

496 2005



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΟΜΕΑΣ ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΣ - ΚΛΙΝΙΚΟΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΓΛΑΡΟΣ

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΧΡΟΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ

ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ Χ. ΚΥΡΙΑΖΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2000



ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟ ΚΕΝΤΡΟ ΓΕΝΙΚΗΣ ΚΑΤΑΡΤΙΣΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ

"Η έγκριση της διατριβής από την Ιατρική Σχολή, δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα" (Νόμος 5343/32, άρθρο 200, παρ. 2)



ΤΡΙΜΕΛΕΣ ΕΥΜΕΤΡΟΓΑΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΥ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΞΕΝΑΚΗΣ ΒΕΣΑΛΟΥΣ ΑΝΑΠΛΩΤΙΚΗ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΕΔΙΑΣ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΡΗΓΑΙ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΟΛΟΓΟΣ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

**στους αγαπημένους μου γονείς
Χριστόφορο και Δέσποινα Κυριαζή**



ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

**ΓΛΑΡΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΞΕΝΑΚΗΣ ΘΕΟΔΩΡΟΣ: ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΡΗΓΑΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ: ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗΣ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ



ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

**ΓΛΑΡΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΣΟΥΚΑΚΟΣ ΠΑΝΑΠΩΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

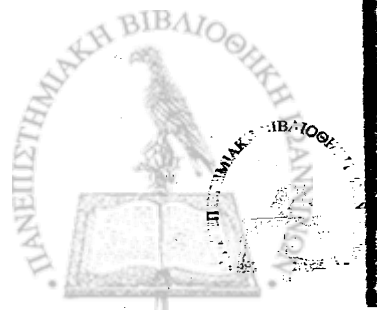
**ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ,
ΤΜΗΜΑ ΗΛΓΩΝ ΜΗΧ/ΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧ/ΚΩΝ Η/Υ, Ε.Μ.Π.**

**ΞΕΝΑΚΗΣ ΘΕΟΔΩΡΟΣ: ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ ΤΖΩΝ: ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΤΖΑΦΛΙΔΟΥ ΜΑΡΓΑΡΙΤΑ: ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**

**ΡΗΓΑΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ: ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ,
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η διδακτορική διατριβή αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κατά τη χρονική περίοδο 1993-1998, περίοδο κατά την οποία αποτέλεσε και τη βασική μου ενασχόληση.

Ολοκληρώνοντας την εργασία αυτή αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλλαν - ο καθένας με τον τρόπο του - στην πραγματοποίησή της.

Αρχικά ευχαριστώ θερμά τους αγαπημένους μου γονείς Χριστόφορο και Δέσποινα Κυριαζή, χωρίς την ουσιαστική ηθική και υλική συμπαράσταση των οποίων θα ήταν αδύνατη η εκπόνηση της εργασίας αυτής.

Το θέμα της διατριβής αυτής προτάθηκε από τον Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Ρήγα Κωνσταντίνο. Τον ευχαριστώ θερμά, όχι μόνο για την πρόταση του θέματος, αλλά και για τη συμπαράσταση και ενθάρρυνση καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διατριβής, για την αγάπη και γενναιοδωρία με την οποία με περιέβαλλε, την αισιοδοξία που μου ενέπνευσε, καθώς και για τις χρήσιμες παρατηρήσεις του κατά τη διάρκεια εκπόνησης και συγγραφής της διατριβής.

Ευχαριστώ τον Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Γλάρο Δημήτριο για το ενδιαφέρον και την ενθάρρυνσή του μέχρι την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής, καθώς και τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. Ξενάκη Θεόδωρο για τη βοήθεια και τις συμβουλές του σε ιατρικά θέματα που σχετίζονται με την εργασία αυτή. Επίσης ευχαριστώ τα μέλη ΔΕΠ του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής κ. Τζων Καλέφ-Εζρά, Αναπληρωτή Καθηγητή, κ. Τζαφλίδου Μαργαρίτα, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια, κ. Λεοντίου Ιωάννη, Επίκουρο Καθηγητή, για τις συμβουλές και τη συνεργασία που μου προσέφεραν κατά τη διάρκεια παραμονής μου στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής.

Ευχαριστώ ιδιαίτερα τα μέλη ΕΔΤΠ του Εργαστηρίου κ. Γούσια Χρήστο και κ. Μπαλιούσκα Γεράσιμο, Ηλεκτρονικούς, για τις συμβουλές τους σε τεχνικά θέματα που αφορούν στην εργασία αυτή, καθώς και για την αγάπη και τη φιλία που μου προσέφεραν το διάστημα παραμονής μου στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής. Ιδιαίτερες ευχαριστίες επίσης θα ήθελα να εκφράσω στο μέλος ΕΔΤΠ του Εργαστηρίου κ. Κοιρότσιου Ειρήνη για την πολύτιμη βοήθειά της σε διαδικαστικά θέματα, αλλά και για τη φροντίδα που μου χάρισε ως την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής. Ευχαριστώ επίσης τα μέλη ΕΔΤΠ του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής κ. Βλάχο Νικόλαο και κ. Εσκινιτζή Ματθίλδη για τη συνεργασία που μου χάρισαν.

Ευχαριστώ ιδιαίτερα τον Ορθοπαιδικό κ. Κουκουμπή Θεοδόσιο για τη βοήθεια που μου προσέφερε σε ιατρικά θέματα και το πνεύμα συναδελφικότητας που μου ενέπνευσε.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να εκφράσω για τη φιλία που μου χάρισαν στους υποψήφιους διδάκτορες Ιατρικής Φυσικής κ. Μπαζιόγλου Μαγδαληνή-Αμαλία, Φυσικό Ιατρικής - Ακτινοφυσικό, κ. Δημόπουλο Δημήτριο, Φυσικό, κ. Καφαντάρη Ελένη, Φυσικό, κ. Τζίμα Ευτυχία, Φυσικό Ιατρικής - Ακτινοφυσικό, κ. Μποζάρη Αργυρώ, Φυσικό Ιατρικής - Ακτινοφυσικό, και κ. Εξαρχο Δημήτριο, Ηλεκτρολόγο Μηχανικό.



