τεχνικές μελέτης χρονικών παραμέτρων της βάδισης εξετάζουν 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 τους πλεονεκτήματα είναι η απλότητά τους και το μικρό κόστος απόκτησης και συντήρησής τους, ενώ αντίθετα το ότι εξετάζουν μόνο την επαφή των πελμάτων με το δάπεδο αποτελεί το βασικό τους μειονέκτημα.

Δύο είναι οι βασικές μέθοδοι αυτών των τεχνικών: (α) η τοποθέτηση κατάλληλων αισθητήρων (πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες ή διακόπτες) στο πέλμα και (β) η χρήση αγωγίμου διαδρόμου βάδισης.

Οι αισθητήρες (δύο ή και περισσότεροι αναλόγως με το τι θέλουμε να μετρήσουμε) προσκολλούνται στο εσωτερικό του παπουτσιού του εξεταζόμενου ή στην εξωτερική επιφάνεια της σόλας. Όταν ασκηθεί δύναμη στους αισθητήρες, κατά την στήριξη δηλαδή της αντίστοιχης περιοχής του πέλματος, τότε δημιουργείται μία διαφορά δυναμικού (πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες) ή εμφανίζεται ρεύμα (διακόπτες) ανάλογα με τον αριθμό των αισθητήρων που έχουν ενεργοποιηθεί. Μετρώντας τις τιμές αυτές (διαφορά δυναμικού ή ρεύμα αντίστοιχα) και το πώς μεταβάλλονται ως προς τον χρόνο μπορούμε να υπολογίσουμε τον κύκλο βάδισης, τη διάρκεια μονοποδικής (ξεχωριστά για το κάθε πέλμα) και διποδικής στήριξης, τη διάρκεια αιώρησης του κάθε ποδιού και να καταδειχθούν τυχόν ανωμαλίες της βάδισης του εξεταζόμενου.

Αρκετοί ερευνητές σχεδίασαν και κατασκεύασαν κατάλληλους αισθητήρες για την μέθοδο αυτή. Ένας διακόπτης κατασκευασμένος με σκοπό να τοποθετείται στο εσωτερικό των παπουτσιών του βαδιστή, δημιουργήθηκε από μικρούς κυλίνδρους αγωγίμου καουτσούκ και δύο φύλλα ορείχαλκου τοποθετημένα στις άκρες των κυλίνδρων (Minns, 1982). Κάθε φορά που μια δύναμη ασκούταν στο διακόπτη, μια διαφορά δυναμικού αναπτυσσόταν ανάμεσα στα φύλλα ορείχαλκου. Για την σωστή τοποθέτηση των αισθητήρων χρησιμοποιήθηκαν εσωτερικές σόλες με κατάλληλες οπές μέσα στις οποίες τοποθετούνταν και σταθεροποιούνταν οι αισθητήρες.



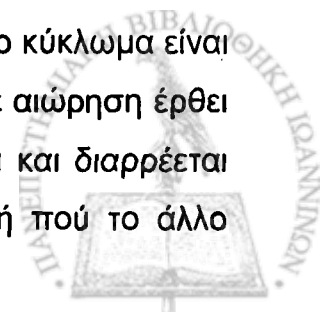
Αντίστοιχοι αισθητήρες κατασκευασμένοι από πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς (πολυμερές φιλμ ανάμεσα από δύο ελάσματα κασσίτερου), οι οποίοι τοποθετούνταν στο εσωτερικό των παπουτσιών του εξεταζόμενου, δημιουργήθηκαν από τους Nevil et al , 1995. Τοποθετήθηκαν αισθητήρες στα πέντε μετατάρσια, την πτέρνα, το τόξο και το μεγάλο δάκτυλο του βαδιστή. Ο μεγάλος αριθμός αισθητήρων και το πολύπλοκο ηλεκτρονικό σύστημα που απαιτούταν για την καταγραφή των σημάτων είχαν σαν αποτέλεσμα την καλωδίωση και επιβάρυνση του εξεταζόμενου.

Ένα αντίστοιχο σύστημα αισθητήρων κατασκευασμένων από υλικό μεταβλητής αγωγιμότητας ανάλογα με την δύναμη που ασκείται σε αυτό, χωρίς να γίνεται χρήση πολύπλοκων ηλεκτρονικών διατάξεων και καλωδίων αναπτύχθηκε από τους Hausdorff et al. το 1995.

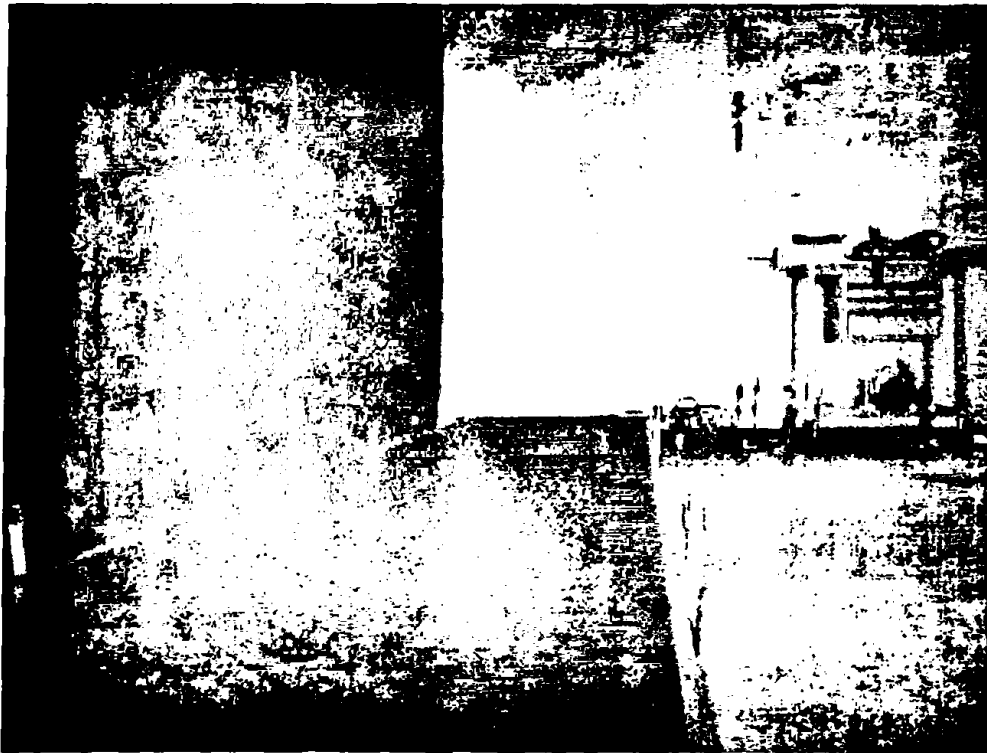
Η μέθοδος της χρήσης αισθητήρων στο πέλμα έχει χαμηλό λειτουργικό και αρχικό κόστος, δεν απαιτεί υψηλή τεχνική στήριξη, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κλινικό περιβάλλον και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις σε εξωτερικούς χώρους καθώς δεν απαιτεί σταθερά συστήματα μετρήσεων. Στον αντίποδα οι αισθητήρες συνήθως έχουν τέτοιες γεωμετρικές διαστάσεις που γίνονται αισθητοί από τον εξεταζόμενο με αποτέλεσμα να επηρεάζουν τον τρόπο που αυτός βαδίζει. Επίσης καταστρέφονται σχετικά εύκολα καθώς συχνά παρουσιάζουν προβλήματα μηχανικής αντοχής.

Η δεύτερη μέθοδος μελέτης των χρονικών παραμέτρων της βάδισης συνίσταται στην χρήση αγωγίμου διαδρόμου.

Το απλούστερο από τα συστήματα αγωγίμου διαδρόμου (εικόνα 4.2) αποτελείται από έναν μεταλλικό διάδρομο δύο αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια και μία πηγή σταθερής τάσης. 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

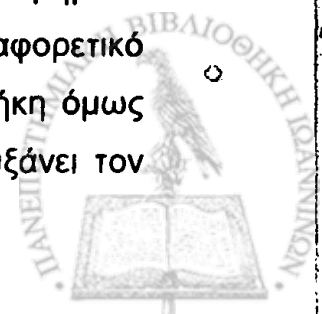


πέλμα πάψει να είναι σε επαφή με τον διάδρομο και ξεκινήσει την δική του φάση αιώρησης. Έτσι γνωρίζοντας το πόδι με το οποίο ξεκίνησε ο βαδιστής και καταγράφοντας τις χρονικές στιγμές που ανοίγει και κλείνει το κύκλωμα (π.χ. με τη βοήθεια ενός πομποδέκτη ON-OFF), μπορούμε να υπολογίσουμε διάρκειες στήριξης 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.



Εικόνα 4.2

Παρόμοια συστήματα με αυτό που μόλις περιγράφηκε κατασκευάστηκαν από διάφορους ερευνητές (Gardner and Murray 1975, Gifford and Hedges 1983, Rigas 1988), με μικρές διαφοροποιήσεις κυρίως ως προς τον τρόπο που έκλεινε το κύκλωμα. Επίσης κάποιοι τοποθέτησαν περισσότερα από ένα ηλεκτρόδια σε κάθε πέλμα και σε διαφορετικά τμήματά του με σκοπό να καταγράψουν τις χρονικές στιγμές, που κάθε διαφορετικό τμήμα του πέλματος έρχεται σε επαφή με το διάδρομο. Η προσθήκη όμως περισσότερων ηλεκτροδίων περιπλέκει αρκετά το σύστημα και αυξάνει τον

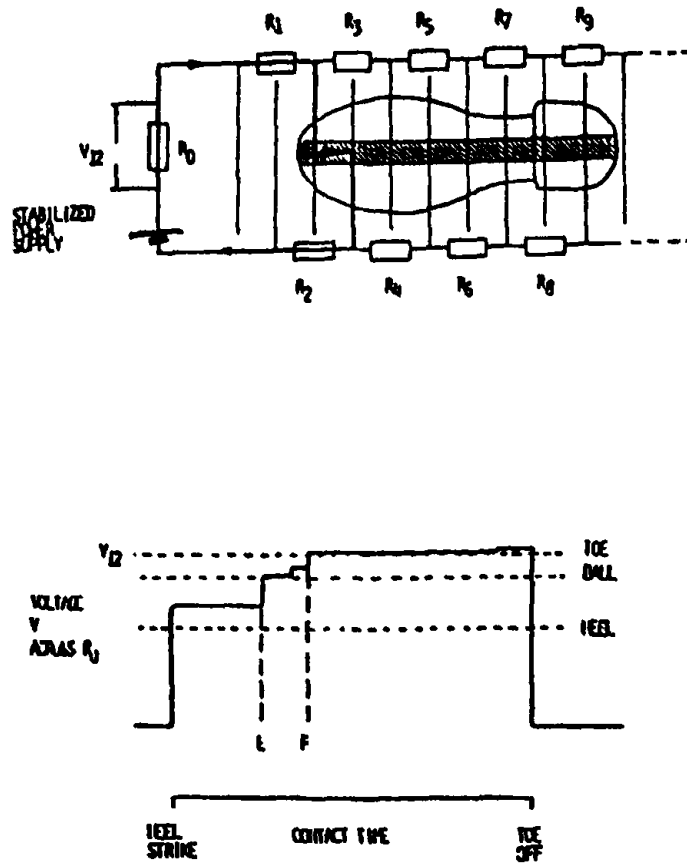


αριθμό των καλωδίων σε κάθε πέλμα με αποτέλεσμα να επηρεάζει την βάδιση του εξεταζόμενου.

Αυτή ακριβώς η ανάγκη, της ύπαρξης ενός συστήματος καταγραφής των χρονικών παραμέτρων της βάδισης που θα προκαλεί ελάχιστη όχληση στον βαδιστή, οδήγησε στην κατασκευή συστημάτων αγωγίμου διαδρόμου στα οποία, επάνω στον βαδιστή τοποθετούνται μόνο τα ηλεκτρόδια στα πέλματα ή και τίποτα.

Ένα τέτοιο σύστημα στο οποίο στον εξεταζόμενο τοποθετούνται μόνο τα ηλεκτρόδια στα πέλματα κατασκευάστηκε από τους Wall et al το 1978. Το σύστημα αποτελούταν από ένα διάδρομο στα πλαϊνά του οποίου ήταν τοποθετημένες δύο σειρές από αντιστάσεις (μία σε κάθε πλευρά) συνδεδεμένες σε σειρά με μία πηγή ρεύματος. Πάνω στον διάδρομο και εγκάρσια κατά την διεύθυνση βάδισης είχαν τοποθετηθεί αγωγιμες λωρίδες οι οποίες ήταν συνδεδεμένες με τις αντιστάσεις με τέτοιο τρόπο ώστε το κύκλωμα να είναι ανοικτό. Το κύκλωμα παρέμενε ανοικτό μέχρι τη στιγμή που τα ηλεκτρόδια στο πέλμα του βαδιστή έρχονταν σε επαφή με δύο ή περισσότερες από τις αγωγιμες λωρίδες. Τότε ρεύμα διέρρεε το κύκλωμα και καταγράφονταν η πτώση τάσης που προκαλούσε το σύνολο των αντιστάσεων που συνδέονταν με τις λωρίδες που ήταν σε επαφή από το πέλμα του βαδιστή (σχήμα 4.3).





Σχήμα 4.3

Με βάση την παραπάνω διάταξη πέρα από τους χρόνους επαφής του κάθε πέλματος με το έδαφος, ήταν δυνατό να υπολογιστούν οι χρόνοι επαφής του τόξου και του δακτύλου απλά μετρώντας το μήκος του πέλματος του εξεταζόμενου και γνωρίζοντας την ακριβή θέση της κάθε αντίστασης πάνω στον διάδρομο.

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.

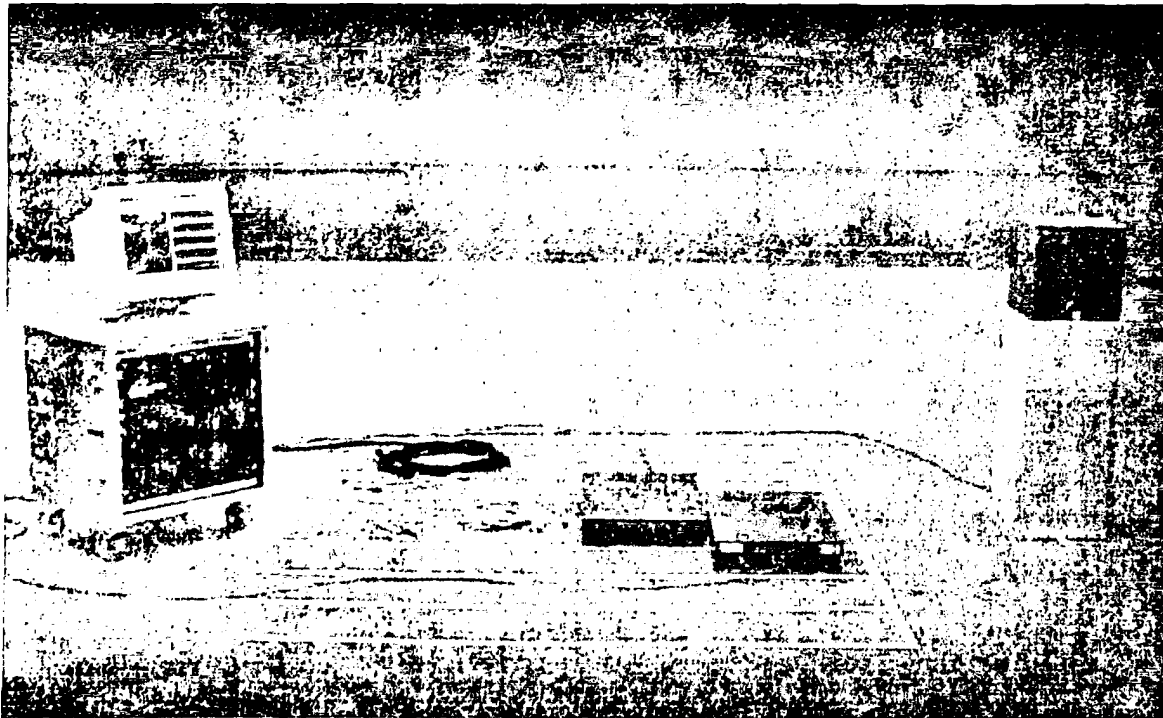




## 4.5 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Ένα από τα δυσκολότερα προβλήματα που τίθενται στην ανάλυση της βάδισης, είναι ο προσδιορισμός των δυνάμεων που αναπτύσσονται κατά την βάδιση. Οι δυνάμεις αυτές είναι κύρια, η βαρύτητα και η αντίδραση από το έδαφος (εξωτερικές δυνάμεις), οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες και οι δυνάμεις μεταξύ των οστών (εσωτερικές δυνάμεις).

Ο υπολογισμός των εξωτερικών δυνάμεων μπορεί να γίνει με την χρήση κατάλληλων δυναμόμετρων, τις δυναμόπλακες (εικόνα 4.3). Οι δυναμόπλακες μπορούν να υπολογίζουν την κατακόρυφη και τις οριζόντιες συνιστώσες της δύναμης που ασκείται σε κάθε πέλμα από το έδαφος, 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 4.3

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. Η παραπάνω διαδικασία σε συνδυασμό με το ότι ο βαδιστής δεν πρέπει να γνωρίζει τη θέση των δυναμοπλακών στο διάδρομο, έτσι ώστε να μην τροποποιήσει συνειδητά την βάδισή του για να πετύχει τον στόχο, αποτελεί ένα από τα μειονεκτήματα της μεθόδου καθώς μπορεί να απαιτηθούν πολλές διαδρομές μέχρις ότου η διαδικασία να πραγματοποιηθεί σωστά.

Βασικό μειονέκτημα της μεθόδου είναι το υψηλό κόστος απόκτησης ενός τέτοιου συστήματος και η διαρκής τεχνική υποστήριξη που απαιτείται για τον ποιοτικό έλεγχο της μεθόδου. Από την άλλη τα ακριβή και άμεσα αποτελέσματα που παρέχει, το ελάχιστο λειτουργικό κόστος και εξειδίκευση που απαιτεί και το ότι ο ασθενής βαδίζει με την κανονική του ένδυση και υπόδηση, χωρίς να απαιτείται κάποια ιδιαίτερη προετοιμασία αποτελούν τα βασικά πλεονεκτήματα της μεθόδου.

Αρκετοί 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 αυτόν υπολόγισαν την δύναμη που ασκείται από το έδαφος, την ροπή που προκαλεί η δύναμη αυτή, 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 τις ανατομικές διαστάσεις κάθε μέλους, καθώς επίσης και αρκετές παραδοχές όπως:

- τα μέλη του σώματος διατηρούν σταθερό σχήμα κατά την βάδιση
- η δύναμεις μεταξύ των αρθρώσεων ασκούνται σημειακά και όχι σε όλη την επιφάνεια της άρθρωσης
- οι μύς εκφύονται και καταφύονται σε ένα σημείο και όχι σε ολόκληρη επιφάνεια.
- η κίνηση στις αρθρώσεις πραγματοποιείται χωρίς τριβές κ.α.



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. Και το κυριότερο, η τεχνική δεν επιτρέπει ποσοτικό προσδιορισμό των εμφανιζόμενων από του μύς δυνάμεων.



#### 4.5.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΩΝ

Εδώ και πολλά χρόνια είναι γνωστή η δυνατότητα χρήσης επιταχυνσιομέτρων στην ανάλυση της ανθρώπινης βάδισης (Morris, 1973), εντούτοις δεν έχουν τύχει ευρείας χρήσης από τους ερευνητές. Οι κυριότερες δυσκολίες στην χρήση τους σαν εργαλεία μελέτης της βάδισης 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 ότι αυτά είναι συνήθως τοποθετημένα επάνω στον ασθενή μαζί με τους αισθητήρες.

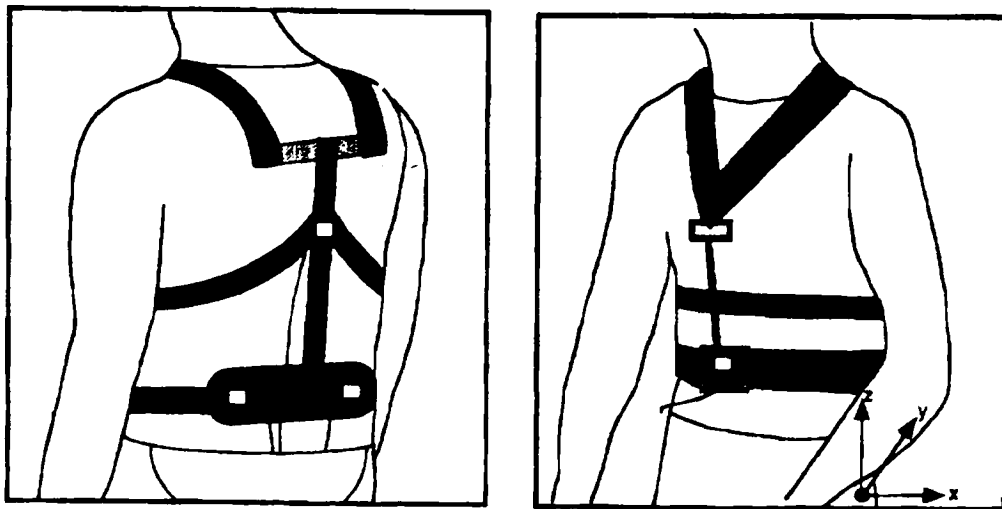
Το κυριότερο και σημαντικότερο πλεονέκτημα ενός συστήματος με χρήση επιταχυνσιομέτρων, είναι ότι αποτελεί τη μοναδική μέθοδο που μας δίνει απ' ευθείας τις επιταχύνσεις που ασκούνται σε ένα συγκεκριμένο σημείο του σώματος, χωρίς να απαιτείται παραγωγή των πειραματικών δεδομένων η οποία έχει ως συνέπεια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

Στις περισσότερες από τις εργασίες που έχουν γίνει τα επιταχυνσιόμετρα τοποθετούνται χαμηλά στη μέση του ασθενούς (BRENIER and DIETRICH, 1992 CURRIE et al., 1992 EVANS et al., 1991 MOE-NILSEN



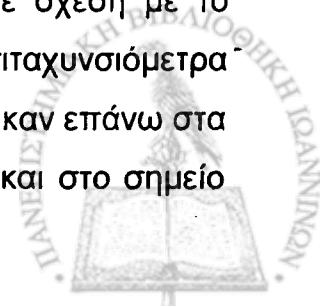
et al., 1999 ROBINSON et al., 1977 SMIDT et al., 1971 1977), κοντά στο θεωρητικό σημείο του κέντρου βάρους του σώματος. Σε κάποιες άλλες στερεώνονται στα άκρα κυρίως για να περιγράψουν τα χαρακτηριστικά της βάρδισης όπως να καθορίσουν πρότυπα φυσιολογικής βάρδισης (WAGENAAR and BEEK, 1992) ή να προσδιορίσουν τις διάφορες φάσεις της κίνησης (AMINIAN et al., 1999 WILLEMSSEN et al., 1990).

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, σε συνθήκες φυσιολογικής βάρδισης και τρέξιμου.



Σχήμα 4.5

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 στο σχήμα 4.5. 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 (type 3013-010, IC sensors, USA) 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 ( ηλικία  $22.7 \pm 1.2$ , ύψος  $171.8 \pm 4.9$  cm, βάρος  $65.3 \pm 11$  kg ), 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.



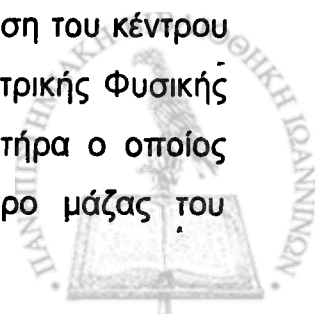
Οι Richard Williamson και Brian J. Andrews, 2000, κατασκεύασαν δύο συστήματα αισθητήρων που αποτελούνταν από επιταχυνσιόμετρα, μαγνητικούς αισθητήρες, αναλογικό γυροσκόπιο και αισθητήρα μέτρησης έντασης (strain gauge). Οι αισθητήρες των δύο αυτών συστημάτων τοποθετούνται στην μέση με χρήση ζώνης, στον μηρό και στην κνήμη (εικόνα 4.4).



Εικόνα 4.4

Με τα δεδομένα που συνέλεξαν από τα δύο συστήματα αισθητήρων διαχώρισαν τις πέντε φάσεις της φυσιολογικής βάρδιας, καθώς και την κάμψη του γόνατος και του ισχίου κατά την διαδικασία μετάβασης του ασθενή από καθιστή σε όρθια στάση (sit to stand). Ένα βασικό μειονέκτημα της μεθόδου είναι η πολυπλοκότητα των δύο συστημάτων και η υπερβολική καλωδίωση του ασθενή.

Το νέο σύστημα καταγραφής και ανάλυσης της κίνησης 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 κατακόρυφος 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 βάρδισης 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 βάρδισης 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. Η τοποθέτηση του αισθητήρα και ο χειρισμός του λογισμικού δεν απαιτούν ιδιαίτερες γνώσεις, ενώ τα αποτελέσματα μπορούν να φανούν χρήσιμα τόσο στον ερευνητικό τομέα, όσο και στον ορθοπεδικό γιατρό σε εξετάσεις ρουτίνας.





## **II: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΩΝ**

5.1 Εισαγωγή

5.2 Θεωρητική ανάλυση κίνησης κέντρου μάζας

5.3 Βασικές αρχές του συστήματος επιταχυνσιομέτρων

5.4 Επιλογή και βαθμονόμηση αισθητήρων

5.5 Ανάπτυξη ηλεκτρονικού κυκλώματος

5.6 Ανάπτυξη λογισμικού

5.7 Σύνδεση του συστήματος επιταχυνσιομέτρων με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου



## 5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το κέντρο βάρους του ανθρωπίνου σώματος είναι το σημείο εκείνο, του οποίου η κίνηση στον χώρο, είναι το αποτέλεσμα του συνόλου των εσωτερικών και εξωτερικών δυνάμεων που ασκούνται κατά την βάδιση. Το γεγονός αυτό καθιστά τη μελέτη της κίνησης του κέντρου βάρους του ανθρωπίνου σώματος ιδιαίτερα σημαντική και χρήσιμη.

Το σύστημα το οποίο αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, σχεδιάστηκε έτσι ώστε να καταγράφει τις κατακόρυφες μεταβολές στην θέση, ταχύτητα και επιτάχυνση του κέντρου βάρους κατά την διαδικασία της βάδισης.

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει η θεωρητική ανάλυση της κίνησης του κέντρου μάζας και της σχέσης της με την κινηματική του ανθρωπίνου σώματος, καθώς και μία αναλυτική παρουσίαση των επιμέρους τμημάτων του συστήματος, το οποίο περιλαμβάνει:

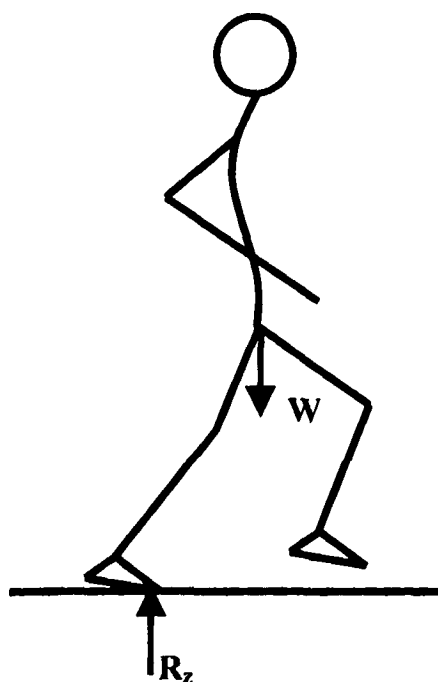
- αισθητήρες (επιλογή και βαθμονόμηση)
- ηλεκτρονικό κύκλωμα (σχεδίαση και κατασκευή)
- λογισμικό (φόρμες για εισαγωγή δεδομένων, παρουσίαση αποτελεσμάτων και ρυθμίσεις παραμέτρων συστήματος, αλγόριθμοι επεξεργασίας μετρήσεων και στατιστικής επεξεργασίας των αποτελεσμάτων).



## 5.2 Θεωρητική ανάλυση κίνησης κέντρου μάζας

Όπως αναφέρθηκε και στη εισαγωγή, κατά την βάρδια εξασκούνται πάνω στο βαδιστή δύο μόνο εξωτερικές δυνάμεις, το βάρος του και η αντίδραση από το έδαφος. Μεταξύ των μελών του σώματος όμως εξασκούνται πολλές άλλες δυνάμεις που λέγονται εσωτερικές. Οι δυνάμεις αυτές σχετίζονται άμεσα μόνο με τις σχετικές κινήσεις των μελών του σώματος. Έμμεσα όμως καθορίζουν και την συνολική κίνηση του σώματος καθώς η αντίδραση από το έδαφος στο πέλμα διαμορφώνεται σαν αποτέλεσμα των δυνάμεων αυτών, και κυρίως των δυνάμεων που αναπτύσσονται στα κάτω άκρα.

Οι εσωτερικές δυνάμεις είναι κατά κύριο λόγο οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες, τους τένοντες, τους συνδέσμους και οι δυνάμεις μεταξύ των αρθρώσεων. Οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες είναι τελικά υπεύθυνες τόσο για την σχετική κίνηση των μελών, όσο και για την συνολική κίνηση του σώματος στον χώρο.



Σχήμα 5.1 Εξωτερικές δυνάμεις κατά την βάρδια στον κατακόρυφο άξονα



Στο σχήμα 5.1 εμφανίζονται οι εξωτερικές δυνάμεις που ασκούνται στον βαδιστή κατά τον κατακόρυφο άξονα και κατά την ομαλή βάρδιση σε οριζόντιο επίπεδο. Είναι η δύναμη  $W$  του βάρους που εφαρμόζεται στο κέντρο βάρους, και η κατακόρυφη δύναμη  $R_z$  από το δάπεδο.

Σύμφωνα με τον νόμο του Newton, για την επιτάχυνση του σώματος ως προς τον κατακόρυφο άξονα ισχύει:

$$a_z = \frac{\bar{R}_z - W}{m} = \frac{R_z}{m} - g \quad (1)$$

για την ταχύτητα έχουμε:

$$u_z = u_0 + \int a_z dt \quad \text{και από την (1) έχουμε}$$

$$u_z = u_0 + \int \left( \frac{R_z}{m} - g \right) dt \quad (2)$$

και για την θέση:

$$z = z_0 + \int u_z dt \quad \text{και από την (2) έχουμε}$$

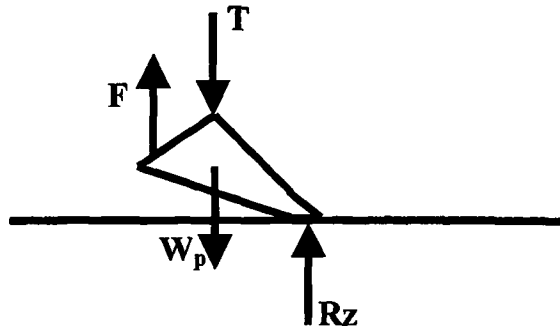
$$z = z_0 + \int \left( u_0 + \int \left( \frac{R_z}{m} - g \right) dt \right) dt \quad (3)$$

Από τις σχέσεις (1), (2) και (3) βλέπουμε ότι οι μεταβολές στις ταχύτητες, θέσεις και επιταχύνσεις κατά την κατακόρυφη διεύθυνση, εξαρτώνται μόνο από την μεταβολή της κατακόρυφης συνιστώσας της αντίδρασης από το έδαφος.

Χωρίζοντας τα κάτω άκρα του ανθρώπινου σώματος στα τμήματα από τα οποία αποτελούνται και εφαρμόζοντας τους νόμους του Newton χωριστά για κάθε ένα από αυτά για το κατακόρυφο επίπεδο έχουμε:



Για το άκρο πόδι



Σχήμα 5.2 Δυνάμεις που ασκούνται στο άκρο πόδι κατά τον κατακόρυφο άξονα.

Όπου  $R_z$  είναι η κατακόρυφη συνιστώσα της αντίδρασης από το έδαφος,  $W_p$  το βάρος του άκρου ποδός,  $F$  η κατακόρυφη συνιστώσα της δύναμης που ασκούν οι μύες του άκρου ποδός, και  $T$  η κατακόρυφη δύναμη που ασκείται από την άρθρωση της ποδοκνημικής.

Σύμφωνα με τον νόμο του Newton για την επιτάχυνση του συγκεκριμένου τμήματος ισχύει:

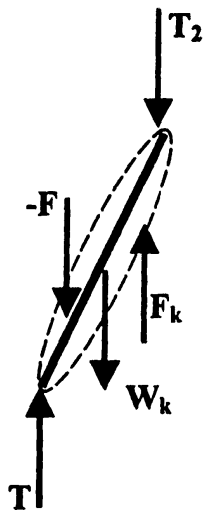
$$a_z = \frac{R_z + F - T - W_p}{m} = \frac{R_z + F - T}{m} - g \quad (4)$$

Παρατηρούμε ότι η επιτάχυνση που ασκείται στο άκρο πόδι εξαρτάται τόσο από την κατακόρυφη αντίδραση από το έδαφος, όσο και από τη δύναμη που ασκείται από του μυς αλλά και από τη δύναμη που ασκεί το επόμενο τμήμα (κνήμη) του ποδιού.

Περνώντας και εξετάζοντας την κνήμη έχουμε:



Περνώντας και εξετάζοντας την κνήμη έχουμε:



Σχήμα 5.3 Δυνάμεις που ασκούνται στη κνήμη κατά τον κατακόρυφο άξονα.

Όπου  $W_k$  το βάρος της κνήμης,  $T$  η δύναμη από την άρθρωση της ποδοκνημικής,  $-F$  η αντίδραση της δύναμης που ασκεί ο γαστροκνήμιος μυς το άκρο πόδι,  $F_k$  η δύναμη που ασκούν οι μυς (τετρακέφαλος, δικέφαλος) στην κνήμη, και  $T_2$  η δύναμη που ασκείται από την άρθρωση του γόνατος.

Σύμφωνα με τον νόμο του Newton για την επιτάχυνση του συγκεκριμένου τμήματος ισχύει:

$$a_z = \frac{T + F_2 - W_k - F - T_2}{m} = \frac{T + F_2 - F - T_2}{m} - g \quad (5)$$

Παρατηρούμε λοιπόν ότι η επιτάχυνση της κνήμης κατά τον κατακόρυφο άξονα σχετίζεται άμεσα με την δύναμη  $T$  που ασκείται από το άκρο πόδι, και η οποία με την σειρά της σχετίζεται με την κατακόρυφη αντίδραση από το δάπεδο  $R_z$ . Με τον ίδιο τρόπο και αν προχωρήσουμε στο τμήμα του ισχίου θα δούμε ότι επίσης μέσω της δύναμης  $T_2$ , μεταφέρεται η συσχέτιση της κατακόρυφης αντίδρασης από το δάπεδο.



Βλέπουμε λοιπόν, ότι η εξωτερική δύναμη  $R_z$ , οι μεταβολές της οποίας καθορίζουν τη μεταβολή της θέσης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του σώματος, εξαρτάται τόσο από τις επιμέρους κινήσεις των διαφόρων μελών του σώματος, όσο και από τη δράση των μυών.



### 5.3 Βασικές αρχές του συστήματος επιταχυνσιομέτρων

Βασικοί στόχοι του νέου συστήματος που σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι:

- να σχεδιαστεί και αναπτυχθεί ένα σύστημα καταγραφής της θέσης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του κέντρου μάζας του ανθρώπινου σώματος, καθώς και το απαραίτητο λογισμικό, κατάλληλο για εφαρμογή σε εξετάσεις ρουτίνας και ικανό να συνεργαστεί με άλλα συστήματα καταγραφής της βάρδισης,
- να δημιουργηθεί ένα όσο το δυνατόν πιο απλό σε κατασκευή σύστημα, το οποίο να μην απαιτεί ειδικά εξειδικευμένο προσωπικό για την χρήση και συντήρηση του,
- το λογισμικό του συστήματος να είναι επίσης απλό και να παρουσιάζει τα αποτελέσματα της εξέτασης με κατανοητό και άμεσα αξιοποιήσιμο για τον γιατρό τρόπο,
- ο εξεταζόμενος να αισθάνεται άνετα κατά την διάρκεια της εξέτασης, η εξέταση να μην απαιτεί ιδιαίτερη προετοιμασία και ο συνολικός χρόνος εξέτασης και ανάλυσης των αποτελεσμάτων να είναι σχετικά μικρός (λίγα λεπτά της ώρας),
- το σύστημα σε συνδυασμό με το λογισμικό, να είναι επεκτάσιμο και δυνατό να χρησιμοποιηθεί παράλληλα με άλλα συστήματα μελέτης της βάρδισης,
- το σύστημα να μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο στο περιβάλλον του εργαστηρίου για ερευνητικούς σκοπούς όσο και στο κλινικό περιβάλλον για εξετάσεις ρουτίνας,
- το συνολικό κόστος του συστήματος να κρατηθεί σε χαμηλά σχετικά επίπεδα.





## 5.4 Επιλογή και βαθμονόμηση αισθητήρων

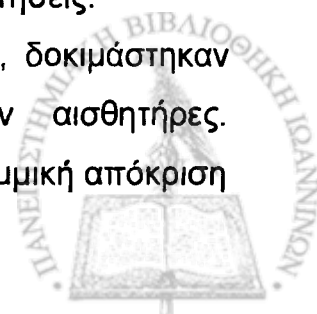
### 5.4.1 Επιλογή αισθητήρα

Ένα από τα πιο βασικά και σημαντικά τμήματα του συστήματος είναι ο αισθητήρας του συστήματος. Τα κύρια χαρακτηριστικά ενός αισθητήρα, ο οποίος θα καταγράφει τις επιταχύνσεις του κέντρου μάζας και ταυτόχρονα δε θα αλλοιώνει τα βασικά χαρακτηριστικά της βάρδισης του ασθενούς είναι:

- Καλή αναλογία λόγου σήματος προς ερέθισμα. Με απλά λόγια το πλάτος του σήματος για τις μικρές μεταβολές της επιτάχυνσης του κέντρου μάζας πρέπει να είναι ικανοποιητικό.
- Η ευαισθησία του να περιορίζεται σε έναν άξονα διεύθυνσης. Δηλαδή ενώ στην διεύθυνση μέτρησης θα πρέπει να έχει μεγάλη ευαισθησία στις μεταβολές της επιτάχυνσης, στις κάθετες προς αυτή διευθύνσεις και για ανάλογες μεταβολές επιτάχυνσης το σήμα θα πρέπει να είναι αμελητέο.
- Τα εξωτερικά χαρακτηριστικά του (διαστάσεις, βάρος) θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερα.

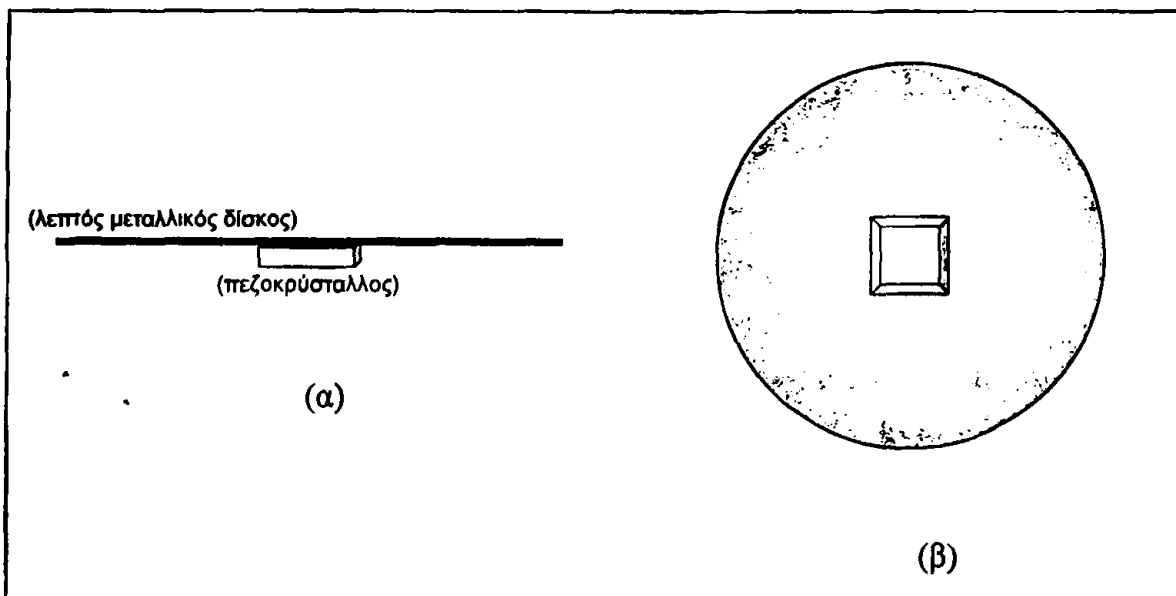
Για τη διαδικασία επιλογής του καταλληλότερου αισθητήρα κατασκευάστηκε σύστημα εκκρεμούς με χρήση πακτωμένης μεταλλικής ράβδου το οποίο να μπορεί να εκτελεί ταλαντώσεις συχνότητας περίπου 1 Hz και πλάτους από 1 έως 10 εκατοστά. Το σύστημα και τα μεγέθη αυτά επιλέχτηκαν, διότι από βιβλιογραφικά δεδομένα είναι γνωστό ότι η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας του ανθρωπίνου σώματος κατά την ομαλή φυσιολογική βάρδιση σε οριζόντιο επίπεδο είναι περίπου ημιτονοειδής με περίοδο τη μισή της περιόδου βάρδισης και πλάτος 4-5 εκατοστά από κορυφή σε κορυφή. Βασική λοιπόν προϋπόθεση είναι ο αισθητήρας που θα επιλεγεί να ικανοποιεί τις παραπάνω απαιτήσεις.

Κατά τη διαδικασία επιλογής του καταλληλότερου, δοκιμάστηκαν και μετρήθηκαν διάφορων ειδών και χαρακτηριστικών αισθητήρες. Δοκιμάστηκαν απλοί πιεζοκρύσταλλοι οι οποίοι, παρά την γραμμική απόκριση



που είχαν, τόσο ως προς το πλάτος, όσο και ως προς τη συχνότητα ταλάντωσης, απορρίφθηκαν λόγω του πολύ μικρού πλάτους σήματος που έδιναν στις συγκεκριμένες περιοχές συχνότητας της ταλάντωσης, όπως αναφέρονται πιο πάνω. Δοκιμάστηκαν επίσης μαγνητικοί αισθητήρες οι οποίοι αποτελούνταν από ένα πηνίο το οποίο διαρρέεται από ρεύμα και διηλεκτρικό υλικό το οποίο είναι ελεύθερο να κινείται κάτω από την επίδραση της αδράνειας. Οι αισθητήρες αυτοί έδιναν μεν ικανοποιητικό σε πλάτος σήμα, η ευαισθησία τους όμως σε κάθετες προς τη διεύθυνση μέτρησης μετατοπίσεις ήταν πολύ μεγάλη πράγμα που κάνει πολύ δύσκολο το διαχωρισμό του πραγματικού σήματος από τον θόρυβο.

Ο αισθητήρας ο οποίος δοκιμάσθηκε και επιλέχτηκε για να χρησιμοποιηθεί στο σύστημα, αποτελείται από πιεζοκρύσταλλο στον οποίο είναι σταθερά προσκολλημένη μια μάζα αδρανείας σε μορφή λεπτού μεταλλικού δίσκου (σχήμα 5.4). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να ενισχύεται κατά πολύ το σήμα του πιεζοκρυστάλλου και να μην επηρεάζεται η διεύθυνση ευαισθησίας του αισθητήρα.



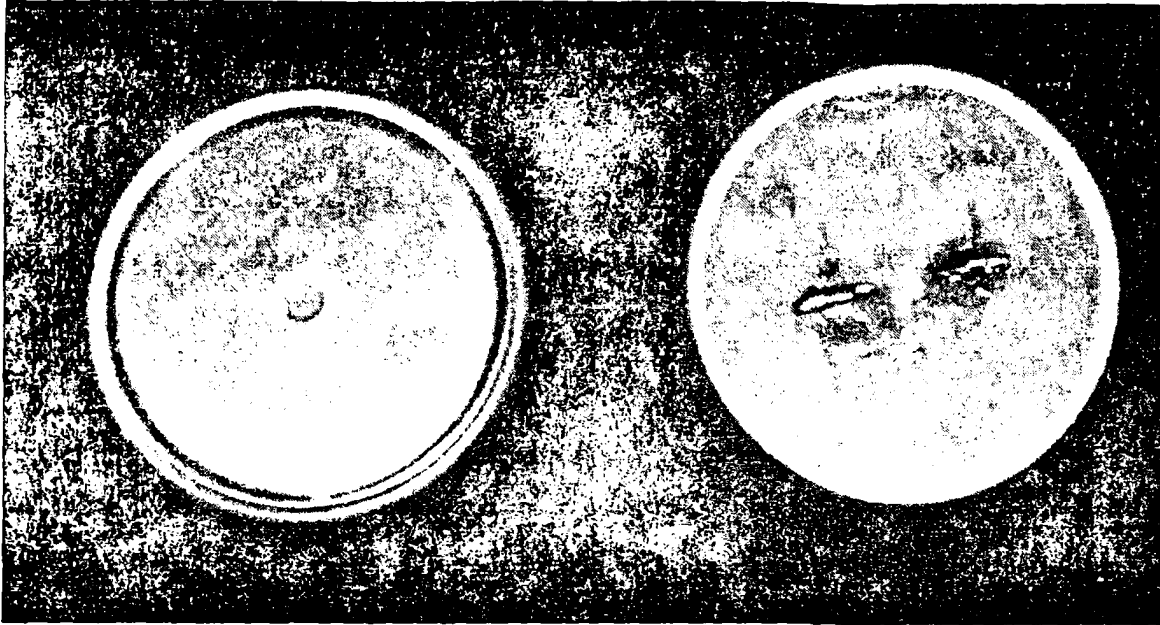
Σχήμα 5.4

- (α) Σχηματική παράσταση του αισθητήρα από το πλάι.  
 (β) Ο πιεζοκρύσταλλος προσκολλημένος κάτω από τον μεταλλικό δίσκο.

Ο πιεζοκρύσταλλος και η μάζα αδρανείας βρίσκονται κλεισμένα μέσα σε μεταλλικό περίβλημα (εικόνα 5.4). Οι εξωτερικές διαστάσεις του αισθητήρα είναι απόλυτα συμβατές με τις απαιτήσεις του συστήματός



(διάμετρος 30mm, πάχος 3mm) καθώς και το βάρος του περιορίζεται σε ελάχιστα γραμμάρια.



Εικόνα 5.0-1

#### 5.4.2 Βαθμονόμηση αισθητήρα

Όπως αναφέρθηκε τόσο για τη διαδικασία επιλογής όσο και για τη διαδικασία βαθμονόμησης των αισθητήρων, κατασκευάσθηκε σύστημα εκκρεμούς με χρήση πακτωμένης μεταλλικής ράβδου, το οποίο να μπορεί να εκτελεί ταλαντώσεις με εύρος συχνότητας από 0,5 Hz έως και 10 Hz (αυξομειώνοντας το ελεύθερο μήκος της ράβδου) και πλάτους από λίγα χιλιοστά έως 10 εκατοστά.

Τόσο ο αισθητήρας όσο και το ηλεκτρονικό κύκλωμα, που αποτελείται από φίλτρο και προενισχυτή, στερεώνονται στο ελεύθερο άκρο της μεταλλικής ράβδου έτσι ώστε να ταλαντώνονται με αυτήν. Το σήμα του αισθητήρα μέσω μαλακού καλωδίου καταλήγει σε δεύτερο ηλεκτρονικό κύκλωμα, το οποίο αποτελεί τον κύριο ενισχυτή σήματος του συστήματος, και κατόπιν μέσω αναλογοψηφιακής κάρτας στον ηλεκτρονικό υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία.

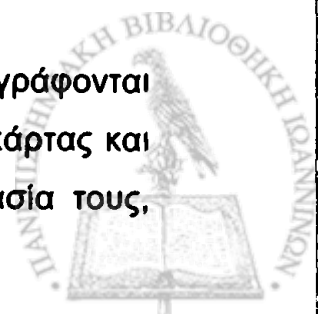


Για τον ακριβή υπολογισμό της συχνότητας και του πλάτους ταλάντωσης, στα οποία γίνεται η κάθε μέτρηση κατασκευάσθηκαν δύο υποσυστήματα:

(α) Για τον υπολογισμό της συχνότητας κατασκευάσθηκε σύστημα που αποτελείται από μία δίοδο λυχνία και μία φωτοδίοδο. Η λυχνία τοποθετήθηκε στο κάτω μέρος της ράβδου ενώ η φωτοδίοδος τοποθετήθηκε σταθερά στο σημείο ισορροπίας της ράβδου. Με τον τρόπο αυτό, κατά την ταλάντωση, κάθε φορά που η ράβδος πέρναγε από το σημείο ισορροπίας της η φωτοδίοδος παρήγαγε μία διαφορά δυναμικού στα άκρα της. Μετρώντας λοιπόν την τάση στα άκρα της φωτοδίοδου προσδιορίζεται η χρονική στιγμή κατά την οποία περνά από τη θέση ισορροπίας της η ράβδος. Καταγράφοντας τους χρόνους για δέκα διαδοχικά περάσματα της ράβδου υπολογίζεται με ακρίβεια η συχνότητα της ταλάντωσης.

(β) Για τον υπολογισμό του πλάτους της ταλάντωσης, στο οποίο ξεκινά η μέτρηση κάθε φορά, κατασκευάσθηκε σύστημα το οποίο αποτελείται από μια ακτίνα Laser και ένα φωτοκύτταρο. (Το φωτοκύτταρο προσκολλάται επάνω στον αισθητήρα και κάθετα στη ακτίνα του Laser, το οποίο τοποθετείται στην επιθυμητή απόσταση ώστε να ξεκινήσει η μέτρηση). Με τον τρόπο αυτό και ενώ το σύστημα τις μεταλλικής ράβδου με τον αισθητήρα ταλαντώνεται με πλάτος ταλάντωσης μεγαλύτερο της απόστασης που έχει τοποθετηθεί το Laser, το φωτοκύτταρο συναντά την ακτίνα του Laser δύο φορές σε κάθε περίοδο, παράγοντας κάθε φορά μια διαφορά δυναμικού στα άκρα του. Όταν το φωτοκύτταρο σε χρόνο μιας περιόδου συναντήσει μόνο μία φορά την ακτίνα Laser σημαίνει ότι το πλάτος ταλάντωσης, εκείνη τη χρονική στιγμή, ισούται με την απόσταση στην οποία έχει τοποθετηθεί η ακτίνα οπότε ξεκινώντας τη μέτρηση τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή προσδιορίζεται με ακρίβεια το πλάτος ταλάντωσης της μεταλλικής ράβδου και κατ' επέκταση και του αισθητήρα.

Τα σήματα και από τα δύο υποσυστήματα τα οποία περιγράφονται πιο πάνω, οδηγούνται στον υπολογιστή μέσω αναλογοψηφιακής κάρτας και με το κατάλληλο λογισμικό που αναπτύχθηκε γίνεται η επεξεργασία τους,



υπολογίζεται η συχνότητα και καθορίζεται, σε πραγματικό χρόνο, το πότε θα ξεκινήσει η καταγραφή του σήματος από τον αισθητήρα. Κατόπιν υπολογίζεται το πλάτος του σήματος. Για κάθε νέα θέση του Laser άρα και για κάθε νέο πλάτος ταλάντωσης του αισθητήρα, γίνονται δέκα διαδοχικές μετρήσεις του πλάτους του σήματος στην ίδια συχνότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια και υπολογίζονται οι μέσες τιμές.

Για να μετρηθούν συχνότητες ταλάντωσης του αισθητήρα μεγαλύτερες από 5 Hz χρησιμοποιήθηκε σύστημα με χρήση ψηφιακής video camera με συχνότητα λήψης 120 καρέ το δευτερόλεπτο και κατάλληλο πρόγραμμα ανάλυσης εικόνας.

Οι πίνακες στους οποίους φαίνονται τα πειραματικά σημεία για το πλάτος σήματος και το αντίστοιχο πλάτος ταλάντωσης για κάθε συχνότητα που μετρήθηκε, εμφανίζονται στο παράρτημα Α.

Με χρήση του λογισμικού Statistica 6.0, σχεδιάστηκαν οι γραφικές παραστάσεις του πλάτους του σήματος του αισθητήρα ως προς το πλάτος ταλάντωσης του, για κάθε διαφορετική συχνότητα ταλάντωσης. Από τις γραφικές παραστάσεις προκύπτει ότι η σχέση μεταξύ του πλάτους σήματος και του πλάτους ταλάντωσης είναι γραμμική για κάθε διαφορετική συχνότητα, και περιγράφεται από τη μαθηματική εξίσωση:

$$y = \alpha + \beta x \quad (1) \quad \text{όπου}$$

$y$  το πλάτος της ταλάντωσης,

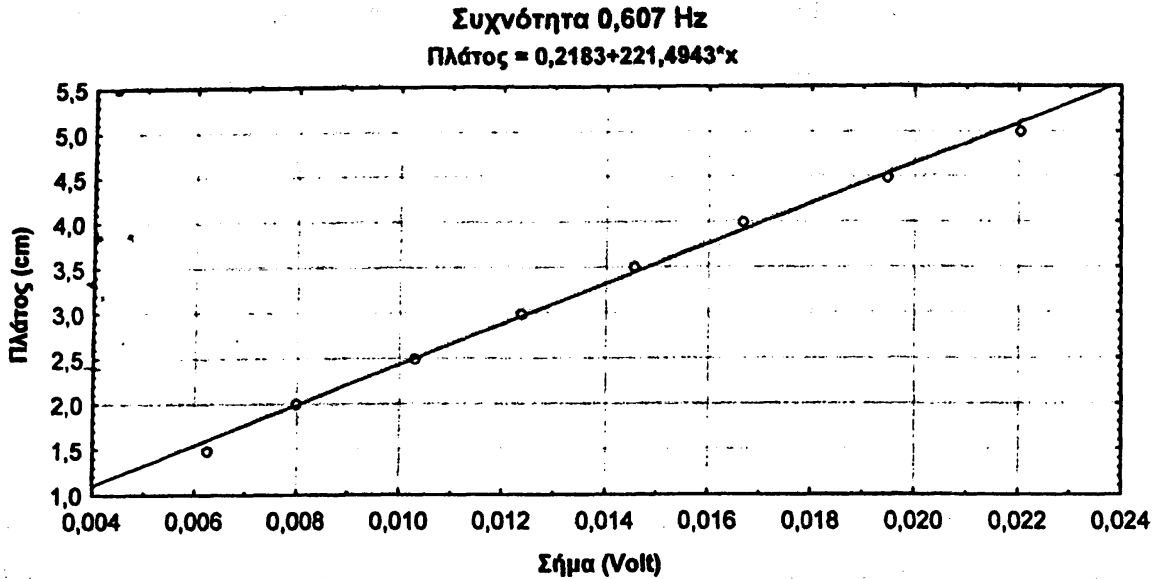
$x$  το πλάτος του σήματος,

$\beta$  η κλίση προκύπτουσας ευθείας και

$\alpha$  σταθερά (offset) που προκύπτει από ηλεκτρονικό θόρυβο.

Στην γραφική παράσταση που ακολουθεί, φαίνονται τα πειραματικά σημεία, η ευθεία που διέρχεται από αυτά και η εξίσωση της ευθείας αυτής για μία συγκεκριμένη συχνότητα ταλάντωσης.





Οι αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις για κάθε συχνότητα χωριστά, με τις αντίστοιχες εξισώσεις εμφανίζονται στο παράρτημα Β.

Με βάση τα παραπάνω και αν θεωρηθεί ότι:  $y$  η μετατόπιση,  $x$  το μέγεθος του σήματος του αισθητήρα στην αντίστοιχη μετατόπιση,  $f$  η συχνότητα ταλάντωσης,  $x_0$  το πλάτος του σήματος για τη δεδομένη συχνότητα και  $b_{(f)}$  μια συνάρτηση που δίνει τη κλίση των ευθειών που προκύπτουν σε συνάρτηση με τη συχνότητα, τότε προκύπτει ότι:

$$y(t) = b_{(f)} \times x \quad \text{για μια δεδομένη συχνότητα } f$$

$$\Rightarrow y = b_{(f)} \times x_0 \times \sin(\omega t)$$

για την ταχύτητα  $u$  ισχύει:

$$u(t) = y' = (b_{(f)} \times x_0 \times \sin(\omega t))' = b_{(f)} \times x_0 \times \omega \times \cos(\omega t)$$

$$\text{και } \omega = 2\pi \times f$$

(1)

$$\text{οπότε } u(t) = b_{(f)} \times x_0 \times 2\pi \times f \times \cos(\omega t)$$

$$= b_{u(f)} \times x_0 \times \cos(\omega t) \quad \text{όπου } b_{u(f)} = b_{(f)} \times 2\pi \times f$$

(2)

για την επιτάχυνση  $a$  ισχύει:

$$a(t) = u' = (b_{u(f)} \times x_0 \times \cos(\omega t))' = -b_{u(f)} \times x_0 \times \omega \times \sin(\omega t)$$

(3)



το αρνητικό πρόσημο απλά υποδηλώνει τη αντίθεση φάσης μεταξύ θέσης και επιτάχυνσης. Από τις (1) και (3) προκύπτει:

$$a(t) = b_{u(f)} \times x_0 \times 2\pi \times f \times \sin(\omega t) = b_{a(f)} \times x_0 \times \sin(\omega t)$$

όπου  $b_{a(f)} = b_{u(f)} \times 2\pi \times f$  και αντικαθιστώντας από την σχέση (2) προκύπτει:

$$b_{a(f)} = b_{(f)} \times 4\pi^2 \times f^2 \quad (4)$$

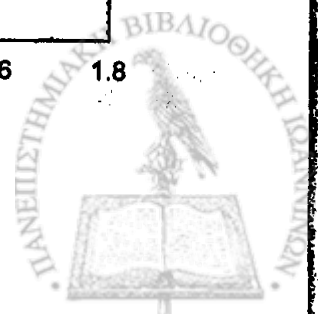
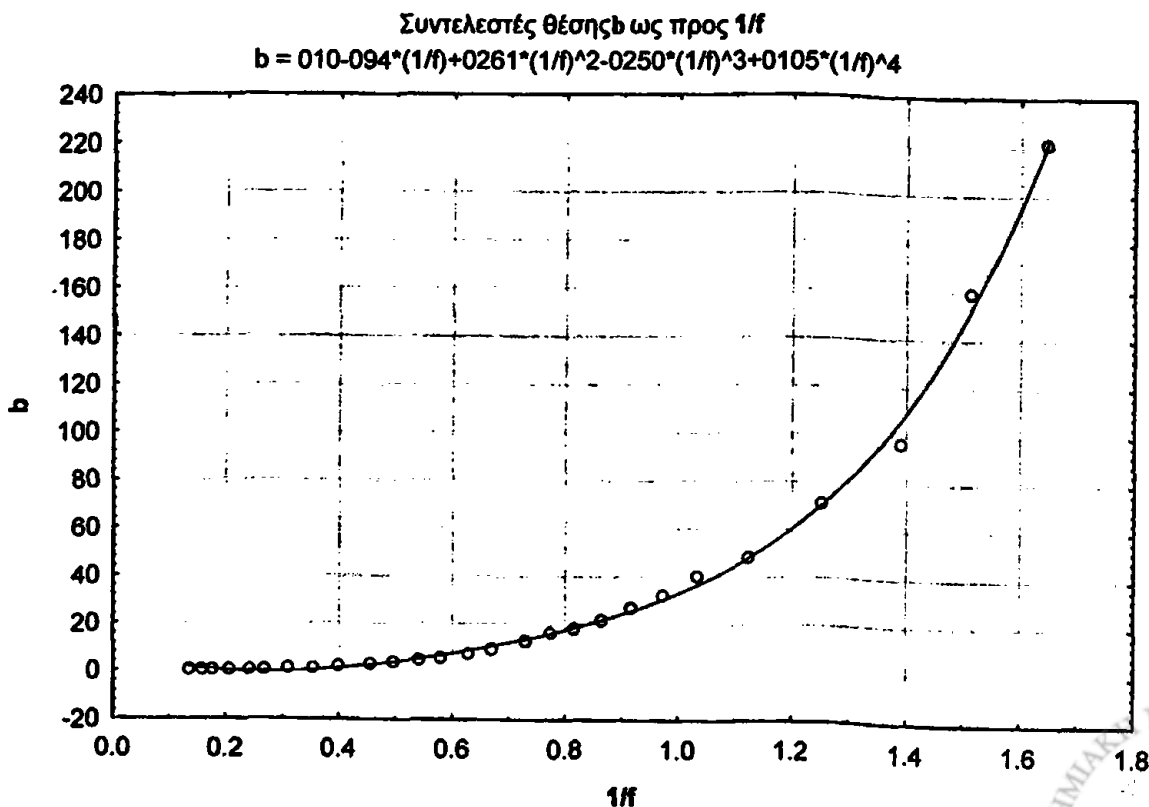
Με βάση τις κλίσεις  $b$  που υπολογίστηκαν από τις γραφικές παραστάσεις και τις σχέσεις (2) και (4) προκύπτει ο παρακάτω πίνακας με τις τιμές των  $b$ ,  $b_u$  και  $b_a$  για τη θέση, ταχύτητα και επιτάχυνση αντίστοιχα, για τις συγκεκριμένες συχνότητες. Στην τελευταία στήλη του πίνακα υπολογίζεται ο λόγος  $1/f$ .

<b>b</b>	<b>b<sub>u</sub></b>	<b>b<sub>a</sub></b>	<b>f</b>	<b>1/f</b>
221,494	844,326	3218,538	0,607	1,647
159,756	663,16	2752,83	0,661	1,513
96,43	435,412	1966,026	0,719	1,391
71,368	358,553	1801,369	0,800	1,25
48,162	268,885	1501,161	0,889	1,125
39,934	242,259	1469,658	0,966	1,035
31,918	205,657	1325,103	1,026	0,975
26,812	183,685	1258,399	1,091	0,917
22	159,713	1159,465	1,156	0,865
17,948	138,074	1062,203	1,225	0,816
16,022	130,2	1058,046	1,294	0,773
12,528	107,629	924,641	1,368	0,731
8,8	82,509	773,609	1,493	0,67
7,056	70,633	707,057	1,594	0,627
5,582	60,47	655,069	1,725	0,58
4,704	54,769	637,685	1,854	0,539
3,656	46,333	587,175	2,018	0,496
2,788	38,501	531,695	2,199	0,455



2,024	31,777	498,896	2,500	0,4
1,302	23,042	407,767	2,818	0,355
1,008	20,421	413,722	3,226	0,31
0,698	16,39	384,845	3,739	0,267
0,584	15,191	395,141	4,142	0,241
0,412	12,456	376,555	4,814	0,208
0,482	17,239	616,529	5,695	0,176
0,428	17,127	685,353	6,372	0,157
0,422	19,823	931,183	7,480	0,134

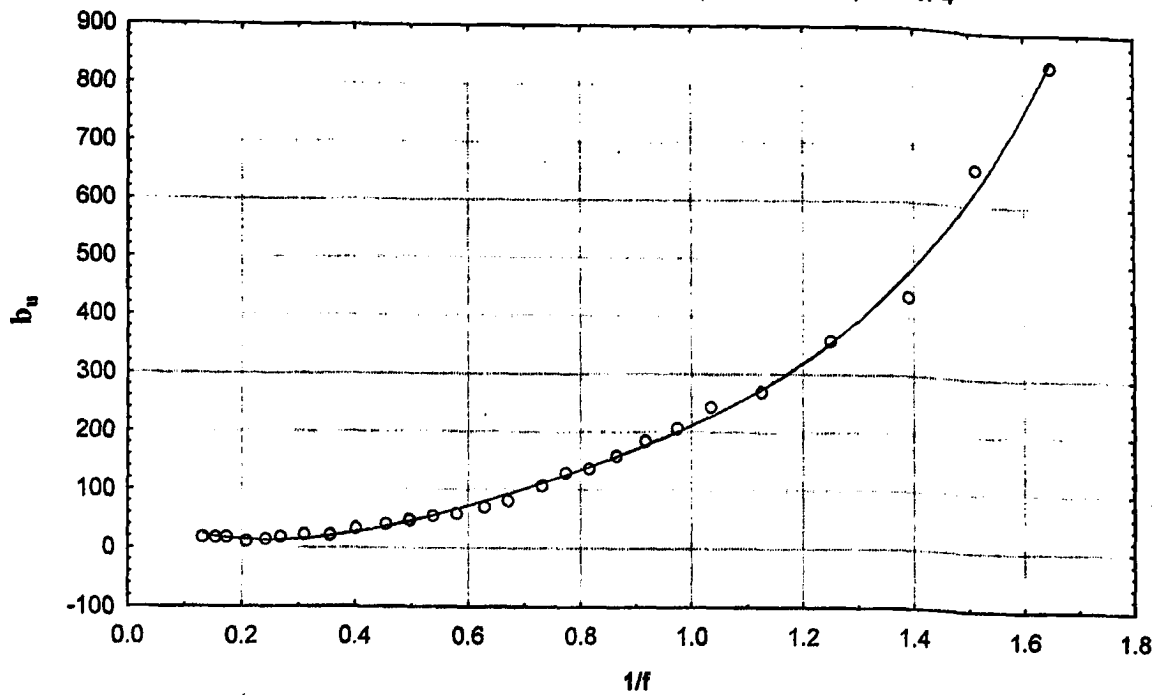
Με βάση τα στοιχεία του πίνακα σχεδιάστηκαν οι γραφικές παραστάσεις που περιγράφουν τη σχέση των  $b$ ,  $b_u$  και  $b_a$  ως προς το αντίστροφο της συχνότητας ( $1/f$ ), και φαίνονται οι καμπύλες που περνούν από τα πειραματικά σημεία καθώς και τα πολυώνυμα 4<sup>ου</sup> βαθμού που τις περιγράφουν.





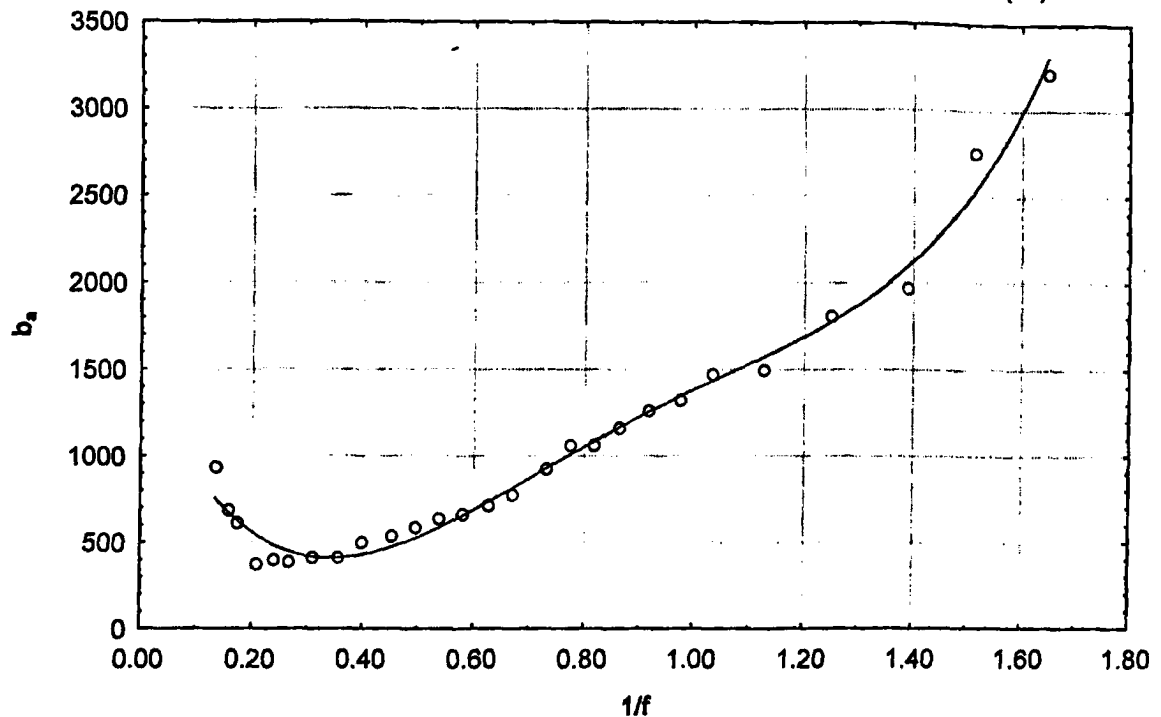
Συντελεστές θέσης  $b_u$  ως προς  $1/f$

$$b_u = 69,6246 - 518,0809 \cdot x + 1439,1296 \cdot x^2 - 1198,4046 \cdot x^3 + 419,3283 \cdot x^4$$

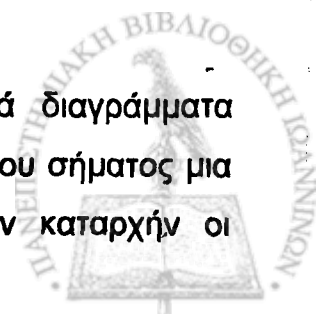


Συντελεστές θέσης  $b_a$  ως προς  $1/f$

$$b_a = 1511.51 - 7717.4169 \cdot (1/f) + 17362.1089 \cdot (1/f)^2 - 13598.0593 \cdot (1/f)^3 + 3826.364 \cdot (1/f)^4$$



Από την προηγούμενη ανάλυση και τα σχετικά διαγράμματα προκύπτει ότι εάν είναι γνωστή η συχνότητα και το πλάτος του σήματος μια δεδομένη χρονική στιγμή, τότε μπορούν να υπολογιστούν καταρχήν οι



συντελεστές  $b$ ,  $b_u$  και  $b_a$  και εν συνεχεία με μετασχηματισμό, που περιγράφεται στα επόμενα οι αντίστοιχες τιμές για την θέση, την ταχύτητα και την επιτάχυνση του σημείου που βρίσκεται ο αισθητήρας, στην περίπτωση που μελετάτε το κέντρο βάρους του ανθρωπίνου σώματος, τη δεδομένη χρονική στιγμή.

Για την ανάλυση του σήματος επιλέχθηκε η μέθοδος με χρήση των σειρών Fourier. Οι σειρές Fourier επιτρέπουν να εκφρασθεί το σήμα ως άθροισμα σημάτων συγκεκριμένων συχνοτήτων (αρμονικών). Γνωρίζοντας το πλάτος και την συχνότητα της κάθε αρμονικής υπολογίζονται οι συντελεστές  $b$ ,  $b_u$  και  $b_a$  για κάθε αρμονική και κατόπιν το σήμα ανασυντίθεται παρέχοντας αυτήν την φορά αντίστοιχα θέσεις, ταχύτητες και επιταχύνσεις.

Η διαδικασία αυτή έχει ενσωματωθεί στο λογισμικό που αναπτύχθηκε, γίνεται αυτόματα και θα περιγραφεί σε επόμενη ενότητα.

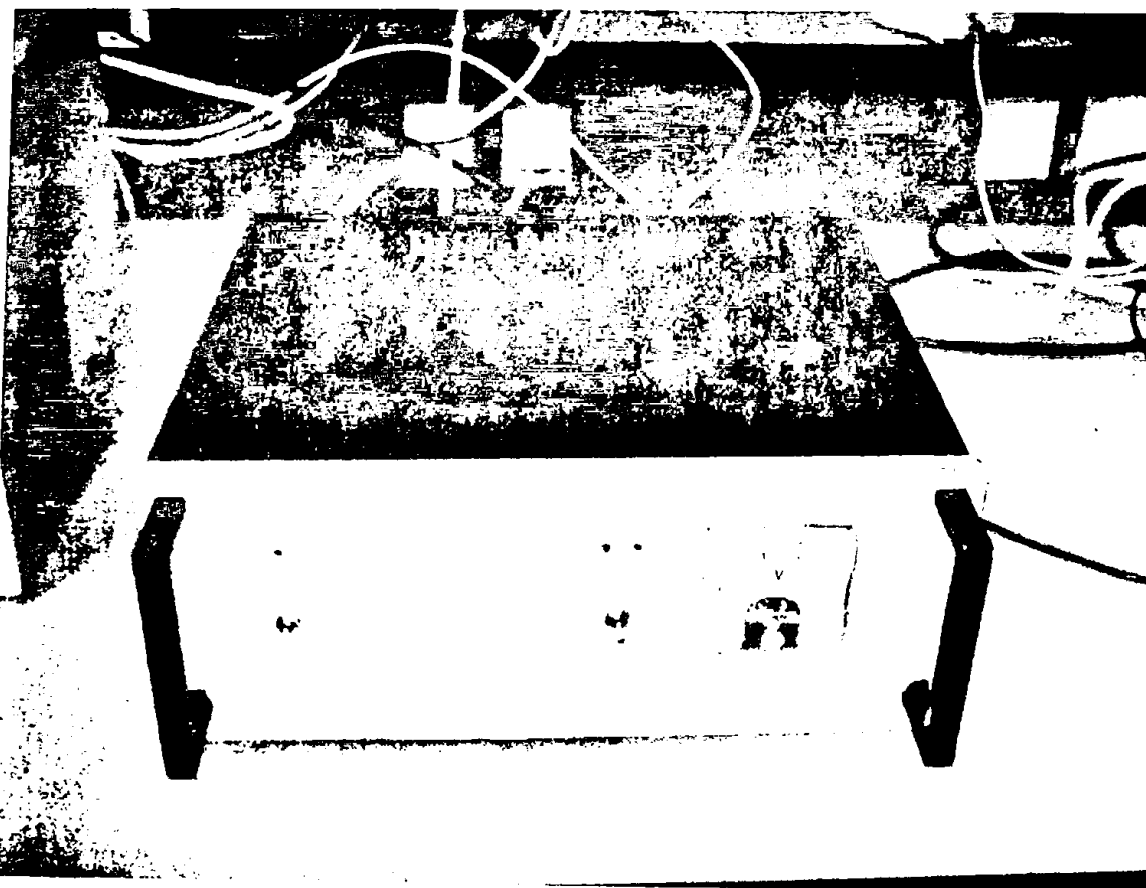


## 5.5 Ανάπτυξη ηλεκτρονικού κυκλώματος

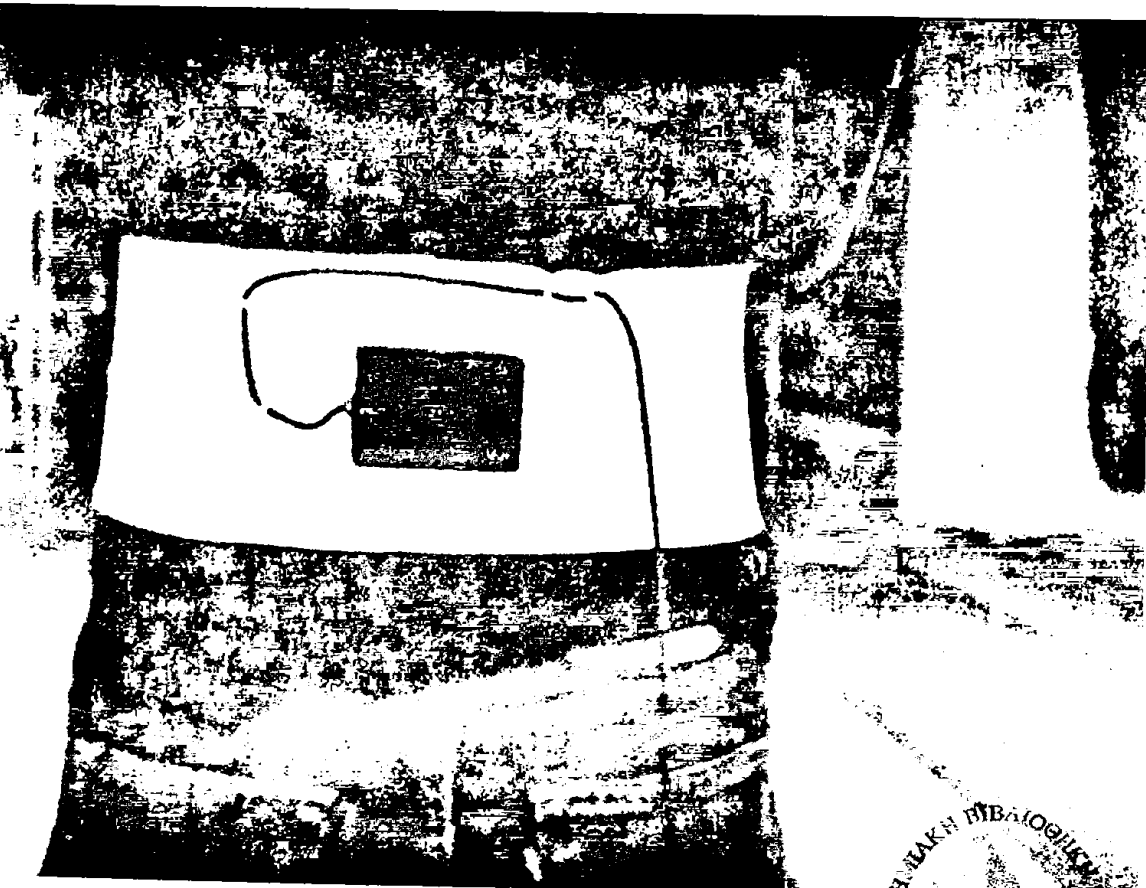
Το ηλεκτρονικό κύκλωμα το οποίο σχεδιάστηκε για τις ανάγκες του συστήματος που αναπτύχθηκε, έπρεπε να ενισχύει σημαντικά το αρχικό σήμα μιας και αυτό δεν ξεπερνάει τα λίγα millivolts, και ταυτόχρονα να φιλτράρει ικανοποιητικά τον ηλεκτρονικό θόρυβο που παρεμβάλλεται κατά τη διαδικασία της εξέτασης, χωρίς να αλλοιώνει το σήμα του αισθητήρα. Γνωρίζοντας ότι η κίνηση του κέντρου μάζας του ανθρωπίνου σώματος αποτελείται από επιμέρους κινήσεις χαμηλών συχνοτήτων (μικρότερες από 10 Hz), επιλέχθηκε η χρήση βαθυπερατού φίλτρου (τύπου Chebyshev) με συχνότητα αποκοπής τα 15 Hz.

Συνολικά το ηλεκτρονικό κύκλωμα του συστήματος αποτελείται από δύο modules. Το ένα από τα δυο, που αποτελείται από έναν ενισχυτή, τοποθετείται μαζί με τον αισθητήρα κοντά στο θεωρητικό σημείο του κέντρου βάρους του σώματος του ασθενούς, κλεισμένο μέσα σε πλαστικό κουτί και στερεωμένο πάνω σε ελαστική ζώνη (εικόνα 5.2) και το άλλο, που αποτελείται από έναν ενισχυτή, φίλτρο, τροφοδοσία και κατάλληλη διάταξη για την είσοδο του σήματος στην αναλογόψηφιακή κάρτα τοποθετείται κοντά στον ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσα σε ειδικά διαμορφωμένο μεταλλικό κουτί (εικόνα 5.3). Για τη σωστή τροφοδοσία του συστήματος επιλέχθηκαν δύο επαναφορτιζόμενες μπαταρίες κλειστού κυκλώματος 6 volt η κάθε μία.





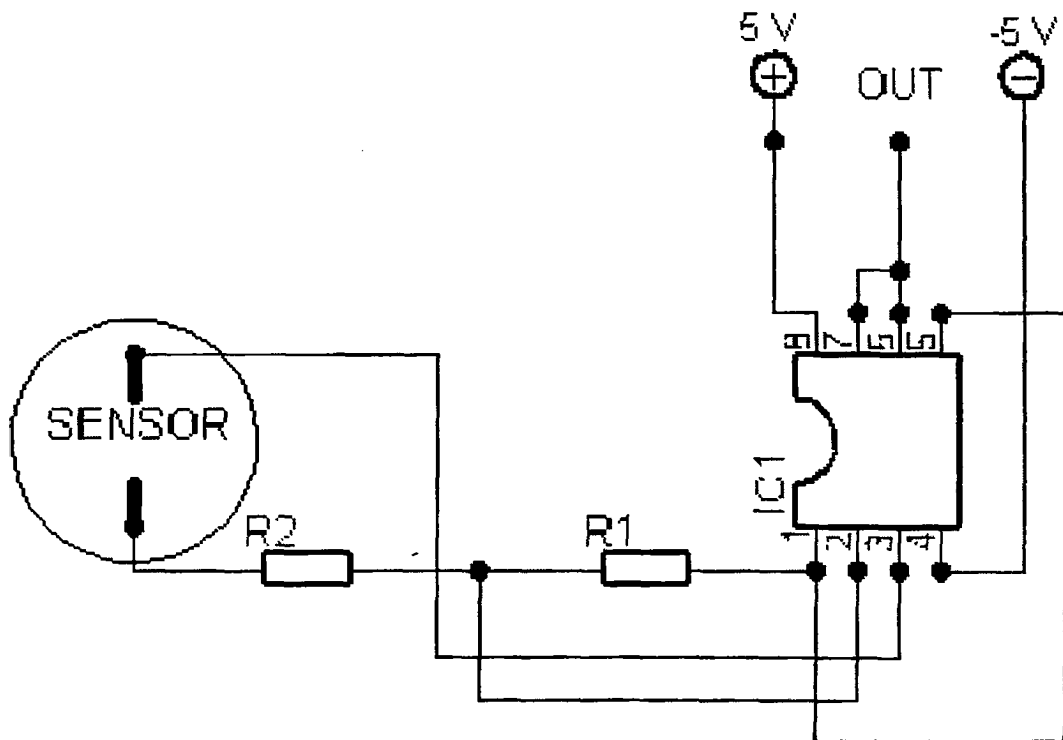
Εικόνα 5.2



Εικόνα 5.3



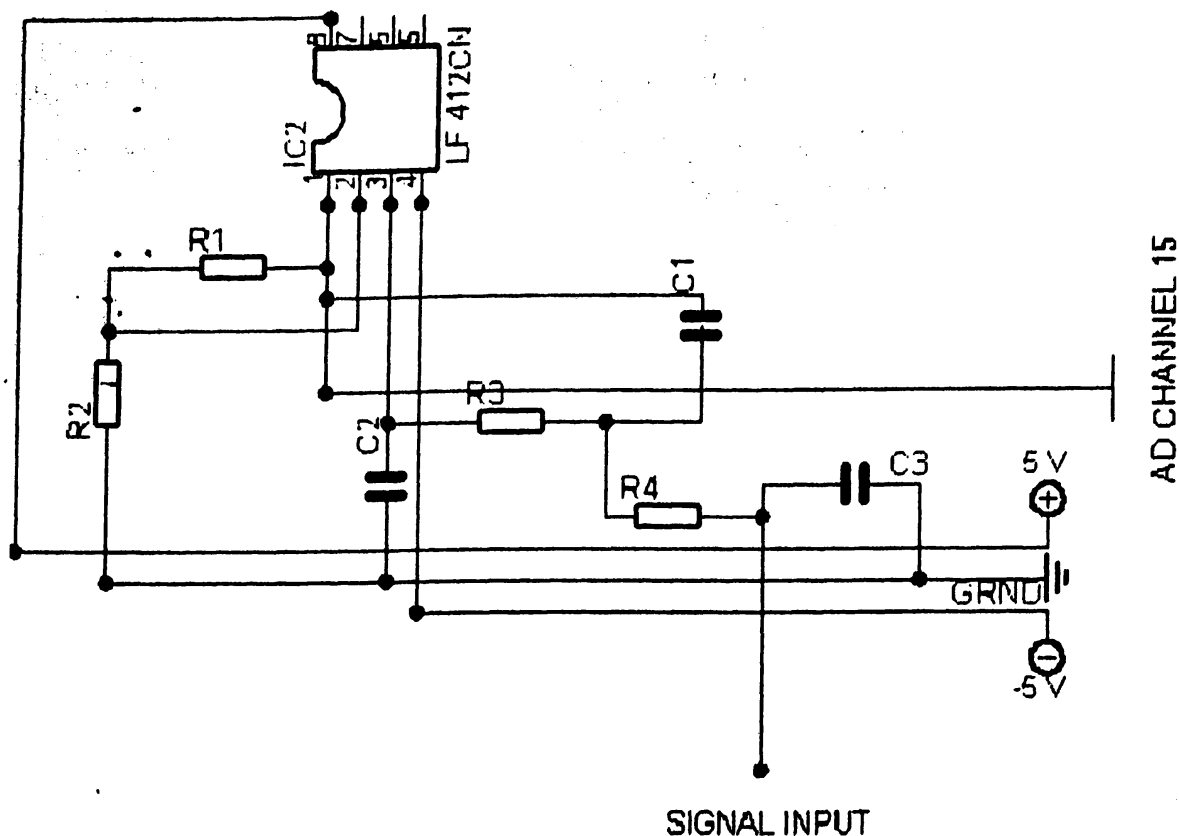
Αναλυτικότερα το πρώτο module (σχήμα 5.5), περιλαμβάνει τον αισθητήρα και έναν ενισχυτή που αποτελείται από ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα (LF 412 CN) και δύο αντιστάσεις  $R1=1.2\text{ K}\Omega$  και  $R2=37\ \Omega$ . Η τροφοδοσία του κυκλώματος γίνεται μέσω καλωδίου το οποίο ενώνει τα δύο modules. Η ενίσχυση σήματος που επιτυγχάνεται με την συγκεκριμένη διάταξη είναι της τάξης του  $\times 10^3$ .



Σχήμα 5.5

Το δεύτερο module (σχήμα 5.6), περιλαμβάνει τις μπαταρίες τροφοδοσίας και ένα βαθυπερατό φίλτρο (τύπου Chebyshev) δεύτερης βαθμίδας, το οποίο αποτελείται από ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα (LF 412 CN), τέσσερις αντιστάσεις  $R1=10.2\text{ K}\Omega$ ,  $R2=10.1\text{ K}\Omega$ ,  $R3=99\text{ K}\Omega$ ,  $R4=99\text{ K}\Omega$ , και τρεις πυκνωτές  $C1=0.33\ \mu\text{F}$ ,  $C2=0.33\ \mu\text{F}$  και  $C3=0.01\ \mu\text{F}$ . Το συγκεκριμένο κύκλωμα προσφέρει μια επιπλέον ενίσχυση της τάξης του  $\times 2$  ενώ παρουσιάζει συχνότητα αποκοπής στα 15 Hz.





Σχήμα 5.6

Υπάρχουν επίσης εξωτερικές ενδείξεις για την τάση των μπαταριών, αλλά και ειδική διάταξη για τον επαναφορτισμό τους όταν αυτό απαιτείται.

Μετά την έξοδο από το δεύτερο module το σήμα οδηγείται σε κατάλληλη διάταξη για την είσοδο του στην αναλογοψηφιακή κάρτα. Πρόκειται για την αναλογοψηφιακή κάρτα PCL-813, 32 καναλιών εισόδου αναλογικού σήματος της εταιρίας PC-LabCard. Η κάρτα αυτή μας δίνει εύρος εισόδου για το αναλογικό σήμα από  $-5$  volt έως  $+5$  volt, και ανάλυση 12 bits κατά την μετατροπή του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό. Επίσης επιτρέπει τόσο το εύρος σήματος εισόδου, όσο και ο ρυθμός δειγματοληψίας να μπορούν να ρυθμιστούν μέσω του λογισμικού.



## 5.6 Ανάπτυξη λογισμικού

Το λογισμικό που αναπτύχθηκε αποτελεί ένα από τα πιο βασικά μέρη του συστήματος του επιταχυνσιομέτρου. Η φιλοσοφία που ακολουθήθηκε κατά την ανάπτυξη του λογισμικού ήταν να είναι όσο γίνεται πιο φιλικό απέναντι στο χρήστη, να επεξεργάζεται τα δεδομένα σωστά και γρήγορα, να παρουσιάζει τα αποτελέσματα απλά και κατανοητά, να αποθηκεύει αυτόματα τα πειραματικά δεδομένα σε κατάλληλη βάση δεδομένων για μελλοντική χρήση και να είναι πλήρως παραμετροποιημένο, ώστε να μπορεί να υποστηρίξει μελλοντική αναβάθμιση του συστήματος και προσθήκη επιπλέον αισθητήρων.

Για την ανάπτυξη του λογισμικού χρησιμοποιήθηκε η γλώσσα προγραμματισμού Visual Basic 5.0. Βασικό χαρακτηριστικό της συγκεκριμένης γλώσσας προγραμματισμού, είναι η χρήση φορμών και πτυσσόμενων μενού που καθιστούν το περιβάλλον εργασίας του χρήστη απλό και εύκολο στη χρήση. Στην εικόνα 5.4 εμφανίζεται η φόρμα εισαγωγής των γενικότερων στοιχείων του εξεταζόμενου όπως είναι το ονοματεπώνυμο, η ημερομηνία γέννησης, στοιχεία διεύθυνσης και ιατρικού ιστορικού.

The image shows a screenshot of a Windows application window titled "Subject's Personal Data". The window contains several text input fields with the following data entered:

- Surname: Δημόπουλος
- Name: Δημήτριος
- Father's name: Γεώργιος
- Birth (yy/mm/dd): 71/02/26
- Telefon: 2651097781
- Doctor: Β.Ξ.
- Address: Ιωάννινα
- Diagnosis: Φυσιολογικός
- Marks: Φυσιολογική βάση

At the bottom of the form, there are two buttons: "Cancel" and "Enter".

Εικόνα 5.4



Αφού ο χρήστης συμπληρώσει τα στοιχεία του ασθενούς στην πρώτη φόρμα οδηγείται στη δεύτερη (εικόνα 5.5), στην οποία ο εξεταστής συμπληρώνει στοιχεία που αφορούν τη συγκεκριμένη εξέταση, όπως το ύψος και το βάρος του ασθενούς, αν η εξέταση γίνεται πριν ή μετά από κάποια χειρουργική επέμβαση, καθώς και τους μήνες που έχουν μεσολαβήσει από την επέμβαση, στοιχεία που προσδιορίζουν τον πόνο και τη δυσκολία κατά την βάδιση του ασθενούς, την χρονική διάρκεια της εξέτασης καθώς και το αν η εξέταση θα γίνει σε κανονική, γρήγορη ή αργή βάδιση.

The screenshot shows a software window titled "Microfon" with a menu bar containing "File", "Settings", and "Delete". The main area is a form titled "Subject parameters" with the following fields and options:

- Name: Δημόπουλος Δημήτριος
- Date: 10/03/2005
- Height (cm): 185
- Weight (kg): 85
- Normal:
- Pathological:
- Pathologic Joints: αριστερό ισχίο
- Pathologic side: L  R  B
- Kind of Operation: THR
- Preoperative:
- Pain: 7 Gait: 5 Movement: 4 X-ray findings:
- Postoperative:  months after: 18
- Marks: έντονος πόνος

Below the main form are two sub-sections:

- Acquisition Parameters:**
  - Duration (sec): 20
  - pps: 100
- Gait Parameters:**
  - Normal speed
  - Fast speed
  - Slow speed

A "start" button is located to the right of the Gait Parameters section.