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
-----------------------------	----------

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΓΕΝΙΚΑ ΠΕΡΙ ΒΑΔΙΣΗΣ	5
--	----------

2.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ	7
2.2 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	10
2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ	11
2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ	12

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	15
--	-----------

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	17
3.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ	18
3.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ	19
3.3.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΗΣ ΕΠΑΦΗΣ ΤΟΥ ΠΕΛΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΕΔΑΦΟΣ	
3.3.2 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ	31
3.4 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ	40



II : ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΝΕΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ****ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ 47**

4.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	49
4.2	ΑΝΤΙΛΗΨΗ ΚΑΙ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΕΝΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	50
4.3	ΝΕΟ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	54
4.4	ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	67

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΑΣΥΡΜΑΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ 71**

5.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	73
5.2	ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΟΥ ΝΕΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ	74
5.3	ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	82

III : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ 85**

6.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	87
6.2.1	ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 8-10 ΧΡΟΝΙΑ	89
6.2.2	ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 1 ΧΡΟΝΟ	91
6.3	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	93
6.4	ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ	95
6.5	ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΙΔΙΩΝ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ	97



IV : ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ****99****V: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ****105****VI: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ****109****VII: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ****113****VIII: ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ****117**

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η παρουσίαση του νέου συστήματος ηλεκτρικής που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για την επίλυση των χρονικών παραμέτρων βλάβης ενός Εργαστηρίου ή άλλου οικιακού περιβάλλοντος, καθώς και η βελτιστοποίηση της ισχύος του συστήματος, ώστε να είναι δυνατό να μεταφέρει η ενδιαφερόμενη βλάβη ενός Εργαστηρίου. Εκι αναλαμβάνει μετρήσεις που έγιναν με βάση τις δύο παραπάνω συστήματα και οι συζητούν το αποτέλεσμα των προεργασιών.

Η εργασία χωρίζεται σε 7 κεφάλαια.

Το 1ο κεφάλαιο είναι εισαγωγικό στη διατριβή.

Το 2ο κεφάλαιο αποτελεί εισαγωγή στο αντικείμενο της μελέτης της βλάβης. Γίνεται μια γενική εισαγωγή στις γενικές αρχές που διέπουν την ανθρώπινη βλάβη, ενώ στη συνέχεια επικεντρώνεται η συζήτηση ιδιαίτερα και παρουσιάζονται εν περιλήψει έρευνες που όχι μόνο αναφέρονται για την μελέτη της απειροστικής των δυνατών παραμέτρων βλάβης.

I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εργασία αφορά στις μεθόδους που μέχρι σήμερα σέρνουν παραμέτρους της βλάβης, οι οποίες είναι απαραίτητες για την μελέτη των χρονικών παραμέτρων βλάβης. Γίνεται παραλληλισμός με το υπάρχον σύστημα του εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Στο 4ο κεφάλαιο αναλύονται μεθοδικά το πιο σημαντικό πρόβλημα που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παραπάνω βελτιστοποίησης διατριβής για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων της ανθρώπινης βλάβης, και υπολογίζονται η ισχύς και η απορρόφηση ενέργειας της τεχνικής αυτής.

Το 6ο κεφάλαιο αναφέρεται στην τροποποίηση του ηλεκτρικού αεραίου συστήματος με χρήση άλλων διακοπών, ώστε να είναι δυνατό να φορτίσει εκτός Εργαστηρίου. Υπολογίζονται η ισχύς και η απορρόφηση ενέργειας της τεχνικής αυτής.

Στο 6ο κεφάλαιο καταγράφονται οι κατηγορίες των βλαβών που λαμβάνονται με βάση τα δύο συστήματα ηλεκτρικής που αναπτύχθηκαν και γίνεται στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων από τις αναλύσεις βλάβης τους. Στο 7ο κεφάλαιο τέλος γίνεται σύγκριση με τα παρατηρούμενα και τα μετρεώμενα των δύο νέων τεχνικών ηλεκτρικής.



Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η παρουσίαση του νέου συστήματος τηλεμετρίας που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για την καταγραφή των χρονικών παραμέτρων βάρδιας εντός Εργαστηρίου ή άλλου κλινικού περιβάλλοντος, καθώς και η παρουσίαση της εξέλιξης του συστήματος αυτού ώστε να είναι δυνατό να μετρηθεί η ανθρώπινη βάρδια εκτός Εργαστηρίου. Θα αναλυθούν μετρήσεις που έγιναν με βάση τα δύο παραπάνω συστήματα και θα συζητηθούν τα αποτελέσματα που προέκυψαν.

Η εργασία χωρίζεται σε 7 κεφάλαια:

Το 1ο κεφάλαιο είναι εισαγωγικό στη διατριβή.

Το 2ο κεφάλαιο αποτελεί εισαγωγή στο αντικείμενο της μηχανικής της βάρδιας. Γίνεται μια γενική αναφορά στις γενικές αρχές που διέπουν την ανθρώπινη βάρδια, ενώ στη συνέχεια επισκοπείται η σχετική βιβλιογραφία και παρουσιάζεται εν περιλήψει η έρευνα που έχει γίνει στο παρελθόν για την εξέλιξη των συστημάτων καταγραφής των χρονικών παραμέτρων βάρδιας.

Το 3ο κεφάλαιο είναι μια γενική αναφορά στις μεθόδους που μέχρι σήμερα καταγράφουν τις χρονικές παραμέτρους της βάρδιας σε εργαστηριακό περιβάλλον, και κυρίως σ' αυτές που χρησιμοποιούν αγώγιμους διαδρόμους. Γίνεται παραλληλισμός με το υπάρχον σύστημα του αγώγιμου διαδρόμου του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Στο 4ο κεφάλαιο αναλύεται διεξοδικά το νέο σύστημα τηλεμετρίας που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων της ανθρώπινης βάρδιας και υπολογίζεται η ακρίβεια και η επαναληπτικότητα της τεχνικής αυτής.

Το 5ο κεφάλαιο αναφέρεται στην τροποποίηση του τηλεμετρικού αυτού συστήματος με χρήση ειδικών διακοπών, ώστε να είναι δυνατή η χρήση του εκτός Εργαστηρίου. Υπολογίζεται η ακρίβεια και η επαναληπτικότητα της τεχνικής αυτής.

Στο 6ο κεφάλαιο καταγράφονται οι κατηγορίες των βαδιστών που μελετήθηκαν με βάση τα δύο συστήματα τηλεμετρίας που αναπτύχθηκαν και γίνεται στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων από τις αναλύσεις βάρδιας τους.

Στο 7ο κεφάλαιο τέλος γίνεται συζήτηση για τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των δύο νέων τεχνικών τηλεμετρίας.



2.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

Η επιλογή της ύλης και της ανάρθρωσης του βιβλίου έγινε σύμφωνα με τα κριτήρια που αναφέρονται παρακάτω. Η επιλογή της ύλης έγινε με βάση την αξία της ύλης και την κριτική της ύλης. Η ανάρθρωση έγινε με βάση την αξία της ύλης και την κριτική της ύλης. Η επιλογή της ύλης έγινε με βάση την αξία της ύλης και την κριτική της ύλης. Η ανάρθρωση έγινε με βάση την αξία της ύλης και την κριτική της ύλης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΓΕΝΙΚΑ ΠΕΡΙ ΒΑΔΙΣΗΣ

2.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

2.2 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Η διδακτορική διατριβή είναι ένα έργο που αποτελείται από ένα σύνολο άρθρων που έχουν δημοσιευτεί σε επιστημονικά περιοδικά ή βιβλία. Η διδακτορική διατριβή είναι ένα έργο που αποτελείται από ένα σύνολο άρθρων που έχουν δημοσιευτεί σε επιστημονικά περιοδικά ή βιβλία. Η διδακτορική διατριβή είναι ένα έργο που αποτελείται από ένα σύνολο άρθρων που έχουν δημοσιευτεί σε επιστημονικά περιοδικά ή βιβλία. Η διδακτορική διατριβή είναι ένα έργο που αποτελείται από ένα σύνολο άρθρων που έχουν δημοσιευτεί σε επιστημονικά περιοδικά ή βιβλία.

Εκεί που είναι η βάση για την κίνηση του ανθρώπινου βιολογικού συστήματος η κίνηση είναι η ενέργεια. Κατά την κίνηση των υλών που συνθέτουν στην κάθε κίνηση έχουμε μεταβολή της ενέργειας σε μηχανική ενέργεια (Gardner 1972).

Οι διαδοχές με διαφορετικές και έντονες μεταβολές της κίνησης στις αρθρώσεις και η κατανομή της ενέργειας στα διάφορα μέρη του σώματος



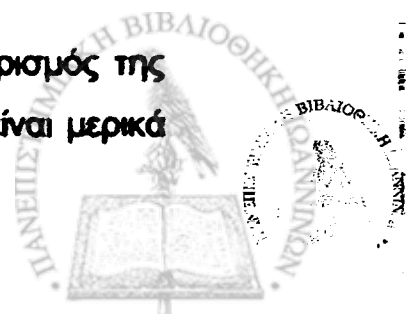
2.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

Η επιστήμη της μηχανικής της ανθρώπινης κίνησης ειδικεύεται στις κινήσεις του σώματος υπό την επίρρεα εσωτερικών ή εξωτερικών δυνάμεων. Περιλαμβάνει την κινηματική αλλά και την κινητική ανάλυση. Ιστορικά ξεκίνησε σαν προσπάθεια των επιστημόνων να ποσοτικοποιήσουν τα φυσικά φαινόμενα που παρατηρούσαν. Μελέτες που έγιναν τον 17ο αιώνα γύρω από το πεδίο της μηχανικής της ανθρώπινης βάδισης αποτέλεσαν τη βάση για την εξέλιξή της, όταν ο Γαλιλαίος και οι σύγχρονοί του εγκατέλειψαν τις «ποιοτικές» ερμηνείες του Αριστοτέλη πάνω στα φυσικά φαινόμενα και υιοθέτησαν το πείραμα σα μέθοδο ποσοτικοποίησης των φυσικών φαινομένων. Με τον τρόπο αυτό ακριβείς μετρήσεις παρέχον πληροφορίες πάνω στις οποίες ήταν δυνατό να βασιστούν εξίσου ακριβείς μαθηματικές θεωρίες, ενώ οι ίδιες μετρήσεις μπορούσαν να παρέχουν τα μέσα για τη αξιολόγηση της ακρίβειας των θεωριών αυτών.

Πολλοί μελετητές διαφόρων κλάδων επιστημών έχουν ασχοληθεί με την επιστήμη της ανάλυσης βάδισης, έναν από τους κλάδους της Εμβιομηχανικής. Καμία από τις εν λόγω διαφορετικές ειδικότητες, όπως λόγου χάρη αυτή της Ανατομίας, της Νευροφυσιολογίας, της Ορθοπαιδικής ή της Φυσικής δεν είναι άσχετη με το αντικείμενο της βάδισης· αντίθετα μια περιεκτική εξήγηση της ακολουθίας βημάτων κατά την ανθρώπινη κίνηση θα χρειαζόταν να εξεταστεί από τη σκοπιά όλων των παραπάνω ειδικοτήτων. Η δυσκολία όμως συσχετισμού πληροφοριών από επιστήμονες των παραπάνω κλάδων αποδεικνύει τη γενικότητα του αντικειμένου και την αναγκαιότητα ύπαρξης διαφορετικών προσεγγίσεων και ερμηνειών για την επιστήμη της βάδισης (Lamoignon 1970).

Είναι γνωστό ότι για την κίνηση του ανθρώπινου σώματος απαιτείται η κατανάλωση ενέργειας. Κατά την σύσπαση των μυών που συνεργούν στην κάθε κίνηση έχουμε μετατροπή χημικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια (Contini 1972).

Οι διαστάσεις και διαμορφώσεις των οστών, ο περιορισμός της κίνησης στις αρθρώσεις και η κατανομή μάζας στα διάφορα μέλη είναι μερικά



από τα χαρακτηριστικά του μηχανισμού βάδισης του ανθρώπου, τα οποία περιορίζουν τις ανεξέλεγκτες κινήσεις του σώματος. Παρ' ότι τα χαρακτηριστικά αυτά ποικίλουν από άνθρωπο σε άνθρωπο, είναι εξαιρετικά σημαντικά για την ανθρώπινη βάδιση, αφού την καθορίζουν σε μεγάλο βαθμό.

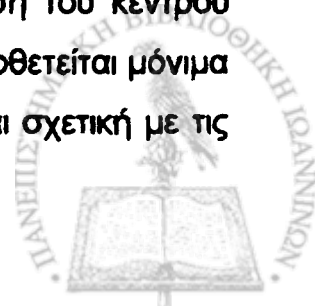
Ο καθορισμός της ακριβούς δράσης των μυών κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης είναι ο μόνος άμεσος τρόπος επηρεασμού της κίνησης του ανθρώπινου σώματος (*Elftman 1940*). Ο έλεγχος αυτός της κίνησης μπορεί να γίνει καλύτερος με την άσκηση, αλλάζοντας τον αριθμό των ομάδων μυϊκών ινών που είναι ταυτόχρονα ενεργές.