Εικόνα 5.5

Το σύστημα αρχίζει να καταγράφει τα δεδομένα από τον αισθητήρα αμέσως μόλις ο ασθενής ξεκινήσει τη βάδιση. Αφού κάνει ο εξεταζόμενος μια διαδρομή 10-13 πλήρη βήματα και συμπληρωθεί η διάρκεια του τεστ που καθόρισε ο εξεταστής, το πρόγραμμα παρουσιάζει τα πειραματικά δεδομένα με τον τρόπο που φαίνεται στην εικόνα 5.6





Microfon

File Settings Deleta

Subject parameters

Name | ΛΕΟΝΤΙΟΥ Ι | Date | 06/05/2003 | Height (cm) | 174 | Weight (kg) | 95 | Normal  | Pathological

Pathologic Joints | | Pathologic side: L  R  B

Kind of Operation | | Preoperative  | months after

Pain  Gait  Movement  X-ray findings | | Postoperative

Marks | ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΒΑΔΙΣΗ |

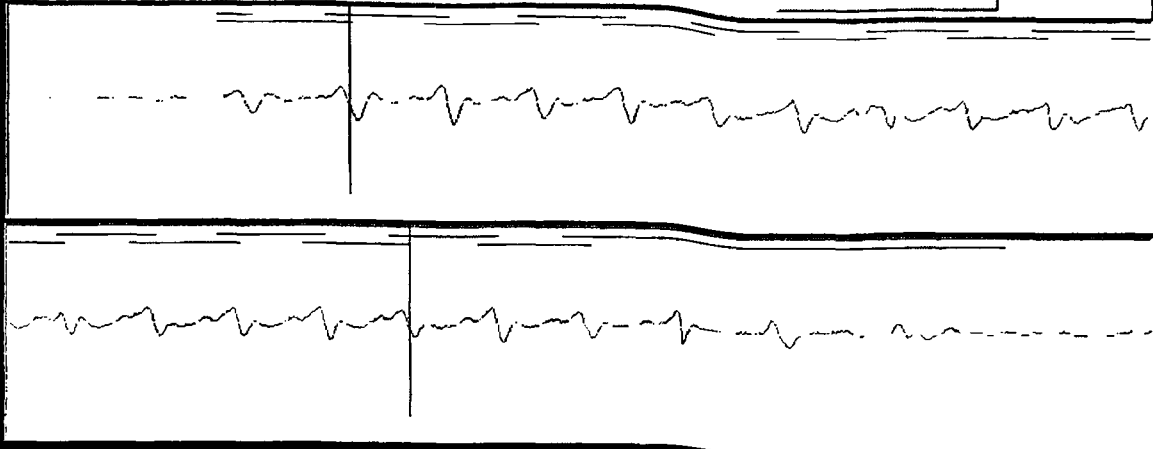
Acquisition Parameters | Gait Parameters

Duration (sec) | 15 |  Normal speed

pps | 100 |  Fast speed

Slow speed

start



Change First and Last Datapoint

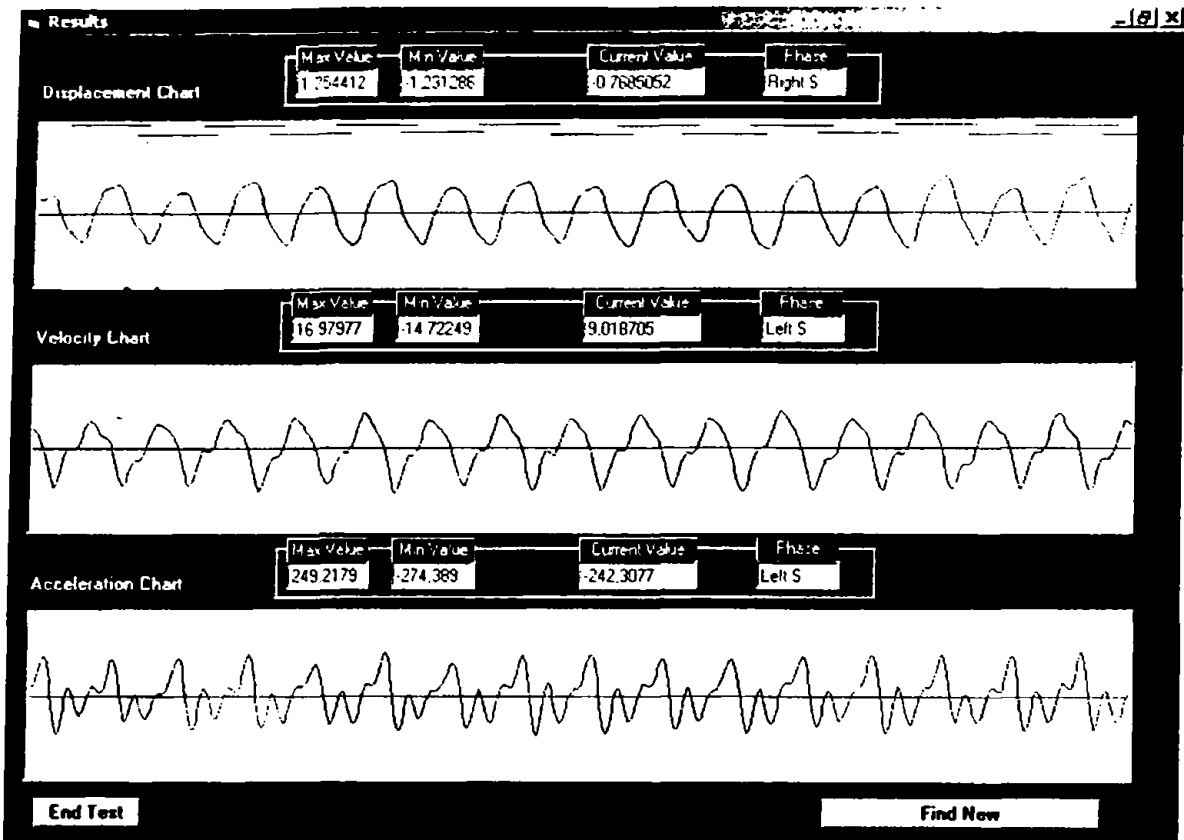
Process

Εικόνα 5.6

Ο εξεταστής καθορίζει πόσα ακέραια βήματα θα περιληφθούν στην επεξεργασία του σήματος. Αυτό γίνεται διότι τα πρώτα βήματα του ασθενούς και μέχρι να σταθεροποιηθεί η ταχύτητα βάδισης και τα τελευταία που ο ασθενής επιβραδύνει για να σταματήσει δεν θα πρέπει να περιληφθούν στα βήματα που θα αναλυθούν. Το πρόγραμμα αποθηκεύει αυτόματα σε βάση δεδομένων όλα τα στοιχεία και αρχίζει η επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων. Τα δεδομένα της κίνησης του κέντρου μάζας αποθηκεύονται στην αρχική, μη επεξεργασμένη μορφή για να είναι διαθέσιμα στο μέλλον.

Το πρόγραμμα προχωρεί κατόπιν στην επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων κάνοντας χρήση των συντελεστών  $b$ ,  $b_u$  και  $b_a$  οι οποίοι έχουν υπολογιστεί κατά την διαδικασία βαθμονόμησης του αισθητήρα, και αναλύοντας τα πειραματικά δεδομένα χρησιμοποιώντας σειρές Fourier. Η διαδικασία επεξεργασίας των δεδομένων θα περιγραφεί στην επόμενη ενότητα.





Εικόνα 5.7

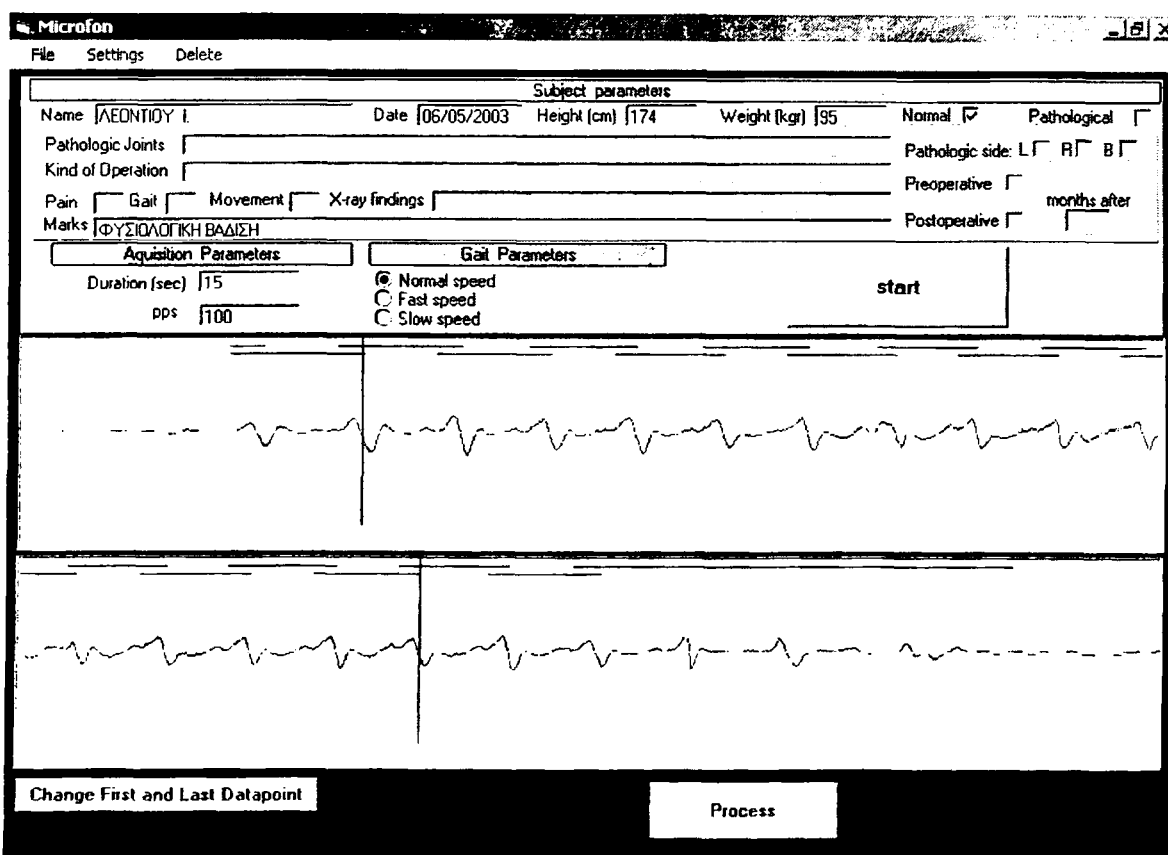
Μετά την ολοκλήρωση της επεξεργασίας των πειραματικών δεδομένων το πρόγραμμα εμφανίζει την φόρμα των αποτελεσμάτων (εικόνα 5.7), στην οποία παρίστανται γραφικά τα στοιχεία για την μετατόπιση, την ταχύτητα και την επιτάχυνση του κέντρου μάζας του ασθενούς. Επίσης εμφανίζονται οι μέγιστες και ελάχιστες τιμές τους και δίνεται η δυνατότητα στον χρήστη να δει τις αντίστοιχες τιμές για οποιοδήποτε χρονική στιγμή επιλέξει.

Όλες οι φόρμες του λογισμικού, για την αναζήτηση και εύρεση εξετάσεων, και την αλλαγή των παραμέτρων του συστήματος εμφανίζονται στο παράρτημα Γ. Ολόκληρος ο κώδικας του λογισμικού που αναπτύχθηκε εμφανίζεται στο παράρτημα Δ.

### 5.6.1 Ανάλυση σήματος

Πριν την στατιστική επεξεργασία των δεδομένων που συλλέχθηκαν με το νέο σύστημα καταγραφής και ανάλυσης της κίνησης του κέντρου μάζας, για τους φυσιολογικούς και παθολογικούς βαδιστές, είναι σκόπιμο να εξετάσουμε την εικόνα που μας δίνει το λογισμικό τόσο για το αρχικό σήμα, όσο και για τα αποτελέσματα της επεξεργασίας.

Στην εικόνα 5.8, εικονίζεται το σήμα που συλλέγει ο αισθητήρας για έναν φυσιολογικό βαδιστή πριν την επεξεργασία του.



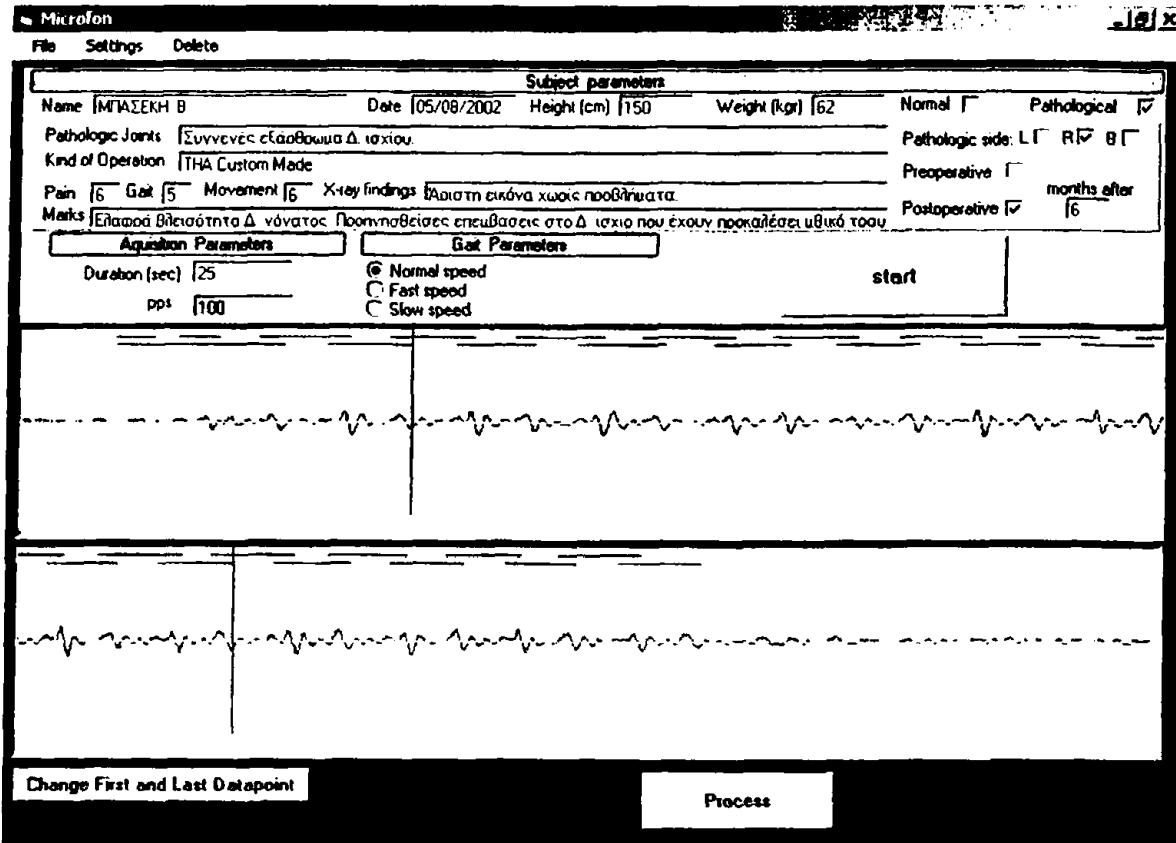
Εικόνα 5.8

Στο επάνω μέρος των δύο τμημάτων του γραφήματος εμφανίζονται τα δεδομένα από τον αγωγίμο διάδρομο, με τα ευθύγραμμα τμήματα διαφορετικού χρώματος, ανάλογα με το ποιο πέλμα βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος, ενώ ακριβώς από κάτω εμφανίζονται τα δεδομένα από τον αισθητήρα του συστήματος. Παρατηρούμε στην εικόνα 5.8 ότι το σήμα είναι περιοδικό και η περίοδος συμπίπτει με την περίοδο βάδισης. Επιπλέον το σήμα δεν



περιέχει κορυφές υψηλής συχνότητας και εμφανίζει αρκετά καλή συμμετρία για αριστερή-δεξιά στήριξη.

Στην εικόνα 5.9, εικονίζεται το σήμα που συλλέγει ο αισθητήρας για έναν παθολογικό βαδιστή πριν την επεξεργασία και εικονίζονται τα ίδια στοιχεία που περιγράφηκαν πριν.

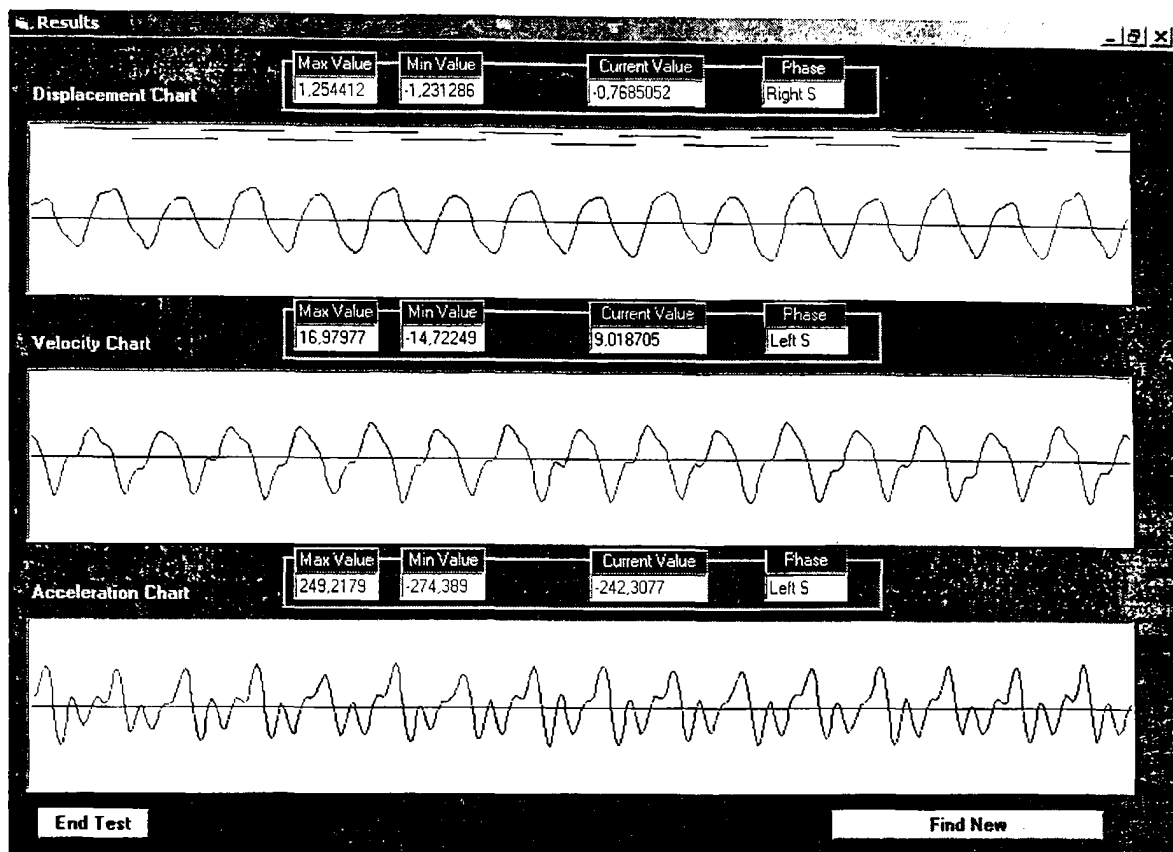


Εικόνα 5.9

Το σήμα παρουσιάζει και σε αυτήν την περίπτωση μια περιοδικότητα η οποία συμπίπτει με την περίοδο βάδισης, αλλά δεν υπάρχει συμμετρία μεταξύ αριστερής-δεξιάς στήριξης. Επιπλέον, το πλάτος του σήματος είναι εμφανώς μικρότερο από ότι στους φυσιολογικούς και παρουσιάζει πολλές μικρές κορυφές συγκρίσιμου μεγέθους με την κύρια κορυφή.

Στην εικόνα 5.10 εικονίζεται η φόρμα του λογισμικού με τα δεδομένα ενός φυσιολογικού βαδιστή μετά την επεξεργασία τους.



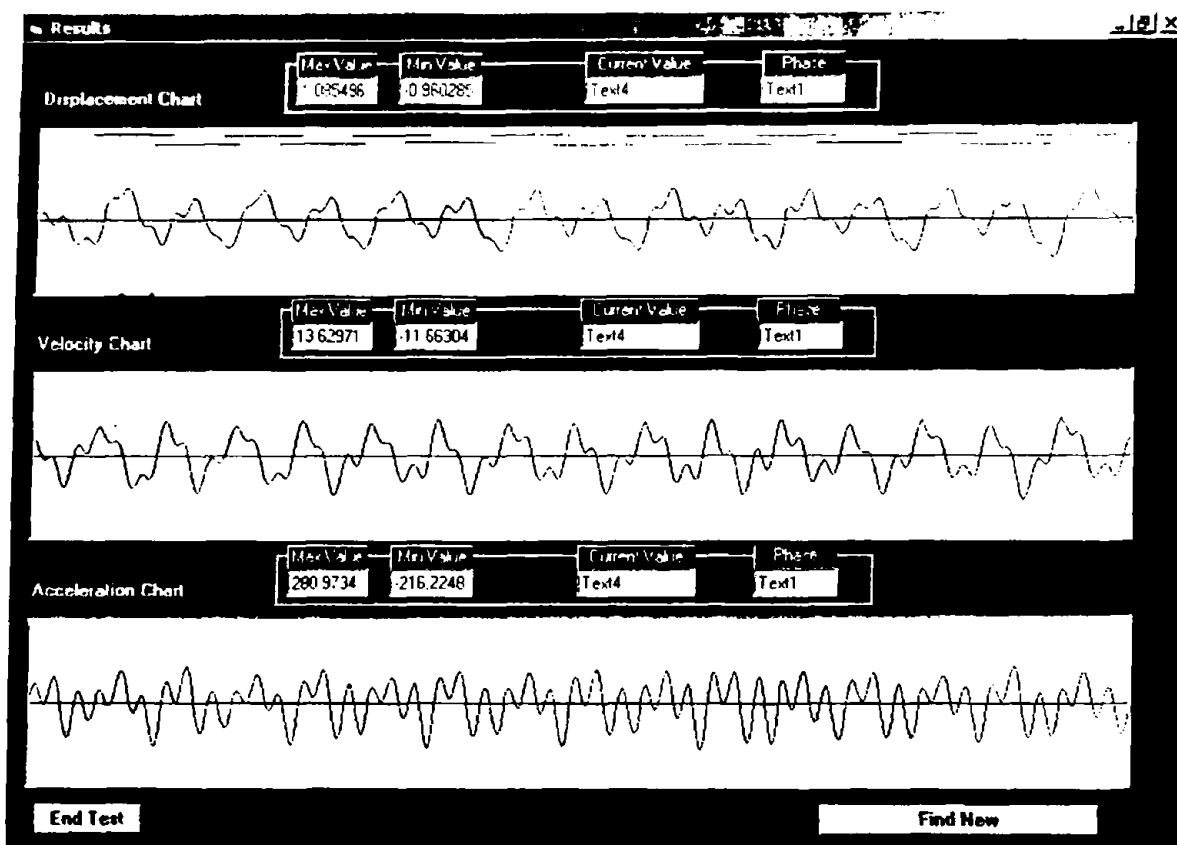


Εικόνα 5.10

Παρατηρείται ότι η απομάκρυνση του κέντρου μάζας είναι συμμετρική, περιοδική και ομαλή χωρίς απότομες αλλαγές. Επιπλέον οι αρνητικές κορυφές αντιστοιχούν στις φάσεις διπλής στήριξης, όπως άλλωστε είναι γνωστό από την βιβλιογραφία. Η καμπύλη της ταχύτητας παρουσιάζει συμμετρία και ομαλότητα, ενώ είναι χαρακτηριστικό το "σπάσιμο" που παρουσιάζεται κατά την διάρκεια της διπλής στήριξης με την ταχύτητα πολύ κοντά στο μηδέν. Επιπλέον η ταχύτητα παρουσιάζει θετική κορυφή στην αρχή της φάσης αιώρησης και αρνητική λίγο πριν αρχίσει η φάση διπλής στήριξης. Τέλος το γράφημα της επιτάχυνσης παρουσιάζει συμμετρία μεταξύ αριστερής-δεξιάς στήριξης, ενώ ακολουθεί τις εναλλαγές της ταχύτητας.

Στην εικόνα 5.11 εικονίζεται η φόρμα του λογισμικού με τα δεδομένα ενός παθολογικού βαδιστή μετά την επεξεργασία τους.



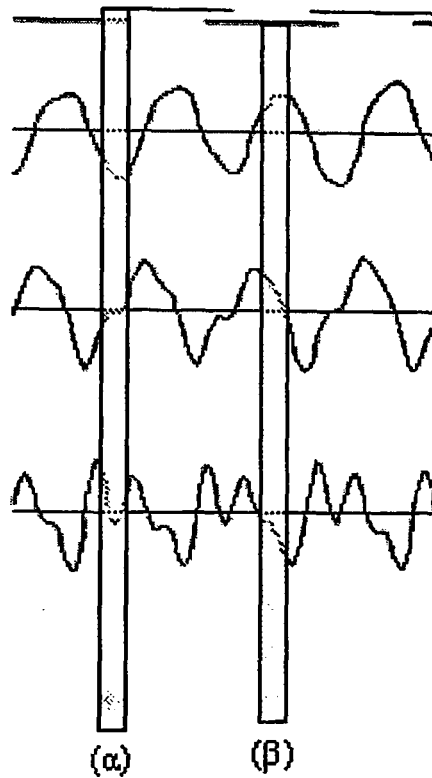


Εικόνα 5.11

Παρατηρώντας την εικόνα 5.11, είναι προφανές ότι τα γραφήματα της απομάκρυνσης, της ταχύτητας και της επιτάχυνσης για παθολογικό βαδιστή εμφανίζουν πολλές κορυφές υψηλότερων συχνοτήτων σε σχέση με τα αντίστοιχα γραφήματα για έναν φυσιολογικό βαδιστή. Αυτό οφείλεται στον μη ομαλό τρόπο βάδισης των παθολογικών βαδιστών. Τα γραφήματα συνεχίζουν να παρουσιάζουν περιοδικότητα, δεν υπάρχει όμως συμμετρία μεταξύ αριστεράς-δεξιάς στήριξης.

Στο σχήμα 5.7 εμφανίζονται δύο πλήρη βήματα ενός φυσιολογικού βαδιστή μετά την επεξεργασία τους από το λογισμικό (λεπτομέρεια από την εικόνα 5.10), σε μεγέθυνση και επάνω στο σχήμα έχουν σκιαστεί δύο περιοχές (α) και (β), οι οποίες αντιστοιχούν στη φάση διπλής στήριξης και στη φάση της μεσοστήριξης αντίστοιχα.





Σχήμα 5.7

Παρατηρώντας την περιοχή (α), βλέπουμε ότι κατά την φάση της διπλής στήριξης το κέντρο μάζας του ανθρώπινου σώματος βυθίζεται στο χαμηλότερο σημείο ως προς τον κατακόρυφο άξονα, ενώ η ταχύτητα παραμένει κοντά στο μηδέν για όλη σχεδόν τη φάση διπλής στήριξης. Η επιτάχυνση παρουσιάζει μια απότομη μεταβολή κοντά στο μηδέν καθώς η στήριξη του σώματος περνά από το ένα σκέλος στο άλλο. Κατά τη φάση της μεσοστήριξης (περιοχή (β)), η κατακόρυφη απομάκρυνση του κέντρου μάζας φτάνει στο μέγιστο, ενώ η ταχύτητα έχει φτάσει στο μέγιστο λίγο πριν και πλέον αρχίζει να μειώνεται και γίνεται μηδέν τη στιγμή που η απομάκρυνση γίνεται μέγιστη.

### 5.6.2 Προσέγγιση με σειρές Fourier

Έστω  $x(i)$ ,  $i \in \{0,1,2,3,\dots,2N\}$  οι τιμές των πειραματικών σημείων του αισθητήρα τις οποίες ο χρήστης έχει συμπεριλάβει για επεξεργασία όπως φαίνεται στις εικόνα 5.4. Οι τιμές αυτές απέχουν χρονικά μεταξύ τους κατά  $dt$ , όπου  $dt$  είναι το διάστημα δειγματοληψίας της αναλογοψηφιακής κάρτας.

Εφαρμόζεται ο μετασχηματισμός για κάθε ένα από τα πειραματικά σημεία,

$$x(i) = x(i) - x(0) - \frac{x(2N) - x(0)}{N} \times i$$

προκειμένου να αφαιρεθεί η κλίση. Αυτό δεν επηρεάζει τις μετρήσεις καθώς στην αρχή και στο τέλος της βάρδισης το κέντρο βάρους του σώματος βρίσκεται, ως προς τον κατακόρυφο άξονα, στη θέση ισορροπίας, δηλαδή στο σημείο μηδέν γύρο από το οποίο ταλαντώνεται κατά την βάρδιση.

Η συνάρτηση που πρόκειται να προσεγγισθεί είναι περιοδική με περίοδο:

$$T = (2N + 1) \times dt \quad (1) \quad \text{αφού έχουμε } 2N+1 \text{ συνολικά σημεία.}$$

Για να αντιστοιχεί μία περιοδική συνάρτηση σε μια σειρά Fourier πρέπει να ικανοποιεί τις συνθήκες Dirichlet, δηλαδή θα πρέπει να έχει:

- πεπερασμένο αριθμό ασυνεχειών σε μία περίοδο
- πρέπει να μεταβάλλεται κατά τέτοιο τρόπο ώστε να έχει πεπερασμένο αριθμό μεγίστων και ελαχίστων σε μια περίοδο και
- πρέπει να έχει πεπερασμένη τιμή.

Η συνάρτηση που περιγράφει τα πειραματικά σημεία του αισθητήρα είναι περιοδική και ικανοποιεί τις συνθήκες Dirichlet, οπότε μπορεί πλέον να προσεγγισθεί με σειρά Fourier:





$$x(i) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{j=1}^N a_j \times \cos(\omega \times j \times i) + \sum_{j=1}^N b_j \times \sin(\omega \times j \times i) \quad (2)$$

όπου  $\omega$  είναι η γωνιακή ταχύτητα, οπότε:

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \Rightarrow \omega = \frac{2\pi}{(2N+1) \times dt} \quad (3)$$

και  $a_j$ ,  $b_j$  οι συντελεστές Fourier για τους οποίους ισχύει:

$$a_j = \frac{2}{T} \sum_{i=0}^{2N} x(i) \times \cos(\omega \times j \times i) \times dt \quad j=0,1,2,\dots,N$$

και

$$b_j = \frac{2}{T} \sum_{i=0}^{2N} x(i) \times \sin(\omega \times j \times i) \times dt \quad j=0,1,2,\dots,N$$

και σύμφωνα με τη σχέση (3)

$$a_j = \frac{2}{T} \sum_{i=0}^{2N} x(i) \times \cos\left(\frac{2\pi}{2N+1} \times j \times i\right) \quad j=0,1,2,\dots,N \quad (4)$$

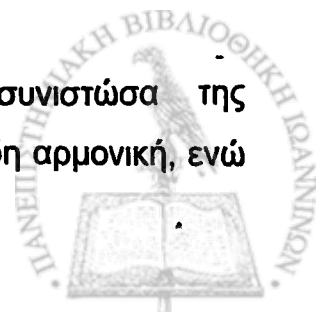
και

$$b_j = \frac{2}{T} \sum_{i=0}^{2N} x(i) \times \sin\left(\frac{2\pi}{2N+1} \times j \times i\right) \quad j=0,1,2,\dots,N \quad (5)$$

και η σχέση (2) γράφεται:

$$x(i) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{j=1}^N a_j \times \cos\left(\frac{2\pi}{2N+1} \times j \times i\right) + \sum_{j=1}^N b_j \times \sin\left(\frac{2\pi}{2N+1} \times j \times i\right) \quad (6)$$

Ο συντελεστής  $a_0$  παριστά τη σταθερή συνιστώσα της συναρτήσεως, ο δεύτερος όρος για  $j=1$  παριστά τη θεμελιώδη αρμονική, ενώ



οι υπόλοιποι όροι για  $j=2,3,\dots,N$  παριστούν τις ανώτερες αρμονικές της συνάρτησης.

Στην περίπτωση των πειραματικών δεδομένων από τον αισθητήρα, ο συντελεστής  $a_0$  παριστά κάποιο offset το οποίο μηδενίζεται όταν αφαιρείται η κλήση από όλα τα πειραματικά σημεία. Τέλος για την προσέγγιση της συνάρτησης χρησιμοποιούνται μόνο αρμονικές μεταξύ 0,6 και 10 Hz. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται επιπλέον αφαίρεση σφαλμάτων των πειραματικών δεδομένων κατά την διαδικασία επεξεργασίας, και αυτό γιατί οι μεγαλύτερες αρμονικές (οι οποίες και αφαιρούνται από το τελικό σήμα) περιγράφουν κατά κύριο λόγο ηλεκτρονικό θόρυβο και τυχαίες υψηλής συχνότητας δονήσεις του αισθητήρα.

Έχοντας λοιπόν περιγράψει το σήμα με σειρές Fourier και αναλύοντας το στις αρμονικές που το αποτελούν, οι εξισώσεις που έχουν προκύψει από την βαθμονόμηση μπορούν να χρησιμοποιηθούν, στους συντελεστές Fourier οι οποίοι αντιστοιχούν στη κάθε αρμονική, άρα και στην κάθε συχνότητα από την οποία ανασυντίθεται το σήμα. Με τον τρόπο αυτό αντιστοιχίζονται τα πειραματικά σημεία του αισθητήρα σε μεταβολές της θέσης, της ταχύτητας και της επιτάχυνσης του αισθητήρα.



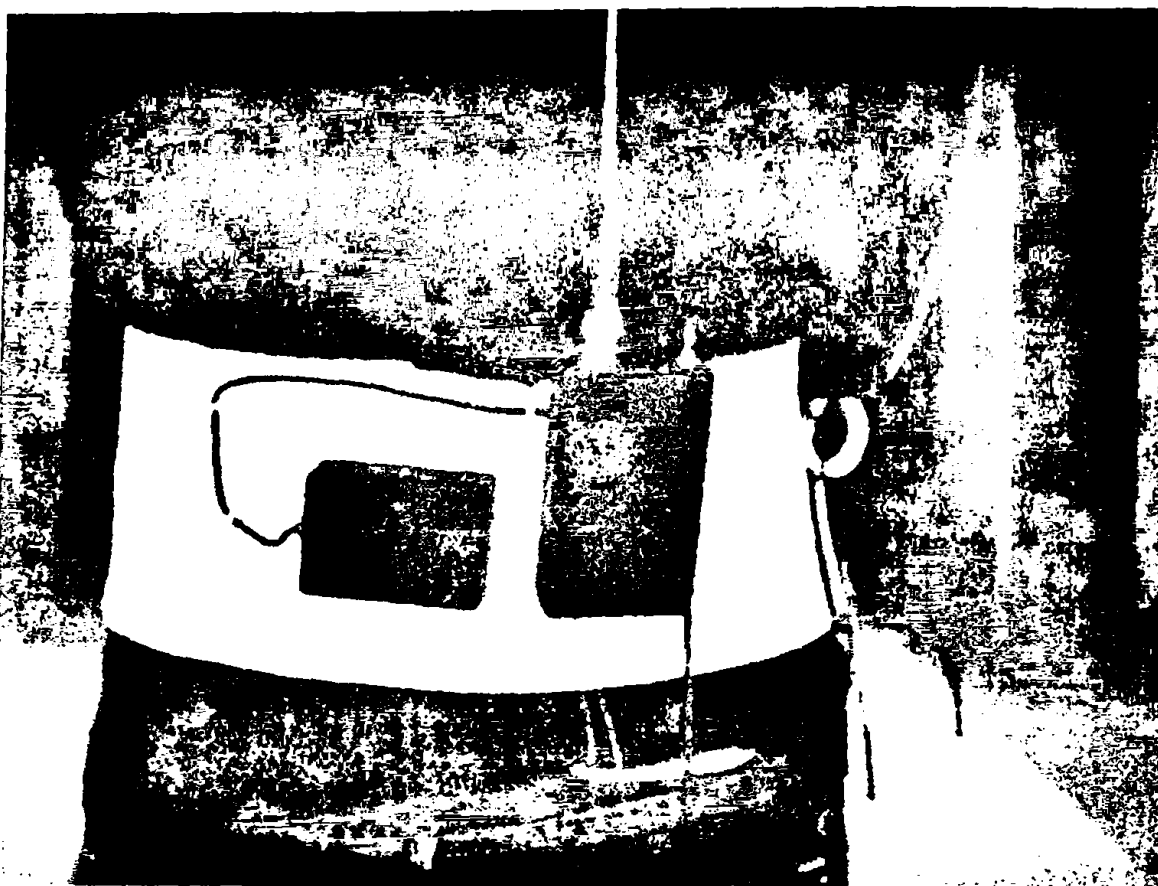
## 5.7 Σύνδεση του νέου συστήματος με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου

Όπως έχει προαναφερθεί, στο εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής βρίσκεται σε χρήση σύστημα ανάλυσης της βάδισης με τη χρήση αγωγίμου διαδρόμου. Το σύστημα αυτό παρέχει πληροφορίες για χρονικές παραμέτρους της βάδισης όπως μέση ταχύτητα και μέσο μήκος βήματος, καθώς και τους χρόνους μονοποδικής και διπλής στήριξης. Επίσης παρέχει την δυνατότητα διάκρισης για το πιο πέλμα (αριστερό ή δεξί) βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο κάθε χρονική στιγμή.

Κατά την κατασκευή του νέου συστήματος και κυρίως κατά την ανάπτυξη του λογισμικού που το συνοδεύει, έγινε πρόβλεψη ώστε το νέο σύστημα να μπορεί να λειτουργήσει τόσο ανεξάρτητα, καταγράφοντας μόνο τις επιταχύνσεις του κέντρου μάζας, όσο και παράλληλα με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου, συνδυάζοντας τα δεδομένα που συλλέγει το κάθε σύστημα χωριστά για πληρέστερη καταγραφή της βάδισης. Τα δεδομένα δε που συλλέγονται και από τα δύο συστήματα καταχωρούνται σε κοινή βάση δεδομένων.

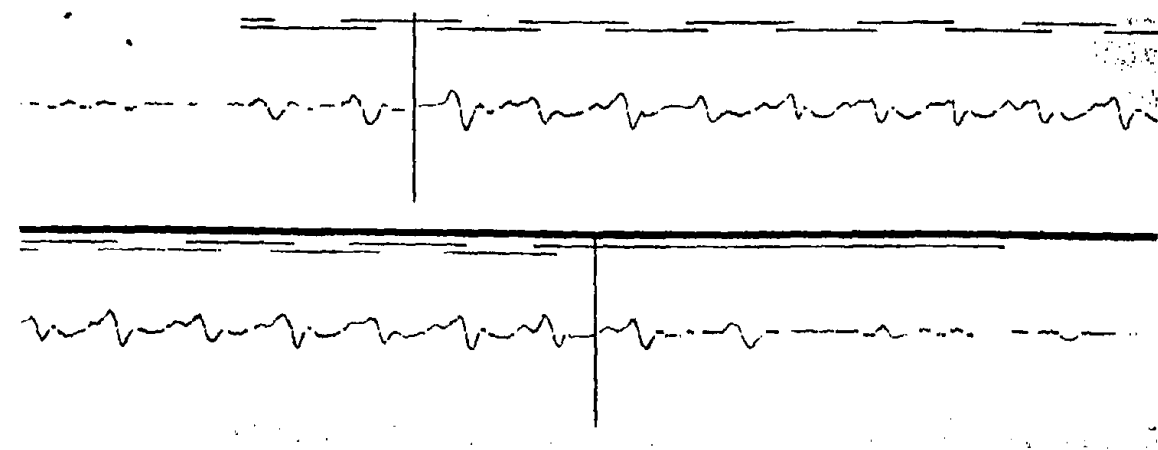
Όταν τα δύο συστήματα καταγράφουν ταυτόχρονα, τότε στη ελαστική ζώνη που σταθεροποιεί τον αισθητήρα του νέου συστήματος και που τοποθετείται κοντά στη θεωρητική θέση του κέντρου μάζας του ανθρωπίνου σώματος, σταθεροποιείται και ο πομπός του συστήματος αγωγίμου διαδρόμου (εικόνα 5.12). Στα πέλματα του ασθενούς τοποθετούνται ελάσματα χαλκού και η βάδιση γίνεται κατά μήκος του αγωγίμου διαδρόμου.





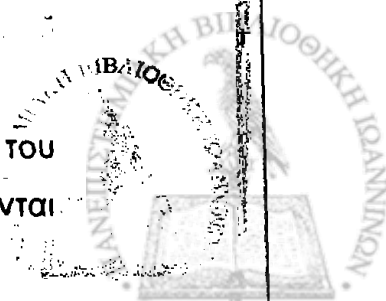
Εικόνα 5.12

Τα δεδομένα που συλλέγονται υφίστανται επεξεργασία ταυτόχρονα από το λογισμικό και τα αποτελέσματα συνδυάζονται κατάλληλα. Στην εικόνα 5.13 η οποία είναι λεπτομέρεια της εικόνας 5.6 εμφανίζονται συνδυασμένα τα αποτελέσματα των δύο συστημάτων.



Εικόνα 5.13

Στο κέντρο της εικόνας εμφανίζονται τα πειραματικά σημεία του συστήματος, ενώ ακριβώς πάνω από αυτά εμφανίζονται



τα δεδομένα του συστήματος αγωγίμου διαδρόμου, ενώ ξεχωρίζουν και οι δύο οριοθέτες των προς επεξεργασία δεδομένων. Τα δεδομένα από το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου εμφανίζονται σαν ευθύγραμμα τμήματα διαφορετικού χρώματος για κάθε πέλμα, που αναπαριστούν τον χρόνο κατά τον οποίο το κάθε πέλμα βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο. Τα σημεία στα οποία τα ευθύγραμμα αυτά τμήματα αλληλοκαλύπτονται αντιστοιχούν σε φάσεις διπλής στήριξης.

Τα δεδομένα αυτά μεταφέρονται και στην επόμενη φόρμα του λογισμικού στην οποία εμφανίζονται στοιχεία για τη θέση, τη ταχύτητα και την επιτάχυνση του κέντρου βάρους. Στην εικόνα 5.14 η οποία είναι λεπτομέρεια της εικόνας 5.7 εμφανίζονται η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή για την απομάκρυνση καθώς και η τιμή της απομάκρυνσης για μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Δίπλα ακριβώς βρίσκεται μια ένδειξη για τη φάση της βάρδισης τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή, (Left S για αριστερή στήριξη, Right S για δεξιά στήριξη και Double S για διπλή στήριξη) η οποία βασίζεται στα δεδομένα του συστήματος αγωγίμου διαδρόμου.



Εικόνα 5.14



### **III: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

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

6.1 Εισαγωγή

6.2 Πειραματικός έλεγχος ακρίβειας και αξιοπιστίας του συστήματος

6.3 Ομάδα φυσιολογικών βαδιστών

6.4 Ομάδα παθολογικών βαδιστών

6.5 Σύγκριση- συμπεράσματα



## 6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το νέο σύστημα που περιγράφηκε στις προηγούμενες ενότητες, ελέγχθηκε ως προς ακρίβεια και την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων του. Με χρήση του συστήματος βαθμονόμησης, ορίζοντας το πλάτος και για τυχαίες συχνότητες ταλάντωσης, υπολογίστηκαν πειραματικά οι αντίστοιχες τιμές και έγινε σύγκριση μεταξύ θεωρητικών και πειραματικών τιμών.

Κατόπιν, το σύστημα που αναπτύχθηκε χρησιμοποιήθηκε παράλληλα με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου για την ανάλυση βάδισης τόσο φυσιολογικών όσο και παθολογικών βαδιστών. Επιλέχθηκαν δύο ομάδες, εκ των οποίων η πρώτη περιελάμβανε 23 φυσιολογικούς βαδιστές, ενώ η δεύτερη ομάδα περιελάμβανε 10 ασθενείς, οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική ισχίου 2-10 χρόνια πριν την ημερομηνία εξέτασης.

Και στις δύο ομάδες οι βαδιστές εκτελούσαν τέσσερις συνολικά διαδρομές, δύο διαδρομές με κανονική ταχύτητα βάδισης και δύο διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάδισης, κατά μήκος του αγωγίμου διαδρόμου ενώ ο αισθητήρας του νέου συστήματος είχε στερεωθεί με ελαστική ζώνη στη μέση των ασθενών και κοντά στο θεωρητικό σημείο του κέντρου βάρους του σώματος. Σε κάθε διαδρομή αναλύθηκαν 7 πλήρη βήματα.

Τα στοιχεία της βάδισης που μετρήθηκαν και αναλύθηκαν τόσο για τους φυσιολογικούς όσο και για τους παθολογικούς βαδιστές και για τις δύο ταχύτητες βάδισης είναι:

- το μέγιστο πλάτος της μεταβολής της θέσης του κέντρου μάζας. Το πλάτος αυτό υπολογίζεται από την διαφορά στις απομακρύνσεις της θέσης του κέντρου μάζας όταν, μόνο το ένα από τα δύο πέλματα βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο (μέγιστο) και όταν και τα δύο πέλματα βρίσκονται σε επαφή με το δάπεδο (ελάχιστο).



- οι μέγιστες απομακρύνσεις, ταχύτητες, και επιταχύνσεις που μετρήθηκαν για το κέντρο μάζας όταν μόνο το ένα από τα δύο πέλματα βρίσκονταν σε επαφή με το δάπεδο.

Με τη χρήση στατιστικών εργαλείων (ανάλυση διακύμανσης, t-test γραφικές παραστάσεις), έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων με τις φυσιολογικές τιμές που γνωρίζουμε από την βιβλιογραφία, καθώς και σύγκριση μεταξύ των τιμών των δύο ομάδων που μελετήθηκαν. Τέλος για την ομάδα που αποτελείται από παθολογικούς βαδιστές, έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων για τις μέγιστες απομακρύνσεις, ταχύτητες, και επιταχύνσεις που μετρήθηκαν για το κέντρο μάζας, όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το παθολογικό κάτω άκρο και όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το υγιές κάτω άκρο.