Το νευρικό σύστημα έχει την ικανότητα να αντιλαμβάνεται τους παράγοντες που επηρεάζουν την απόκριση ενός μυός. Κάποιοι από αυτούς τους παράγοντες είναι το στιγμιαίο μήκος μίας μυϊκής ίνας, καθώς και η διαφορά μήκους κατά τη σύσπασή της. Εξ' αιτίας της δυνατότητας αυτής, μηνύματα είναι δυνατό να σταλούν από τον εγκέφαλο σε κατάλληλο αριθμό μυϊκών ινών, με σκοπό να παραχθούν οι απαραίτητες ροπές και δυνάμεις για την κάθε κίνηση.

Ο βασικός σκοπός της ανθρώπινης κίνησης είναι η μετακίνηση του σώματος από μια θέση σε μια άλλη. Παρ' ότι το σώμα συνήθως τελειώνει μια κίνηση με τα διάφορα μέλη του στην ίδια περίπου θέση μ' αυτή που είχαν όταν η κίνηση ξεκινούσε, η καθ' αυτού φύση του μηχανισμού βάδισης περιλαμβάνει σχετικές κινήσεις των ανθρώπινων μελών. Εξέχουσα θέση ανάμεσα σ' αυτές τις κινήσεις έχει η ταλάντωση των κάτω άκρων, η οποία ακολουθείται από περιόδους διαδοχικής στήριξής τους.

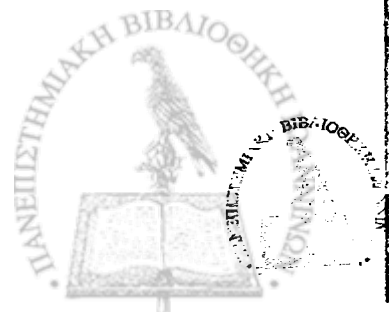
Για να μπορέσουν τα κάτω άκρα να βρίσκονται στη σωστή θέση την κατάλληλη χρονική στιγμή κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης, το ένα πρέπει να αιωρείται προς τα μπρος, ενώ το άλλο πρέπει να αιωρείται προς τα πίσω, σε σχέση βέβαια με το κέντρο βάρους του σώματος.

Παρ' ότι η ταλάντωση των κάτω άκρων είναι απαραίτητο συστατικό της κίνησης, ο πρωταρχικός στόχος είναι η κίνηση του σώματος σε σύνολο. Η κίνηση αυτή μπορεί να περιγραφεί από την κίνηση του κέντρου μάζας ολόκληρου του σώματος. Αυτό το κέντρο μάζας δεν τοποθετείται μόνιμα σε μια συγκεκριμένη ανατομική θέση, αντίθετα η θέση του είναι σχετική με τις επιμέρους κινήσεις του βαδιστή.



Σε αντίθεση με τις επιταχύνσεις των άκρων που είναι φυσιολογικά συμμετρικές, οποιαδήποτε επιτάχυνση του κέντρου μάζας του ανθρώπινου σώματος πρέπει να παραχθεί από μια εξωτερική στο σώμα δύναμη. Οι εξωτερικές αυτές δυνάμεις είναι δύο. Η μια είναι η δύναμη της βαρύτητας και η άλλη είναι η στιγμιαία αντίδραση του εδάφους κατά τη φάση επαφής του πέλματος με τη γη. Αυτές είναι και οι δυνάμεις που το σώμα καλείται να ρυθμίσει για να μπορέσει να θέσει σε έλεγχο την κίνησή του. Άλλες εξωτερικές δυνάμεις όπως π.χ. η αντίσταση του ανέμου είναι δευτερεύουσας σημασίας.

Συνοψίζοντας και θέλοντας να περιγράψουμε ποιοτικά την ανθρώπινη βάρδια, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η ανθρώπινη κίνηση είναι εκείνη η διαδικασία κατά την οποία το όρθιο κινούμενο σώμα υποστηρίζεται πότε από το ένα και πότε από το άλλο πόδι. Το ένα από τα δύο πόδια που δεν παρέχει στήριξη ακρωρείται προετοιμαζόμενο για την επόμενη φάση στήριξης. Η μεταφορά της στήριξης στο ακρωρούμενο πόδι λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια μιας ενδιάμεσης φάσης όπου και τα δύο πόδια βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος.



2.2 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η ωρίμανση του μυϊκού και νευρικού συστήματος του ανθρώπου ξεκινά από τη βρεφική ηλικία. Έτσι το βρέφος αποκτά την ικανότητα να κάθεται στην ηλικία περίπου των 6 μηνών, να βαδίζει με υποστήριξη στην ηλικία του ενός έτους, να βαδίζει χωρίς υποστήριξη στην ηλικία των 15 μηνών και να τρέχει στους 18 μήνες.

Κατά το αρχικό στάδιο της ανεξάρτητης βάδισης, το βρέφος βαδίζει με κάμψη των γονάτων και των ισχίων και με μεγάλη εγκάρσια απόσταση μεταξύ των άκρων ποδών, ενώ ταυτόχρονα κρατά τα χέρια του σε απαγωγή.

Μετά το αρχικό αυτό διερευνητικό στάδιο της βάδισης, σταδιακά οι κινήσεις γίνονται λιγότερο σπασμωδικές, μειώνεται η απόσταση μεταξύ των άκρων ποδών, εμφανίζεται αιώρηση των χεριών, αυξάνεται το μήκος βήματος και η ταχύτητα βάδισης -αρχίζει δηλαδή να διαμορφώνεται το πρότυπο της βάδισης του ενήλικα.

Η διαδικασία εκμάθησης, καθώς και η ανάπτυξη του κεντρικού νευρικού συστήματος συμβάλλουν στην εξέλιξη της ανθρώπινης βάδισης. Το κεντρικό νευρικό σύστημα ωριμάζει αρχίζοντας από τον κορμό και καταλήγοντας στα άκρα (Conel 1955, Gesell 1940, Illingworth 1966, Longwerthy 1933, Peiper 1963, Statham et al. 1971).

Υπάρχει γενική συμφωνία των ερευνητών ότι η διαδικασία της ανάπτυξης της ανθρώπινης βάδισης ολοκληρώνεται στην ηλικία των 5 ετών (Mcgraw 1940, Scrutton 1969, Statham et al. 1971). Παρ' όλα αυτά ορισμένοι υποστηρίζουν πως είναι δυνατή μια ακόμα πιο πρόωμη ωρίμανση (Burnett et al. 1971, Hennessy et al. 1977, Sutherland 1977-78).



2.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η ανθρώπινη βάδιση αποτελεί μια διαδικασία εκμάθησης, η οποία απαιτεί τον έλεγχο και τη συμμετοχή των επιμέρους μελών του ανθρώπινου σώματος. Οι μικρές διαφορές στη συμμετοχή του κάθε μέλους της δίνουν εκείνα τα χαρακτηριστικά, που την καθιστούν μοναδική για τον κάθε άνθρωπο. Είναι γνωστό το πόσο εύκολα αναγνωρίζεται κάποιος άνθρωπος από απόσταση από τον τρόπο που βαδίζει, πριν ακόμη γίνουν εύκολα αναγνωρίσιμα τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά του.

Επειδή η μοναδικότητα του τρόπου βάδισης για τον κάθε άνθρωπο χωριστά μπορεί να αποδοθεί σε μικρές αποκλίσεις του βασικού προτύπου της ανθρώπινης βάδισης, αντικείμενο της επιστήμης της ανάλυσης βάδισης είναι ο καθορισμός των βασικών χαρακτηριστικών της.

Ένα πρώτο πρόβλημα που ανακύπτει είναι ο καθορισμός των ορίων, μέσα στα οποία πρέπει να βρίσκονται οι τιμές κάποιων παραμέτρων, ώστε να θεωρείται η βάδιση φυσιολογική. Τα δεδομένα που μπορούν να χαρακτηρίσουν την ανθρώπινη βάδιση μπορούν να προκύψουν από:

- κινηματική ανάλυση.
- κινητική ανάλυση.

Αν λοιπόν θεωρηθεί ότι ο καθορισμός του προτύπου βάδισης μπορεί να γίνει με υπολογισμό των στιγμιαίων χωρικών θέσεων και μετατοπίσεων των διαφόρων μελών του ανθρώπινου σώματος, τότε αναφερόμαστε στην κινηματική ανάλυση βάδισης. Αυτού του είδους η ανάλυση απαιτεί τον υπολογισμό των θέσεων, ταχυτήτων και επιταχύνσεων των αρθρώσεων των άνω αλλά κυρίως των κάτω άκρων, χωρίς να λαμβάνονται υπ' όψιν οι δυνάμεις που προκαλούν τις αντίστοιχες κινήσεις.

Η κινητική ανάλυση υπολογίζει όχι μόνο τις χρονικές παραμέτρους της βάδισης- στις οποίες θα γίνει εκτενής αναφορά σε επόμενα κεφάλαια της εργασίας, αλλά και την αντίδραση του εδάφους κατά τη φάση στήριξης, καθώς και τις δυνάμεις και ροπές που αναπτύσσονται στιγμιαία κατά τη βάδιση στις αρθρώσεις της ποδοκνημικής, του γόνατος ή του ισχίου.



2.4 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

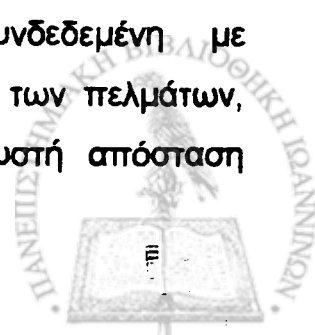
Το ερώτημα για το ποια τεχνική από αυτές που χρησιμοποιούνται για να καταγράψουν την βάδιση έχει τα περισσότερα πλεονεκτήματα ή περιορισμούς, ή το τι είδους πληροφορία λαμβάνουμε από κάθε μέθοδο ανάλυσης βάδισης χωριστά, μπορεί να αποβεί χρήσιμο στους ερευνητές, οι οποίοι ενδιαφέρονται για την πρόοδο στις τεχνικές καταγραφής της βάδισης.

Οι λόγοι για τους οποίους κάποιος χρειάζεται να καταγράψει την ανθρώπινη βάδιση μπορούν να καταταχθούν στις ακόλουθες κατηγορίες:

1. Ο ορθοπεδικός γιατρός καλείται συχνά να επιχειρήσει χειρουργικές επεμβάσεις για να μπορέσει να επαναφέρει σε μια όσο το δυνατό καλύτερη κατάσταση ορθοπεδικούς ασθενείς. Είναι προφανές ότι μια τέτοια χειρουργική επέμβαση πρέπει να βασιστεί σε μια όσο το δυνατό καλύτερη γνώση τόσο του παθολογικού μηχανισμού κίνησης του ασθενή, όσο και του φυσιολογικού μηχανισμού.
2. Όταν υπάρχει ανάγκη ακρωτηριασμού του ασθενή, είναι περισσότερο από απαραίτητη η εφαρμογή προσθετικού μέλους. Η ανάλυση βάδισης μπορεί να καταδείξει ποιο από τα υποψήφια για χρήση προσθετικά μέλη έχει την καλύτερη εφαρμογή και επαναφέρει τη βάδιση σε ικανοποιητικό επίπεδο.

Η ανάλυση που βασίζεται στον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων της βάδισης μπορεί να δώσει χρήσιμα συμπεράσματα και για τις δύο παραπάνω κατηγορίες.

Στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων αναπτύχθηκε αρχικά ένα σύστημα αγωγίμου διαδρόμου για τον υπολογισμό των εν λόγω παραμέτρων. Χρησιμοποιήθηκαν διακόπτες από χαλκό που κολλήθηκαν στα παπούτσια του βαδιστή ενώ εκείνος βάδιζε σε ένα δάπεδο-διάδρομο αποτελούμενο από πλάκες αλουμινίου πλάτους 2m. Κατά τη διάρκεια της επαφής διπλής στήριξης ένα σήμα μεταφερόταν- μέσω ενός καλωδίου που τραβούσε ο ασθενής πίσω του- σε ηλεκτρονική κάρτα αναλογοψηφιακού μετατροπέα συνδεδεμένη με υπολογιστή. Εκεί αποθηκευόταν ο χρόνος διπλής στήριξης των πελμάτων, ενώ παράλληλα δύο φωτοκύτταρα τοποθετημένα σε γνωστή απόσταση



μεταξύ τους υπολόγιζαν την ταχύτητα βάδισης. Με επεξεργασία των αποθηκευμένων αποτελεσμάτων και αξιολόγηση των χρόνων μονοποδικής στήριξης για το κάθε πόδι, ήταν δυνατό να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα για παθολογικούς βαδιστές διαφορετικών κατηγοριών παθήσεων.

Σκοπός της διατριβής αυτής ήταν η αλλαγή του ήδη χρησιμοποιούμενου συστήματος, με σκοπό αυτό να γίνει περισσότερο λειτουργικό, εύχρηστο, εργονομικό αλλά και μεταφερόμενο σε χώρους όπου απαιτείται να γίνονται αναλύσεις βάδισης- όπως νοσοκομεία, σχολεία ή κέντρα φυσιοθεραπείας.