## 6.2 Πειραματικός έλεγχος ακρίβειας και αξιοπιστίας του συστήματος

Για τον έλεγχο της ακρίβειας και αξιοπιστίας των μετρήσεων του συστήματος, χρησιμοποιήθηκε η διάταξη βαθμονόμησης με την πακτωμένη μεταλλική ράβδο και την χρήση της ακτίνας Laser για τον καθορισμό του πλάτους στο οποίο θα ξεκινάει η κάθε μέτρηση. Με βάση τα δεδομένα που συλλέγονται από τον αισθητήρα και τους μαθηματικούς μετασχηματισμούς του λογισμικού υπολογίζουμε πειραματικά το πλάτος που προκύπτει για την κάθε μέτρηση. Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για τυχαίες διαφορετικές συχνότητες και για διάφορα πλάτη σε κάθε συχνότητα.

Τα αποτελέσματα του έλεγχου ακρίβειας και αξιοπιστίας του συστήματος μας εικονίζονται στον πίνακα 6.1 στον οποίο αναγράφονται, οι θεωρητικές τιμές του πλάτους, οι πειραματικές τιμές που υπολογίσθηκαν από το σύστημα καθώς και η επί της εκατό απόκλιση μεταξύ θεωρητικής και πειραματικής τιμής.

Θεωρητική τιμή (cm)	Πειραματική τιμή (cm)	Επί της εκατό απόκλιση
1	1.04	4.00
1	1.04	4.00
1	1.03	3.00
1	0.97	-3.00
1	1.05	5.00
1	0.95	-5.00
1.5	1.55	3.33
1.5	1.46	-2.67
1.5	1.55	3.33
1.5	1.56	4.00
1.5	1.45	-3.33
2	1.95	-2.50
2	2.08	4.00
2	1.94	-3.00
2	2.04	2.00
2	2.07	3.50
2.5	2.56	2.40
2.5	2.55	2.00
2.5	2.57	2.80



Θεωρητική τιμή (cm)	Πειραματική τιμή (cm)	Επί της εκατό απόκλιση
2.5	2.58	3.20
2.5	2.59	3.60
3	3.17	5.67
3	3.11	3.67
3	3.14	4.67
3	3.06	2.00
3	3.14	4.67
3.5	3.59	2.57
3.5	3.58	2.29
3.5	3.58	2.29
3.5	3.43	-2.00
4	4.13	3.25
4	4.05	1.25
4	4.11	2.75
4	4.12	3.00
4.5	4.65	3.33
4.5	4.43	-1.56
4.5	4.65	3.33

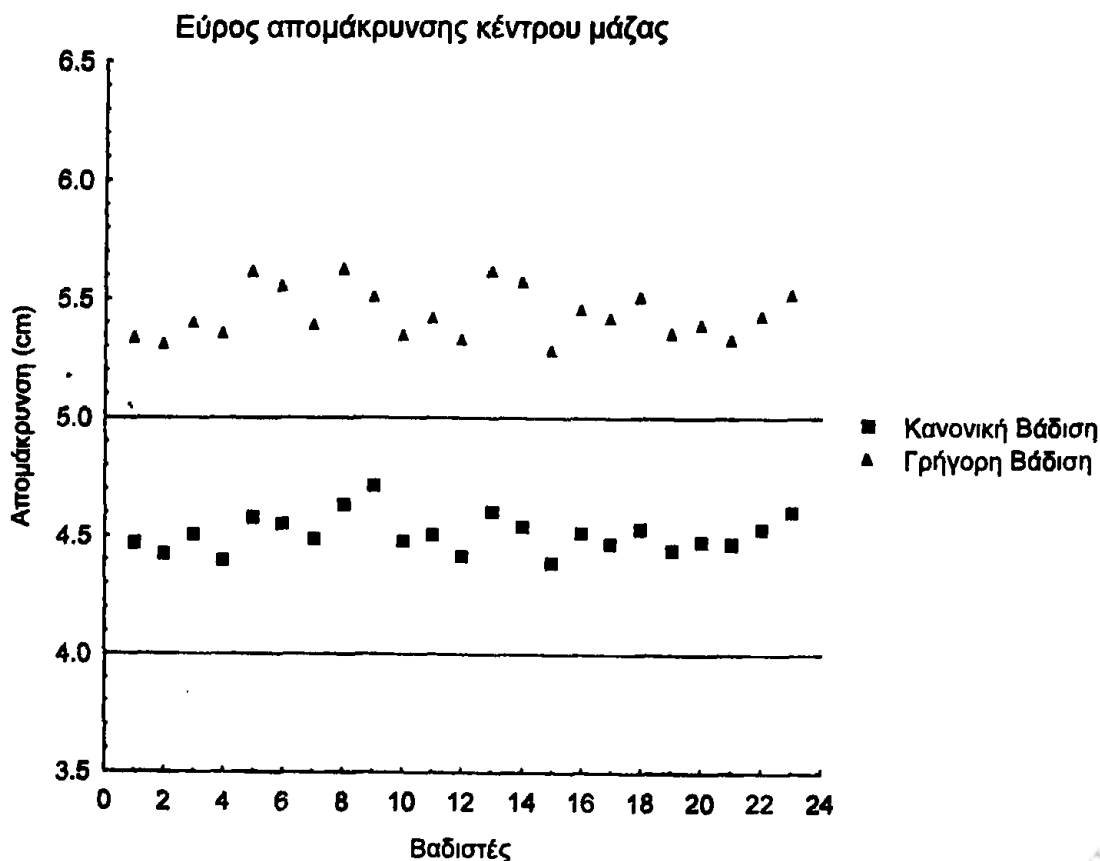
Πίνακας 6.1



### 6.3 Ομάδα φυσιολογικών βαδιστών

Η ομάδα φυσιολογικών βαδιστών, όπως προαναφέρθηκε, περιλαμβάνει 23 βαδιστές και των δύο φύλων με εύρος ηλικιών από 20 έως 55 έτη. Στους βαδιστές αυτούς μετρήθηκαν, το εύρος μετατόπισης του κέντρου μάζας, και η μέγιστη μετατόπιση, ταχύτητα και επιτάχυνση του κέντρου μάζας όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται μόνο το αριστερό ή μόνο το δεξί κάτω άκρο τόσο για κανονική όσο και για γρήγορη ταχύτητα βάδισης.

Στο γράφημα 6.1 παρουσιάζονται γραφικά τα αποτελέσματα για το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας των φυσιολογικών βαδιστών για γρήγορη και κανονική βάδιση. Επίσης οι δύο ευθείες οριοθετούν το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας για φυσιολογική κανονική βάδιση (4-5 cm), όπως είναι γνωστό από την βιβλιογραφία.



Γράφημα 6.1



Στον πίνακα 6.2 εμφανίζονται οι μέσες τιμές, καθώς και οι τυπικές αποκλίσεις του λόγου της μετατόπισης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του κέντρου μάζας ως προς το ύψος του βαδιστή (σε cm), για τους φυσιολογικούς βαδιστές σε κανονική και γρήγορη ταχύτητα ανάλογα με το αν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το αριστερό ή το δεξιό πέλμα.

Φυσιολογικοί Βαδιστές			
	Κίνηση κέντρου μάζας	Κανονική ταχύτητα	Γρήγορη ταχύτητα
Μετατόπιση (% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	0,0102 ± 0,0002	0,0113 ± 0,0002
	Στήριξη δεξιά	0,0999 ± 0,0002	0,0115 ± 0,0002
Ταχύτητα (% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	0,1023 ± 0,0019	0,1372 ± 0,0032
	Στήριξη δεξιά	0,1028 ± 0,0014	0,1346 ± 0,0021
Επιτάχυνση (% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	1,646 ± 0,017	1,915 ± 0,021
	Στήριξη δεξιά	1,668 ± 0,015	1,921 ± 0,017

Πίνακας 6.2

Στον πίνακα 6.3 εμφανίζονται τα επίπεδα στατιστικής σημαντικότητας που υπολογίστηκαν με βάση το paired t-test δύο δειγμάτων με υποτιθέμενες ίσες διακυμάνσεις για την μετατόπιση, την ταχύτητα και την επιτάχυνση μεταξύ στήριξης στο δεξιό και στο αριστερό κάτω άκρο για κανονική και γρήγορη ταχύτητα βάδισης. Σαν επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας λήφθηκαν οι τιμές για τις οποίες ισχύει  $p < 0,1$ .



Φυσιολογικοί Βασίστες		
	Κανονική ταχύτητα	Γρήγορη ταχύτητα
Μετατόπιση (% του ύψους)	$p=0,8$	$p=0,7$
Ταχύτητα (% του ύψους)	$p=0,65$	$p=0,5$
Επιτάχυνση (% του ύψους)	$p=0,52$	$p=0,42$

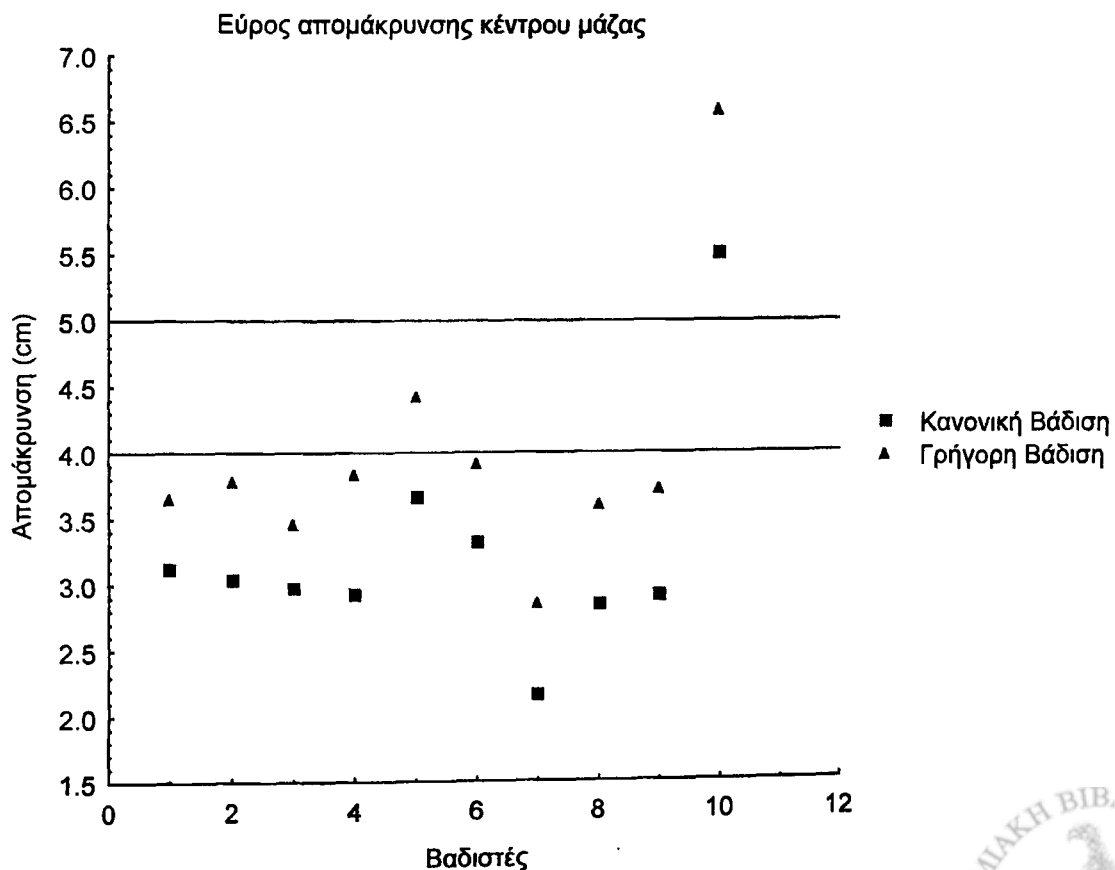
Πίνακας 6.3



## 6.4 Ομάδα παθολογικών βαδιστών

Η ομάδα ασθενών που εξετάστηκε αποτελείται από 10 ασθενείς οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική ισχίου 2-10 χρόνια πριν την ημερομηνία εξέτασης. Στους βαδιστές αυτούς όπως και στους φυσιολογικούς μετρήθηκαν, το εύρος μετατόπισης του κέντρου μάζας, και η μέγιστη μετατόπιση, ταχύτητα και επιτάχυνση του κέντρου μάζας όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται μόνο το παθολογικό ή μόνο το φυσιολογικό κάτω άκρο τόσο για κανονική όσο και για γρήγορη ταχύτητα βάδισης.

Στο γράφημα 6.2 παρουσιάζονται γραφικά τα αποτελέσματα για το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας των παθολογικών βαδιστών για γρήγορη και κανονική βάδιση. Επίσης με δύο ευθείες οριοθετείται το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας για φυσιολογική κανονική βάδιση (4-5 cm) όπως είναι γνωστό από την βιβλιογραφία.



Γράφημα 6.2



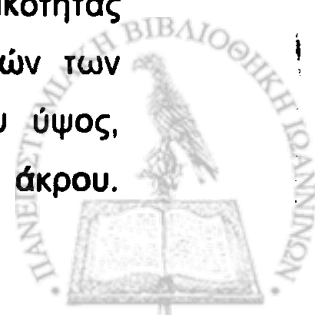
Θα πρέπει να επισημανθεί, ότι σε έναν ασθενή μετρήθηκαν τιμές ασυνήθιστα υψηλές για το εύρος απομάκρυνσης του κέντρου βάρους, οι οποίες βρισκόνταν πολύ πάνω από τα φυσιολογικά όρια. Οι συγκεκριμένες τιμές κρίθηκε σκόπιμο να μην συμπεριληφθούν στο γράφημα.

Στον πίνακα 6.4 που ακολουθεί εμφανίζονται οι μέσες τιμές του λόγου της μετατόπισης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του κέντρου μάζας ως προς το ύψος (cm) του κάθε ασθενούς, καθώς και οι τυπικές αποκλίσεις αυτών, όταν η στήριξη γίνεται στο φυσιολογικό και όταν γίνεται στο παθολογικό κάτω άκρο, για κανονική και γρήγορη ταχύτητα.

Παθολογικοί Βαδιστές			
	Κίνηση κέντρου μάζας	Κανονική Ταχύτητα	Γρήγορη ταχύτητα
Μετατόπιση ·(% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	0,0078 ± 0,0003	0,0108 ± 0,0012
	Στήριξη δεξιά	0,0044 ± 0,0002	0,0071 ± 0,0009
Ταχύτητα (% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	0,00581 ± 0,0014	0,0921 ± 0,0017
	Στήριξη δεξιά	0,0893 ± 0,0015	0,1125 ± 0,0019
Επιτάχυνση (% του ύψους)	Στήριξη αριστερά	0,948 ± 0,011	1,629 ± 0,011
	Στήριξη δεξιά	1,362 ± 0,057	2,082 ± 0,037

Πίνακας 6.4

Τέλος στον πίνακα 6.5 εμφανίζονται τα επίπεδα σημαντικότητας που υπολογίστηκαν με βάση το t-test για τις διαφορές των τιμών των απομακρύνσεων, ταχυτήτων και επιταχύνσεων επί τις εκατό του ύψους, μεταξύ μονοποδικής στήριξης φυσιολογικού και παθολογικού κάτω άκρου.



Σαν επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας λήφθηκαν οι τιμές για τις οποίες ισχύει  $p < 0,1$ .

Παθολογικοί Βαδιστές		
	Κανονική ταχύτητα	Γρήγορη ταχύτητα
Μετατόπιση (% του ύψους)	$p=0,005$	$p=0,01$
Ταχύτητα (% του ύψους)	$p=0,005$	$p=0,02$
Επιτάχυνση (% του ύψους)	$p=0,08$	$p=0,05$

Πίνακας 6.5

Στον πίνακα 6.6 που ακολουθεί παρουσιάζονται, για τον κάθε ασθενή χωριστά, οι μέσες τιμές για την απομάκρυνση ταχύτητα και επιτάχυνση, όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το παθολογικό κάτω άκρο και όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το φυσιολογικό κάτω άκρο, για εξέταση με κανονική ταχύτητα βάδισης. Αφού τα στοιχεία που εικονίζονται στον πίνακα 6.6, αναφέρονται στον κάθε ασθενή χωριστά δεν είναι απαραίτητος ο υπολογισμός του λόγου των στοιχείων αυτών προς το ύψος.

Παθολογικοί Βαδιστές			
		Φυσιολογικό άκρο	Παθολογικό άκρο
Ασθενής 1	Απομάκρυνση (cm)	$1,017 \pm 0,024$	$0.594 \pm 0.026$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$10,19 \pm 0,16$	$14.18 \pm 0.33$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$156,73 \pm 1,91$	$190,61 \pm 2,63$



Ασθενής 2	Απομάκρυνση (cm)	$1,047 \pm 0,024$	$0,787 \pm 0,013$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$8,38 \pm 0,24$	$14,28 \pm 0,29$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$145,85 \pm 2,68$	$202,04 \pm 3,07$
Ασθενής 3	Απομάκρυνση (cm)	$1,573 \pm 0,025$	$1,029 \pm 0,015$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$7,61 \pm 0,12$	$15,36 \pm 0,28$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$130,86 \pm 2,4$	$193,81 \pm 5,22$
Ασθενής 4	Απομάκρυνση (cm)	$1,296 \pm 0,048$	$0,947 \pm 0,014$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$9,91 \pm 0,31$	$14,10 \pm 0,21$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$130,51 \pm 1,68$	$150,51 \pm 1,73$
Ασθενής 5	Απομάκρυνση (cm)	$1,717 \pm 0,035$	$1,102 \pm 0,026$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$9,65 \pm 0,51$	$16,81 \pm 0,84$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$167,81 \pm 2,45$	$219,23 \pm 4,15$
Ασθενής 6	Απομάκρυνση (cm)	$1,883 \pm 0,031$	$1,05 \pm 0,023$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$4,64 \pm 0,15$	$8,84 \pm 0,25$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$65,08 \pm 1,15$	$78,17 \pm 1,82$
Ασθενής 7	Απομάκρυνση (cm)	$0,891 \pm 0,021$	$0,756 \pm 0,025$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$7,89 \pm 0,45$	$9,781 \pm 0,51$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$111,58 \pm 3,45$	$157,81 \pm 4,81$
Ασθενής 8	Απομάκρυνση (cm)	$1,115 \pm 0,019$	$0,759 \pm 0,013$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$10,01 \pm 0,37$	$13,437 \pm 0,61$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$138,936 \pm 4,69$	$198,551 \pm 6,81$
Ασθενής 9	Απομάκρυνση (cm)	$1,251 \pm 0,021$	$0,981 \pm 0,018$
	Ταχύτητα (cm/sec)	$9,024 \pm 0,31$	$11,628 \pm 0,43$
	Επιτάχυνση (cm/sec <sup>2</sup> )	$145,37 \pm 3,51$	$187,56 \pm 4,6$

Πίνακας 6.6



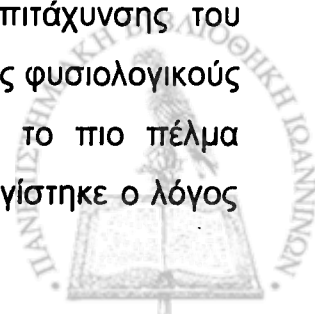
## 6.5 Συμπεράσματα

Στις προηγούμενες ενότητες παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα που προέκυψαν για τον έλεγχο της ακρίβειας και αξιοπιστίας του συστήματος και από την εξέταση των φυσιολογικών και παθολογικών βαδιστών με το νέο σύστημα που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, σε συνεργασία με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου.

Παρατηρούμε από τα στοιχεία του πίνακα 6.1, ότι οι ποσοστιαίες αποκλίσεις που προκύπτουν ανάμεσα στις πραγματικές τιμές όπως ορίζονται με σύστημα ακριβείας και τις πειραματικές τιμές που υπολογίζονται από το σύστημα μας για την απομάκρυνση, παρουσιάζουν μέση τιμή 1,88 τις εκατό, και τυπική απόκλιση 0,46. Στον υπολογισμό της ταχύτητας και της επιτάχυνσης, έχουμε ίδιο ποσοστιαίο σφάλμα, μιας και τόσο η ταχύτητα όσο και η επιτάχυνση προκύπτουν με παραγωγή των απομακρύνσεων, και όπως παρατηρούμε το σφάλμα στις απομακρύνσεις είναι ανεξάρτητο της συχνότητας ταλάντωσης. Οι τιμές αυτές, όπως προκύπτει και από τη βιβλιογραφία, είναι αρκετά ικανοποιητικές για σύστημα επιταχυνσιομέτρου.

Εξετάζοντας το γράφημα 6.1 προκύπτει ότι οι τιμές για την κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας σε φυσιολογικούς βαδιστές και για κανονική ταχύτητα βάδισης με το νέο σύστημα, βρίσκονται εντός των ορίων τα οποία καθορίζονται από την βιβλιογραφία. Επίσης προκύπτει ότι οι αντίστοιχες τιμές για γρήγορη βάδιση είναι ελαφρώς μεγαλύτερες όπως και αναμένονταν άλλωστε, αφού όταν αυξάνει η ταχύτητα βάδισης αυξάνονται τόσο το μήκος βήματος, όσο και η κάμψη του γόνατος, προκαλώντας μεγαλύτερη βύθιση κατά τον κατακόρυφο άξονα.

Στον πίνακα 6.2 εμφανίζονται οι μέσες τιμές, καθώς και οι τυπικές αποκλίσεις του λόγου της μετατόπισης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του κέντρου μάζας ως προς το ύψος του βαδιστή (σε cm), για τους φυσιολογικούς βαδιστές σε κανονική και γρήγορη ταχύτητα ανάλογα με το πιο πέλμα (αριστερό ή δεξί) βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο. Υπολογίστηκε ο λόγος



των πειραματικών δεδομένων ως προς το ύψος, έτσι ώστε τα αποτελέσματα διαφορετικών βαδιστών να είναι συγκρίσιμα λαμβανομένου υπόψη ότι βαδιστές με διαφορετικό ύψος και διαφορετικό μήκος κάτω άκρων παρουσιάζουν διαφορετικά χαρακτηριστικά βάρδισης. Αυτό που προκύπτει σαν συμπέρασμα από τα στοιχεία του πίνακα 6.2, είναι ότι δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές (πίνακας 6.3) στην μετατόπιση την ταχύτητα και την επιτάχυνση φυσιολογικών βαδιστών, μεταξύ μονοποδικής στήριξης στο αριστερό και στο δεξιό κάτω άκρο.

Στο γράφημα 6.2 παρατηρείται ότι οι τιμές του πλάτους της κατακόρυφης μετατόπισης για το κέντρο μάζας, που υπολογίστηκαν με το σύστημα μας, για τους παθολογικούς βαδιστές που εξετάστηκαν βρίσκονται σε χαμηλότερα επίπεδα από τα φυσιολογικά. Παρατηρείται επίσης ότι ακόμα και στην γρήγορη βάρδιση το πλάτος της μετατόπισης παραμένει σε χαμηλά επίπεδα.

Στον πίνακα 6.4 οι αντίστοιχες τιμές που υπολογίστηκαν για τον λόγο της μετατόπισης, ταχύτητας και επιτάχυνσης του κέντρου μάζας ως προς το ύψος του παθολογικού βαδιστή (σε cm), έγινε ανάλογα με το αν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το φυσιολογικό ή το παθολογικό πέλμα. Παρατηρείται ότι οι διαφορές στις τιμές είναι σημαντικές, κάτι άλλωστε που επιβεβαιώνεται και από τον έλεγχο στατιστικής σημαντικότητας των διαφορών που προέκυψαν (πίνακας 6.5).

Παρατηρείται επίσης ότι ενώ η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας, όταν το φυσιολογικό άκρο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος, είναι μεγαλύτερη από εκείνη, όταν σε επαφή με το δάπεδο βρίσκεται το παθολογικό άκρο, δεν ισχύει το ίδιο για την ταχύτητα και την επιτάχυνση. Αυτό φαίνεται στον πίνακα 6.6, στον οποίο εικονίζονται τα αποτελέσματα για κάθε παθολογικό βαδιστή χωριστά και χωρίς να έχει γίνει διαίρεση με το ύψος. Αυτό οφείλεται πιθανά στο ότι ο ασθενής προσπαθώντας να προφυλάξει το παθολογικό άκρο, έχει την τάση να στηρίζεται για μικρότερο χρονικό διάστημα όταν αυτό βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος, με αποτέλεσμα όλη η κίνηση του



σώματος να επιταχύνεται το συγκεκριμένο χρονικό διάστημα με σκοπό να στηριχθεί εκ νέου στο φυσιολογικό άκρο πιο γρήγορα.

Τέλος συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των φυσιολογικών βαδιστών από τον πίνακα 6.2 με τα αντίστοιχα των παθολογικών βαδιστών από τον πίνακα 6.4, παρατηρούμε ότι σε όλες τις κατηγορίες οι τιμές που μετρήθηκαν για τους παθολογικούς βαδιστές είναι μικρότερες.



Η δεύτερη ομάδα είναι η ομάδα των εργαζομένων, η οποία αποτελείται από τους εργαζόμενους της εταιρείας, οι οποίοι εργάζονται για την επίτευξη των στόχων της εταιρείας. Η ομάδα αυτή αποτελείται από τους εργαζόμενους της εταιρείας, οι οποίοι εργάζονται για την επίτευξη των στόχων της εταιρείας. Η ομάδα αυτή αποτελείται από τους εργαζόμενους της εταιρείας, οι οποίοι εργάζονται για την επίτευξη των στόχων της εταιρείας.

Η τρίτη ομάδα είναι η ομάδα των πελατών, η οποία αποτελείται από τους πελάτες της εταιρείας, οι οποίοι αγοράζουν τα προϊόντα της εταιρείας. Η ομάδα αυτή αποτελείται από τους πελάτες της εταιρείας, οι οποίοι αγοράζουν τα προϊόντα της εταιρείας. Η ομάδα αυτή αποτελείται από τους πελάτες της εταιρείας, οι οποίοι αγοράζουν τα προϊόντα της εταιρείας.

Η τέταρτη ομάδα είναι η ομάδα των ανταγωνιστών, η οποία αποτελείται από τους ανταγωνιστές της εταιρείας, οι οποίοι προσφέρουν παρόμοια προϊόντα με τα προϊόντα της εταιρείας. Η ομάδα αυτή αποτελείται από τους ανταγωνιστές της εταιρείας, οι οποίοι προσφέρουν παρόμοια προϊόντα με τα προϊόντα της εταιρείας.

**IV: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ**

Το παρόν έργο αποτελεί μια προσπάθεια να παρουσιαστεί η κατάσταση της εταιρείας, η οποία είναι η εταιρεία Α. Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων. Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων. Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων.

Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων. Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων. Η εταιρεία Α είναι μια εταιρεία που δραστηριοποιείται στον χώρο της παραγωγής και της διανομής προϊόντων.



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.

Το σύστημα επιταχυνσιομέτρου το οποίο σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε στα πλαίσια αυτής της διδακτορικής διατριβής, είχε ως κύριο στόχο την μελέτη, καταγραφή και ανάλυση της κατακόρυφης κίνησης του κέντρου μάζας του σώματος κατά την απλή ευθύγραμμη βάδιση.

Το σύστημα είναι μια πολύ ελαφριά και μικρή συσκευή, η οποία τοποθετείται κοντά στο θεωρητικό κέντρο μάζας του ανθρωπίνου σώματος με χρήση ελαστικής ζώνης, χωρίς να προκαλεί ιδιαίτερη όχληση στον εξεταζόμενο. Ο αισθητήρας, το ηλεκτρονικό κύκλωμα και το λογισμικό που αποτελούν το σύστημα, δεν απαιτούν ιδιαίτερες γνώσεις και ικανότητες για την συντήρηση, βαθμονόμηση και λειτουργία τους. Το σύστημα έχει τη δυνατότητα να λειτουργεί αυτόνομα ή και παράλληλα με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, ενώ έχει προβλεφθεί η δυνατότητα επέκτασης του συστήματος με επιπλέον αισθητήρες. Επιπλέον, το συνολικό κόστος της κατασκευής είναι χαμηλό.

Μια εξέταση φυσιολογικού ή παθολογικού ασθενή με το νέο σύστημα επιταχυνσιομέτρου, 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.

Ο έλεγχος αξιοπιστίας του συστήματος που πραγματοποιήθηκε, έδειξε ότι το σύστημα υπολογίζει τις απομακρύνσεις του αισθητήρα, και κατ' επέκταση και του κέντρου μάζας στο οποίο τοποθετείται ο αισθητήρας, με μικρό σχετικά σφάλμα.

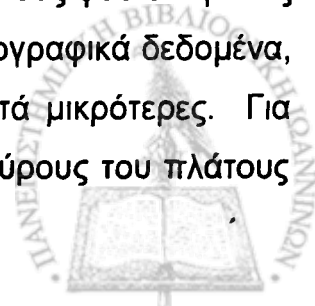
Το νέο σύστημα επιταχυνσιόμετρου χρησιμοποιήθηκε, σε συνεργασία με σύστημα αγωγίμου διαδρόμου, για την καταγραφή και ανάλυση της κίνησης του κέντρου μάζας μίας ομάδας φυσιολογικών βαδιστών και μίας ομάδας παθολογικών ασθενών.

Για τους φυσιολογικούς και παθολογικούς βαδιστές και για κανονική και γρήγορη ταχύτητα βάδισης μετρήθηκαν :

- το εύρος του πλάτους της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας (ανάμεσα σε μονοποδική στήριξη και διπλή στήριξη)
- η απομάκρυνση του κέντρου μάζας
- η ταχύτητα του κέντρου μάζας
- και η επιτάχυνση του κέντρου μάζας,

ανάλογα με το πιο πέλμα (αριστερό ή δεξί) βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο. Για τους μεν φυσιολογικούς βαδιστές η διάκριση γίνεται μεταξύ δεξιού και αριστερού πέλματος, ενώ για τους παθολογικούς βαδιστές μεταξύ φυσιολογικού και παθολογικού ποδιού.

Οι τιμές που προέκυψαν από τον υπολογισμό του εύρους του πλάτους της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας για κανονική ταχύτητα βάδισης συγκρίθηκαν με αυτά που είναι γνωστά από την βιβλιογραφία για την φυσιολογική βάδιση. Βρέθηκε ότι για τους φυσιολογικούς βαδιστές οι τιμές αυτές βρίσκονται σε συμφωνία με βιβλιογραφικά δεδομένα, ενώ για τους παθολογικούς βαδιστές οι τιμές είναι αρκετά μικρότερες. Για γρήγορη βάδιση παρατηρήθηκαν τιμές μεγαλύτερες του εύρους του πλάτους



της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας και στις δύο ομάδες σε σύγκριση με την μικρότερη ταχύτητα βάρδισης.

Η σύγκριση των τιμών για την απομάκρυνση, την ταχύτητα και την επιτάχυνση του κέντρου μάζας, ανάλογα με το πιο πέλμα βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο, για τους φυσιολογικούς βαδιστές έδειξε ότι δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Αντίθετα για τους παθολογικούς βαδιστές υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλες τις κατηγορίες αποτελεσμάτων και για τις δύο ταχύτητες βάρδισης.

Συγκρίνοντας τις τιμές που προέκυψαν από την εξέταση και των δύο ομάδων βαδιστών με το νέο σύστημα επιταχυνσιομέτρου είναι εφικτός ο διαχωρισμός της βάρδισης σε φυσιολογική και παθολογική. Επίσης το γεγονός ότι οι τιμές για το εύρος του πλάτους της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας φυσιολογικών βαδιστών είναι απολύτως σύμφωνες με βιβλιογραφικά δεδομένα, αποτελεί την κυριότερη απόδειξη ότι το νέο σύστημα επιταχυνσιομέτρου δίνει αξιόπιστες μετρήσεις.

Συνοψίζοντας είναι σαφές ότι το νέο σύστημα επιταχυνσιομέτρου έχει εκπληρώσει τους στόχους που είχαν τεθεί κατά τον σχεδιασμό του. Η εξελικτική πορεία του συστήματος θα περιλαμβάνει την βελτίωσή του με την κατασκευή συστήματος τηλεμετρίας και την προσθήκη επιπλέον αισθητήρων έτσι ώστε να επιτυγχάνεται τρισδιάστατη καταγραφή δεδομένων. Τέλος, η παρακολούθηση ασθενών σε βάθος χρόνου και η λειτουργία του συστήματος σε εξετάσεις ρουτίνας θα καταδείξει την αξιοπιστία και λειτουργικότητα του συστήματος σε κλινικό περιβάλλον.





V: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ



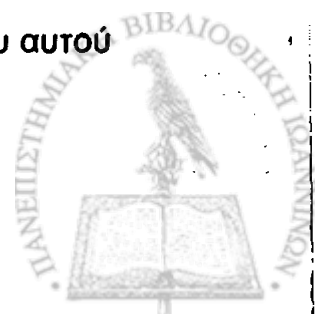
Μια από τις πιο περίπλοκες κινήσεις που παρουσιάζονται γύρω μας και ταυτόχρονα με πολύ μεγάλο ενδιαφέρον, είναι η κίνηση του ανθρωπίνου σώματος. Η μελέτη της ανθρώπινης βάδισης έχει προσελκύσει από νωρίς το ενδιαφέρον των ερευνητών αφ' ενός μεν λόγω της πολυπλοκότητας και των ιδιομορφιών που παρουσιάζει, 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 διάφορες μέθοδοι καταγραφής των κινηματικών και κινητικών δεδομένων της βάδισης. Οι πιο σημαντικές είναι με χρήση κινηματογραφικών μηχανών, μηχανών video, δυναμοπλακών, αγωγιμου διαδρόμου, δυναμοδαπέδων, επιταχυνσιομέτρων 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.

Σκοπός της εργασίας αυτής, είναι η παρουσίαση του νέου συστήματος που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Στόχος του συστήματος είναι η καταγραφή των θέσεων, ταχυτήτων και επιταχύνσεων που αναπτύσσονται στο κέντρο μάζας του ανθρωπίνου σώματος κατά την ευθύγραμμη κίνηση στο κατακόρυφο επίπεδο, με την χρήση απλού προς τον χρήστη λογισμικού και διαδικασίας εξέτασης η οποία δεν θα απαιτεί εξειδικευμένες γνώσεις από τον εξεταστή. Επίσης το σύστημα θα πρέπει να είναι κατάλληλο για εξετάσεις ρουτίνας. Τέλος το κόστος κτήσης και συντήρησης του συστήματος θα πρέπει να είναι αρκετά χαμηλό.

Τα βήματα που ακολουθήθηκαν κατά την ανάπτυξη του νέου αυτού συστήματος είναι:

- επιλογή κατάλληλων αισθητήρων



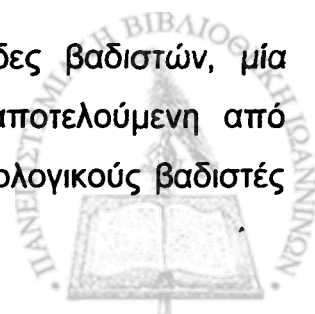
- σχεδίαση και κατασκευή ηλεκτρονικού κυκλώματος για την ενίσχυση και φιλτράρισμα του σήματος των αισθητήρων
- βαθμονόμηση και έλεγχος επαναληπτικότητας των αισθητήρων
- ανάπτυξη κατάλληλου λογισμικού για τη λήψη, επεξεργασία, αποθήκευση των πειραματικών μετρήσεων και παρουσίαση των αποτελεσμάτων με εύκολο και κατανοητό τρόπο.

Το νέο σύστημα που αναπτύχθηκε για την καταγραφή και ανάλυση της κίνησης του κέντρου μάζας, 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 κατακόρυφος 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.

Κατά την σχεδίαση και ανάπτυξη του λογισμικού έγινε ειδική μέριμνα έτσι ώστε το νέο σύστημα να μπορεί να λειτουργήσει αυτόνομα ή σε συνεργασία με σύστημα αγωγίμου διαδρόμου. Επίσης τα πειραματικά δεδομένα να αποθηκεύονται αυτόματα σε βάση δεδομένων για μελλοντική χρήση. Τέλος το λογισμικό είναι παραμετροποιημένο, έτσι ώστε να υποστηρίζει τυχόν μελλοντικές επεκτάσεις ή αλλαγές του συστήματος.

Με το νέο σύστημα εξετάστηκαν δύο ομάδες βαδιστών, μία αποτελούμενη από φυσιολογικούς βαδιστές και μία αποτελούμενη από παθολογικούς βαδιστές. Τα αποτελέσματα για τους φυσιολογικούς βαδιστές



ήταν σε πλήρη συμφωνία με τα βιβλιογραφικά δεδομένα. Τέλος η σύγκριση των αποτελεσμάτων ανάμεσα στις δύο ομάδες βαδιστών έδειξε ότι τα αποτελέσματα για τους παθολογικούς βαδιστές είχαν χαρακτηριστικές διαφορές σε σχέση με τους φυσιολογικούς βαδιστές. Η παρατήρηση αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην αξιολόγηση της κατάστασης ενός ασθενούς.



## **VI: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ**

**Summary**

**“Dynamic Study of Human Gait”**

**Ph.D Thesis of Demitrios Demopoulos**



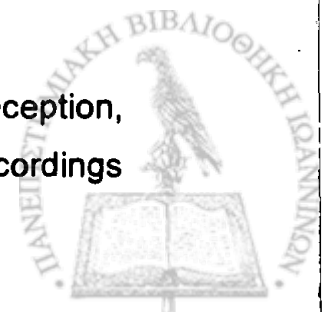
One of the most complicated movements, which shows a great interest, is the movement of the human body. The study of the human gait has gained the interest among the scientists due to its complexity, its unique characteristics and the importance of the results applying to the clinical level. Many kinematics and dynamics studies of gait have been performed, from a mechanical point of view. However, the full description and comprehension of the human gait has not yet been reached.

Several methods of recording of the kinematic and kinetic data have been developed. The most important methods use cinematographic devices, video devices, force plates, conductive walkways, accelerometers etc. Most of the systems that have been developed are rather complicated, demand specialized knowledge from the user, the initial cost and the cost of maintenance of these systems is quite high.

The aim of this study is the presentation of a new system, which has been developed in the Laboratory of Medical Physics of the Department of Medicine of the University of Ioannina. The main target of this system was to record the positions, velocities and accelerations close to the center of mass of the human body in the vertical plane during forward movement, using a user-friendly software and a simple examination process. Moreover, the system should be suitable for routine examinations in a research and/or a clinical environment. Finally, the initial cost of the system and the cost of maintenance should be relatively low.

The steps, followed during the development of the new system, were:

- Selection of appropriate sensors
- Design and construction of the electronic circuit for the amplification and filtering of the sensor signal
- Calibration and repeatability tests of the sensors
- Development of the appropriate software for the reception, processing, storing and retrieval of the experimental recordings



and presentation of the results in a facile and comprehensive way.

The new system consists of a sensor which is placed near the theoretical center of mass of the human body fixed on an elastic belt. The orientation of the sensor has been designed so that the sensitivity axis to be perpendicular to the plane of walking. The sensor and the electronic circuits are well set in a plastic box, 7x3x4cm and a few grammars weight, insuring the minimum annoyance of the patient.

The experimental data are stored in the computer through an analogue to digital converter. The appropriate software carries out the data processing and the extraction of the results is accomplished in near real time. The system records and presents in a graphical form the variations of acceleration, velocity and displacement of the theoretical center of mass with respect to the vertical axis.

During the design and development of the software, special care was taken so that the new system would be able to operate automatically or in collaboration with the conductive walkway system. Furthermore, the experimental data are stored automatically in a database for future use. Finally, the software is parameterized so that to support possible future upgrades or changes of the system.

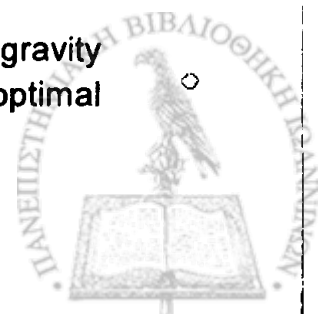
Two groups of walkers were examined with the new system, the first group of physiological and the second group of pathological walkers. The results for the first group were in full accordance with the bibliographic data. Finally, the results of the group of pathological walkers appeared quite different compared to the results of the group of physiological walkers. This observation can be used to the validation of the patient's clinical condition.







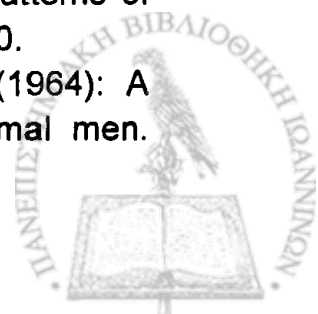
1. Alkjaer, T., Simonsen, B.E., Dyhre-Poulsen, P. (2001): Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait and Posture*, **13**, 73-77.
2. Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres E., Fritsch, C., Leyvraz, P.F., Robert, P. (1999): Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med. Biol. Eng. Comput.*, **37**, 686-691.
3. Anderson, C.F. and Pandy, G.M. (2001): Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomechanics*, **34**, 153-161.
4. Anderson, C.F., Pandy, G.M. (2003): Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, **17**, 159-169.
5. Anton, J.B., Read, L. and Nigg, B.N. (1996): A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *J. Biomechanics*, **29**, 946-954.
6. Blumentritt, S. (1995): Ganganalyse als neuer entwicklungen. *Orhtop. Tech.*, **46**, 757-761.
7. 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.
8. 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.
9. Bowker, P., Messenger, N. (1988): The measurement of gait. *Clinical Rehabilitation*, **2**, 89-97.
10. Breniere, Y., Dietrich, G. (1992): Heel-off perturbation during gait initiation: biomechanical analysis using triaxial accelerometry and force plate. *J. Biomechanics*, **25**, 121-127.
11. 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.
12. Cappozzo, A. (1981): Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J. Biomechanics*, **14**, 411.
13. Cappozzo, A. (1991): Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*, **10**, 589-602.
14. Cavagna, G. and Margaria, R. (1966): Mechanics of walking. *J. of Applied Physiology*, **6**, 729-736.
15. Cavagna, G., Saibene, F.P. and Margaria, R. (1963): External work in walking. *J. of Applied Physiology*, **18-1**, 1-9.
16. 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.



17. Contini, R. (1972): Body Segment parameters, Part II. *Artificial Limbs*, **16**, 1-19.
18. 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.
19. Dailey, J.D., *Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits, Theory and Applications.*
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. Elftman, H. (1939): Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physics*, **125**, 339-356.
25. Elftman, H. (1951): The basic pattern of human locomotion. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, **51**, 1207-1212.
26. Elftman, H. (1967): Basic function of the lower limb. *Biomedical Engineering*, 342-345.
27. 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.
28. Evans, A.L., Duncan, G., Gilchrist, W. (1991): Recording accelerations in body movements. *Med Biol Eng Comput.*, **29**, 102-4.
29. 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.
30. Giakas, G., Stergioulas, K.L., Vourdas, A. (2000): Time-frequency analysis and filtering of kinematic signals with impacts using the Winger function: accurate of the second derivative. *J. Biomechanics*, **33**, 567-574.
31. Gifford, G. and Huges, J. (1983): A gait analysis system in clinical practice. *J. Biomechanics*, **5**, 297-301.
32. Hansen, M.L., Otis, J.C., Kenneally, S.M., Deland, J.T. (2001): Aclosed-loop cadaveric foot and ankle loading model. *J. Biomechanics*, **34**, 551-555.



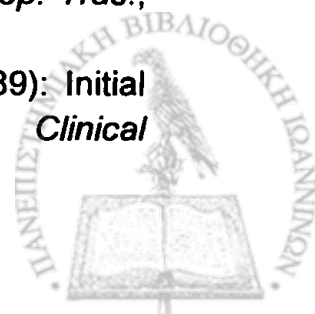
33. Hasan, S.S., Robin, W.D., Szurkus, G.R., Ashmead, H.D., Peterson, W.S., Shiavi, G.R. (1996): Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait & Posture*, **4**, 11-20.
34. Hausdorff, J.M., Ladin, Z. and Wei, J.Y. (1995): Footswitch system for measurement of temporal parameters of gait. *J. Biomechanics*, **6**, 347-351.
35. Hof, L.At., (1992): An explicit expression for moment in multibody systems. *J. Biomechanics*, **25**, 1209-1211.
36. Hughes, J. and Jacobs, N. (1979): Normal human locomotion. *Prosthetics and Orthotics International*, **3**, 1-4.
37. Inman, T.V., Ralston, J.H., Todd, F., Human Walking.
38. Inman, Y.T. (1966): Human locomotion. *Medical Association Journal*, **94**, 1047-1054.
39. Inman, Y.T. (1968): Conservation of energy in ambulation. *Bulletin of Prosthetics Research*, 26-35.
40. 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.
41. Κυριαζής Β. (1999): Καταγραφή χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός εργαστηρίου, Διδακτορική Διατριβή. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων.
42. 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.
43. 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.
44. Moe-Nilssen, R., Helbostad, J.L. (2004): Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J. Biomechanics*, **37**, 121-6.
45. Morris, J.R.W. (1973): Accelerometry – A technique for the measurement of human body movements. *J. Biomechanics*, **6**, 729-736.
46. Morrison, J.B. (1986): Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *J. Biomedical Engineering*, **3**, 164-170.
47. Murray, M.P. (1967): Gait as a Total Pattern of Movements. *American Journal of Physical Medicine*, **46**, 290-333.
48. 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.
49. 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.
50. Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H. and Sepic, S.B. (1964): A comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine*, **45**, 8-24.