Για το σκοπό αυτό αναπτύχθηκε ένα σύστημα τηλεμετρίας, με στόχο την ασύρματη μετάδοση σημάτων βάδισης προερχόμενων από τους χρόνους επαφής του αριστερού και του δεξιού πέλματος με το έδαφος, καθώς και από την επαφή διπλής στήριξης.

Το νέο σύστημα μετάδοσης σχεδιάστηκε με σκοπό να είναι όσο το δυνατό περισσότερο φιλικό προς τον ασθενή, προκαλώντας ελάχιστη όχληση και συνεπαγόμενη αλλοίωση των χρονικών παραμέτρων βάδισής του. Ο πομπός, ο οποίος τοποθετείται με την βοήθεια μιας ζώνης στην μέση του ασθενή, σχεδιάστηκε ώστε να έχει μικρό μέγεθος και ελάχιστο βάρος, ενώ δύο λεπτά καλώδια που τον συνδέουν με τους διακόπτες χαλκού στα πέλματα (που δίνουν τους χρόνους επαφής του ασθενή με τον ειδικό αγώγιμο διάδρομο), μόλις που γίνονται αισθητά από τον ίδιο.

Ενώ για το δέκτη δεν απαιτήθηκαν ιδιαίτερες προδιαγραφές σχεδίασης, αυτός κατορθώθηκε να σχεδιαστεί με πολύ μικρό μέγεθος και βάρος. Ο δέκτης συνδέθηκε με την ηλεκτρονική κάρτα αναλογοψηφιακής μετατροπής με σκοπό την επεξεργασία των ψηφιακών σημάτων εξόδου του.

Το ασύρματο σύστημα μετάδοσης που μόλις περιγράψαμε περιληπτικά δεν χρησιμοποιεί δυσνόητα ηλεκτρονικά κυκλώματα, είναι ακριβέστατο και φυσικά φορητό. Το κόστος του τέλος είναι εξαιρετικά χαμηλό.

Τα φωτοκύτταρα που κατασκευάστηκαν για τον υπολογισμό της ταχύτητας κατά τη βάδιση στον αγώγιμο διάδρομο λειτουργούν με υπέρυθρη ακτινοβολία και έχουν πολύ χαμηλό κόστος και μεγάλη λειτουργικότητα εξ αιτίας του γεγονότος ότι για αναλύσεις βάδισης εντός κλινικού περιβάλλοντος



απαιτείται επαρκής φωτισμός και ιδιαίτερα για υπερήλικες ασθενείς με προβλήματα όρασης.

Το λογισμικό που αναπτύχθηκε για την αποθήκευση σε αρχείο των δεδομένων από τη βάδιση ορθοπεδικών ασθενών, καθώς και για την επεξεργασία των δεδομένων αυτών και την εξαγωγή συμπερασμάτων για τις χρονικές παραμέτρους της βάδισής τους, είναι ευέλικτο και εύχρηστο, όχι μόνο για κάποιο ειδικό, αλλά και για ένα απλό χρήστη χωρίς ειδικές γνώσεις προγραμματισμού. Στο λογισμικό αυτό περιλαμβάνονται υπορουτίνες που εμφανίζουν στην οθόνη του υπολογιστή κάρτες σχετικές με προσωπικά στοιχεία του ασθενή, όπως το ονοματεπώνυμο ή η ηλικία και το φύλο του, αλλά και κάρτες σχετικές με στοιχεία για την κλινική του κατάσταση. Με τον τρόπο αυτό γίνεται εύκολη η πρόσβαση σε ασθενείς που απαιτείται να κληθούν για μετεγχειρητικές αναλύσεις βάδισης.

Το σύστημα τηλεμετρίας που αναπτύχθηκε αρχικά για τη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων βάδισης με βάση τον αγωγήμο διάδρομο, προσαρμόστηκε κατάλληλα με τρόπο που να μπορεί να μετρά τις ίδιες παραμέτρους εκτός Εργαστηρίου ή κλινικού περιβάλλοντος.

Για το σκοπό αυτό αγοράστηκαν κατάλληλοι διακόπτες ON-OFF σε αντικατάσταση του αγωγήμου διαδρόμου βάδισης, οι οποίοι τοποθετήθηκαν ανά δύο στο μπροστά και το πίσω μέρος του κάτω μέρους των παπουτσιών των εξεταζομένων βαδιστών. Οι διακόπτες αυτοί συνδέθηκαν με την είσοδο του πομπού ραδιοσυχνοτήτων, με τρόπο που ο δέκτης να μπορεί να λαμβάνει τα χρονικά σήματα βάδισης. Το πρόγραμμα επεξεργασίας των σημάτων βάδισης μεταβλήθηκε ελάχιστα σε σχέση με αυτό που επεξεργαζόταν τα σήματα από τον αγωγήμο διάδρομο, αφού εξάλλου πρόκειται για τη μέτρηση των ίδιων σημάτων με διαφορετικές τεχνικές.



- 1. Για την αποτίμηση της φυσικής βλάβης που προκαλείται από την επίδραση των σεισμών στο έδαφος.
- 2. Για τον προσδιορισμό των κινήσεων που προκαλούνται στο έδαφος.
- 3. Για τον προσδιορισμό των κινήσεων που προκαλούνται στο έδαφος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

3.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ

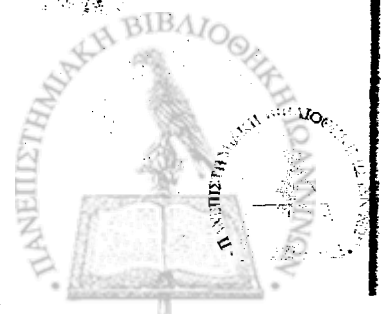
3.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

3.3.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΗΣ ΕΠΑΦΗΣ ΤΟΥ ΠΕΛΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΕΔΑΦΟΣ

3.3.2 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ

3.4 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Η μελέτη της κίνησης του εδάφους κατά τη διάρκεια ενός σεισμού είναι απαραίτητη για τον προσδιορισμό της βλάβης που προκαλείται στα κτίρια. Η μελέτη αυτή γίνεται με τη βοήθεια τεχνικών καταγραφής της βάδισης. Οι τεχνικές καταγραφής της βάδισης χωρίζονται σε κίνηματικές και δυναμικές. Οι κίνηματικές τεχνικές μετρούν την κίνηση του εδάφους με τη βοήθεια αισθητήρων που τοποθετούνται στο έδαφος. Οι δυναμικές τεχνικές μετρούν την κίνηση του εδάφους με τη βοήθεια αισθητήρων που τοποθετούνται στο κτίριο. Η μελέτη της κίνησης του εδάφους είναι απαραίτητη για τον προσδιορισμό της βλάβης που προκαλείται στα κτίρια. Η μελέτη αυτή γίνεται με τη βοήθεια τεχνικών καταγραφής της βάδισης. Οι τεχνικές καταγραφής της βάδισης χωρίζονται σε κίνηματικές και δυναμικές. Οι κίνηματικές τεχνικές μετρούν την κίνηση του εδάφους με τη βοήθεια αισθητήρων που τοποθετούνται στο έδαφος. Οι δυναμικές τεχνικές μετρούν την κίνηση του εδάφους με τη βοήθεια αισθητήρων που τοποθετούνται στο κτίριο.



3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η μελέτη της βάδισης παρουσιάζει πολύπλευρο ενδιαφέρον:

1. Για την κατανόηση της φυσιολογικής βάδισης και τη συγκέντρωση δεδομένων που την περιγράφουν και τη χαρακτηρίζουν.
2. Για την διάκριση μεταξύ παθολογικής και φυσιολογικής βάδισης.
3. Για την αντικειμενική εκτίμηση παθολογικών καταστάσεων μέσω των αποτελεσμάτων τους στη βάδιση.
4. Για την παρακολούθηση της πορείας μιας παθολογικής κατάστασης, μιας αγωγής ή μιας χειρουργικής επέμβασης.
5. Για την αξιολόγηση της επίδοσης προσθετικών και ορθωτικών συσκευιών των κάτω άκρων.

Για τη μελέτη της βάδισης έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές, οι οποίες διαφέρουν στο είδος των παραμέτρων που μετρούν αλλά και στον τρόπο με τον οποίο μετρούν μια συγκεκριμένη παράμετρο. Οι πιο σύνθετες από αυτές συνήθως προσφέρουν περισσότερες πληροφορίες, όμως παράλληλα προϋποθέτουν μεγαλύτερη επένδυση χρημάτων, χρειάζονται ισχυρότερη επιστημονική και τεχνική στήριξη και συχνά απαιτούν περισσότερη δαπάνη χρόνου. Επίσης ανάλογα με την κατηγορία πάθησης των ασθενών που εξετάζονται, άλλες τεχνικές είναι περισσότερο και άλλες λιγότερο εύχρηστες.

Οι περισσότερο εξελιγμένες από τις τεχνικές αυτές είναι κατάλληλες για το ερευνητικό εργαστήριο, αλλά λιγότερο πρακτικές για εφαρμογή ρουτίνας στην κλινική. Αντίθετα, οι πιο απλές μέθοδοι, μέθοδοι χαμηλής αρχικής επένδυσης και χαμηλού κόστους που απαιτούν μικρή εξειδίκευση και παράλληλα είναι εύχρηστες, μπορούν να προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες, ιδίως σε κλινικό περιβάλλον.



3.2 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ

Οι τεχνικές καταγραφής και μελέτης της βάρδισης μπορούν να διακριθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: αυτές που εξετάζουν μόνο την κίνηση του σώματος ή ορισμένων τμημάτων του (*κινηματικές τεχνικές*) και αυτές που εκτός της κίνησης εξετάζουν τις δυνάμεις που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα κατά τη βάρδιση, τις δυνάμεις και τις ροπές μεταξύ των τμημάτων του σώματος, τις δυνάμεις στις αρθρώσεις, τις δυνάμεις των μυών, την ενέργεια και την ισχύ που παράγεται από τους μύες ή μεταφέρεται μέσω των αρθρώσεων, την ορμή και γενικά ό,τι σχετίζεται με την δυναμική του σώματος κατά τη βάρδιση (*δυναμικές τεχνικές*).



3.3 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

3.3.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΕΠΑΦΗ ΤΟΥ ΠΕΛΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΔΑΠΕΔΟ

Οι κινηματικές τεχνικές διακρίνονται ευκρινώς σε δύο μεγάλες κατηγορίες: σε τεχνικές που εξετάζουν την επαφή του πέλματος με το δάπεδο και σε τεχνικές που εξετάζουν την κίνηση ορισμένων τουλάχιστον τμημάτων του σώματος.

Όσο αφορά την πρώτη από τις δύο κατηγορίες τεχνικών είναι δυνατό να εξεταστούν είτε οι χρονικές στιγμές της επαφής, είτε οι θέσεις στις οποίες βρίσκεται το πέλμα κατά τη βάρδια, είτε και τα δύο.

A. Οι χρονικές στιγμές του πέλματος ή συγκεκριμένων περιοχών του με το δάπεδο δίνονται με δύο κατά βάση τρόπους: είτε με την τοποθέτηση διακοπών στο πέλμα, είτε με τη χρήση αγώγιμου διαδρόμου βάρδιας.

Οι διακόπτες τοποθετούνται στο εσωτερικό του παπουτσιού ή στην εξωτερική επιφάνεια της σόλας και κλείνουν όταν ασκηθεί σ' αυτούς ορισμένη μικρή δύναμη, η οποία εμφανίζεται κατά τη στήριξη στην αντίστοιχη περιοχή του πέλματος. Όταν οι διακόπτες κλείνουν εμφανίζεται ρεύμα ορισμένης τιμής που αντιστοιχεί στον ή στους διακόπτες που έχουν κλείσει. Έτσι μετράται ο κύκλος βάρδιας, η διάρκεια στήριξης στο κάθε πόδι, η διάρκεια διπλής στήριξης και ορισμένες παράμετροι παράγωγες των παραπάνω. Επίσης μετρώνται οι χρόνοι στήριξης στα αντίστοιχα τμήματα του πέλματος στα οποία έχουν τοποθετηθεί οι διακόπτες.

Η μέθοδος αυτή έχει χαμηλό λειτουργικό και αρχικό κόστος κατασκευής, δεν απαιτεί υψηλή τεχνική στήριξη και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κλινικό περιβάλλον. Παρουσιάζει όμως το μειονέκτημα ότι οι διακόπτες σε κάποιες περιπτώσεις είναι αισθητοί από τον εξεταζόμενο και μπορούν να επηρεάσουν τον τρόπο με τον οποίο βαδίζει. Επίσης σημαντικό είναι το γεγονός πως οι διακόπτες αυτοί συχνά παρουσιάζουν προβλήματα μηχανικής αντοχής και καταστρέφονται.