51. Nevill, A.J., Pepper, M.G. and Wichting, M. (1995): In-shoe foot pressure system utilizing piezoelectric film transducers. *Med. And Biol. Eng. and Comp.*, **33**, 76-81.
52. Ντούνης, Ε., Rose, G.K. (1980): Παρατηρήσεις επι της φυσιολογικής βαδίσσεως. *Ελληνική Χειρουργική Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία*, **31**, 3, 136.
53. Peizer, E., Wright, D. and Mason, C. (1969): Human Locomotion. *Bulletin of Prosthetics Research-Fall 1969*, 2-5.
54. 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.
55. Πήγας Κ. Μηχανική.
56. Ren, L., Jonew, R.K. and Howard, D. (2005): Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. *J. Biomechanics*, **38**, 853-863.
57. Rigas, C. (1978): Voluntarily controlled telescopic above knee prosthesis. PhD Thesis. University of Strathclyde. Glasgcow.
58. Rigas, C. (1984): Spatial parameters of gait related to the position of the foot on the ground. *Prosthetics and Orhotics International*, **8**, 130-134.
59. Rigas, C. (1988): A conductive walkway system for measurement of temporal and distance parameters of gait. *Prosthetics and Orhotics International*, **12**, 46-49.
60. 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.
61. Robinson, J.L., Smidt, G.L., Arora, J.S. (1977): Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees. *Phys Ther.*, **57**, 898-904
62. 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.
63. Rostedt, M., Broman, H., Hansson, T. (1995): Resonant frequency of a pin-accelerometer system mounted in bone. *J. Biomechanics*, **28**, 625-629.
64. 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.
65. 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.
66. 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.
67. Shelburne, B.K., Pandy, G.M., Anderson, C.F. and Torry, R.M. (2004): Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J. Biomechanics*, **37**, 797-805.



68. Smidt, G.L., Arora, J.S., Johnston, R.C. (1971): Accelerographic analysis of several types of walking. *Am J Phys Med.*, **50**, 285-300.
69. Smidt, G.L., Deusinger, R.H., Arora, J., Albright, J.P. (1977): An automated accelerometry system for gait analysis. *J. Biomechanics*, **10**, 367-75.
70. 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.
71. Τρεμπέλης Κ., (1990): Υπολογιστικές μέθοδοι αριθμητικής ανάλυσης στη μελέτη της ανθρώπινης βάδισης, Διδακτορική Διατριβή. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων.
72. Wagenaar, R.C., Beek, W.J. (1992): Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis *J. Biomechanics*, **25**, 1007-15.
73. Wall, J.C., Charteris, J. and Hoare, J.W. (1978): An automated on-line system for measuring the temporal patterns of foot/floor contact. *J. Med. Eng. and Tech.*, **2**, 187-190.
74. Whittle, W.M. (1997): Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, **16**, 347-355.
75. Willemsen, A.T., Bloemhof, F., Boom, H.B. (1990): Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.*, **37**, 1201-8.
76. 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.
77. Williams and Lissner, Biomechanics of human motion.
78. Williamson, R., Andrews, B.J. (2000): Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Med. Biol. Eng. Comput.*, **39**, 1-9.
79. Williamson, R., Andrews, B.J. (2000): Sensor systems for lower limb functional electrical stimulation (FES) control. *Medical Engineering & Physics*, **22**, 313-325.
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. Tras.*, **11**, 418-419.
83. Young, B.J., Perkins, P., Atkinson, S., Chamberlain, A.M. (1989): Initial experience with a telemeterized gait analysis system. *Clinical Rehabilitation*, **3**, 205-209.



vlll

-VI: ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ



**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α**



## Συχνότητα 0,607 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0062	1,50
0,0080	2,00
0,0103	2,50
0,0124	3,00
0,0146	3,50
0,0167	4,00
0,0195	4,50
0,0220	5,00

## Συχνότητα 0,719 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0085	1,00
0,0120	1,50
0,0180	2,00
0,0230	2,50
0,0280	3,00
0,0320	3,50
0,0375	4,00
0,0440	4,50
0,0500	5,00

## Συχνότητα 0,661 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0110	1,50
0,0135	2,00
0,0170	2,50
0,0200	3,00
0,0240	3,50
0,0270	4,00
0,0290	4,50
0,0325	5,00

## Συχνότητα 0,800 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0150	1,00
0,0220	1,50
0,0295	2,00
0,0360	2,50
0,0430	3,00
0,0530	3,50
0,0575	4,00
0,0640	4,50
0,0700	5,00





## Συχνότητα 0,889 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0225	1,00
0,0310	1,50
0,0405	2,00
0,0515	2,50
0,0630	3,00
0,0715	3,50
0,0825	4,00
0,0930	4,50
0,1055	5,00

## Συχνότητα 1,026 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0375	1,00
0,0523	1,50
0,0685	2,00
0,0816	2,50
0,0964	3,00
0,1092	3,50
0,1243	4,00
0,1491	4,50
0,1638	5,00

## Συχνότητα 1,156 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0549	1,00
0,0776	1,50
0,1004	2,00
0,1247	2,50
0,1469	3,00
0,1697	3,50
0,1914	4,00
0,2142	4,50
0,2366	5,00

## Συχνότητα 0,966 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0295	1,00
0,0415	1,50
0,0540	2,00
0,0670	2,50
0,0830	3,00
0,0930	3,50
0,1050	4,00
0,1155	4,50
0,1295	5,00



## Συχνότητα 1,091 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0471	1,00
0,0660	1,50
0,0843	2,00
0,1053	2,50
0,1244	3,00
0,1433	3,50
0,1613	4,00
0,1790	4,50
0,1937	5,00

## Συχνότητα 1,225 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0620	1,00
0,0868	1,50
0,1145	2,00
0,1416	2,50
0,1704	3,00
0,1956	3,50
0,2208	4,00
0,2520	4,50
0,2885	5,00

## Συχνότητα 1,294 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0762	1,00
0,1078	1,50
0,1420	2,00
0,1726	2,50
0,2031	3,00
0,2347	3,50
0,2649	4,00
0,2956	4,50
0,3265	5,00

## Συχνότητα 1,493 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,1244	1,00
0,1757	1,50
0,2277	2,00
0,2825	2,50
0,3372	3,00
0,3885	3,50
0,4460	4,00
0,5261	4,50
0,5757	5,00



## Συχνότητα 1,725 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,2027	1,00
0,2930	1,50
0,3862	2,00
0,4810	2,50
0,5635	3,00
0,6538	3,50
0,7371	4,00
0,8361	4,50
0,9199	5,00

## Συχνότητα 1,369 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,0950	1,00
0,1344	1,50
0,1711	2,00
0,2121	2,50
0,2517	3,00
0,2930	3,50
0,3342	4,00
0,3770	4,50
0,4097	5,00

## Συχνότητα 1,594 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,1590	1,00
0,2285	1,50
0,3024	2,00
0,3685	2,50
0,4402	3,00
0,5106	3,50
0,5781	4,00
0,6609	4,50
0,7241	5,00

## Συχνότητα 1,836 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,2408	1,00
0,3450	1,50
0,4547	2,00
0,5485	2,50
0,6513	3,00
0,7565	3,50
0,8605	4,00
1,0016	4,50



## Συχνότητα 2,018 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,3050	1,00
0,4336	1,50
0,5707	2,00
0,6923	2,50
0,8322	3,00
0,9738	3,50
1,1130	4,00
1,2671	4,50

## Συχνότητα 2,500 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,6344	1,00
0,8561	1,50
1,1307	2,00
1,3942	2,50
1,6153	3,00
1,8967	3,50
2,0963	4,00
2,3515	4,50

## Συχνότητα 3,226 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
1,2290	1,00
1,8302	1,50
2,3287	2,00
2,7713	2,50
3,2893	3,00
3,7287	3,50

## Συχνότητα 4,142 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
2,3663	1,00
2,7625	1,30
3,2478	1,50
3,6821	1,80

## Συχνότητα 2,198 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,4181	1,00
0,5817	1,50
0,7550	2,00
0,9100	2,50
1,1105	3,00
1,2727	3,50
1,5021	4,00
1,6588	4,50



## Συχνότητα 2,818 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,8388	1,00
1,1801	1,50
1,5602	2,00
1,9968	2,50
2,3706	3,00
2,7391	3,50
3,1095	4,00

## Συχνότητα 3,739 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
1,6274	1,00
2,3625	1,50
3,1015	2,00
3,7662	2,50

## Συχνότητα 4,814 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
1,7459	0,50
2,5305	0,80
3,0282	1,00
3,6794	1,30

## Συχνότητα 5,695 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,1500	0,4260
0,2000	0,4798
0,3000	0,7427
0,3500	0,8355
0,4000	0,9465
0,5000	1,1135

## Συχνότητα 6,372 Hz

Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,1000	0,3260
0,1500	0,3880
0,2000	0,5280
0,2500	0,6070
0,3000	0,6785
0,3500	0,8490
0,4000	0,9750
0,4500	1,1075
0,5000	1,2365



## Συχνότητα 7,480 Hz

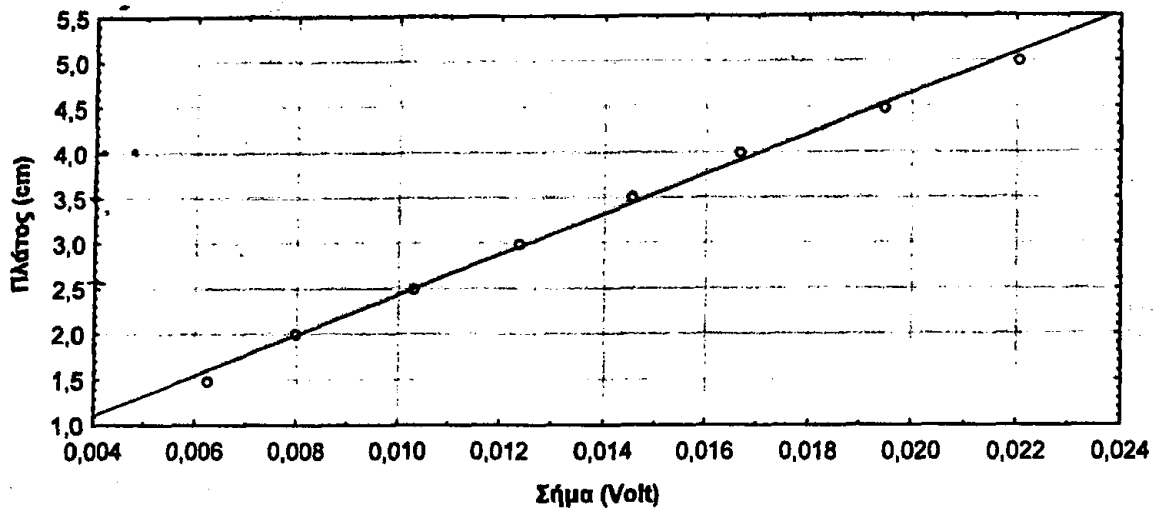
Πλάτος σήματος (Volt)	Πλάτος ταλάντωσης (cm)
0,1000	0,2460
0,1500	0,3690
0,2000	0,4785
0,2200	0,5515
0,2500	0,6740
0,2800	0,6200
0,3000	0,6940
0,3200	0,7835
0,3500	0,8525
0,4000	0,9975
0,4500	1,0740
0,4800	1,1170
0,5000	1,2405
0,6000	1,3965



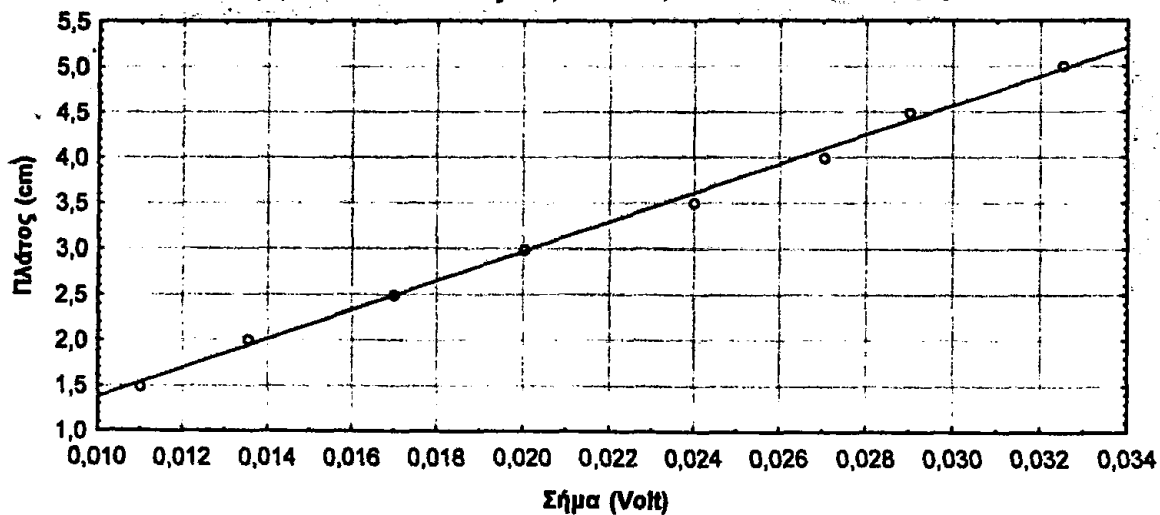
**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β**



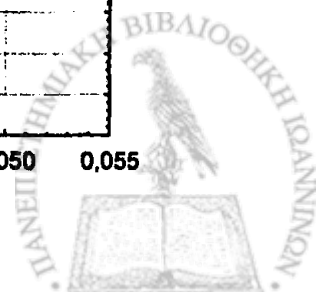
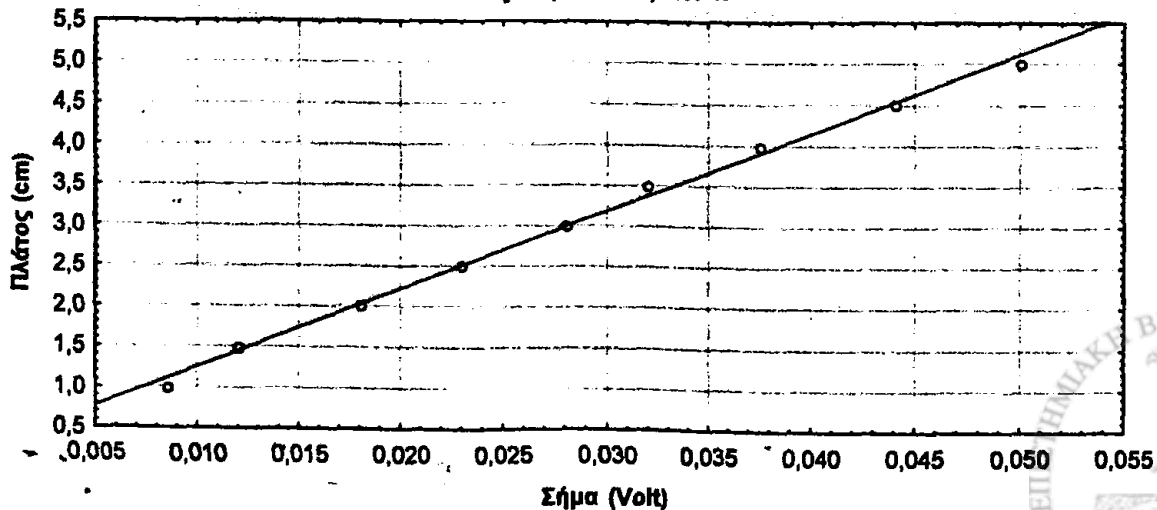
Συχνότητα 0,607 Hz  
 Πλάτος =  $0,2183+221,4943 \cdot x$



Συχνότητα 0,661 Hz  
 Πλάτος =  $-0,2247+159,7561 \cdot x$

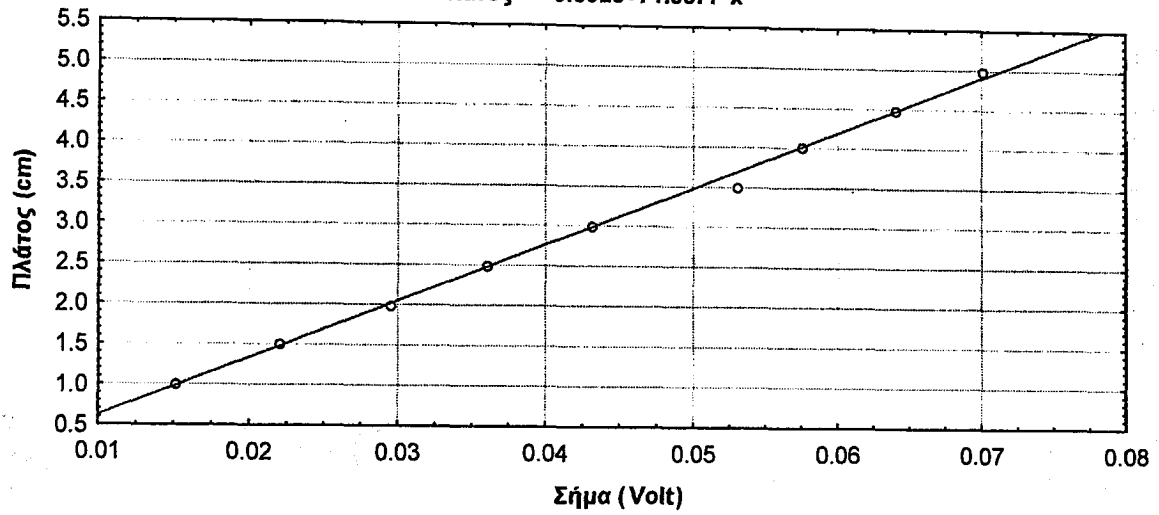


Συχνότητα 0,719 Hz  
 Πλάτος =  $0,2893+96,4297 \cdot x$

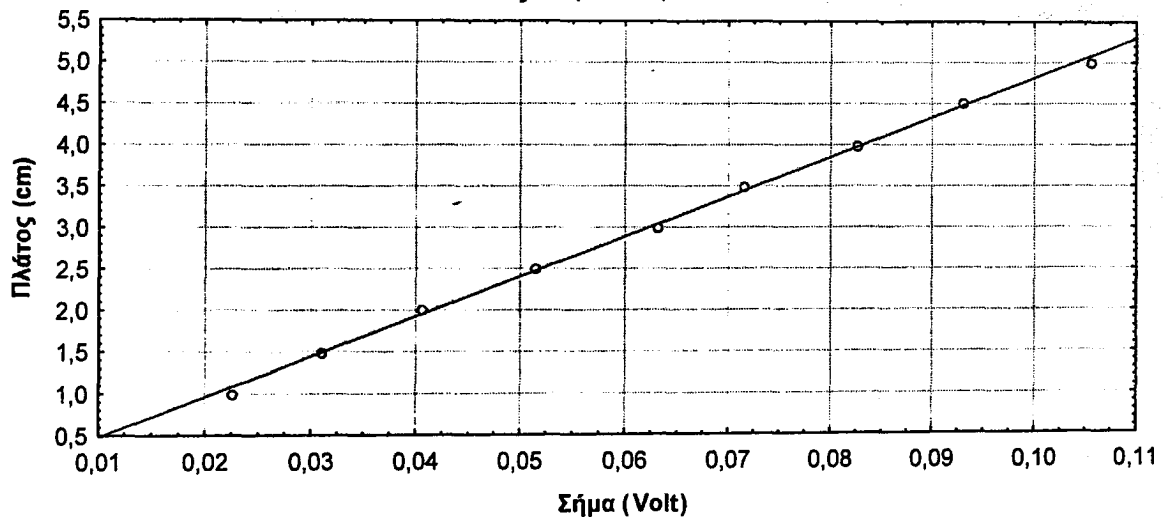




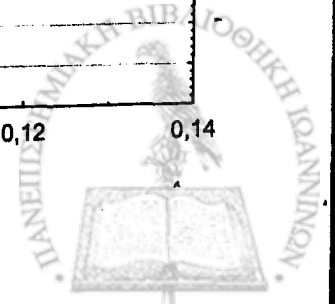
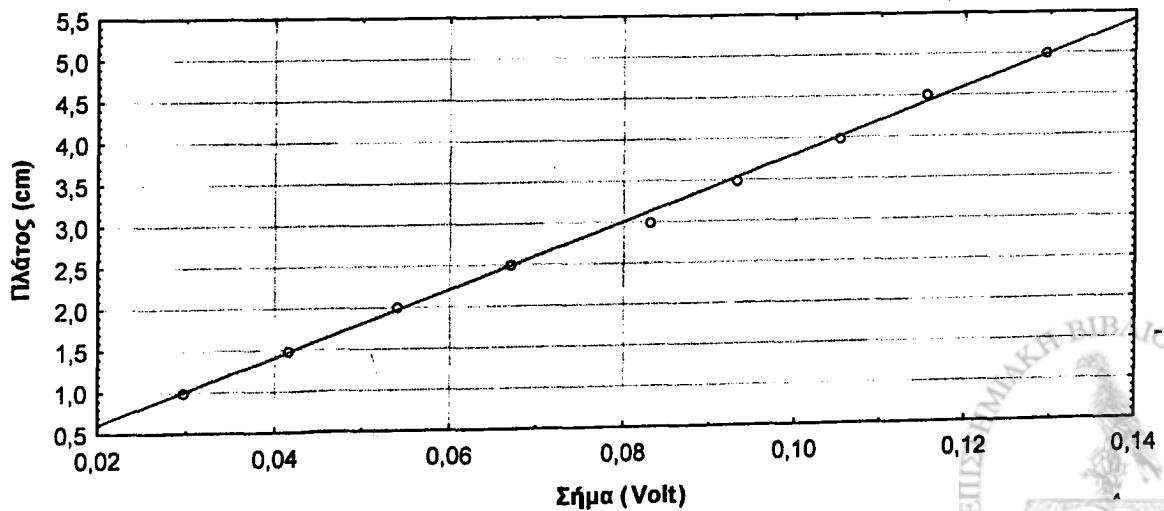
Συχνότητα 0,800 Hz  
 Πλάτος =  $-0.0926+71.3677 \cdot x$



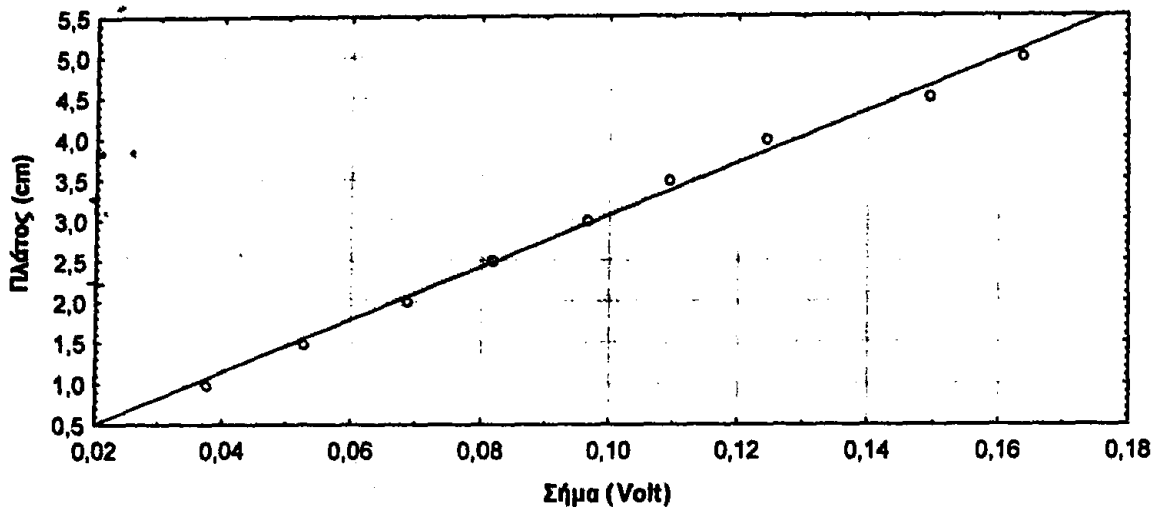
Συχνότητα 0,889 Hz  
 Πλάτος =  $-0.002+48.1611 \cdot x$



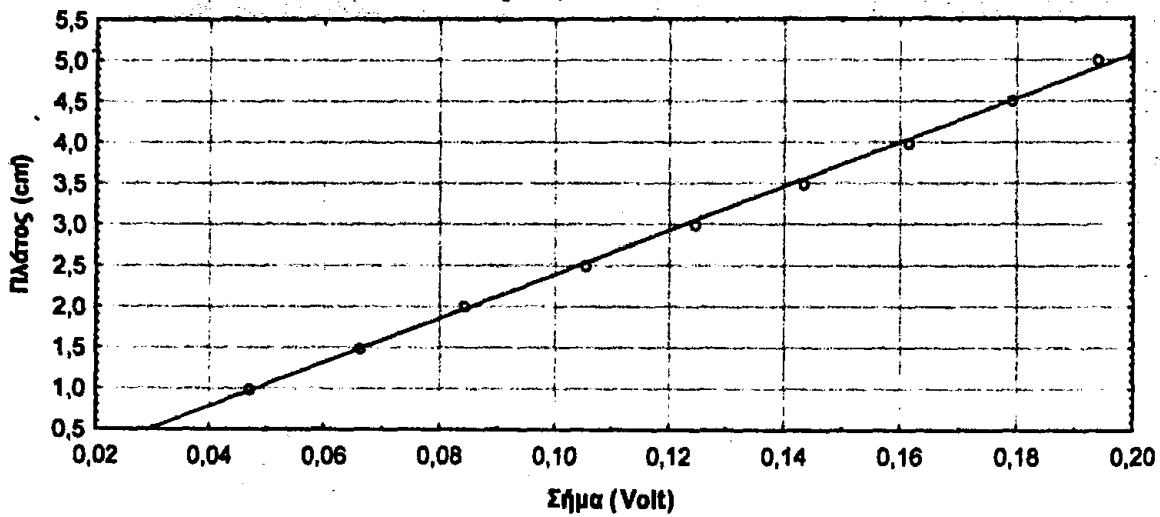
Συχνότητα 0,966 Hz  
 Πλάτος =  $-0.1858+39.9337 \cdot x$



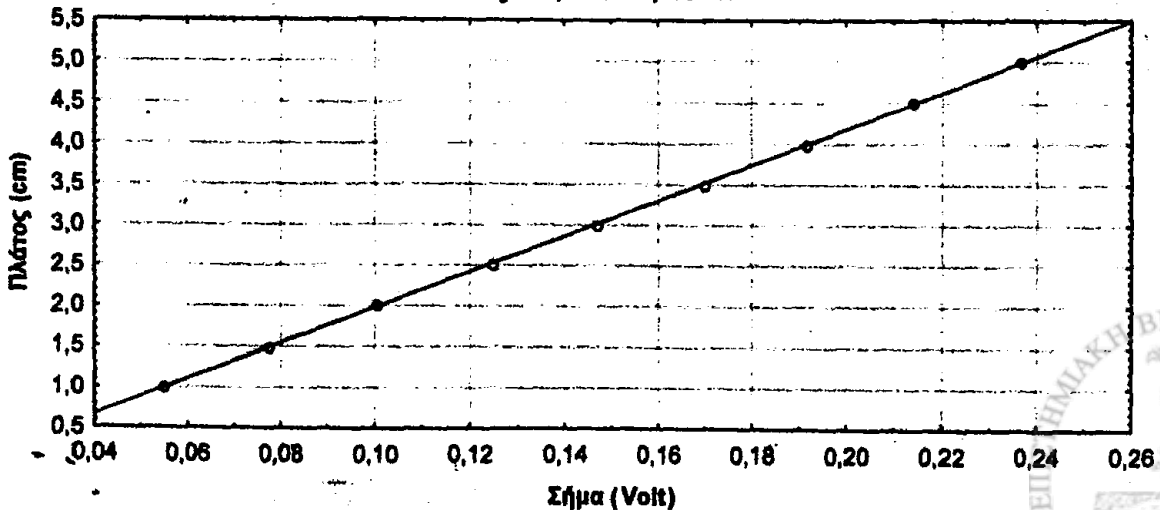
Συχνότητα 1,026 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1305+31,9187 \cdot x$



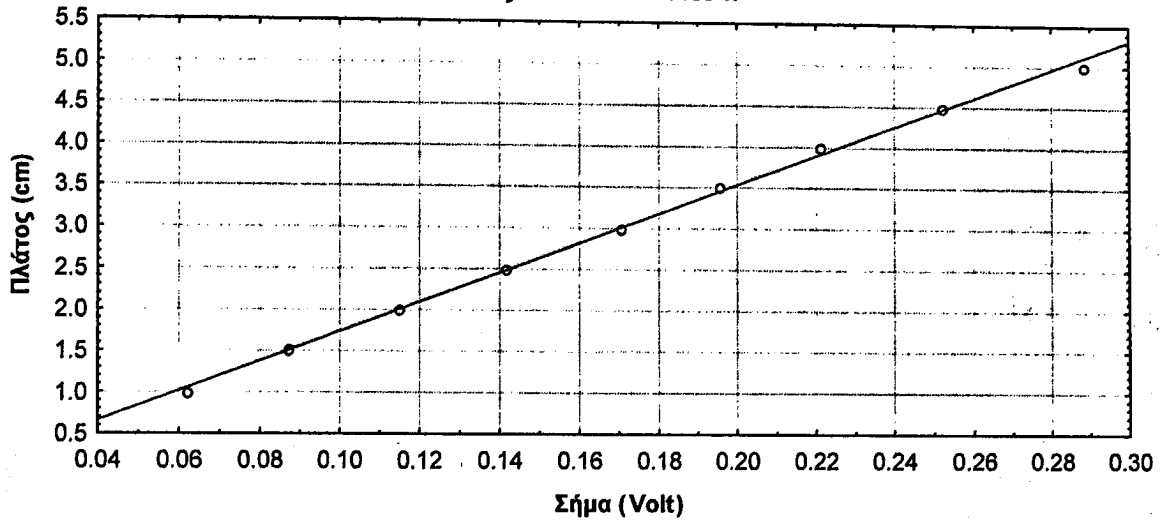
Συχνότητα 1,091 Hz  
 Πλάτος =  $-0,2897+26,8118 \cdot x$



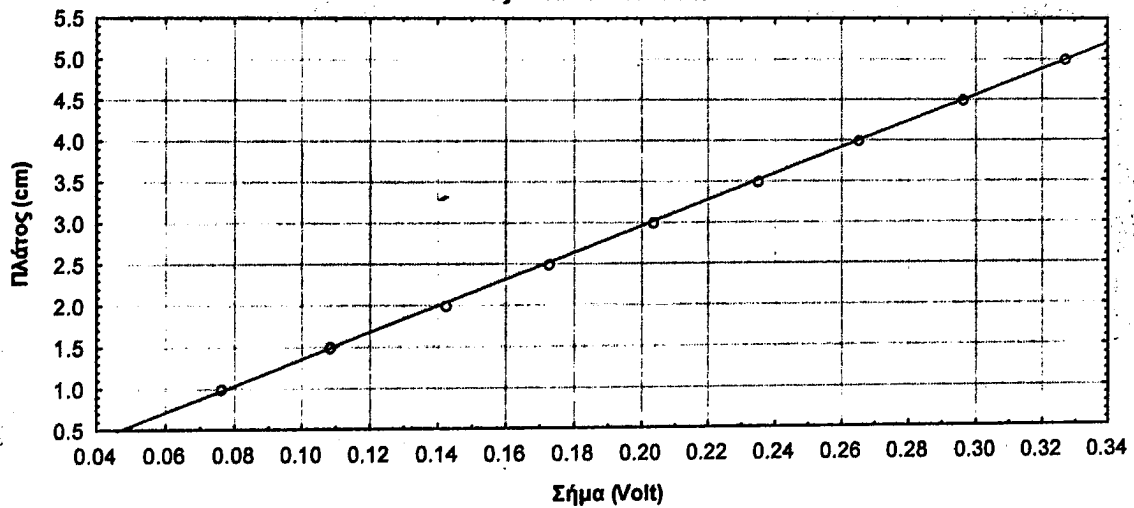
Συχνότητα 1,156 Hz  
 Πλάτος =  $-0,2179+21,9991 \cdot x$



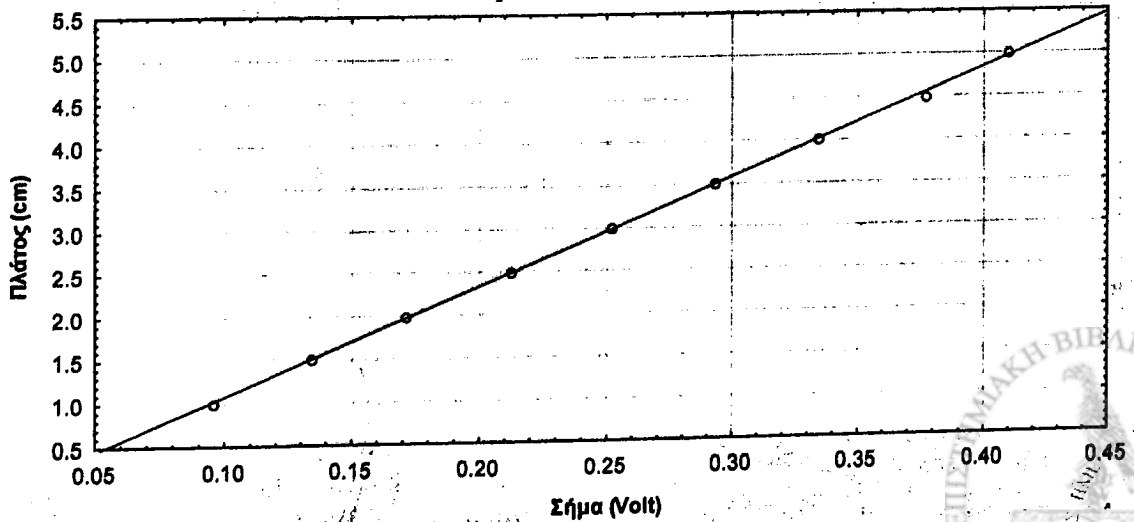
Συχνότητα 1,225 Hz  
 Πλάτος =  $-0.0559+17.9489 \cdot x$



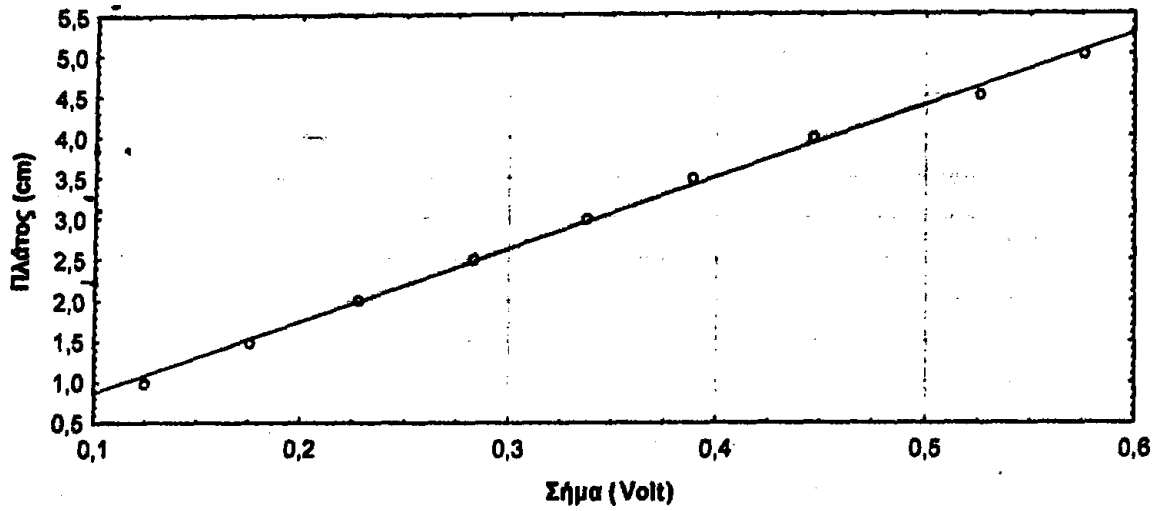
Συχνότητα 1,294 Hz  
 Πλάτος =  $-0.2461+16.021 \cdot x$



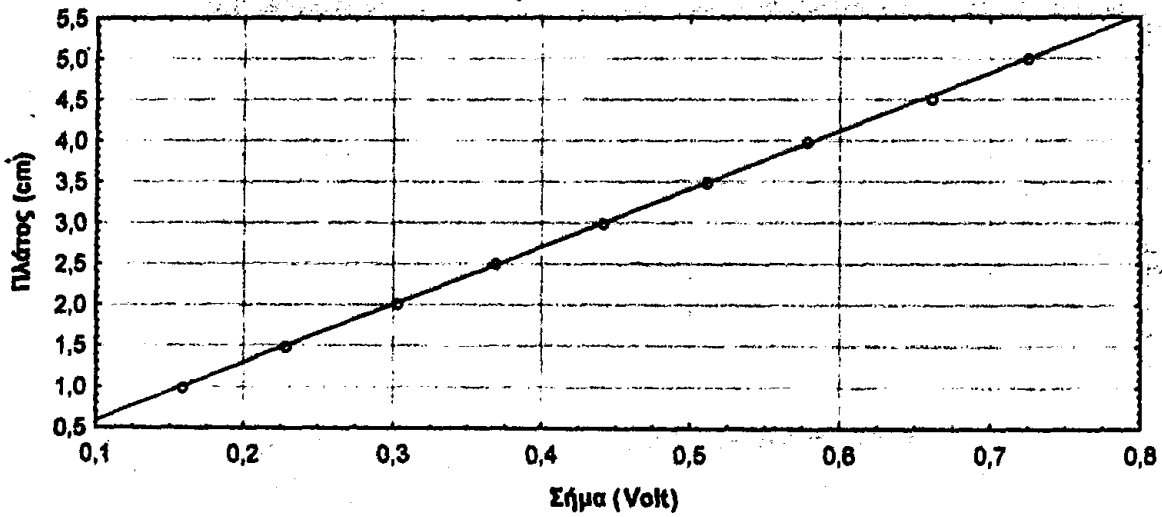
Συχνότητα 1,369 Hz  
 Πλάτος =  $-0.1709+12.5271 \cdot x$



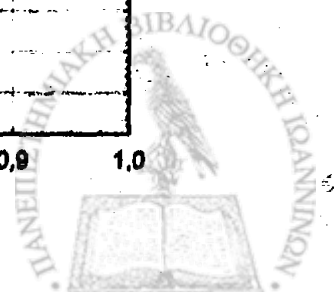
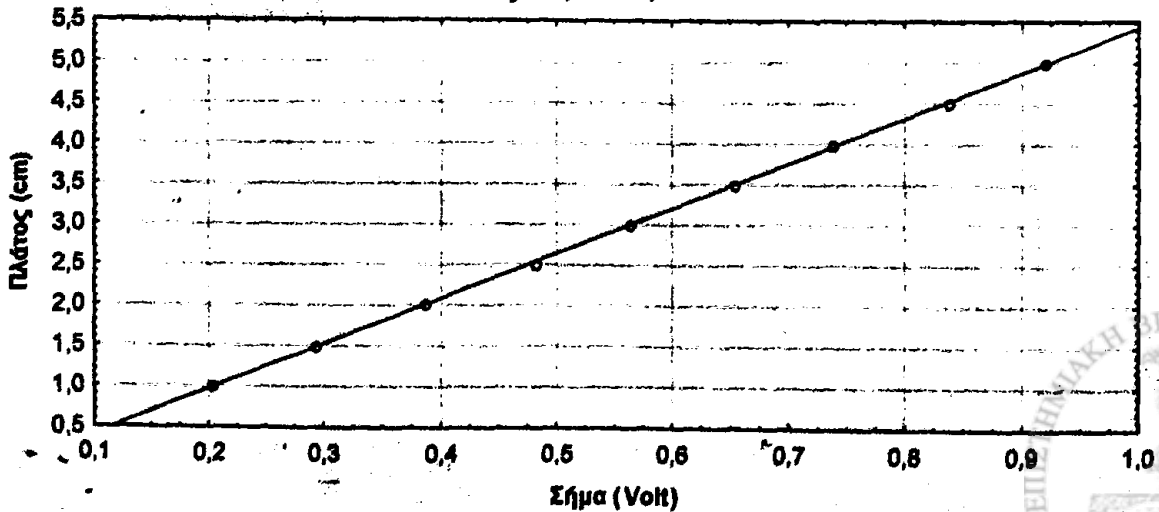
Συχνότητα 1,493 Hz  
 Πλάτος =  $-0,0153+8,8001 \cdot x$



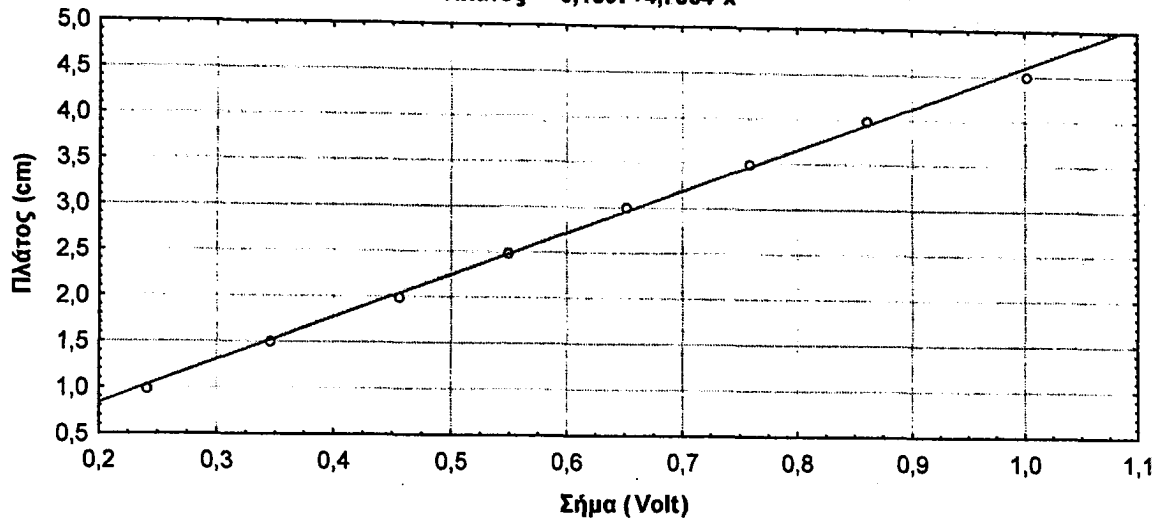
Συχνότητα 1,694 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1139+7,055 \cdot x$



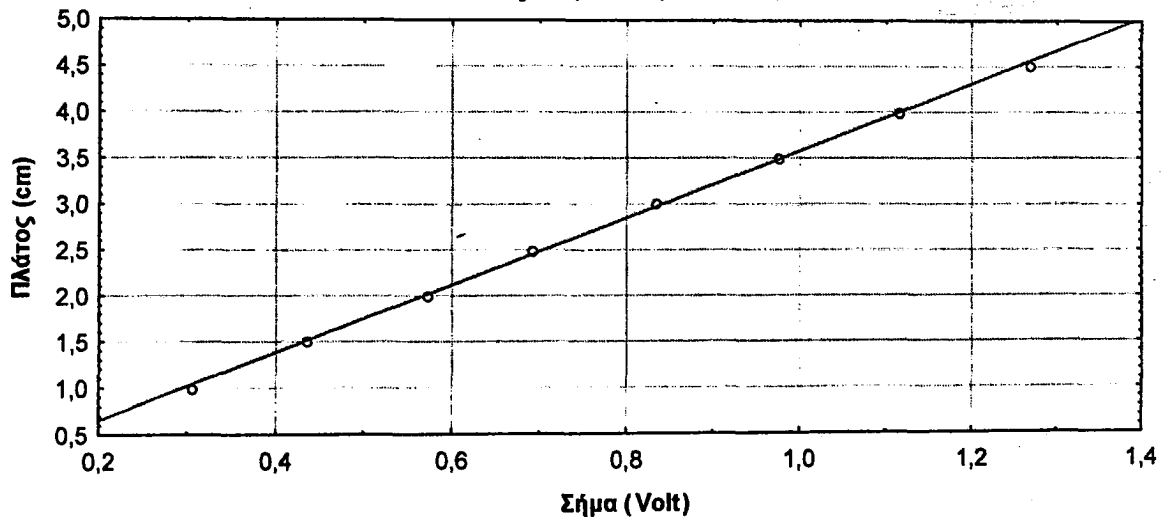
Συχνότητα 1,725 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1488+5,5822 \cdot x$



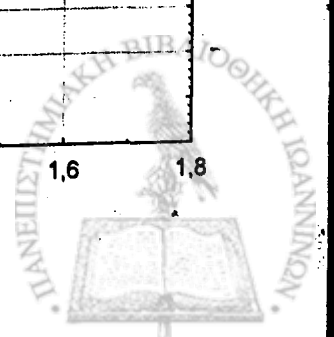
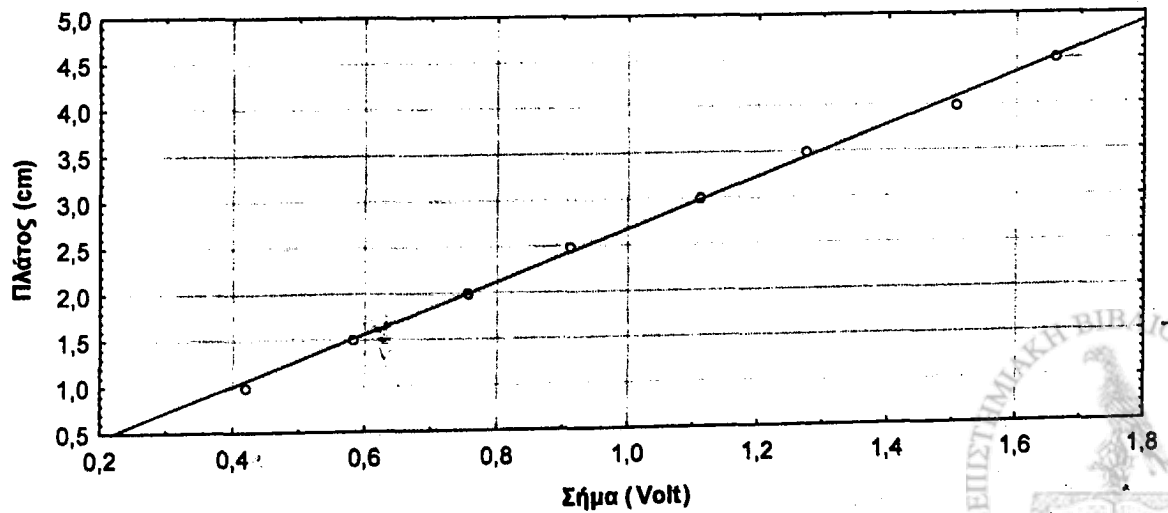
Συχνότητα 1,836 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1067+4,7034 \cdot x$



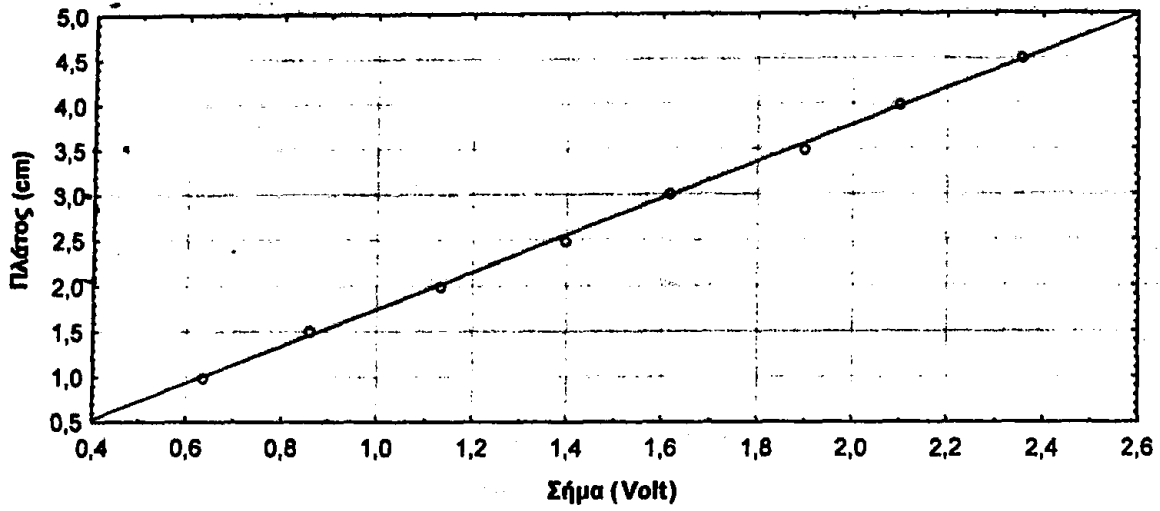
Συχνότητα 2,018 Hz  
 Πλάτος =  $-0,0773+3,6554 \cdot x$



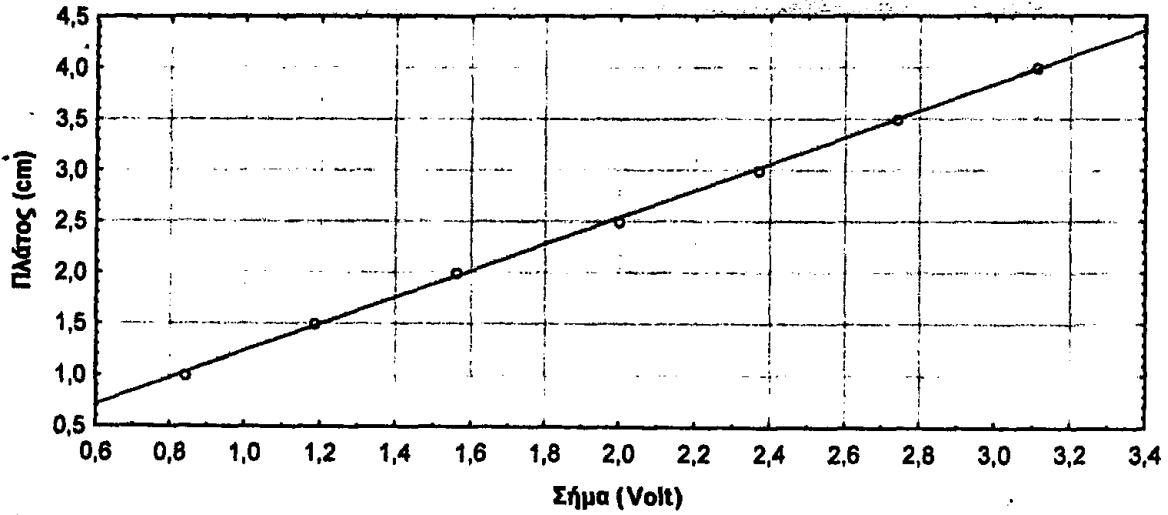
Συχνότητα 2,198 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1103+2,7875 \cdot x$



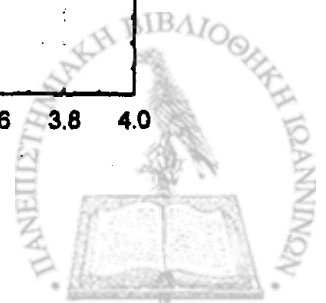
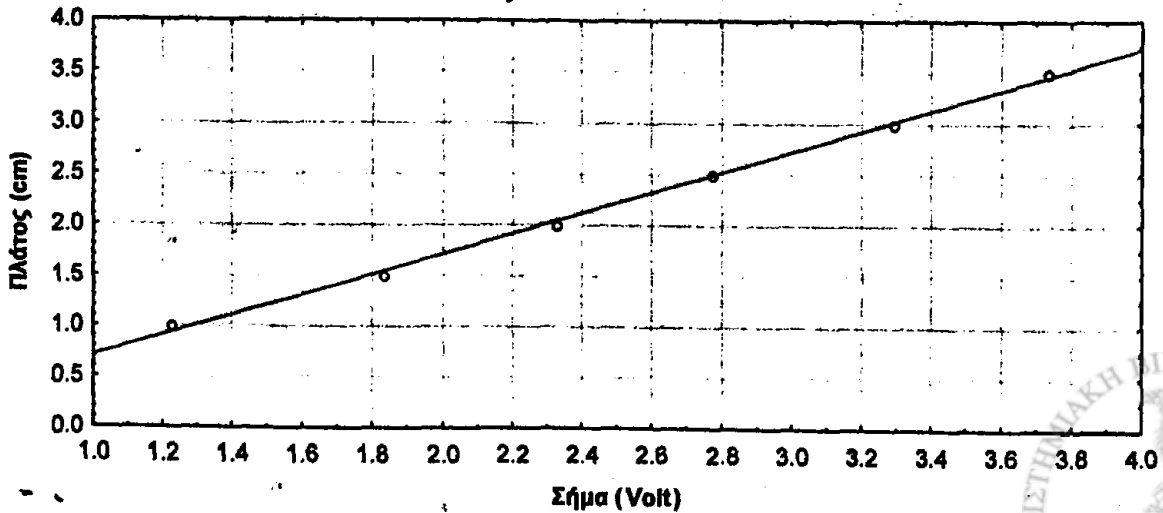
Συχνότητα 2,500 Hz  
 Πλάτος =  $-0,2787+2,0233 \cdot x$



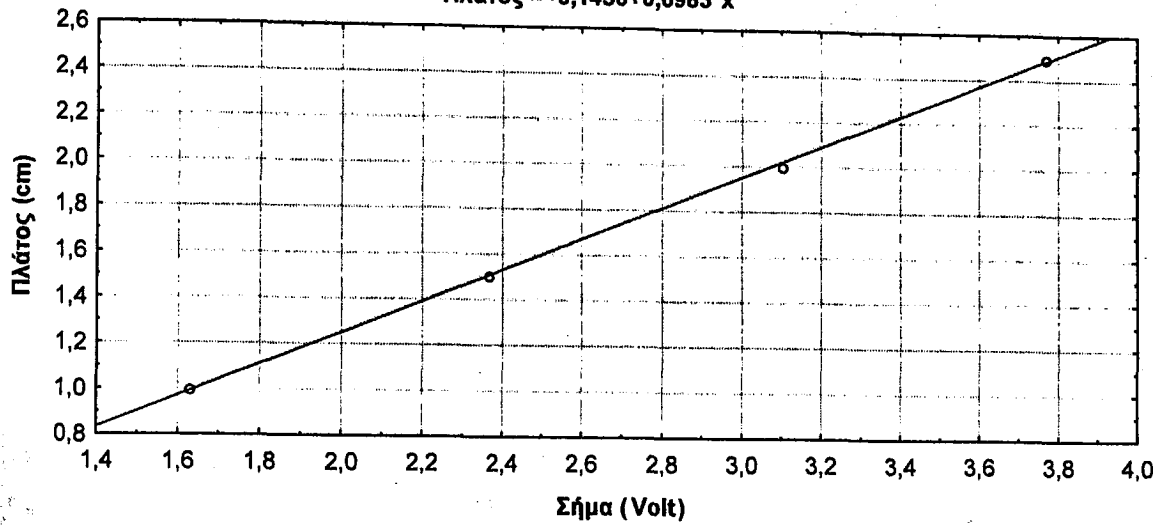
Συχνότητα 2,818 Hz  
 Πλάτος =  $-0,0671+1,3026 \cdot x$



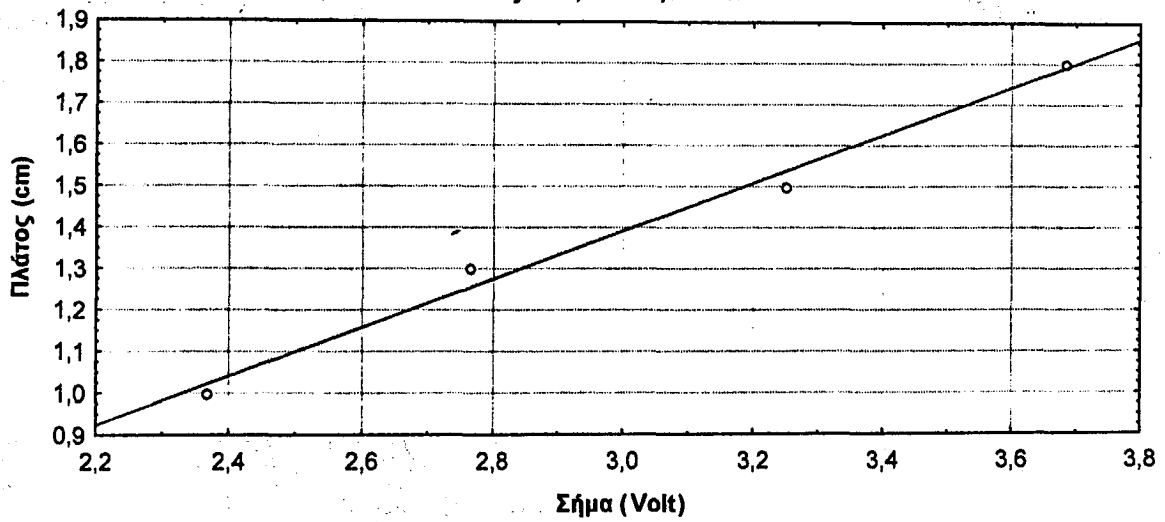
Συχνότητα 3,226 Hz  
 Πλάτος =  $-0,3002+1,0082 \cdot x$



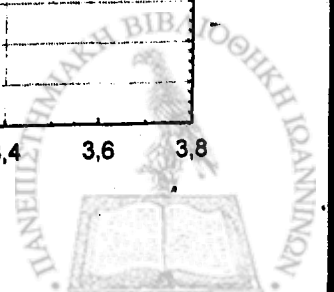
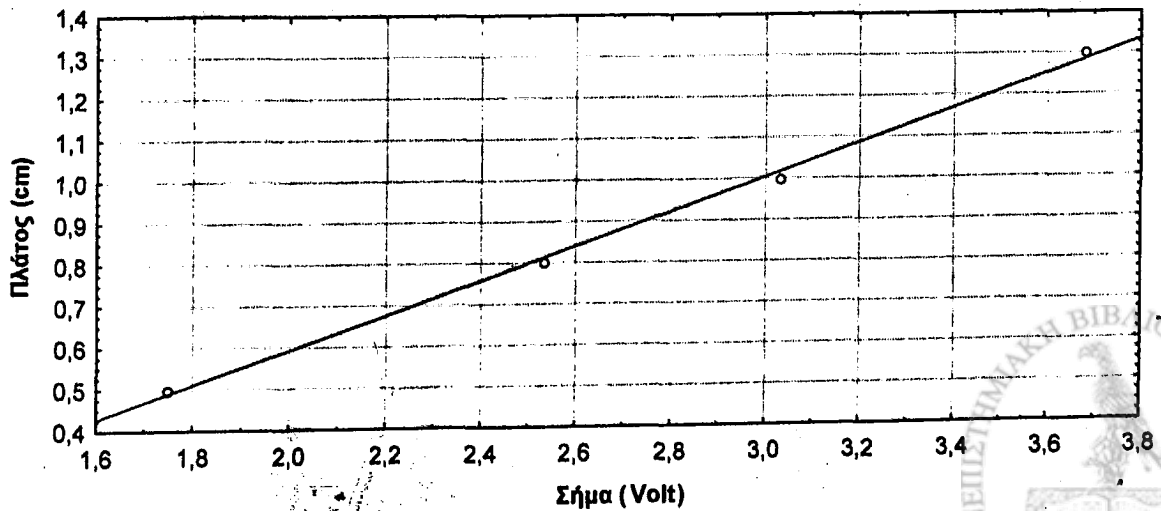
Συχνότητα 3,739 Hz  
 Πλάτος =  $-0,1456+0,6983 \cdot x$



Συχνότητα 4,142 Hz  
 Πλάτος =  $-0,3615+0,5843 \cdot x$

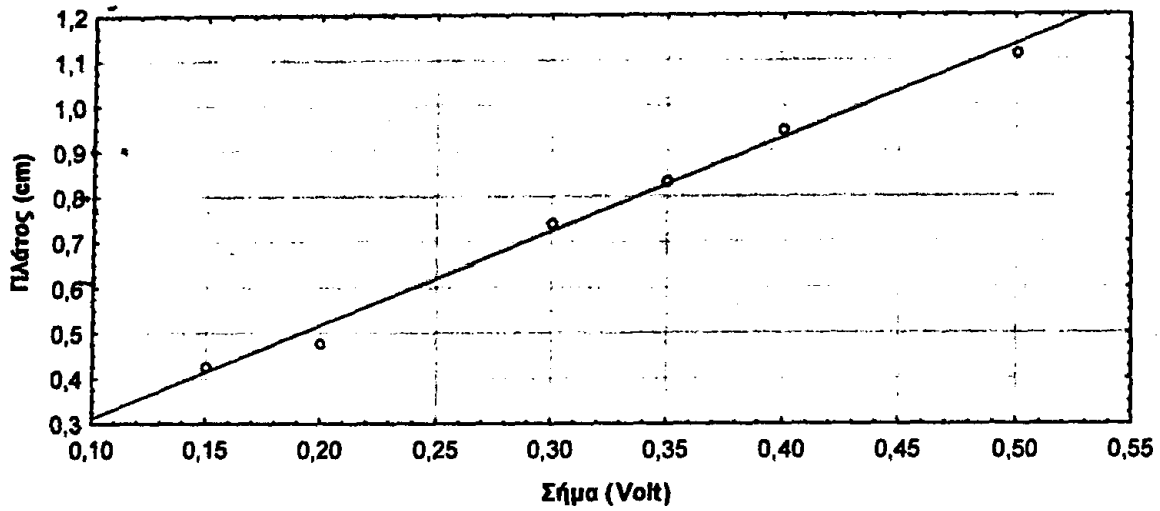


Συχνότητα 4,814 Hz  
 Πλάτος =  $-0,2316+0,4121 \cdot x$



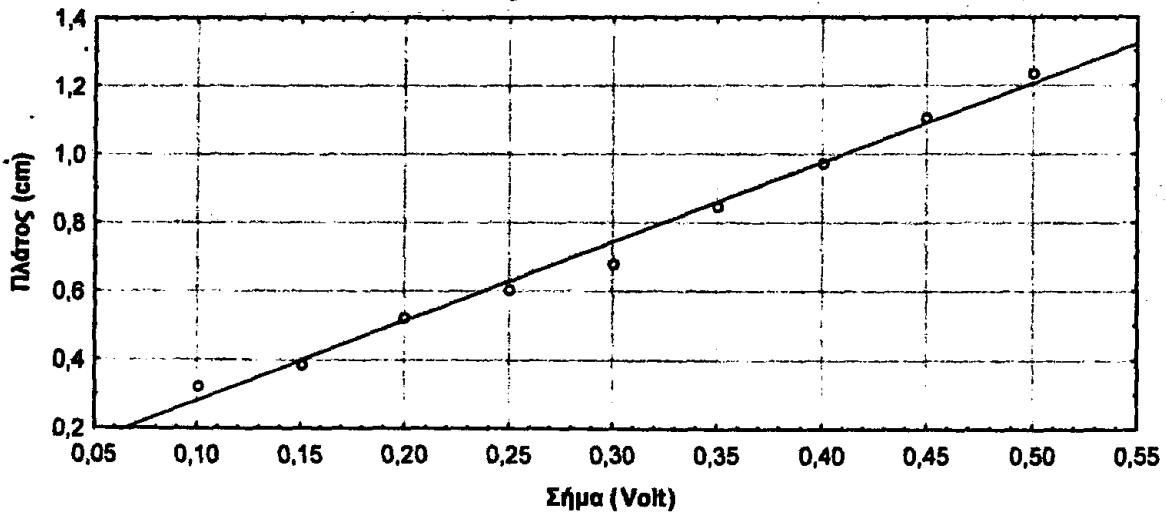
Συχνότητα 5,695 Hz

$$\text{Πλάτος} = 0,1056 + 2,0581 \cdot x$$



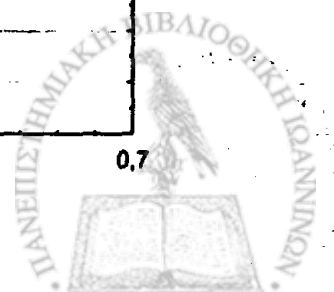
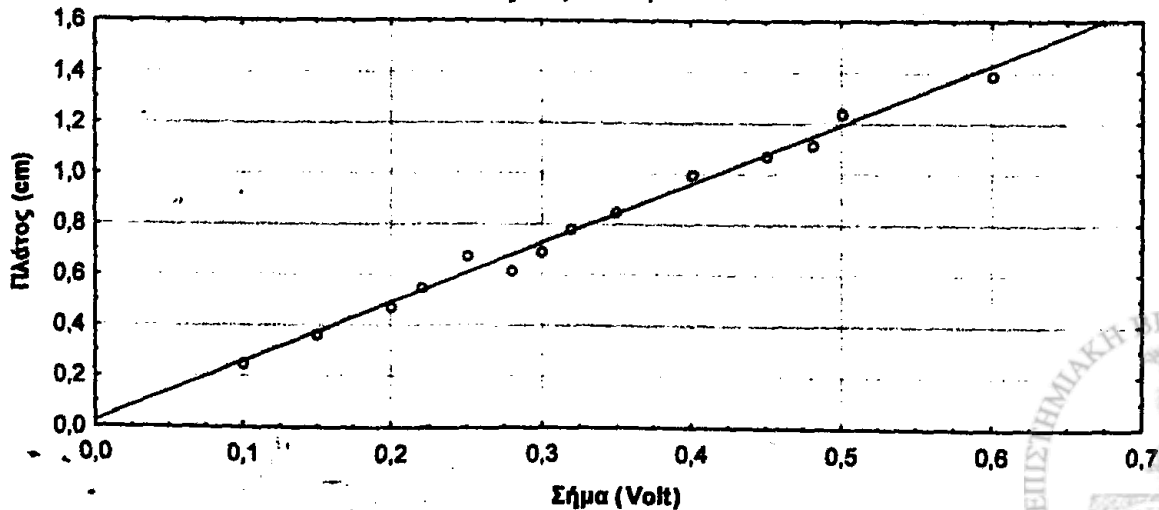
Συχνότητα 6,372 Hz

$$\text{Πλάτος} = 0,0503 + 2,3122 \cdot x$$



Συχνότητα 7,480 Hz

$$\text{Πλάτος} = 0,0235 + 2,3405 \cdot x$$







Για την αναζήτηση κάποιου ασθενούς που έχει εξεταστεί στο παρελθόν έχει δημιουργηθεί η φόρμα που φαίνεται στην εικόνα 1. Εισάγοντας κάποιο από τα γενικά στοιχεία ενός συγκεκριμένου ασθενούς, το πρόγραμμα μας εμφανίζει μια λίστα όλων των ασθενών των οποίων τα στοιχεία πληρούν όλα τα κριτήριά μας. Αφού επιλέγει ο συγκεκριμένος ασθενής τότε το πρόγραμμα δίνει τη δυνατότητα να εκτελέσουμε νέα εξέταση με τον συγκεκριμένο ασθενή ή να επανεξετάσουμε κάποια προηγούμενη εξέταση.

Εικόνα 1

Σε περίπτωση που θέλουμε να κάνουμε νέα εξέταση τότε το πρόγραμμα μεταφέρεται στην δεύτερη φόρμα (εικόνα 2) έχοντας συμπληρώσει αυτόματα τα γενικά στοιχεία του ασθενούς.



Microfon

File Settings Delete

**Subject parameters**

Name Δημόπουλος Δημήτριος Date 10/03/2005 Height (cm) 185 Weight (kg) 85 Normal  Pathological

Pathologic Joints αριστερό ισχίο Pathologic side: L  R  B

Kind of Operation THR Preoperative  months after

Pain 7 Gait 5 Movement 4 X-ray findings Postoperative  18

Marks έντονος πόνος

**Acquisition Parameters** **Gait Parameter**

Duration (sec) 20  Normal speed

pps 100  Fast speed

Slow speed

start

Εικόνα 2

Αν το πρόγραμμα «ερωτηθεί» για κάποια παλιότερη εξέταση του ασθενούς τότε εμφανίζει αρχικά μια λίστα με όλες τις εξετάσεις του συγκεκριμένου ασθενούς ταξινομημένα σύμφωνα με την ημερομηνία της κάθε εξέτασης (εικόνα 1), και επιλέγοντας την εξέταση εμφανίζει όλες τις διαδρομές οι οποίες έγιναν στη συγκεκριμένη εξέταση με την ταχύτητα της κάθε διαδρομής (Normal, Fast, Slow). Αφού επιλεγούν η εξέταση και η διαδρομή τότε το πρόγραμμα μεταφέρεται στην δεύτερη φόρμα (εικόνα 3), με τα πειραματικά δεδομένα της συγκεκριμένης διαδρομής έτοιμα για επεξεργασία.



Microfon

File Settings Delete

Name [ΛΕΟΝΤΙΟΥ Ι] Date [06/05/2003] Height (cm) [174] Weight (kg) [95] Normal  Pathological

Pathologic Joints: \_\_\_\_\_ Pathologic side: L  R  B

Kind of Operation: \_\_\_\_\_ Preoperative  months after

Pain  Gait  Movement  X-ray findings: \_\_\_\_\_ Postoperative

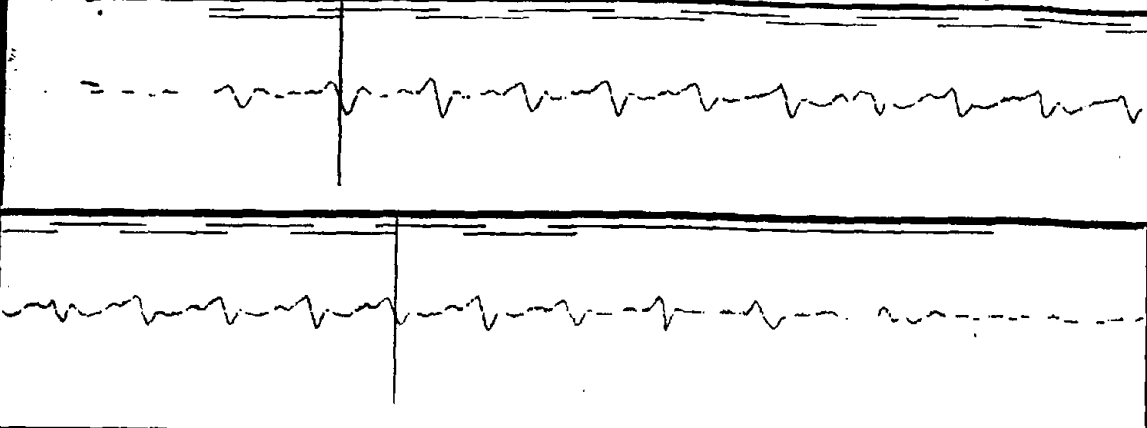
Marks [ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΒΑΔΙΣΗ]

Acquisition Parameters: \_\_\_\_\_ Gait Parameters: \_\_\_\_\_

Duration (sec) [15]  Normal speed  Fast speed  Slow speed

pps [100]

start



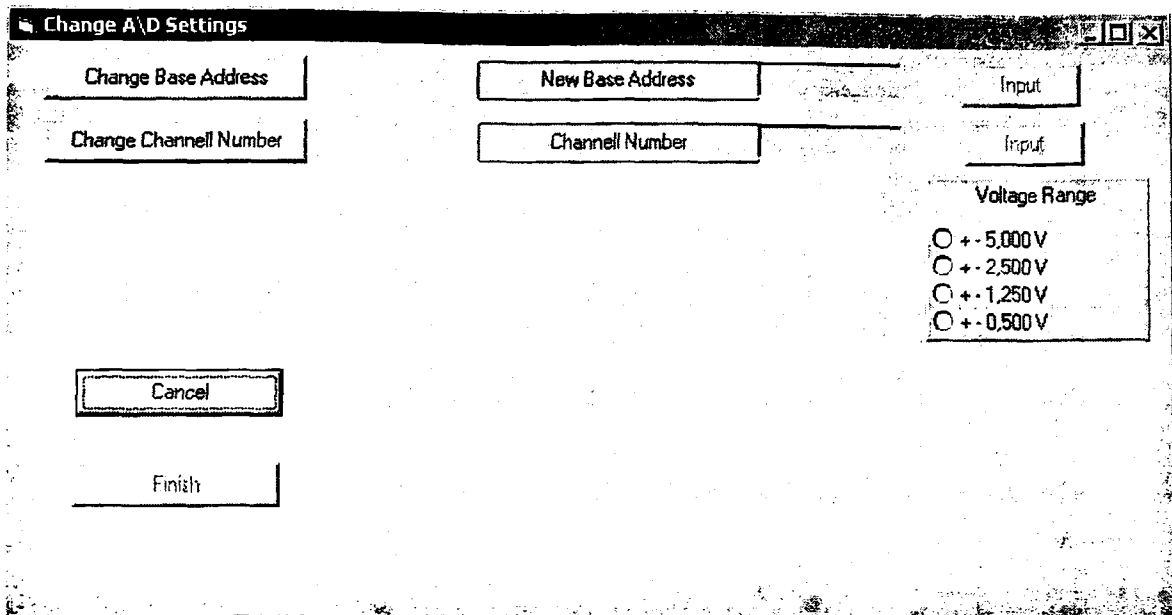
Change First and Last Datapoint

Process

Εικόνα 3

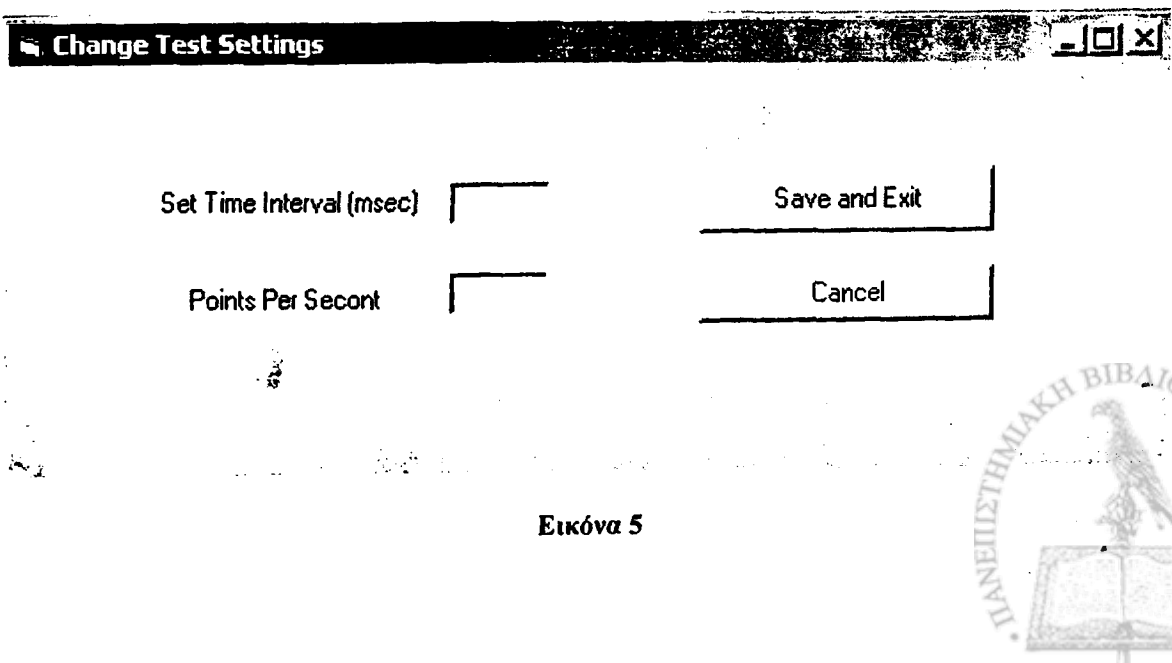
Όπως προαναφέρθηκε έγινε προσπάθεια έτσι ώστε το λογισμικό να είναι όσο γίνεται παραμετροποιημένο, ώστε να επιτρέπει προσθήκες και αλλαγές τόσο στους αισθητήρες όσο και στις παραμέτρους της διαδικασίας (ρυθμός δειγματοληψίας, κανάλι αναλογοψηφιακής κάρτας). Στην εικόνα 4 φαίνεται η φόρμα που επιτρέπει στον χρήστη να ελέγχει και να αλλάζει τα δεδομένα της αναλογοψηφιακής κάρτας εισόδου.





Εικόνα 4

Στην εικόνα 5, φαίνεται η φόρμα που επιτρέπει την αλλαγή στο διάστημα δειγματοληψίας και εμφανίζει τον αριθμό των πειραματικών σημείων ανά δευτερόλεπτο, για την συγκεκριμένη επιλογή του διαστήματος δειγματοληψίας. Τέλος στην εικόνα 6 φαίνεται η φόρμα που επιτρέπει την προσθήκη και άλλων αισθητήρων με τις παραμέτρους τους, ή την τροποποίηση των παραμέτρων του αισθητήρα που βρίσκεται σε χρήση. Φυσικά έχει προβλεφθεί επιλογή που αυτόματα επαναφέρει τις αρχικές ρυθμίσεις του συστήματος χωριστά για την κάρτα εισόδου, τη διαδικασία της εξέτασης και τις παραμέτρους του αισθητήρα σε περίπτωση λάθους.



Εικόνα 5

Change Microfon Settings

Number of Microfons in use  ok

Velocity coefficient  -x  +x<sup>2</sup>  -x<sup>3</sup>  +x<sup>4</sup>  x<sup>5</sup>

Acceleration coefficient  -x  +x<sup>2</sup>  -x<sup>3</sup>  +x<sup>4</sup>  x<sup>5</sup>

Input  Next  Finish

Cancel

Εικόνα 6



**Module**

```

Public Declare Function Inp Lib "inpout32.dll" _
Alias "Inp32" (ByVal PortAddress As Integer) As Integer
Public Declare Sub Out Lib "inpout32.dll" _
Alias "Out32" (ByVal PortAddress As Integer, ByVal Value As Integer)

Declare Function GetTickCount Lib "kernel32" () As Long
Declare Function GetDC Lib "user32.dll" (ByVal hWnd As Long) As Long
Declare Function SetPixel Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, ByVal X As Long,
ByVal Y As Long, ByVal crColor As Long) As Long
Declare Function LineTo Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, ByVal X As Long,
ByVal Y As Long) As Long

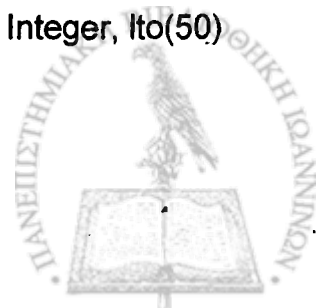
Public times(0 To 4000) As Single
Public angle(0 To 2000) As Single
Public ftimes(0 To 4000) As Single
Public fftimes(0 To 4000) As Single
Public fftimesa(0 To 4000) As Single
Public fftimest(0 To 4000) As Single
Public apostimes(0 To 4000) As Single
Public acceltimes(0 To 4000) As Single
Public Taxtimes(0 To 4000) As Single
Public Xzero(0 To 4000) As Single
Public Adcarddata(1 To 34) As Single
Public V1(1 To 30) As Single, V2(1 To 30) As Single, V3(1 To 30) As Single,
Public V4(1 To 30) As Single, V5(1 To 30) As Single
Public A1(1 To 30) As Single, A2(1 To 30) As Single, A3(1 To 30) As Single,
Public A4(1 To 30) As Single, A5(1 To 30) As Single
Public ZeroPoint(0 To 50) As Single
Public an(0 To 2000) As Single, bn(0 To 2000) As Single
Public Ac(0 To 2000) As Single, Bs(0 To 2000) As Single, Bas(0 To 2000) As
Single, Bts(0 To 2000) As Single
Public Const basa = &H220
Public baseadress As String
Public aa As Long
Public metrises As String
Public Microfon As Integer
Public numofmicrofons As Single
Public Channel As Integer
Public channellnumber As Single
Public chnumber(1 To 64) As Integer
Public chnumk As Integer
Public indexer As Integer
Public gain As Integer
Public cardvolt As Integer

```





Public status As Integer  
 Public lb(4000, 3) As Long  
 Public HB(4000, 3) As Long  
 Public wb(4000, 3) As Long  
 Public volt As Single  
 Public distance As Single  
 Public accelerat As Single  
 Public rstep As Single  
 Public apostash As Integer  
 Public arxtime As Long  
 Public teltime As Long  
 Public knext As Integer, kn As String  
 Public kknnext As Integer, kkn As String  
 Public maxvolt As Single, minvolt As Single  
 Public maxdist As Single, mindist As Single  
 Public maxaccel As Single, minaccel As Single  
 Public numofmetr As Integer  
 Public numofpoints As Integer  
 Public pictnum As Single  
 Public x0 As Integer, x1 As Integer, x2 As Integer  
 Public x3 As Integer  
 Public period As Single  
 Public pinperiod(1 To 10) As Single  
 Public dt As Single  
 Public ta As Single  
 Public tb As Single  
 Public realtesttime As Single  
 Public lcr!, rcr!  
 Public code As Integer  
 Public testcode As Integer  
 Public newinterval As Integer  
  
 Public vtemp%, vtempprevious%  
 Public v(1, 4000) As Integer  
 Public vv(1, 4000) As Single  
 Public nv(1, 4000) As Single  
 Public offset(3, 1) As Single  
 Public T(1, 200) As Integer, TT(1, 200) As Integer, Z(9, 40), ZM(11), ZSD(11),  
 Public C(40), CM2, sd2  
 Public lefton(40) As Integer  
 Public celldistance  
 Public endofstep(50) As Integer, rto(50) As Integer, rhc(50) As Integer, lto(50)  
     As Integer  
 Public cursor As Integer, shif%(1), reverse%  
 Public numofonoffs(1) As Integer, numofsteps As Integer  
 Public trace As Integer, lin As Integer, WID As Integer



```

Public numberofmicrofinuse As Integer
Public chanelnumberinuse(32) As Integer
Public chekl1 As String, checkheight As String, checkweight As String
Public chekmaks As String, checkdate As String
Public afxontas As Integer
Global leftons(40) As Single, numofleftons As Integer
Public kep As Integer, kon As Integer, kpa As Integer, kia As Integer, kdi As
Integer, kdia As Integer, ksx As Integer, kth As Integer, kbi As Integer
Public onoma As String, epitheto As String, patrwhmo As String, birthdate As
String
Public dieuthinsh As String, iatros As String, diagnosh As String, sxolia As
String, gaitkind As String
Public ypsos As String, varos As String, thlefwno As String, hmeromhnia As
String, taxuthta As String
Public pain As String, gait As String, movement As String, xfindings As String,
Public pathjoints As String, kindofoper As String, months As String
Public fase As String, patholside As String
Public duration As Single, pps As Single

```

```
Public Sub Voltstep()
```

```
'cardvolt = 1
```

```
• If cardvolt = 0 Then rstep = 10 / 4096
```

```
If cardvolt = 1 Then rstep = 5 / 4096
```

```
If cardvolt = 2 Then rstep = 2.5 / 4096
```

```
If cardvolt = 3 Then rstep = 1.25 / 4096
```

```
End Sub
```

```
Public Sub delay10()
```

```
For i = 0 To 10
```

```
Out basa, 0
```

```
Next i
```

```
End Sub
```

```
Public Sub trigger()
```

```
voffset = 2048
```

```
Form2.HiTime2.Interval = Int(1000 / 100)
```

```
Form2.SSPanel11.Caption = "Aquisition in suspense" + " Wait..."
```

```
Form2.SSPanel11.Visible = True
```

```
DoEvents
```

```
Channel = 14
```

```
'initial value
```



```

Out basa + 9, gain
Out basa + 10, Channel
delay10

```

```

Out basa + 12, 0
delay10
delay10

```

```

Do
  status = Inp(basa + 5)
Loop Until (status And &H10) <> &H10

```

```

lb(0, 0) = Inp(basa + 4)
HB(0, 0) = Inp(basa + 5) And &HF
v(0, 0) = HB(0, 0) * 256 + lb(0, 0) - voffset

```

```

vtempprevious% = v(0, 0)

```

```

numofpoints = 1
Form2.HiTime2.Enabled = True
Do

```

```

  DoEvents
  If numofpoints > 4000 Then
    Form2.HiTime2.Enabled = False
    Form2.SSPanel11.Visible = False
    DoEvents
    Exit Sub
  End If

```

```

  vtemp% = v(0, numofpoints - 1)
  If Abs(vtemp% - vtempprevious%) > 1000 Then Exit Do
  vtempprevious% = vtemp%

```

```

Loop
DoEvents
Form2.HiTime2.Enabled = False

```

```

End Sub

```

```

Public Sub readkarta(chnum As Integer, indexers As Integer)

```

```

  Channel = chnum
  Voltstep
  Out basa + 9, gain
  Out basa + 10, Channel
  delay10
  Out basa + 12, 0

```



```
delay10
delay10
Do
    status = Inp(basa + 5)
Loop Until (status And &H10) <> &H10
lb(numofpoints, indexers) = Inp(basa + 4)
HB(numofpoints, indexers) = Inp(basa + 5) And &HF
End Sub
```



**Form1**

```
Private Sub Command1_Click()
```

```
epitheto$ = Form1.Subname.Text
onoma$ = Form1.Name1.Text
patrwvhmo$ = Form1.Fathername.Text
iatros$ = Form1.Doctor.Text
dieuthinsh$ = Form1.Adress.Text
diagnosh$ = Form1.Diagnosis.Text
sxolia$ = Form1.Marks.Text
thlefwno$ = Form1.Telefon.Text
birthdate$ = Form1.Birthdat.Text
check$ = Form1.Subname.Text + Form1.Name1.Text +
Form1.Fathername.Text + Form1.Doctor.Text + Form1.Adress.Text +
Form1.Diagnosis.Text + Form1.Marks.Text + Form1.Telefon.Text +
Form1.Birthdat.Text
If check$ = "" Then SSPanel15.Visible = True
If check$ = "" Then Exit Sub
```

```
Data1.Recordset.AddNew
aa = Data1.Recordset("a/a")
Data1.Recordset("list1") = Form1.Subname.Text
Data1.Recordset("list2") = Form1.Name1.Text
Data1.Recordset("list3") = Form1.Fathername.Text
Data1.Recordset("list4") = Form1.Telefon.Text
Data1.Recordset("list5") = Form1.Adress.Text
Data1.Recordset("list6") = Form1.Doctor.Text
Data1.Recordset("list7") = Form1.Diagnosis.Text
Data1.Recordset("list8") = Form1.Birthdat.Text
Data1.Recordset("list9") = Form1.Marks.Text
Data1.Recordset.Update
```

```
Form2.Enabled = True
Form2.Set.Enabled = True
Form2.Subname.Text = Form1.Subname.Text
Form2.Name1.Visible = True
Form2.Name1.Text = Form1.Name1.Text
Form2.Find.Enabled = False
Form2.Marks2.Text = Form1.Marks.Text
Form2.SSPanel4.Visible = True
```

```
Unload Form1
```

```
End Sub
```



```
Private Sub Command2_Click()
```

```
Form2.Enabled = True
Unload Form1
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()
```

```
SSPanel15.Visible = False
End Sub
```

## Form2

```
Public Sub continue()
```

```
Form2.SSPanel11.Visible = False
Form2.Picture1.Visible = True
Form2.Picture2.Visible = True
Form2.Picture1.AutoRedraw = True
Form2.Picture2.AutoRedraw = True
```

```
If minvolt < 0 Then
```

```
pictureoffset! = (1 / 4) * (maxvolt - minvolt)
Form2.Picture1.ScaleHeight = 2 * (maxvolt - minvolt) + pictureoffset!
Form2.Picture2.ScaleHeight = 2 * (maxvolt - minvolt) + pictureoffset!
maxminvolt = (maxvolt - minvolt)
```

```
End If
```

```
If minvolt > 0 Then
```

```
pictureoffset! = (1 / 4) * (maxvolt + minvolt)
Form2.Picture1.ScaleHeight = (maxvolt + minvolt) + pictureoffset!
Form2.Picture2.ScaleHeight = (maxvolt + minvolt) + pictureoffset!
maxminvolt = (maxvolt + minvolt)
```

```
End If
```

```
Form2.Picture1.ScaleWidth = numofpoints / 2
```

```
Form2.Picture2.ScaleWidth = numofpoints / 2
```

```
DoEvents
```

```
k = 1
```

```
For i = 1 To numofpoints
```

```
For J = T(0, k) To T(0, k + 3) ' left foot down
```

```
w(0, J) = (2 / 3) * pictureoffset!
```

```
Next J
```



```

For J = T(0, k + 3) To T(0, k + 4) 'left foot up
  vv(0, J) = 0
Next J

```

```

k = k + 4
If T(0, k) = 0 Then Exit For
Next i

```

```

k = 1
For i = 1 To numofpoints

```

```

  If k = 1 Then
    For J = T(0, k) To T(0, k + 1) 'first right foot down
      vv(1, J) = (1 / 3) * pictureoffset!
    Next J
    k = k + 1
  End If
  For J = T(0, k) To T(0, k + 1) ' right foot up
    vv(1, J) = 0
  Next J

```

```

  For J = T(0, k + 1) To T(0, k + 4) 'right foot down
    vv(1, J) = (1 / 3) * pictureoffset!
  Next J
  k = k + 4
  If T(0, k) = 0 Then Exit For
Next i

```

```

DrawWidth = 3

```

```

lcr! = (1 / 2) * pictureoffset!
For i = 2 To numofpoints / 2
  If vv(0, i - 1) > lcr! And vv(0, i) > lcr! Then
    Form2.Picture1.Line (i - 1, vv(0, i - 1))-(i, vv(0, i)), QBColor(5)
  End If
Next i

```

```

For i = 2 To numofpoints / 2
  If vv(0, (numofpoints / 2) + i - 1) > lcr! And vv(0, (numofpoints / 2) + i) >
lcr! Then
    Form2.Picture2.Line (i - 1, vv(0, (numofpoints / 2) + i - 1))-(i, vv(0, i +
(numofpoints / 2))), QBColor(5)
  End If
Next i

```

```

rcr! = (1 / 4) * pictureoffset!

```



```

For i = 2 To numofpoints / 2
  If vv(1, i - 1) < lcr! And vv(1, i) < lcr! And vv(1, i - 1) > rcr! And vv(1, i) >
rcr! Then
    Form2.Picture1.Line (i - 1, vv(1, i - 1))-(i, vv(1, i)), QBColor(0)
  End If
Next i

```

```

For i = 2 To numofpoints / 2
  If vv(1, (numofpoints / 2) + i - 1) < lcr! And vv(1, (numofpoints / 2) + i) <
lcr! And vv(1, (numofpoints / 2) + i - 1) > rcr! And vv(1, (numofpoints / 2) + i) >
rcr! Then
    Form2.Picture2.Line (i - 1, vv(1, (numofpoints / 2) + i - 1))-(i, vv(1, i +
(numofpoints / 2))), QBColor(0)
  End If
Next i

```

```

DrawWidth = 1

```

```

For i = 2 To numofpoints / 2
  Form2.Picture1.Line (i - 1, (times(i - 1) + maxminvolt))-(i, (times(i) +
maxminvolt)), QBColor(12)
  Form2.Picture1.Line (i - 1, maxminvolt)-(i, maxminvolt), QBColor(14)
Next i

```

```

For i = 2 To numofpoints / 2
  Form2.Picture2.Line (i - 1, (times((numofpoints / 2) + i - 1) +
maxminvolt))-(i, (times((numofpoints / 2) + i) + maxminvolt)), QBColor(12)
  Form2.Picture2.Line (i - 1, maxminvolt)-(i, maxminvolt), QBColor(14)
Next i

```

```

Form2.Picture1.AutoRedraw = False
Form2.Picture2.AutoRedraw = False
Form2.SSPanel14.Visible = True
Form2.Command6.Visible = True
Form2.Command7.Visible = True
Form2.Command7.Enabled = True
Form2.Command1.Visible = True

```

```

If testcode = 10 Then
  If x1 > 0 And x2 > 0 Then
    Form2.Picture1.Line (x1, 2 * (maxvolt - minvolt))-(x1, -2 * (maxvolt -
minvolt)), QBColor(0)
    Form2.Picture2.Line (x2 - (numofpoints / 2), 2 * (maxvolt - minvolt))-(x2 -
(numofpoints / 2), -2 * (maxvolt - minvolt)), QBColor(0)
  DoEvents
  Form2.SSPanel14.Visible = False

```





```

Form2.Command6.Enabled = True
Form2.Command1.Enabled = True
Form2.Command7.Visible = False

```

```

End If

```

```

GoTo subexit:
End If

```

```

Form2.Command2.Visible = True
If testcode = 20 Then GoTo subexit:

```

```

testcode = 1
Data1.Recordset.AddNew
aas$ = aa
If aa = 0 Then aas$ = afontas
Data1.Recordset("list1") = aas$
Data1.Recordset("list2") = Form2.Marks2.Text
Data1.Recordset("list3") = Form2.Date.Text
Data1.Recordset("list4") = Form2.Ipsos.Text
Data1.Recordset("list5") = Form2.Baros.Text
Data1.Recordset("list6") = Form2.paint.Text
Data1.Recordset("list7") = Form2.gaitt.Text
Data1.Recordset("list8") = Form2.movementt.Text
Data1.Recordset("list9") = Form2.xfindingst.Text
Data1.Recordset("list10") = Form2.kindofopert.Text
Data1.Recordset("list11") = Form2.pathjointst.Text
Data1.Recordset("list12") = Form2.monthst.Text
Data1.Recordset("list13") = patholside$
Data1.Recordset("list14") = fase$
Data1.Recordset("list15") = gaitkind$
aa = Data1.Recordset("a/a")
Data1.Recordset.Update
subexit:

```

```

End Sub

```

```

Private Sub chset_Click()

```

```

Form2.Enabled = False
Form2.SSPanel16.Visible = False
Form2.SSPanel17.Visible = False
Load Form4
Form4.Show

```

```

End Sub

```



```
Private Sub Command1_Click()
```

```
Form2.Picture1.Cls
Form2.Picture2.Cls
x2 = 0
x1 = 0
Form2.SSPanel14.Visible = True
Form2.Command6.Enabled = False
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command2_Click()
```

```
Form2.SSPanel15.Caption = "Saving Data....."
Form2.SSPanel15.Visible = True
```

```
DoEvents
```

```
Form2.SSPanel15.Caption = "Data Saved"
Form2.Command3.Enabled = True
Form2.Command5.Enabled = True
```

```
micdat$ = "c:\microfon\micdat.dat"
Microfon = 1
```

```
metriseis$ = x1 & "n"
metriseis$ = metriseis$ & x2 & "n"
metriseis$ = metriseis$ & numofleftons & "n"
For i = 1 To numofleftons
metriseis$ = metriseis$ & leftons(i) & "n"
Next i
```

```
J = 1 'mic data
For i = 1 To numofpoints
hbcheck = Hex(HB(i, J))
lbcheck = Hex(lb(i, J))
If Len(hbcheck) = 1 Then hbcheck = "0" & hbcheck
If Len(lbcheck) = 1 Then lbcheck = "0" & lbcheck
```

```
metriseis$ = metriseis$ & hbcheck & lbcheck
Next i
```

```
J = 2 'walkway data
For i = 1 To numofonoffs(0)
hbcheck = T(0, i)
```



```
metriseis1$ = metriseis1$ & hbcheck & ";"
Next i
```

```
J = 3 'photocells data
For i = 1 To numofonoffs(1)
hbcheck = T(1, i)
metriseis2$ = metriseis2$ & hbcheck & ";"
Next i
```

```
'save records
```

```
If Microfon = 1 Then
    suntelestise$ = "10.215 - 46.548 * s + 124.476 * s ^ 2 - 101.169 * s ^ 3 +
30.198 * s ^ 4"
End If
```

```
If Microfon = 1 Then
    suntelestisa$ = "8.461 - 64.951 * s + 163.889 * s ^ 2 - 150.844 * s ^ 3 +
59.608 * s ^ 4"
End If
```

```
Data2.Recordset.AddNew
aas$ = aa
Data2.Recordset("List1") = aas$
Data2.Recordset("list2") = Form2.duration.Text
Data2.Recordset("list3") = Form2.pps.Text
Data2.Recordset("list4") = metriseis$
Data2.Recordset("list6") = suntelestisa$
Data2.Recordset("list7") = suntelestise$
Data2.Recordset("list8") = taxuthta$
Data2.Recordset("list9") = metriseis1$
Data2.Recordset("list10") = metriseis2$
Data2.Recordset("list11") = realtesttime
Data2.Recordset.Update
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click()
End
End Sub
```

```
Private Sub Command4_Click()
```

```
Form2.SSPanel13.Visible = False
Form2.SSPanel4.Enabled = True
```



End Sub

Private Sub Command5\_Click()

```
Form2.SSPanel15.Visible = False
Form2.Enabled = True
Form2:SSPanel4.Enabled = True
Form2.Picture1.Visible = False
Form2.Picture2.Visible = False
Form2.Command6.Visible = False
Form2.Command2.Visible = False
Form2.Command7.Visible = False
Form2.Command1.Visible = False
```

End Sub

Private Sub Command6\_Click()

```
Form2.SSPanel15.Visible = True
DoEvents
```

```
micdat$ = "c:\microfon\micdat.dat"
Microfon = 1
```

If testcode = 10 Then GoTo onlyprocess:

```
metriseis$ = x1 & "n"
metriseis$ = metriseis$ & x2 & "n"
metriseis$ = metriseis$ & numofleftons & "n"
For i = 1 To numofleftons
metriseis$ = metriseis$ & leftons(numofleftons) & "n"
Next i
```

```
J = 1 'mic data
For i = 1 To numofpoints
hbcheck = Hex(HB(i, J))
lbcheck = Hex(lb(i, J))
If Len(hbcheck) = 1 Then hbcheck = "0" & hbcheck
If Len(lbcheck) = 1 Then lbcheck = "0" & lbcheck
```

```
metriseis$ = metriseis$ & hbcheck & lbcheck
Next i
```

```
J = 2 'walkway data
For i = 1 To numofonoffs(0)
hbcheck = T(0, i)
```



```
metriseis1$ = metriseis1$ & hbcheck & ";"
Next i
```

```
J = 3 'photocells data
For i = 1 To numofonoffs(1)
hbcheck = T(1, i)
metriseis2$ = metriseis2$ & hbcheck & ";"
Next i
```

```
onlyproccess:
```

```
k = 0
  For i = x1 To x2
    k = k + 1
  Next i
```

```
If k * 0.5 = Int(k * 0.5) Then x2 = x2 - 1
```

```
k = 0
For i = x1 To x2
  ftimes(k) = times(i)
  nv(0, k) = v(0, i)
  nv(1, k) = v(1, i)
  k = k + 1
  numofmetr = k
Next i
  FINIS = ftimes(0)
```

```
If numofmetr = 0 Then Exit Sub
```

```
For i = 0 To numofmetr - 1
  ftimes(i) = ftimes(i) - FINIS
Next i
```

```
slope = (ftimes(numofmetr - 1) - ftimes(0)) / numofmetr
```

```
For i = 0 To numofmetr - 1
  ftimes(i) = ftimes(i) - slope * i
Next i
```

```
pi = 3.14
```

```
L = (numofmetr - 1) / 2
```

```
'estimate fourier coeficients
```

```
For J = 0 To L
```



```

an(J) = 0
bn(J) = 0
  For i = 0 To 2 * L
    an(J) = an(J) + ftimes(i) * Cos(2 * pi * J * i / numofmetr)
    bn(J) = bn(J) + ftimes(i) * Sin(2 * pi * J * i / numofmetr)
  Next i
  an(J) = 2 * an(J) / numofmetr
  bn(J) = 2 * bn(J) / numofmetr
Next J

an(0) = an(0) / 2
For J = 0 To L
  If bn(J) = 0 Then
    bn(J) = 0.000000001
  End If

  angle(J) = Atn(an(J) / bn(J))
  bn(J) = bn(J) / Cos(angle(J))

Next J

```

#### ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΠΙΤΑΞΥΝΣΕΩΝ

```

statherae = -0.915
jend = 0
jstart = 0
For J = 1 To L
  f = (J / (numofmetr * dt))
  If f > 0.6 And f < 8 Then
    If jstart = 0 Then
      jstart = J
    End If
    jend = J
    S = (1 / f)
    If Microfon = 1 Then
      suntelesthse = 1511.51 - 7717.416 * S + 17362.1 * S ^ 2 - 13598.05 *
S ^ 3 + 3826.365 * S ^ 4
      suntelestise$ = "10.215 - 46.548 * s + 124.476 * s ^ 2 - 101.169 * s ^ 3
+ 30.198 * s ^ 4"
      suntelesthsa = 10.294 - 93.758 * S + 260.779 * S ^ 2 - 249.683 * S ^ 3
+ 105.291 * S ^ 4
      suntelestisa$ = "8.461 - 64.951 * s + 163.889 * s ^ 2 - 150.844 * s ^ 3
+ 59.608 * s ^ 4"
    End If
  End If
Next J

```



```

    suntelesthst = 69.625 - 518.081 * S + 1439.13 * S ^ 2 - 1198.4 * S ^ 3
+ 419.328 * S ^ 4

```

```

    End If

```

```

    If Microfon = 2 Then

```

```

        suntelesthse = 0

```

```

    End If

```

```

    If Microfon = 3 Then

```

```

        suntelesthse = 0

```

```

    End If

```

```

    Bs(J) = 0.5 * suntelesthse * bn(J)

```

```

    Bas(J) = 0.5 * suntelesthsa * bn(J)

```

```

    Bts(J) = 0.5 * suntelesthst * bn(J)

```

```

End If

```

```

Next J

```

```

For i = 0 To 2 * L + 1

```

```

    fftimes(i) = 0 'statherae * (jend - jstart + 1)

```

```

    If jstart < 8 Then jstart = 8

```

```

    For J = jstart To jend

```

```

        fftimes(i) = fftimes(i) + Bs(J) * Sin((2 * J * pi * i / numofmetr) + angle(J))

```

```

    Next J

```

```

    acceltimes(i) = fftimes(i)

```

```

Next i

```

'YPOLOGISMOS APOSTASEWN

```

For i = 0 To 2 * L + 1

```

```

    fftimesa(i) = 0 'statherae * (jend - jstart + 1)

```

```

    For J = jstart To jend

```

```

        fftimesa(i) = fftimesa(i) + Bas(J) * Sin((2 * J * pi * i / numofmetr) + angle(J))

```

```

    Next J

```

```

    apostimes(i) = fftimesa(i)

```

```

Next i

```

'YPOLOGISMOS TAXYTHTWN

```

For i = 0 To 2 * L + 1

```

```

    fftimest(i) = 0

```

```

    For J = jstart To jend

```



```

    fftimest(i) = fftimest(i) - Bts(J) * Sin((2 * J * pi * i / numofmetr) + angle(J) -
(pi / 2))
    Next J
    Taxtimes(i) = fftimest(i)
Next i

```

'save records

If testcode = 10 Then GoTo onlyproccess1:

```

Data2.Recordset.AddNew
aas$ = aa
Data2.Recordset("List1") = aas$
Data2.Recordset("list2") = Form2.duration.Text
Data2.Recordset("list3") = Form2.pps.Text
Data2.Recordset("list4") = metriseis$
Data2.Recordset("list6") = suntelestisa$
Data2.Recordset("list7") = suntelestise$
Data2.Recordset("list8") = taxuthta$
Data2.Recordset("list9") = metriseis1$
Data2.Recordset("list10") = metriseis2$
Data2.Recordset("list11") = realtesttime
Data2.Recordset.Update

```

onlyproccess1:

```

Form2.Enabled = False
Form2.SSPanel15.Visible = False
Load Form9
Form9.Show

```

End Sub

Private Sub Command7\_Click()

```

Form2.Picture1.AutoRedraw = True
Form2.Picture2.AutoRedraw = True
Form2.SSPanel14.Visible = False
Form2.SSPanel11.Visible = False
Form2.Picture1.Cls
Form2.Picture2.Cls
Form2.Command6.Enabled = False
Form2.Command7.Enabled = False
Form2.Command1.Enabled = False
Form2.SSPanel4.Enabled = True
Form10.Picture1.Cls
Form10.Visible = False

```





```
x1 = 0
x2 = 0
For i = 1 To numofpoints
times(i) = 0
For J = 1 To 2
v(J, i) = 0
Next J
Next i
```

```
End Sub
```

```
Private Sub CSET_Click()
```

```
Form2.Enabled = False
Form2.SSPanel16.Visible = False
Form2.SSPanel17.Visible = False
Load Form5
Form5.Show
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Exit_Click()
```

```
End
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Find_Click()
```

```
Form2.Delete.Enabled = True
Form2.Enabled = False
Load Form8
Form8.Show
Form2.SSPanel16.Visible = False
Form2.SSPanel17.Visible = False
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
```

```
Form2.Set.Enabled = False
Form2.Delete.Enabled = False
Form2.Date.Text = Format(Now, "dd/mm/yyyy")
pps = 1000 / HiTime1.Interval
Form2.pps.Text = pps
offset(0, 0) = 9000
```



```

offset(0, 1) = 44000
offset(1, 0) = 30000
offset(1, 1) = 65000
offset(2, 0) = 18000
offset(2, 1) = 52500
offset(3, 0) = 19000
offset(3, 1) = 54000

```

```
End Sub
```

```

Private Sub HiTime1_Timer()
    'j=1 microfon data
    'j=2 conductive walkway data
    'j=3 photo cells data
    For J = 0 To 2
        chnumk = 15 - J
        indexer = J + 1
        readkarta chnumk, indexer
    Next J

    numofpoints = numofpoints + 1
End Sub

```

```

Private Sub HiTime2_Timer()
    'for trigger
    J = 1
    chnumk = 15 - J
    indexer = J + 1
    readkarta chnumk, indexer
    v(J, numofpoints - 1) = HB(numofpoints, indexers) * 256 +
    lb(numofpoints, indexers) - voffset
    numofpoints = numofpoints + 1
End Sub

```

```
Private Sub New_Click()
```

```

Form2.Enabled = False
Form2.SSPanel16.Visible = False
Form2.SSPanel17.Visible = False
Load Form1
Form1.Show

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Picture1_MouseDown(Button As Integer, Shift As Integer, X As
Single, Y As Single)
```



```

k = 0
If x1 > 0 Then
k = x1
End If

x1 = X
Form2.Picture1.Line (x1, 2 * (maxvolt - minvolt))-(x1, -2 * (maxvolt - minvolt)),
QBColor(0)
DoEvents

If k > 0 Then
x2 = x1
x1 = k
Form2.SSPanel14.Visible = False
Form2.Command6.Enabled = True
Form2.Command1.Enabled = True
Form2.Command2.Enabled = True
If testcode = 10 Then Form2.Command2.Enabled = False
End If

End Sub

Private Sub Picture2_MouseDown(Button As Integer, Shift As Integer, X As
Single, Y As Single)

If x2 > 0 Then
x1 = x2
End If

x2 = X + (numofpoints / 2)
Form2.Picture2.Line (x2 - (numofpoints / 2), 2 * (maxvolt - minvolt))-(x2 -
(numofpoints / 2), -2 * (maxvolt - minvolt)), QBColor(0)
DoEvents

If x1 > 0 Then
Form2.SSPanel14.Visible = False
Form2.Command6.Enabled = True
Form2.Command1.Enabled = True
Form2.Command2.Enabled = True
If testcode = 10 Then Form2.Command2.Enabled = False

End If

End Sub

```



```
Private Sub rdad_Click()  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
End Sub
```

```
Private Sub rdm_Click()  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
End Sub
```

```
Private Sub rdt_Click()  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
End Sub
```

```
Private Sub sdv_Click()  
  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
  
End Sub
```

```
Private Sub shdf_Click()  
  
Form2.Enabled = False  
Load Form3  
Form3.Show  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
  
End Sub
```

```
Private Sub shse_Click()  
  
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False  
code = 1  
Load Form6  
Form6.Show  
  
End Sub
```

```
Private Sub SSET_Click()  
  
Form2.Enabled = False
```



```

Load Form7
Form7.Show
Form2.SSPanel16.Visible = False
Form2.SSPanel17.Visible = False
End Sub

```

```

Private Sub start_Click()

```

```

    ypsos$ = Form2.Ipsos.Text
    varos$ = Form2.Baros.Text
    hmeromhnia$ = Form2.Date.Text
    duration = Val(Form2.duration.Text)
    durationpps = 4000 / pps
    stringduration$ = durationpps
    pain$ = Form2.paint.Text
    gait$ = Form2.gaitt.Text
    movement$ = Form2.movementt.Text
    xfindings$ = Form2.xfindingst.Text
    kindofoper$ = Form2.kindofopert.Text
    pathjoints$ = Form2.pathjointst.Text
    months$ = Form2.monthst.Text

```

```

If cnormal.Value = 1 Then gaitkind$ = 1 Else gaitkind$ = 0
If cnormal.Value = 1 Then GóTo normalgait:

```

```

If sidelc.Value = 0 And siderc.Value = 0 And bothsides.Value = 0 Then
    Form2.SSPanel13.Caption = "must select side"
    Form2.SSPanel13.Visible = True
    Form2.SSPanel4.Enabled = False
    Exit Sub
End If

```

```

If sidelc.Value = 1 And siderc.Value = 1 Or sidelc.Value = 1 And
bothsides.Value = 1 Or siderc.Value = 1 And bothsides.Value = 1 Then
    Form2.SSPanel13.Caption = "must select only one side"
    Form2.SSPanel13.Visible = True
    Form2.SSPanel4.Enabled = False
    Exit Sub
End If

```

```

If sidelc.Value = 1 Then patholside$ = "1"
If siderc.Value = 1 Then patholside$ = "2"
If bothsides.Value = 1 Then patholside$ = "3"

```

```

If faseprec.Value = 0 And fasepostc.Value = 0 Then

```



```

Form2.SSPanel13.Caption = "must select pre or post -operative"
Form2.SSPanel13.Visible = True
Form2.SSPanel4.Enabled = False
Exit Sub
End If

```

```

If faseprec.Value = 1 And fasepostc.Value = 1 Then
  Form2.SSPanel13.Caption = "must select only pre or post -operative"
  Form2.SSPanel13.Visible = True
  Form2.SSPanel4.Enabled = False
  Exit Sub
End If

```

```

If faseprec.Value = 1 Then fase$ = "1"
If fasepostc.Value = 1 Then fase$ = "2"

```

normalgait:

```

If duration = 0 Then
  Form2.SSPanel13.Caption = "duration must be > 0"
  Form2.SSPanel13.Visible = True
  Form2.SSPanel4.Enabled = False
  Exit Sub
End If

```

```

If duration > (4000 / pps) Then
  Form2.SSPanel13.Caption = "duration must be < " + stringduration$
  Form2.SSPanel13.Visible = True
  Form2.duration.Text = ""
  Form2.SSPanel4.Enabled = False
  Exit Sub
End If

```

```

If SSOption1.Value = False And SSOption2.Value = False And
SSOption3.Value = False Then
  Form2.SSPanel13.Caption = "must select speed"
  Form2.SSPanel13.Visible = True
  Form2.SSPanel4.Enabled = False
  Exit Sub
End If

```

```

If SSOption1.Value = True Then taxuthta$ = "Normal"
If SSOption2.Value = True Then taxuthta$ = "Fast"
If SSOption3.Value = True Then taxuthta$ = "Slow"

```

```

Form2.SSPanel11.Visible = True

```



```
Form2.SSPanel4.Enabled = False
```

```
Adcarddata(3) = 15
```

```
k = 3
```

```
numberofmicrofinuse = k - 2
```

```
For i = 1 To numberofmicrofinuse
```

```
channellnumberinuse(i) = Adcarddata(i + 2)
```

```
Next i
```

```
totalpoints = duration * pps
```

```
numofpoints = 0
```

```
numofleftons = 0
```

```
Text1.SetFocus
```

```
ta = GetTickCount()
```

```
HiTime1.Enabled = True
```

```
Do
```

```
DoEvents
```

```
Loop Until numofpoints >= totalpoints
```

```
HiTime1.Enabled = False
```

```
tb = GetTickCount()
```

```
dt = ((tb - ta) / numofpoints) / 1000
```

```
realtesttime = (tb - ta)
```

```
maxvolt = -10000
```

```
minvolt = 10000
```

```
wbmax = -10000
```

```
wbmin = 10000
```

```
J = 1 'microfon data
```

```
For i = 1 To numofpoints
```

```
wb(i, J) = HB(i, J) * 256 + lb(i, J)
```

```
If wb(i, J) > wbmax Then wbmax = wb(i, J)
```

```
If wb(i, J) < wbmin Then wbmin = wb(i, J)
```

```
volt = rstep * (wb(i, J) - 2048)
```

```
times(i) = volt
```

```
If volt < -4 Then times(i) = times(i - 1)
```

```
If volt > 4 Then times(i) = times(i - 1)
```

```
If maxvolt < volt Then maxvolt = volt
```

```
If minvolt > volt Then minvolt = volt
```

```
Next i
```

```
J = 2 'walkway data
```

```
k = 0
```

```
For i = 1 To numofpoints
```



```

wb(i, J) = HB(i, J) * 256 + lb(i, J)
volt = (wb(i, J) - 2048)
v(k, i) = volt

```

```
Next i
```

```
J = 3 'photo cells data
```

```
k = 1
```

```
For i = 1 To numofpoints
```

```
wb(i, J) = HB(i, J) * 256 + lb(i, J)
```

```
volt = (wb(i, J) - 2048)
```

```
v(k, i) = volt
```

```
Next i
```

```
opt1$ = 10.62
```

```
celldistance = Val(opt1)
```

```
opt5$ = 1200
```

```
opt6$ = 1200
```

```
For k = 0 To numofpoints - 1
```

```
  If v(0, k) > Val(opt5) Then v(0, k) = 5000 Else v(0, k) = 0
```

```
  If v(1, k) > Val(opt6) Then v(1, k) = 5000 Else v(1, k) = 0
```

```
Next k
```

```
• For J = 0 To 1
```

```
  For k = 1 To numofpoints - 2
```

```
    If v(J, k) <> v(J, k - 1) And v(J, k) <> v(J, k + 1) Then v(J, k) = v(J, k - 1)
```

```
  Next k
```

```
Next J
```

```
Load Form10
```

```
walkwaydataprocess
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Subject_Click()
```

```
Form2.Enabled = False
```

```
Form2.SSPanel16.Visible = False
```

```
Form2.SSPanel17.Visible = False
```

```
Load Form10
```

```
Form10.Show
```

```
End Sub
```

```
Private Sub TCH_Click()
```

```
Form2.SSPanel16.Visible = False
```

```
Form2.SSPanel17.Visible = False
```





```
Load Form6  
Form6.Show
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Test_Click()
```

```
Form2.SSPanel16.Visible = False  
Form2.SSPanel17.Visible = False
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Text1_KeyUp(KeyCode As Integer, Shift As Integer)
```

```
If KeyCode > 0 Then  
numofleftons = numofleftons + 1  
lefton(numofleftons) = numofpoints  
End If
```

```
End Sub
```

```
Public Sub artificialdata()
```

```
numofpoints = 1  
HiTime2.Enabled = True  
t1 = Timer  
Do  
DoEvents  
Loop Until Timer > t1 + 1  
HiTime2.Enabled = False
```

```
Open "d:\phd\gan\artidata.dat" For Input As #22  
Input #22, numofpoints  
For i = 0 To numofpoints  
Input #22, v%(0, i), v%(1, i)  
Next i  
Close #22  
lefton(1) = 450  
lefton(2) = 550  
numofleftons = 2  
duration = 22  
celldistance = 12  
Exit Sub
```



```
For i = 0 To 124
```

```
v(0, i) = 0
```

```
Next i
```

```
For i = 125 To 249
```

```
v(0, i) = 5000
```

```
Next i
```

```
For i = 250 To 499
```

```
v(0, i) = v(0, i - 250)
```

```
Next i
```

```
For i = 500 To 999
```

```
v(0, i) = v(0, i - 500)
```

```
Next i
```

```
For i = 1000 To 1999
```

```
v(0, i) = v(0, i - 1000)
```

```
Next i
```

```
For i = 2000 To 3999
```

```
v(0, i) = v(0, i - 1000)
```

```
Next i
```

```
For i = 0 To 3999
```

```
v(1, i) = 0
```

```
Next i
```

```
For i = 180 To 220
```

```
v(1, i) = 5000
```

```
Next i
```

```
For i = 2700 To 2780
```

```
v(1, i) = 5000
```

```
Next i
```

```
numofpoints = 4000
```

```
End Sub
```

```
Public Sub walkwaydataprocess()
```

```
Form10.Picture1.BackColor = "&H00FFFFFF"
```

```
Form10.Text3.Text = ""
```

```
Form10.Text4.Text = ""
```

```
DoEvents
```

```
WID = Form10.Picture1.ScaleWidth
```

```
Form10.Visible = False
```

```
DoEvents
```

```
Form10.Picture1.ScaleWidth = Int(numofpoints / 2) + 1
```

```
WID = Form10.Picture1.ScaleWidth
```



```
'trace 0
For i = 0 To numofpoints - 2
If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(0, lin) - v(0, i))-(i + 1 - lin * WID,
offset(0, lin) - v(0, i + 1)), RGB(0, 0, 255)
Next i
```

```
'trace 1
For i = 0 To numofpoints - 2
If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(1, lin) - v(1, i))-(i + 1 - lin * WID,
offset(1, lin) - v(1, i + 1)), RGB(128, 0, 0)
Next i
```

```
Form10.Visible = True
DoEvents
```

```
J = 0
For i = 0 To numofpoints - 2
  If v(0, i) - v(0, i + 1) > 2000 Then
    J = J + 1
    T(0, J) = i
  End If
  If v(0, i) - v(0, i + 1) < -2000 Then
    J = J + 1
    T(0, J) = i
  End If
Next i
```

```
numofonoffs(0) = J
```

```
For J = 1 To numofonoffs(0)
  TT(0, J) = T(0, J)
Next J
```

```
filtering
```

```
T(0, numofonoffs(0) + 1) = numofpoints + 1
```

```
'markers on trace 0
cursor = -1
For J = 1 To 4 * numofsteps + 1
  i = T(0, J)
  If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
  If v(0, i) - v(0, i + 1) > 2000 Then
```



```

    If J = 1 Then cursor = i
    Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(0, lin) - 500 - v(0, i))-(i - lin *
WID, offset(0, lin) - 3000 - v(0, i)), RGB(255, 0, 0)
    End If

```

```

    If v(0, i) - v(0, i + 1) < -2000 Then
    If J = 1 Then cursor = i
    Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(0, lin) + 500 - v(0, i))-(i - lin *
WID, offset(0, lin) + 3000 - v(0, i)), RGB(255, 0, 0)
    End If
Next J

```

```
T(0, numofonoffs(0) + 1) = numofpoints
```

```
'markers on trace 1
```

```
J = 0
```

```
For i = 0 To numofpoints - 2
```

```
    If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
```

```
    If v(1, i) - v(1, i + 1) < -2000 Then
```

```
        J = J + 1
```

```
        T(1, J) = i
```

```
        Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(1, lin) + 500 - v(1, i))-(i - lin *
WID, offset(1, lin) + 3000 - v(1, i)), RGB(255, 0, 0)
```

```
    End If
```

```
    If J = 2 Then Exit For
```

```
Next i
```

```
numofonoffs(1) = 2
```

```
T(1, 3) = numofpoints + 1
```

```
trace = 0
```

```
Form10.drawcursor
```

```
Form10.drawsteps
```

```
'lefton
```

```
For J = 1 To numofleftons
```

```
    i = lefton(J)
```

```
    If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
```

```
    Form10.Picture1.Line (i - lin * WID - 10, offset(2, lin) - 1500)-(i - lin * WID +
10, offset(2, lin) - 1500 + 500), RGB(255, 128, 0), BF
```

```
Next J
```

```
'header
```

```
Form10.Text1.Text = Left$(Form1.Text1.Text, 15)
```



```

Do
If Len(Form10.Text1.Text) = 16 Then Exit Do
Form10.Text1.Text = Form10.Text1.Text + " "
Loop
Form10.Text1.Text = Form10.Text1.Text + Left$(Form1.Text2.Text, 5)
Form10.Text3.Text = run$

```

```
End Sub
```

```
Public Sub processdata()
```

```

edited = True
On Error GoTo processdataexit
samplinterval = duration / numofpoints

```

```

H = Val(Form2.Ipsos.Text)
If H = 0 Then H = 0.001
Form10.Picture1.SetFocus

```

```

numofsteps = Int((numofonoffs(0) - 1) / 4)
n = numofsteps
For m = 1 To numofsteps
Z(0, m) = T(0, 4 * m + 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 1): Rem CYCLE
Z(1, m) = 100 * ((T(0, 4 * m - 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 2)) / Z(0, m)): Rem single
support left
Z(2, m) = 100 * ((T(0, 4 * m + 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 4)) / Z(0, m)): Rem single
support right
Z(3, m) = 100 * ((T(0, 4 * m - 2) - T(0, 4 * (m - 1) + 1)) / Z(0, m)): Rem double
support, left infront
Z(4, m) = 100 * ((T(0, 4 * m + 0) - T(0, 4 * (m - 1) + 3)) / Z(0, m)): Rem double
support, right infront
Z(5, m) = 100 * ((T(0, 4 * m - 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 1)) / Z(0, m)): Rem step left
(left HC to right HC)
Z(6, m) = 100 * ((T(0, 4 * m + 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 3)) / Z(0, m)): Rem step
right (right HC to left HC)
Z(7, m) = Z(1, m) / Z(2, m)
Z(8, m) = Z(4, m) / Z(3, m)
Z(9, m) = Z(5, m) / Z(6, m)

Z(0, m) = Z(0, m) * samplinterval
Next m

```

```
If T(1, 2) = T(1, 1) Then T(1, 1) = T(1, 2) + 0.001
```

```
ZM(10) = celldistance / ((T(1, 2) - T(1, 1)) * samplinterval): Rem mean speed
```



```
ZM(11) = 100 * 100 * ZM(10) * ZM(0) / H: Rem mean full step length,
%height
Form10.Command1.Visible = False
```

```
Exit Sub
```

```
processdataexit:
```

```
If MsgBox("Όά άάάίΐΐΐά Ύ+ϊοί οίάάñü ðñüâëçιά!" & Chr$(13) & "Ç ðáñϊύόά  
άέάάñïïß äáí èá áðïèçêâôôâß!", 0, "Ðñüâëçιά!") = 1 Then Exit Sub
```

```
End Sub
```

```
Public Sub filtering()
```

```
startfiltering:
```

```
On Error GoTo exitfiltering
```

```
'define period
```

```
numofsteps = Int((numofonoffs(0) - 1) / 4)
```

```
zmax = 0
```

```
sz = 0
```

```
For m = 1 To numofsteps
```

```
· Z(0, m) = T(0, 4 * m + 1) - T(0, 4 * (m - 1) + 1): Rem CYCLE
```

```
· sz = sz + Z(0, m)
```

```
· If Z(0, m) > zmax Then mmax = m
```

```
Next m
```

```
mz = sz / numofsteps
```

```
numofgoodz = 0
```

```
sgoodz = 0
```

```
For m = 1 To numofsteps
```

```
· If Z(0, m) > mz Then 'exclude values smaller than mean
```

```
· If m <> mmax Then 'exclude the max value
```

```
· numofgoodz = numofgoodz + 1
```

```
· sgoodz = sgoodz + Z(0, m)
```

```
· End If
```

```
· End If
```

```
Next m
```

```
mgoodz = sgoodz / numofgoodz
```

```
stepnum = 0
```

```
endofstep(0) = 1
```

```
Do
```

```
· If endofstep(stepnum) + 4 > numofonoffs(0) Then Exit Do
```

```
· endofstep(stepnum + 1) = endofstep(stepnum) + 4
```

```
· dperiodmin = T(0, endofstep(stepnum + 1)) - T(0, endofstep(stepnum)) -
```

```
mgoodz
```



```

n = 0
Do
  If endofstep(stepnum + 1) + n + 2 >= numofonoffs(0) Then GoTo
outerloopexit
  dperiod = T(0, endofstep(stepnum + 1) + n + 2) - T(0,
endofstep(stepnum)) - mgoodz
  If Abs(dperiod) > Abs(dperiodmin) Then Exit Do
  n = n + 2
  dperiodmin = dperiod
Loop
stepnum = stepnum + 1
endofstep(stepnum) = endofstep(stepnum) + n
Loop

outerloopexit:
numofsteps = stepnum

If Abs(endofstep(numofsteps) - endofstep(numofsteps - 1) - mgoodz) > 0.1 *
mgoodz Then
End If

'define rto
zmax = 0
sz = 0
For m = 1 To numofsteps
  Z(3, m) = (T(0, endofstep(m - 1) + 1) - T(0, endofstep(m - 1))) / (T(0,
endofstep(m)) - T(0, endofstep(m - 1))): Rem lhc to rto
  sz = sz + Z(3, m)
  If Z(3, m) > zmax Then mmax = m
Next m
mz = sz / numofsteps

numofgoodz = 0
sgoodz = 0
For m = 1 To numofsteps
  If Z(3, m) > mz Then 'exclude values smaller than mean
    If m <> mmax Then 'exclude the max value
      numofgoodz = numofgoodz + 1
      sgoodz = sgoodz + Z(3, m)
    End If
  End If
Next m
mgoodz = sgoodz / numofgoodz

For m = 1 To numofsteps

```



```

drtomin = (T(0, endofstep(m - 1) + 1) - T(0, endofstep(m - 1))) / (T(0,
endofstep(m)) - T(0, endofstep(m - 1))) - mgoodz

```

```

n = 0.

```

```

Do

```

```

    drto = (T(0, endofstep(m - 1) + 1 + n + 2) - T(0, endofstep(m - 1))) / (T(0,
endofstep(m)) - T(0, endofstep(m - 1))) - mgoodz

```

```

    If Abs(drto) > Abs(drtomin) Then Exit Do

```

```

    n = n + 2

```

```

    drtomin = drto

```

```

Loop

```

```

    rto(m) = endofstep(m - 1) + 1 + n

```

```

Next m

```

```

'define rhc

```

```

zmax = 0

```

```

sz = 0

```

```

For m = 1 To numofsteps

```

```

    Z(5, m) = (T(0, rto(m) + 1) - T(0, rto(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))) : Rem lhc to rto

```

```

    sz = sz + Z(5, m)

```

```

    If Z(5, m) > zmax Then mmax = m

```

```

Next m

```

```

mz = sz / numofsteps

```

```

numofgoodz = 0

```

```

sgoodz = 0

```

```

For m = 1 To numofsteps

```

```

    If Z(5, m) > mz Then 'exclude values smaller than mean

```

```

        If m <> mmax Then 'exclude the max value

```

```

            numofgoodz = numofgoodz + 1

```

```

            sgoodz = sgoodz + Z(5, m)

```

```

        End If

```

```

    End If

```

```

Next m

```

```

mgoodz = sgoodz / numofgoodz

```

```

For m = 1 To numofsteps

```

```

    drhcmin = (T(0, rto(m) + 1) - T(0, rto(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))) - mgoodz

```

```

    n = 0

```

```

    Do

```

```

        drhc = (T(0, rto(m) + 1 + n + 2) - T(0, rto(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))) - mgoodz

```

```

        If Abs(drhc) > Abs(drhcmin) Then Exit Do

```

```

        n = n + 2

```





```

    drhcmmin = drhc
Loop

    rhc(m) = rto(m) + 1 + n
Next m

'define lto
zmax = 0
sz = 0
For m = 1 To numofsteps
    Z(3, m) = (T(0, rhc(m) + 1) - T(0, rhc(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))): Rem lhc to rto
    sz = sz + Z(3, m)
    If Z(3, m) > zmax Then mmax = m
Next m
mz = sz / numofsteps

numofgoodz = 0
sgoodz = 0
For m = 1 To numofsteps
    If Z(3, m) > mz Then 'exclude values smaller than mean
        If m <> mmax Then 'exclude the max value
            numofgoodz = numofgoodz + 1
            sgoodz = sgoodz + Z(3, m)
        End If
    End If
Next m
mgoodz = sgoodz / numofgoodz

For m = 1 To numofsteps
    dltomin = (T(0, rhc(m) + 1) - T(0, rhc(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))) - mgoodz
    n = 0
    Do
        dlto = (T(0, rhc(m) + 1 + n + 2) - T(0, rhc(m))) / (T(0, endofstep(m)) - T(0,
endofstep(m - 1))) - mgoodz
        If Abs(dlto) > Abs(dltomin) Then Exit Do
        n = n + 2
        dltomin = dlto
    Loop

    lto(m) = rhc(m) + 1 + n
Next m

For m = 1 To numofsteps
    T(0, 4 * (m - 1) + 1) = T(0, endofstep(m - 1))

```



$T(0, 4 * (m - 1) + 2) = T(0, \text{rto}(m))$   
 $T(0, 4 * (m - 1) + 3) = T(0, \text{rhc}(m))$   
 $T(0, 4 * (m - 1) + 4) = T(0, \text{lto}(m))$   
 $T(0, 4 * (m - 1) + 5) = T(0, \text{endofstep}(m))$

Next m

'needs' reversion?

If reversed = True Then GoTo reversionexit

lft% = 0

rgt% = 0

For J = 1 To numofleftons

For m = 1 To numofsteps

If lefton(J) > T(0, 4 \* (m - 1) + 2) And lefton(J) < T(0, 4 \* (m - 1) + 3) Then  
lft% = lft% + 1

If lefton(J) > T(0, 4 \* (m - 1) + 4) And lefton(J) < T(0, 4 \* (m - 1) + 5) Then  
rgt% = rgt% + 1

Next m

Next J

If rgt% > lft% Then 'needs reversion

For J = 1 To numofonoffs(0) - 2

T(0, J) = TT(0, J + 2)

Next J

numofonoffs(0) = numofonoffs(0) - 2

reversed = True

GoTo startfiltering

End If

reversionexit:

reversed = False

'check last two steps

For k = 1 To 2

sz = 0

szsq = 0

For m = 1 To numofsteps

Z(0, m) = T(0, 4 \* m + 1) - T(0, 4 \* (m - 1) + 1): Rem CYCLE

sz = sz + Z(0, m)

szsq = szsq + Z(0, m) ^ 2

Next m

mz = sz / numofsteps

sdz = Sqr(Abs(szsq - sz ^ 2 / numofsteps) / (numofsteps - 1))

If Abs(Z(0, numofsteps) - mz) < 2 \* sdz Then Exit For

numofsteps = numofsteps - 1

Next k



'check first step

sz = 0

szsq = 0

For m = 1 To numofsteps

Z(0, m) = T(0, 4 \* m + 1) - T(0, 4 \* (m - 1) + 1): Rem CYCLE

sz = sz + Z(0, m)

szsq = szsq + Z(0, m) ^ 2

Next m

mz = sz / numofsteps

sdz = Sqr(Abs(szsq - sz ^ 2 / numofsteps) / (numofsteps - 1))

If Abs(Z(0, numofsteps) - mz) > 2 \* sdz Then

For m = 1 To numofsteps - 1

T(0, 4 \* (m - 1) + 1) = T(0, 4 \* (m) + 1)

T(0, 4 \* (m - 1) + 2) = T(0, 4 \* (m) + 2)

T(0, 4 \* (m - 1) + 3) = T(0, 4 \* (m) + 3)

T(0, 4 \* (m - 1) + 4) = T(0, 4 \* (m) + 4)

T(0, 4 \* (m - 1) + 5) = T(0, 4 \* (m) + 5)

Next m

numofsteps = numofsteps - 1

End If

numofonoffs(0) = 4 \* numofsteps + 1

Exit Sub

exitfiltering:

If MsgBox("Άγίαοι οι άδουίαοι οέεοñŪñέοία ουί άάάιŸíùí!" & Chr\$(13) & "ÊŪíôá οι άóάβò Þ áéáñŪøðá ôçí δάνιγóa áéáñŸí! " & Chr\$(13) & "Ôá άδιôâĒŸíáôá ðïð èá àìöáíέóδιγί ôþñá äáí áβίαέ ουóðŪ!", 0, "Đñüâęçíá!") = 1 Then Exit Sub

End Sub

Public Sub meansandsd()

On Error GoTo meansandsdexit

For J = 0 To 9

For m = 1 To numofsteps

C(m) = Z(J, m)

Next m

n = numofsteps

SC = 0: SSQC = 0

For m = 1 To n



```

SC = SC + C(m)
SSQC = SSQC + C(m) ^ 2
Next m-
ZM(J) = SC / n
ZSD(J) = Sqr(Abs((SSQC - SC ^ 2 / n) / (n - 1)))

```

```
Next J
```

```

For variabl% = 7 To 9
CM2 = ZM(variabl%)
sd2 = ZSD(variabl%)

```

```

Next variabl%
Exit Sub

```

meansandsdexit:

```

If MsgBox("Όά άάάίίΎιά Ύ+ϊοί εΎδϊερί δñüâëçιά!" & Chr$(13) & "Ç δάνιγόά
άέάάñïïP έά άδϊεçêâδδâß, áëÛ δά άδϊôâëΎοιáδά βούò άβίáé έάίέάοιΎιά!",
0, "Đñüâëçιά!") = 1 Then Exit Sub

```

```
End Sub
```

```
Public Sub procdatadisplay()
```

```

ZM(0) = CInt(100 * ZM(0)) / 100
ZSD(0) = CInt(100 * ZSD(0)) / 100

```

```

For i = 1 To 6
ZM(i) = CInt(10 * ZM(i)) / 10
ZSD(i) = CInt(10 * ZSD(i)) / 10
Next i

```

```

For i = 7 To 9
ZM(i) = CInt(100 * ZM(i)) / 100
ZSD(i) = CInt(100 * ZSD(i)) / 100
Next i

```

```
ZM(10) = CInt(100 * ZM(10)) / 100
```

```

Form3.Text1.Text = ZM(1)
Form3.Text2.Text = ZSD(1)
Form3.Text3.Text = ZM(2)
Form3.Text4.Text = ZSD(2)
If pp(0) = 0 Then Form3.Text5.Text = "" Else Form3.Text5.Text = pp(0)
Form3.Text6.Text = ZM(3)

```



```

Form3.Text7.Text = ZSD(3)
Form3.Text8.Text = ZM(4)
Form3.Text9.Text = ZSD(4)
If pp(1) = 0 Then Form3.Text10.Text = "" Else Form3.Text10.Text = pp(1)
Form3.Text11.Text = ZM(5)
Form3.Text12.Text = ZSD(5)
Form3.Text13.Text = ZM(6)
Form3.Text14.Text = ZSD(6)
If pp(2) = 0 Then Form3.Text15.Text = "" Else Form3.Text15.Text = pp(2)
Form3.Text16.Text = numofsteps
Form3.Text17.Text = ZM(0)
Form3.Text18.Text = ZSD(0)

```

```

If Abs(ZM(11)) > 1000 Then Form3.Text19.Text = "*****" Else
Form3.Text19.Text = (CInt(10 * ZM(11)) / 10)
If Abs(ZM(10)) > 100 Then Form3.Text20.Text = "*****" Else
Form3.Text20.Text = ZM(10)

```

```
'header
```

```
Form3.Text21.Text = Left$(Form1.Text1.Text, 15)
```

```
Do
```

```
If Len(Form3.Text21.Text) = 16 Then Exit Do
```

```
Form3.Text21.Text = Form3.Text21.Text + " "
```

```
Loop
```

```
Form3.Text21.Text = Form3.Text21.Text + Left$(Form1.Text2.Text, 5)
```

```
Form3.Text22.Text = Form1.Text15.Text
```

```
Form3.Text23.Text = run$
```

```
Form3.Text24.Text = Form1.Combo3.Text
```

```
Form3.Text25.Text = reactiontime
```

```
Form3.Visible = True
```

```
Form3.Enabled = True
```

```
Form3.SetFocus
```

```
DoEvents
```

```
End Sub
```

### Form3

```
Private Sub Command1_Click()
```

```
Form2.Enabled = True
```



Unload Form3

End Sub

Private Sub Form\_Load()

chandat\$ = "c:\microfon\chandat.dat"

k = 0

Text1.Text = Adcarddata(2)

If Adcarddata(2) = 0 Then Text2.Text = "+ - 5,000 Volt"

If Adcarddata(2) = 1 Then Text2.Text = "+ - 2,500 Volt"

If Adcarddata(2) = 2 Then Text2.Text = "+ - 1,250 Volt"

If Adcarddata(2) = 3 Then Text2.Text = "+ - 0,500 Volt"

Text3.Text = Adcarddata(3)

Text5.Text = Adcarddata(4)

Text6.Text = Adcarddata(5)

Text7.Text = Adcarddata(6)

Text8.Text = Adcarddata(7)

Text9.Text = Adcarddata(8)

Text10.Text = Adcarddata(9)

Text11.Text = Adcarddata(10)

Text12.Text = Adcarddata(11)

Text13.Text = Adcarddata(12)

Text14.Text = Adcarddata(13)

Text15.Text = Adcarddata(14)

Text16.Text = Adcarddata(15)

Text17.Text = Adcarddata(16)

Text18.Text = Adcarddata(17)

Text19.Text = Adcarddata(18)

Text20.Text = Adcarddata(19)

Text21.Text = Adcarddata(20)

Text22.Text = Adcarddata(21)

Text23.Text = Adcarddata(22)

Text24.Text = Adcarddata(23)

Text25.Text = Adcarddata(24)

Text26.Text = Adcarddata(25)

Text27.Text = Adcarddata(26)

Text28.Text = Adcarddata(27)

Text29.Text = Adcarddata(28)

Text30.Text = Adcarddata(29)

Text31.Text = Adcarddata(30)

Text32.Text = Adcarddata(31)

Text33.Text = Adcarddata(32)

Text34.Text = Adcarddata(33)

Text35.Text = Adcarddata(34)



End Sub

#### Form4

Private Sub Command1\_Click()

Form2.Enabled = True  
Unload Form4

End Sub

Private Sub Command10\_Click()

chandat\$ = "c:\microfon\chandat.dat"

Form2.Enabled = True  
Unload Form4  
End Sub

Private Sub Command2\_Click()

Form4.Command9.Enabled = True  
Form4.Text1.Locked = False

End Sub

Private Sub Command3\_Click()

Form4.SSPanel3.Visible = True

End Sub

Private Sub Command4\_Click()

channellnumber = Val(Text3.Text)  
If channellnumber > 32 Then  
Form4.SSPanel7.Visible = True  
Form4.SSPanel3.Visible = False  
Exit Sub  
End If



```

kknext = 1
Form4.Text2.Locked = False
Form4.SSPanel3.Enabled = False
Form4.SSPanel5.Visible = True
Form4.Command6.Enabled = True
Form4.SSPanel6.Caption = "input channell number 1"

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()
```

```

kknext = kknext + 1
kkn$ = kknext

```

```

If kknext <= channellnumber Then
Form4.SSPanel6.Caption = "Input channell number" + " " + kkn$
End If

```

```

Form4.Command5.Enabled = False
Form4.Command6.Enabled = True

```

```

If kknext > channellnumber Then
Form4.Command5.Enabled = False
Form4.Command6.Enabled = False
Form4.Command7.Enabled = True
End If

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command6_Click()
```

```

chnumber(kknext) = Val(Text2.Text)
Form4.Command6.Enabled = False
Form4.Command5.Enabled = True

```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command7_Click()
```

```

If Form4.SSOption1.Value = True Then cardvolt = 0
If Form4.SSOption2.Value = True Then cardvolt = 1
If Form4.SSOption3.Value = True Then cardvolt = 2

```





If Form4.SSOption4.Value = True Then cardvolt = 3

Form4.SSPanel12.Visible = True

End Sub

Private Sub Command8\_Click()

Form4.SSPanel7.Visible = False

Form4.SSPanel3.Visible = True

End Sub

Private Sub Command9\_Click()

baseadress\$ = Text1.Text

End Sub

## Form5

Private Sub Command1\_Click()

numofmicrofons = Val(Text1.Text)

knext = 1

Form5.SSPanel14.Caption = "Input Coefficients for Microfon 1"

Form5.SSPanel14.Visible = True

End Sub

Private Sub Command2\_Click()

knext = knext + 1

kn\$ = knext

If knext <= numofmicrofons Then

Form5.SSPanel14.Caption = "Input Coefficients for Microfon" + " " + kn\$

End If

Form5.Command2.Enabled = False



```
Form5.Command3.Enabled = True
```

```
If knext-> numofmicrofons Then
Form5.Command3.Enabled = False
Form5.Command3.Enabled = False
Form5.Command4.Enabled = True
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click()
```

```
V1(knext) = Val(Text3.Text)
V2(knext) = Val(Text4.Text)
V3(knext) = Val(Text5.Text)
V4(knext) = Val(Text6.Text)
V5(knext) = Val(Text7.Text)
A1(knext) = Val(Text8.Text)
A2(knext) = Val(Text2.Text)
A3(knext) = Val(Text9.Text)
A4(knext) = Val(Text10.Text)
A5(knext) = Val(Text11.Text)
Form5.Command3.Enabled = False
Form5.Command2.Enabled = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command4_Click()
```

```
Form5.SSPanel17.Visible = True
Form5.SSPanel16.Visible = True
Form5.SSPanel15.Visible = True
Form5.Command5.Visible = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()
```

```
micdat$ = "c:\microfon\micdat.dat"
```

```
Form2.Enabled = True
Unload Form5
```



End Sub

Private Sub Command6\_Click()

Form2.Enabled = True  
Unload Form5

End Sub

### Form6

Private Sub Command1\_Click()

SSPanel4.Visible = False

End Sub

Private Sub Command2\_Click()

If newinterval = 0 Then  
SSPanel4.Caption = "Time Interval Must Be > 0"  
SSPanel4.Visible = True  
Exit Sub

End If

If newinterval < 0 Then  
SSPanel4.Caption = "Time Interval Must Be > 0"  
SSPanel4.Visible = True  
Exit Sub

End If

Form2.HiTime1.Interval = newinterval  
Form2.pps.Text = Text2.Text  
Form2.Enabled = True  
Unload Form6

End Sub

Private Sub Command3\_Click()

code = 0  
Form2.Enabled = True  
Unload Form6



End Sub

Private Sub Form\_Load()

```
If code = 1 Then
Command2.Visible = False
Command3.Caption = "Exit"
Text1.Locked = True
Text1.BackColor = &H80000000
interv = Form2.HiTime1.Interval
pps = 1000 / interv
Text1.Text = interv
Text2.Text = pps
End If
```

End Sub

Private Sub Text1\_Change()

```
newinterval = Val(Text1.Text)
If newinterval = 0 Then Text2.Text = ""
If newinterval < 0 Then SSPanel4.Visible = True
If newinterval > 0 Then
ppsnew$ = 1000 / newinterval
Text2.Text = ppsnew$
End If
```

End Sub

**Form7**

Private Sub Command1\_Click()

k = Combo1.ListIndex + 1

```
Text3.Text = V1(k)
Text4.Text = V2(k)
Text5.Text = V3(k)
Text6.Text = V4(k)
Text7.Text = V5(k)
Text8.Text = A1(k)
Text9.Text = A2(k)
Text10.Text = A3(k)
Text11.Text = A4(k)
```



```
Text12.Text = A5(k)
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command2_Click()
```

```
Text3.Text = ""
```

```
Text4.Text = ""
```

```
Text5.Text = ""
```

```
Text6.Text = ""
```

```
Text7.Text = ""
```

```
Text8.Text = ""
```

```
Text9.Text = ""
```

```
Text10.Text = ""
```

```
Text11.Text = ""
```

```
Text12.Text = ""
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click()
```

```
Form2.Enabled = True
```

```
Unload Form7
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
```

```
micdat$ = "c:\microfon\micdat.dat"
```

```
numofmicrofons = k
```

```
Text1.Text = numofmicrofons
```

```
For i = 1 To numofmicrofons
```

```
    k = i
```

```
    Text2.Text = k
```

```
    microf$ = "microfon " + Text2.Text
```

```
    Combo1.AddItem microf$
```

```
Next i
```

```
End Sub
```

```
Form8
```

```
Private Sub Command1_Click()
```



```

epitheto$ = Form8.Subname.Text
onoma$ = Form8.Name1.Text
patrwvhmo$ = Form8.Fathername.Text
iatros$ = Form8.Doctor.Text
dieuthinsh$ = Form8.Adress.Text
diagnosh$ = Form8.Diagnosis.Text
thlefwno$ = Form8.Telefon.Text
birthdate$ = Form8.Birthdat.Text

```

```

check$ = Form8.Subname.Text + Form8.Name1.Text +
Form8.Fathername.Text + Form8.Doctor.Text + Form8.Adress.Text +
Form8.Diagnosis.Text + Form8.Telefon.Text + Form8.Birthdat.Text
If check$ = "" Then SSPanel15.Visible = True
If check$ = "" Then Exit Sub

```

```

If epitheto$ = "" Then kep = 0 Else kep = 1
If onoma$ = "" Then kon = 0 Else kon = 1
If patrwvhmo$ = "" Then kpa = 0 Else kpa = 1
If iatros$ = "" Then kia = 0 Else kia = 1
If dieuthinsh$ = "" Then kdi = 0 Else kdi = 1
If diagnosh$ = "" Then kdia = 0 Else kdia = 1
If thlefwno$ = "" Then kth = 0 Else kth = 1
If birthdate$ = "" Then kbi = 0 Else kbi = 1

```

findproc

```

If code = 4 Then
SSPanel16.Caption = "No Subject Found"
SSPanel15.Visible = True
List1.Clear
Exit Sub
End If

```

```

List1.Visible = True
SSPanel11.Visible = True
Command3.Visible = True
Command4.Visible = True

```

End Sub

Private Sub Command2\_Click()

```

Form2.Enabled = True
Form2.Delete.Enabled = False

```



Unload Form8

End Sub

Private Sub Command3\_Click()

Form2.Enabled = True  
Unload Form8

End Sub

Private Sub Command4\_Click()

List2.Visible = False  
SSPanel12.Visible = False  
List3.Visible = False  
SSPanel13.Visible = False  
List1.Visible = False  
SSPanel11.Visible = False  
Command3.Visible = False  
Command4.Visible = False  
Form8.Subname.Text = ""  
Form8.Name1.Text = ""  
Form8.Fathename.Text = ""  
Form8.Doctor.Text = ""  
Form8.Adress.Text = ""  
Form8.Diagnosis.Text = ""  
Form8.Telefon.Text = ""  
Form8.Birthdat.Text = ""

End Sub

Private Sub Command5\_Click()

SSPanel15.Visible = False

End Sub

Private Sub Command6\_Click()

epitheto\$ = Left(List1.Text, 20)  
afxontas = Val(Right(List1.Text, 10))

Form2.Enabled = True  
Form2.Set.Enabled = True  
Form2.Subname.Text = epitheto\$



```
Form2.SSPanel4.Visible = True
```

```
Form2.Find.Enabled = False
```

```
Unload Form8
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Command7_Click()
```

```
afxontas = Val(Right(List1.Text, 10))
```

```
chek4$ = afxontas
```

```
critical1 = "[a/a]=" & chek4$ & ""
```

```
Data1.RecordSource = " select * from Subjects where " & critical1
```

```
Data1.Refresh
```

```
If Data1.Recordset.EOF = False Then
```

```
Data1.Recordset.MoveFirst
```

```
chekmarks$ = Data1.Recordset("list9")
```

```
End If
```

```
Text4.Text = afxontas
```

```
critical1 = "list1 like " & Text4.Text & ""
```

```
'Debug.Print critical1
```

```
Data2.RecordSource = " select * from Tests where " & critical1
```

```
Data2.Refresh
```

```
List2.Clear
```

```
If Data2.Recordset.EOF = False Then
```

```
Data2.Recordset.MoveFirst
```

```
chek1$ = Data2.Recordset("list3")
```

```
chek2$ = Data2.Recordset("a/a")
```

```
chek1$ = "Test at" + Chr(32) + Chr(32) + chek1$ + Chr(9) + Chr(9) + Chr(9) +  
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +  
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +  
chek2$
```

```
List2.AddItem chek1$
```

```
'Debug.Print chek2$, "tinanai?"
```

```
End If
```

```
Do Until Data2.Recordset.EOF
```

```
Data2.Recordset.MoveNext
```

```
If Data2.Recordset.EOF Then Exit Do
```

```
chek1$ = Data2.Recordset("list3")
```

```
chek2$ = Data2.Recordset("a/a")
```





```

chek1$ = "Test at" + Chr(32) + Chr(32) + chek1$ + Chr(9) + Chr(9) + Chr(9) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
chek2$

```

```

List2.AddItem chek1$
'Debug.Print chek2$, "tinanai2?"

```

```

Loop
SSPanel9.Visible = False
List2.Visible = True
SSPanel12.Visible = True

```

```
End Sub
```

```
Private Sub List1_DbClick()
```

```
SSPanel9.Visible = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub List2_DbClick()
```

```

afxontas2 = Val(Right(List2.Text, 10))
chek5$ = afxontas2
criterial1 = "[a/a]=" & chek5$ & ""
Data2.RecordSource = " select * from Tests where " & criterial1
Data2.Refresh

```

```

If Data2.Recordset.EOF = False Then
Data2.Recordset.MoveFirst
chekmarks$ = Data2.Recordset("list2")
checkdate$ = Data2.Recordset("list3")
checkheight$ = Data2.Recordset("list4")
checkweight$ = Data2.Recordset("list5")
pain$ = Data2.Recordset("list6")
gait$ = Data2.Recordset("list7")
movement$ = Data2.Recordset("list8")
xfindings$ = Data2.Recordset("list9")
kindofoper$ = Data2.Recordset("list10")
pathjoints$ = Data2.Recordset("list11")
months$ = Data2.Recordset("list12")
patholside$ = Data2.Recordset("list13")
fase$ = Data2.Recordset("list14")
gaitkind$ = Data2.Recordset("list15")
'Debug.Print checkdate$, checkheight$

```



End If

```
afxontas2 = Val(Right(List2.Text, 10))
chek5$ = afxontas2
Text4.Text = afxontas2
criterial2 = "list1 like " & Text4.Text & ""
Data3.RecordSource = " select * from Records where " & criterial2
Data3.Refresh
List3.Clear
```

```
If Data3.Recordset.EOF = False Then
Data3.Recordset.MoveFirst
afxontastr = 1
afxontas13$ = afxontastr
chek11$ = Data3.Recordset("list8")
chek12$ = Data3.Recordset("a/a")
chek11$ = "Trial" + Chr(32) + Chr(32) + afxontas13$ + Chr(9) + Chr(9) + "(" +
chek11$ + ")" + Chr(9) + Chr(9) + Chr(9) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + chek12$
List3.AddItem chek11$
End If
```

```
Do Until Data3.Recordset.EOF
Data3.Recordset.MoveNext
If Data3.Recordset.EOF Then Exit Do
afxontastr = afxontastr + 1
afxontas13$ = afxontastr
chek11$ = Data3.Recordset("list8")
chek12$ = Data3.Recordset("a/a")
chek11$ = "Trial" + Chr(32) + Chr(32) + afxontas13$ + Chr(9) + Chr(9) + "(" +
chek11$ + ")" + Chr(9) + Chr(9) + Chr(9) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + chek12$
List3.AddItem chek11$
Loop
```

```
List3.Visible = True
SSPanel13.Visible = True
```

End Sub

Public Sub findproc()

```
k = 0
If kep = 1 Then
```



```

k = k + 1
criteria1 = "list1 like '" & Subname.Text & "'"
criteria = criteria1
End If
If kon = 1 Then

criteria2 = "list2 like '" & Name1.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria2
If k = 0 Then criteria = criteria2
k = k + 1
End If
If kpa = 1 Then
criteria3 = "list3 like '" & Fathername.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria3
If k = 0 Then criteria = criteria3
k = k + 1
End If
If kia = 1 Then
criteria4 = "list6 like '" & Doctor.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria4
If k = 0 Then criteria = criteria4
k = k + 1
End If
If kdi = 1 Then
criteria5 = "list5 like '" & Adress.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria5
If k = 0 Then criteria = criteria & criteria5
k = k + 1
End If
If kdia = 1 Then
criteria6 = "list7 like '" & Diagnosis.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria6
If k = 0 Then criteria = criteria & criteria6
k = k + 1
End If
If kth = 1 Then
criteria8 = "list4 like '" & Telefon.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria8
If k = 0 Then criteria = criteria8
k = k + 1
End If
If kbi = 1 Then
criteria9 = "list8 like '" & Birthdat.Text & "'"
If k > 0 Then criteria = criteria & " AND " & criteria9
If k = 0 Then criteria = criteria9
k = k + 1

```



End If

```
Data1.RecordSource = " select * from Subjects where " & criteria
Data1.Refresh
```

```
List1.Clear
```

```
If Data1.Recordset.EOF = False Then
```

```
Data1.Recordset.MoveFirst
```

```
chek1$ = Data1.Recordset("list1")
```

```
chek2$ = Data1.Recordset("a/a")
```

```
chek3$ = Data1.Recordset("list2")
```

```
chek$ = chek1$ + Chr(32) + Chr(32) + Left(chek3$, 1) + "." + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(9) + Chr(9)
+ Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
chek2$
```

```
List1.AddItem chek$
```

```
End If
```

```
If chek1$ = "" Then
```

```
code = 4
```

```
Exit Sub
```

```
End If
```

```
Do Until Data1.Recordset.EOF
```

```
Data1.Recordset.MoveNext
```

```
If Data1.Recordset.EOF Then Exit Do
```

```
chek1$ = Data1.Recordset("list1")
```

```
chek2$ = Data1.Recordset("a/a")
```

```
chek3$ = Data1.Recordset("list2")
```

```
chek$ = chek1$ + Chr(32) + Chr(32) + Left(chek3$, 1) + "." + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(9) + Chr(9)
+ Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) + Chr(32) +
chek2$
```

```
List1.AddItem chek$
```

```
Loop
```

```
End Sub
```

```
Private Sub List3_DbIClick()
```



```

afxontas3 = Val(Right(List3.Text, 10))
chek6$ = afxontas3
Text4.Text = afxontas3
criterial3 = " [a/a]=" & chek6$ & ""
Debug.Print criterial3, "....."
Data4.RecordSource = " select * from Records where " & criterial3
Data4.Refresh

```

```

If Data4.Recordset.EOF = False Then
Data4.Recordset.MoveFirst
cheklll1$ = Data4.Recordset("list2")
cheklll2$ = Data4.Recordset("list3")
cheklll3$ = Data4.Recordset("list4")
cheklll5$ = Data4.Recordset("list6")
cheklll6$ = Data4.Recordset("list7")
cheklll7$ = Data4.Recordset("list8")
cheklll9$ = Data4.Recordset("list9")
cheklll10$ = Data4.Recordset("list10")
cheklll11$ = Data4.Recordset("list11")
End If

```

```

epitheto$ = Left(List1.Text, 20)
afxontas = Val(Right(List1.Text, 10))

```

```

'redraw chart
Mylen = Len(cheklll3$)
k = 1
d = 0
n = 0
For i = 1 To Mylen
afxontas2$ = Mid(cheklll3$, i, 1)

```

```

If afxontas2$ = "n" Then
d = d + 1

```

```

If d = 1 Then
x1 = Val(Mid(cheklll3$, k, (i - 1)))
k = i + 1
End If

```

```

If d = 2 Then
x2 = Val(Mid(cheklll3$, k, (i - 1)))
k = i + 1
End If

```



```

If d = 3 Then
numofleftons = Val(Mid(cheklll3$, k, (i - 1)))
k = i + 1
End If

```

```

If d >= 4 Then
n = n + 1
leftons(n) = Val(Mid(cheklll3$, k, (i - 1)))
k = i + 1
End If

```

```
End If
```

```
Next i
```

```
ch1$ = Mid(cheklll3$, k, Mylen)
```

```
Mylen2 = Len(ch1$)
```

```
numofpoints = 0
```

```
metriseis2$ = ""
```

```
For i = 1 To (Mylen2 - 3) Step 4
```

```
numofpoints = numofpoints + 1
```

```
ch2$ = Mid(ch1$, i, 4)
```

```
hupper$ = "&H0000" & Left(ch2$, 2)
```

```
lower$ = "&H0000" & Right(ch2$, 2)
```

```
HB(numofpoints, 1) = hupper$
```

```
lb(numofpoints, 1) = lower$
```

```
metriseis2$ = metriseis2$ & Right(Hex(HB(numofpoints, 1)), 2) &
```

```
Right(Hex(lb(numofpoints, 1)), 2)
```

```
Next i
```

```
maxvolt = -10000
```

```
minvolt = 10000
```

```
wbmax = -10000
```

```
wbmin = 10000
```

```
rstep = 10 / 4096
```

```
For i = 1 To numofpoints
```

```
wb(i, 1) = HB(i, 1) * 256 + lb(i, 1)
```

```
If wb(i, 1) > wbmax Then wbmax = wb(i, 1)
```

```
If wb(i, 1) < wbmin Then wbmin = wb(i, 1)
```

```
volt = rstep * (wb(i, 1) - 2048)
```

```
times(i) = volt
```

```
If volt < -4 Then times(i) = times(i - 1)
```

```
If volt > 4 Then times(i) = times(i - 1)
```

```
If maxvolt < volt Then maxvolt = volt
```

```
If minvolt > volt Then minvolt = volt
```

```
Next i
```



```
'read walkway data
For i = 1 To numofpoints
Mylen3 = Len(cheklll9$)
p0% = InStr(cheklll9$, ";")
T(0, i) = Left(cheklll9$, p0% - 1)
cheklll9$ = Mid$(cheklll9$, p0% + 1, Mylen3)
numofonoffs(0) = i
If Len(cheklll9$) = 0 Then Exit For
Next i
```

```
'read photocells data
For i = 1 To numofpoints
Mylen4 = Len(cheklll10$)
p0% = InStr(cheklll10$, ";")
T(1, i) = Left(cheklll10$, p0% - 1)
cheklll10$ = Mid$(cheklll10$, p0% + 1, Mylen4)
numofonoffs(1) = i
If Len(cheklll10$) = 0 Then Exit For
Next i
```

```
Form2.Enabled = True
```

```
Form2.Set.Enabled = True
Form2.Subname.Text = epitheto$
Form2.SSPanel4.Visible = True
Form2.Ipsos.Text = checkheight$
Form2.Baros.Text = checkweight$
Form2.Marks2.Text = chekmarks$
Form2.Date.Text = checkdate$
Form2.duration.Text = cheklll1$
Form2.pps.Text = cheklll2$
```

```
If Val(gaitkind$) = 1 Then Form2.cnormal.Value = 1 Else Form2.cpathol.Value = 1
```

```
If Val(gaitkind$) = 1 Then GoTo normalgait:
```

```
Form2.paint.Text = pain$
Form2.gaitt.Text = gait$
Form2.movementt.Text = movement$
Form2.xfindingst.Text = xfindings$
Form2.kindofopert.Text = kindofoper$
Form2.pathjointst.Text = pathjoint$
Form2.monthst.Text = months$
```

```
If Val(patholside$) = 1 Then Form2.sidelc.Value = 1
If Val(patholside$) = 2 Then Form2.siderc.Value = 1
```



```

If Val(patholside$) = 3 Then Form2.bothsides.Value = 1
If Val(fase$) = 1 Then Form2.faseprec.Value = 1
If Val(fase$) = 2 Then Form2.fasepostc.Value = 1

```

normalgait:

```

Form2.Picture1.AutoRedraw = False
Form2.Picture2.AutoRedraw = False
Form2.SSPanel14.Visible = True
Form2.Command6.Caption = "Proccess"
Form2.Command6.Visible = True
Form2.Command1.Visible = True

```

```

If cheklll7$ = "Normal" Then Form2.SSOption1.Value = True
If cheklll7$ = "Fast" Then Form2.SSOption2.Value = True
If cheklll7$ = "Slow" Then Form2.SSOption3.Value = True
realtesttime = Val(cheklll11$) / 1000
If realtesttime = 0 Then realtesttime = Val(cheklll1$)
dt = realtesttime / numofpoints
Form2.Find.Enabled = False

```

```

testcode = 10
Form2.continue

```

Unload Form8

End Sub

### Form9

```

Private Sub End1_Click()
End
End Sub

```

```

Private Sub Form_Activate()

```

```

maxapost = -10000
minapost = 10000
For i = 0 To numofmetr
    If maxapost < apostimes(i) Then maxapost = apostimes(i)
    If minapost > apostimes(i) Then minapost = apostimes(i)
Next i

```

```

maxtax = -10000
mintax = 10000

```





```

For i = 0 To numofmetr
  If maxtax < Taxtimes(i) Then maxtax = Taxtimes(i)
  If mintax > Taxtimes(i) Then mintax = Taxtimes(i)
Next i

```

```

maxaccel = -10000
minaccel = 10000
For i = 0 To numofmetr
  If maxaccel < acceltimes(i) Then maxaccel = acceltimes(i)
  If minaccel > acceltimes(i) Then minaccel = acceltimes(i)
Next i

```

```

Form9.Text1.Text = maxapost
Form9.Text2.Text = minapost
Form9.Text8.Text = maxtax
Form9.Text7.Text = mintax
Form9.Text12.Text = maxaccel
Form9.Text11.Text = minaccel

```

```

If minapost < 0 Then
  pictureoffset1! = (1 / 4) * (maxapost - minapost)
  Form2.Picture1.ScaleHeight = 2 * (maxapost - minapost) + pictureoffset1!
  Form2.Picture2.ScaleHeight = 2 * (maxapost - minapost) + pictureoffset1!
  maxminapost = (maxapost - minapost)
End If

```

```

If minapost > 0 Then
  pictureoffset1! = (1 / 4) * (maxapost + minapost)
  Form2.Picture1.ScaleHeight = (maxapost + minapost) + pictureoffset1!
  Form2.Picture2.ScaleHeight = (maxapost + minapost) + pictureoffset1!
  maxminapost = (maxapost + minapost)
End If

```

```

lcr1! = lcr!
rcr1! = rcr!

```

```

Form9.Picture1.ScaleHeight = 2 * maxminapost + pictureoffset1!
Form9.Picture2.ScaleHeight = 2 * (maxtax - mintax) + pictureoffset1!
Form9.Picture3.ScaleHeight = 2 * (maxaccel - minaccel) + pictureoffset1!
Form9.Picture1.ScaleWidth = numofmetr
Form9.Picture2.ScaleWidth = numofmetr
Form9.Picture3.ScaleWidth = numofmetr

```

```

'left foots

```

```

For i = 2 To numofmetr
  If vv(0, i - 1) > lcr1! And vv(0, i) > lcr1! Then
    Form9.Picture1.Line (i - 1, vv(0, i - 1))-(i, vv(0, i)), QBColor(5)
  End If
Next i

```



```

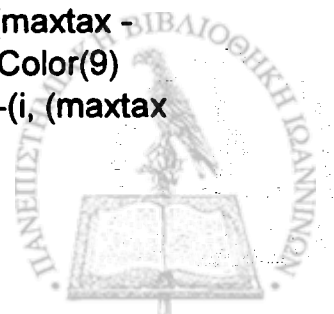
End If
Next i
For i = 2 To numofmetr
If vv(0, i - 1) > lcr1! And vv(0, i) > lcr1! Then
Form9.Picture2.Line (i - 1, vv(0, i - 1))-(i, vv(0, i)), QBColor(5)
End If
Next i
For i = 2 To numofmetr
If vv(0, i - 1) > lcr1! And vv(0, i) > lcr1! Then
Form9.Picture3.Line (i - 1, vv(0, i - 1))-(i, vv(0, i)), QBColor(5)
End If
Next i

'right foots

For i = 2 To numofmetr
If vv(1, i - 1) < lcr1! And vv(1, i) < lcr1! And vv(1, i - 1) > rcr1! And vv(1, i)
> rcr1! Then
Form9.Picture1.Line (i - 1, vv(1, i - 1))-(i, vv(1, i)), QBColor(0)
End If
Next i
For i = 2 To numofmetr
If vv(1, i - 1) < lcr1! And vv(1, i) < lcr1! And vv(1, i - 1) > rcr1! And vv(1, i)
> rcr1! Then
Form9.Picture2.Line (i - 1, vv(1, i - 1))-(i, vv(1, i)), QBColor(0)
End If
Next i
For i = 2 To numofmetr
If vv(1, i - 1) < lcr1! And vv(1, i) < lcr1! And vv(1, i - 1) > rcr1! And vv(1, i)
> rcr1! Then
Form9.Picture3.Line (i - 1, vv(1, i - 1))-(i, vv(1, i)), QBColor(0)
End If
Next i
For i = 2 To numofmetr
Form9.Picture1.Line (i - 1, (apostimes(i - 1) + pictureoffset1! +
maxminapost))-(i, (apostimes(i) + pictureoffset1! + maxminapost)), QBColor(9)
Form9.Picture1.Line (i - 1, maxminapost + pictureoffset1!)-(i,
maxminapost + pictureoffset1!), QBColor(4)
Next i

For i = 2 To numofmetr
Form9.Picture2.Line (i - 1, (Taxtimes(i - 1) + pictureoffset1! + (maxtax -
mintax)))-(i, (Taxtimes(i) + pictureoffset1! + (maxtax - mintax))), QBColor(9)
Form9.Picture2.Line (i - 1, (maxtax - mintax) + pictureoffset1!)-(i, (maxtax
- mintax) + pictureoffset1!), QBColor(4)
Next i

```



```

For i = 2 To numofmetr
    Form9.Picture3.Line (i - 1, (accltimes(i - 1) + pictureoffset1! + (maxaccl
- minaccl)))-(i, (accltimes(i) + pictureoffset1! + (maxaccl - minaccl))),
QBColor(9)
    Form9.Picture3.Line (i - 1, (maxaccl - minaccl) + pictureoffset1!)-(i,
(maxaccl - minaccl) + pictureoffset1!), QBColor(4)
Next i

If testcode = 10 Then
    Newtrial.Caption = "Find New"
End If

```

End Sub

Private Sub Newtrial\_Click()

```

Form2.Enabled = True
Form2.SSPanel4.Enabled = True
Form2.Picture1.AutoRedraw = True
Form2.Picture2.AutoRedraw = True
Form2.Picture1.Cls
Form2.Picture2.Cls
Form2.Picture1.Visible = False
Form2.Picture2.Visible = False
Form2.Command2.Visible = False
Form2.Command6.Visible = False
Form2.Command7.Visible = False
Form2.Command1.Visible = False
Form2.Command2.Enabled = False
Form2.Command6.Enabled = False
Form2.Command7.Enabled = False
Form2.Command1.Enabled = False
Form10.Picture1.Cls
Form10.Visible = False

```

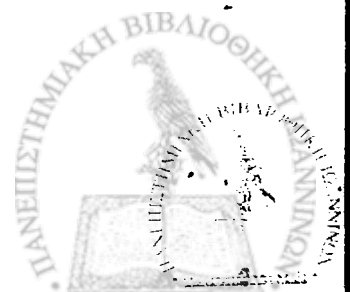
```

If testcode = 10 Then
    Load Form8
    Form8.Enabled = True
    Form8.Show
End If

```

testcode = 20

Unload Form9



End Sub

Private Sub Picture1\_MouseDown(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y As Single)

Form9.Text4.Text = ""

i = X

textval\$ = apostimes(i)

Form9.Text4.Text = textval\$

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) = 0 Then Form9.Text3.Text = "Left S"

If vv(0, i) = 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text3.Text = "Right S"

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text3.Text = "Double S"

DoEvents

End Sub

Private Sub Picture2\_MouseDown(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y As Single)

Form9.Text5.Text = ""

i = X

textval2\$ = Taxtimes(i)

Form9.Text5.Text = textval2\$

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) = 0 Then Form9.Text6.Text = "Left S"

If vv(0, i) = 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text6.Text = "Right S"

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text6.Text = "Double S"

DoEvents

End Sub

Private Sub Picture3\_MouseDown(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y As Single)

Form9.Text9.Text = ""

i = X

textval3\$ = acceltimes(i)

Form9.Text9.Text = textval3\$

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) = 0 Then Form9.Text10.Text = "Left S"

If vv(0, i) = 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text10.Text = "Right S"

If vv(0, i) > 0 And vv(1, i) > 0 Then Form9.Text10.Text = "Double S"

DoEvents

End Sub



**Form10**

Public Sub drawcursor()

WID = Form10.Picture1.ScaleWidth

cursorhalfwidth = Int(numofpoints / 500)

If cursor >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

If cursor = -1 Then cursor = 0

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)), RGB(0, 0, 0)

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)), RGB(0, 0, 0)

Exit Sub

End If

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) + 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)), RGB(0, 0, 0)

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) + 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)), RGB(0, 0, 0)

End If

End Sub

Public Sub erasecursor()

WID = Form10.Picture1.ScaleWidth

cursorhalfwidth = Int(numofpoints / 500)

If cursor >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID - cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)), RGB(255, 255, 255)

Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID + cursorhalfwidth, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)), RGB(255, 255, 255)

Exit Sub

End If



```

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID - cursorhalfwidth, offset(trace,
lin) + 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID - cursorhalfwidth, offset(trace,
lin) + 3000 - v(trace, cursor)), RGB(255, 255, 255)
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID + cursorhalfwidth, offset(trace,
lin) + 500 - v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID + cursorhalfwidth, offset(trace,
lin) + 3000 - v(trace, cursor)), RGB(255, 255, 255)
End If

```

```

End Sub

```

```

Public Sub Command1_Click()

```

```

Unload Form10
Form2.continue

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Form_Activate()

```

```

On Error Resume Next
Command1.Visible = True
Picture1.SetFocus
DoEvents

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Form_Deactivate()

```

```

Command1.Visible = False
DoEvents

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Picture1_Click()

```

```

Form3.Visible = False

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Picture1_KeyUp(KeyCode As Integer, Shift As Integer)

```

```

WID = Form10.Picture1.ScaleWidth
i = cursor

```



```

If KeyCode = 46 And Shift = 1 Then ' del all previous or following including this
  edited = True
  numprevonoffs = 0
  curcursor = cursor
  For J = 1 To numofonoffs(trace)
    If T(trace, J) <= i Then numprevonoffs = numprevonoffs + 1
  Next J

If numprevonoffs < numofonoffs(trace) / 2 Then 'del allprevious
For jj = 1 To numprevonoffs
  cursor = T(trace, 1)
  If cursor >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
  If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)),
RGB(255, 255, 255)
  End If

  If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)),
RGB(255, 255, 255)
  End If

'reorder markers
For J = 1 To numofonoffs(trace) + 1
  If cursor < T(trace, J) Then
    oldmarkerorder = J - 1
  Exit For
End If
Next J

For J = oldmarkerorder + 1 To numofonoffs(trace) + 1
  T(trace, J - 1) = T(trace, J)
Next J
numofonoffs(trace) = numofonoffs(trace) - 1
Next jj
drawsteps
cursor = curcursor
Exit Sub
End If

If numprevonoffs > numofonoffs(trace) / 2 Then 'del allprevious
For J = 1 To numofonoffs(trace)

  If T(trace, J) >= i Then numfollonoffs = numfollonoffs + 1

```



Next J

For jj = 1 To numfollonoffs

    cursor = T(trace, numofonoffs(trace))

    If cursor >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

    If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then

        Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID, offset(trace, lin) - 500 -  
v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)),  
RGB(255, 255, 255)

    End If

    If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then

        Form10.Picture1.Line (cursor - lin \* WID, offset(trace, lin) + 500 -  
v(trace, cursor))-(cursor - lin \* WID, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)),  
RGB(255, 255, 255)

    End If

'reorder markers

For J = 1 To numofonoffs(trace) + 1

    If cursor < T(trace, J) Then

        oldmarkerorder = J - 1

    Exit For

    End If

Next J

For J = oldmarkerorder + 1 To numofonoffs(trace) + 1

    T(trace, J - 1) = T(trace, J)

Next J

numofonoffs(trace) = numofonoffs(trace) - 1

Next jj

drawsteps

cursor = curcursor

Exit Sub

End If

End If

Select Case KeyCode

Case 37

    erasecursor

    Do

        i = i - 1

        If i < 0 Then i = numofpoints - 1

        If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then

            cursor = i

            drawcursor

        Exit Do





```

End If
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
  cursor = i
  drawcursor
  Exit Do
End If
Loop

```

## Case 39

```

erasecursor
Do
  i = i + 1
  If i > numofpoints - 1 Then i = 0
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
    Exit Do
  End If
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
    Exit Do
  End If
Loop

```

## Case 38

```

erasecursor
If lin = 0 Then cursor = cursor + WID
If lin = 1 Then cursor = cursor - WID
i = cursor
Do
  i = i + 1
  If i > numofpoints - 1 Then i = 0
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
    Exit Do
  End If
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
    Exit Do
  End If
Loop

```

## Case 40



```

erasecursor
If lin = 0 Then cursor = cursor + WID
- If lin = 1 Then cursor = cursor - WID
i = cursor
Do
    i = i + 1
    If i > numofpoints - 1 Then i = 0
    If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
        cursor = i
        drawcursor
    Exit Do
    End If
    If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
        cursor = i
        drawcursor
    Exit Do
    End If
Loop

```

Case 35 'end

```

erasecursor
i = T(trace, numofonoffs(trace))
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
End If
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
End If

```

Case 36 'home

```

erasecursor
i = T(trace, 1)
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
End If
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
End If

```

Case 33 'PgUp

```

erasecursor
If trace = 0 Then trace = 1 Else trace = 0

```



```

i = cursor
Do
  i = i - 1
  If i < 0 Then i = numofpoints - 1
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
  Exit Do
End If
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
  cursor = i
  drawcursor
Exit Do
End If
Loop

```

Case 34 'PgDn

```

erasecursor
If trace = 0 Then trace = 1 Else trace = 0
i = cursor
Do
  i = i - 1
  If i < 0 Then i = numofpoints - 1
  If v(trace, i) - v(trace, i + 1) > 2000 Then
    cursor = i
    drawcursor
  Exit Do
End If
If v(trace, i) - v(trace, i + 1) < -2000 Then
  cursor = i
  drawcursor
Exit Do
End If
Loop

```

Case 45 'ins

edited = True

```

exist$ = "no"
For J = 1 To numofonoffs(trace)
  If cursor = T(trace, J) Then
    exist$ = "yes"
  Exit For
End If
Next J

```



If exist\$ = "yes" Then Exit Sub

```
If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)),
    RGB(255, 0, 0)
End If
```

```
If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then
    Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)),
    RGB(255, 0, 0)
End If
```

'reorder markers

```
For J = 1 To numofonoffs(trace) + 1
    If cursor < T(trace, J) Then
        newmarkerorder = J
    Exit For
End If
Next J
```

```
For J = numofonoffs(trace) + 1 To newmarkerorder Step -1
    T(trace, J + 1) = T(trace, J)
Next J
T(trace, newmarkerorder) = cursor
numofonoffs(trace) = numofonoffs(trace) + 1
```

drawsteps

Case 46 'del

edited = True

```
exist$ = "no"
For J = 1 To numofonoffs(trace)
    If cursor = T(trace, J) Then
        exist$ = "yes"
    Exit For
End If
Next J
```

If exist\$ = "no" Then Exit Sub

If cursor >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) > 2000 Then



```

Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) - 3000 - v(trace, cursor)),
RGB(255, 255, 255)
End If

```

```

If v(trace, cursor) - v(trace, cursor + 1) < -2000 Then
Form10.Picture1.Line (cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 500 -
v(trace, cursor))-(cursor - lin * WID, offset(trace, lin) + 3000 - v(trace, cursor)),
RGB(255, 255, 255)
End If

```

```

'reorder markers
For J = 1 To numofonoffs(trace) + 1
If cursor < T(trace, J) Then
oldmarkerorder = J - 1
Exit For
End If
Next J

```

```

For J = oldmarkerorder + 1 To numofonoffs(trace) + 1
T(trace, J - 1) = T(trace, J)
Next J
numofonoffs(trace) = numofonoffs(trace) - 1

```

drawsteps

Case 18 'alt: reverse left to right

```

Form10.Picture1.BackColor = "&H00FFFFFF"
reverse% = reverse% + 1
If reverse% = 2 Then reverse% = 0
shif%(0) = 0
shif%(1) = 2

```

```

'trace 0
For i = 0 To numofpoints - 2
If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(0, lin) - v(0, i))-(i + 1 - lin * WID,
offset(0, lin) - v(0, i + 1)), RGB(0, 0, 255)
Next i

```

```

'trace 1
For i = 0 To numofpoints - 2
If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
Form10.Picture1.Line (i - lin * WID, offset(1, lin) - v(1, i))-(i + 1 - lin * WID,
offset(1, lin) - v(1, i + 1)), RGB(128, 0, 0)

```



Next i

Form10.Visible = True

DoEvents

'markers on trace 0

cursor = -1

J = 0

For i = 0 To numofpoints - 2

  If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

  If v(0, i) - v(0, i + 1) > 2000 Then

    J = J + 1

    If J > shif%(reverse%) Then

      If J = 1 + shif%(reverse%) Then cursor = i

      T(0, J - shif%(reverse%)) = i

      Form10.Picture1.Line (i - lin \* WID, offset(0, lin) - 500 - v(0, i))-(i - lin \* WID, offset(0, lin) - 3000 - v(0, i)), RGB(255, 0, 0)

    End If

  End If

  If v(0, i) - v(0, i + 1) < -2000 Then

    J = J + 1

    If J > shif%(reverse%) Then

      If J = 1 + shif%(reverse%) Then cursor = i

      T(0, J - shif%(reverse%)) = i

      Form10.Picture1.Line (i - lin \* WID, offset(0, lin) + 500 - v(0, i))-(i - lin \* WID, offset(0, lin) + 3000 - v(0, i)), RGB(255, 0, 0)

    End If

  End If

Next i

numofonoffs(0) = J - shif%(reverse%)

T(0, numofonoffs(0) + 1) = numofpoints + 1

'markers on trace 1

J = 0

For i = 0 To numofpoints - 2

  If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0

  If v(1, i) - v(1, i + 1) < -2000 Then

    J = J + 1

    T(1, J) = i

    Form10.Picture1.Line (i - lin \* WID, offset(1, lin) + 500 - v(1, i))-(i - lin \* WID, offset(1, lin) + 3000 - v(1, i)), RGB(255, 0, 0)

  End If

  If J = 2 Then Exit For

Next i



```

numofonoffs(1) = 2
T(1, 3) = numofpoints + 1

trace = 0
Form10.drawcursor

Form10.drawsteps

'lefton
For J = 1 To numofleftons
    i = lefton(J)
    If i >= WID Then lin = 1 Else lin = 0
    Form10.Picture1.Line (i - lin * WID - 10, offset(2, lin) - 1500)-(i - lin *
WID + 10, offset(2, lin) - 1500 + 500), RGB(255, 128, 0), BF
Next J

End Select

End Sub

Public Sub drawsteps()

WID = Form10.Picture1.ScaleWidth
On Error GoTo drawstepsexit
linwid = 400
Form10.Picture1.Line (0, offset(2, 0))-(WID, offset(2, 0) + linwid), RGB(255,
255, 255), BF
Form10.Picture1.Line (0, offset(2, 1))-(WID, offset(2, 1) + linwid), RGB(255,
255, 255), BF

n = Int((numofonoffs(0) - 1) / 4)

'left
For i = 1 To n
    If T(0, 4 * (i - 1) + 1) > WID Then li% = 1 Else li% = 0
    If T(0, 4 * (i - 1) + 1) < WID And T(0, 4 * (i - 1) + 4) > WID Then
        Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 1), offset(2, 0))-(WID, offset(2, 0)
+ linwid), RGB(255, 0, 0), BF
        Form10.Picture1.Line (0, offset(2, 1))-(T(0, 4 * (i - 1) + 4) - WID, offset(2,
1) + linwid), RGB(255, 0, 0), BF
    Else
        Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 1) - li% * WID, offset(2, li%))-(T(0,
4 * (i - 1) + 4) - li% * WID, offset(2, li%) + linwid), RGB(255, 0, 0), BF
    End If
Next i

```



```
If numofonoffs(0) > 4 * n + 1 Then
```

```
  i = n + 1
```

```
  d = numofonoffs(0) - 4 * n
```

```
  If T(0, 4 * (i - 1) + 1) > WID Then li% = 1 Else li% = 0
```

```
  If T(0, 4 * (i - 1) + 1) < WID And T(0, 4 * (i - 1) + d) > WID Then
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 1), offset(2, 0))-(WID, offset(2, 0) + linwid), RGB(255, 0, 0), BF
```

```
    Form10.Picture1.Line (0, offset(2, 1))-(T(0, 4 * (i - 1) + d) - WID, offset(2, 1) + linwid), RGB(255, 0, 0), BF
```

```
  Else
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 1) - li% * WID, offset(2, li%))-(T(0, 4 * (i - 1) + d) - li% * WID, offset(2, li%) + linwid), RGB(255, 0, 0), BF
```

```
  End If
```

```
End If
```

```
'right
```

```
Form10.Picture1.Line (0, offset(3, 0))-(WID, offset(3, 0) + linwid), RGB(255, 255, 255), BF
```

```
Form10.Picture1.Line (0, offset(3, 1))-(WID, offset(3, 1) + linwid), RGB(255, 255, 255), BF
```

```
For i = 1 To n - 1
```

```
  If T(0, 4 * (i - 1) + 3) > WID Then li% = 1 Else li% = 0
```

```
  If T(0, 4 * (i - 1) + 3) < WID And T(0, 4 * (i - 1) + 6) > WID Then
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 3), offset(3, 0))-(WID, offset(3, 0) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```

```
    Form10.Picture1.Line (0, offset(3, 1))-(T(0, 4 * (i - 1) + 6) - WID, offset(3, 1) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```

```
  Else
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 3) - li% * WID, offset(3, li%))-(T(0, 4 * (i - 1) + 6) - li% * WID, offset(3, li%) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```

```
  End If
```

```
Next i
```

```
d = numofonoffs(0) - 4 * n
```

```
If d > 2 Then d = 2
```

```
i = n
```

```
If T(0, 4 * (i - 1) + 3) > WID Then li% = 1 Else li% = 0
```

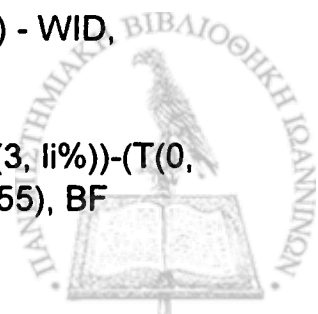
```
  If T(0, 4 * (i - 1) + 3) < WID And T(0, 4 * (i - 1) + 4 + d) > WID Then
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 3), offset(3, 0))-(WID, offset(3, 0) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```

```
    Form10.Picture1.Line (0, offset(3, 1))-(T(0, 4 * (i - 1) + 4 + d) - WID, offset(3, 1) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```

```
  Else
```

```
    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 * (i - 1) + 3) - li% * WID, offset(3, li%))-(T(0, 4 * (i - 1) + 4 + d) - li% * WID, offset(3, li%) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF
```





End If

d = numofonoffs(0) - 4 \* n

If d = 4 Then

  i = n + 1

  If T(0, 4 \* (i - 1) - 1) > WID Then li% = 1 Else li% = 0

  If T(0, 4 \* (i - 1) - 1) < WID And T(0, 4 \* (i - 1)) > WID Then

    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 \* (i - 1) - 1), offset(3, 0)-(WID, offset(3, 0) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF

    Form10.Picture1.Line (0, offset(3, 1))-(T(0, 4 \* (i - 1)) - WID, offset(3, 1) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF

  Else

    Form10.Picture1.Line (T(0, 4 \* (i - 1) - 1) - li% \* WID, offset(3, li%))-(T(0, 4 \* (i - 1)) - li% \* WID, offset(3, li%) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF

  End If

End If

Form10.Picture1.Line (T(0, 1), offset(3, 0))-(T(0, 2), offset(3, 0) + linwid), RGB(0, 0, 255), BF

Exit Sub

drawstepsexit:

End Sub