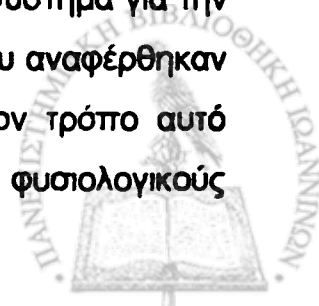


Δύο τέτοιοι διακόπτες σχεδιάσθηκαν με σκοπό να τοποθετούνται στις πτέρνες προσθετικών μελών (*Fernie et al., 1987*). Ο πρώτος από τους δύο αποτελείται από ελατήριο, το οποίο συνδέεται με διακόπτη Push-button, ενώ ολόκληρος ο μηχανισμός τοποθετείται στο τακούνι του εξεταζόμενου βαδιστή. Ο διακόπτης κλείνει κάθε φορά που η πτέρνα έρχεται σε επαφή με το έδαφος.

Ο δεύτερος διακόπτης έχει κατασκευαστεί από ηλεκτρονικό υλικό που ενεργεί υπό την παρουσία μαγνητικού πεδίου. Με τον τρόπο αυτό κατά την επαφή της πτέρνας με το έδαφος ένας μαγνήτης πλησιάζει το διακόπτη που ενεργεί παρουσία του μαγνητικού πεδίου, με αποτέλεσμα να έχουμε ένα σήμα εξόδου.

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 ασκούνταν στο διακόπτη, μια διαφορά δυναμικού αναπτυσσόταν ανάμεσα στα φύλλα του ορείχαλκου. Για την τοποθέτηση των διακοπών στο εσωτερικό του παπουτσιού χρησιμοποιήθηκαν εσωτερικές σόλες με οπές κατάλληλης διαμέτρου, στις οποίες τοποθετήθηκαν οι διακόπτες. Με κατάλληλες μετρήσεις καθορίστηκε η πυκνότητα των οπών στις οποίες τοποθετούνται οι διακόπτες και το κατώφλι της δύναμης που καθορίζει την επαφή πτέρνας.

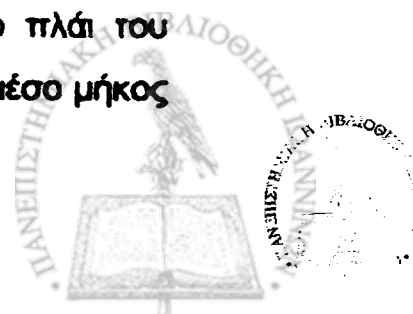
Αντίστοιχοι διακόπτες που τοποθετούνται στο εσωτερικό των παπουτσιών των βαδιστών έχουν κατασκευαστεί από πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς (*Nevill et al., 1995*). Οι μετατροπείς αυτοί αποτελούνται από πολυμερές φιλμ ανάμεσα σε δύο ελάσματα κασίτερου και τοποθετούνται σε ειδικές ανατομικές θέσεις του πέλματος, δηλαδή τα μετατάρσια, την πτέρνα, το τόξο και το μεγάλο δάκτυλο του βαδιστή. Οι διακόπτες αυτοί χρησιμοποιήθηκαν σε συνδυασμό με κατάλληλο ηλεκτρονικό σύστημα για την καταγραφή των σημάτων από τα σημεία του άκρου ποδός που αναφέρθηκαν πιο πάνω καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάδισης. Με τον τρόπο αυτό στάθηκε δυνατό να γίνει σύγκριση των γραφημάτων για φυσιολογικούς



βαδιστές και αυτών για ασθενείς διαφόρων παθήσεων. Το μειονέκτημα της μεθόδου που μόλις περιγράφηκε είναι οι πολύπλοκες ηλεκτρονικές διατάξεις και η καλωδίωση, που επιβαρύνουν τον ασθενή και δυσκολεύουν την βάδισή του.

Αντίστοιχο σύστημα διακοπών που χρησιμεύει στη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων της βάδισης αναπτύχθηκε χωρίς να γίνεται χρήση πολύπλοκων ηλεκτρονικών διατάξεων ή καλωδίων (Hausdorff et al., 1995). Το σύστημα των διακοπών αποτελείται από αισθητήρες από αγώγιμο υλικό του οποίου η αντίσταση μεταβάλλεται υπό φορτίο. Οι διακόπτες αυτοί τοποθετούνται στο εσωτερικό των παπουτσιών του βαδιστή, στην πτέρνα και στην περιοχή των μεταταρσίων. Η ηλεκτρονική διάταξη που τους συνοδεύει είναι ιδιαίτερα απλή, ενώ περιορισμό δίνει το λογισμικό που αναπτύχθηκε ειδικά και που σκοπό έχει να υπολογίζει το κατώφλι πάνω από το οποίο έχουμε άρση δακτύλου ή επαφή πτέρνας. Τιμές από δυναμόπλακα συγκρίθηκαν με τιμές για τον χρόνο διπλής στήριξης από τους διακόπτες και διαπιστώθηκε μεγάλη σύγκλιση.

Ένας διαφορετικός τρόπος για την καταγραφή των χρονικών στιγμών επαφής του πέλματος ή περιοχών του με το δάπεδο είναι η χρησιμοποίηση αγώγιμου διαδρόμου. Ο βαδιστής διασχίζει ένα αγώγιμο διάδρομο ενώ στο εξωτερικό των πελμάτων του προσκολλάται ειδική λεπτή μεταλλική ταινία, η οποία συνδέεται μέσω λεπτού, ελαφρού καλωδίου σε ειδική διάταξη, η οποία ποικίλλει ανάλογα με την τεχνική που έχει αναπτυχθεί. Με τον τρόπο αυτό μετράται η διάρκεια του κύκλου βάδισης, καθώς και οι διάρκειες στήριξης και αιώρησης κάθε ποδιού, όπως και η διάρκεια διπλής στήριξης. Ο διάδρομος τέλος μπορεί να έχει οποιοδήποτε μήκος, πλάτος και πάχος και να είναι κατασκευασμένος από οποιοδήποτε μεταλλικό υλικό. Παράλληλα με τα μεγέθη αυτά είναι δυνατό με τη βοήθεια 2 φωτοκύτταρων που έχουν τοποθετηθεί σε γνωστή απόσταση μεταξύ τους στο πλάι του αγώγιμου διαδρόμου να μετρηθεί η μέση ταχύτητα βάδισης και το μέσο μήκος βήματος.



Όσο αφορά τους διακόπτες που τοποθετούνται σε κάθε πέλμα, μπορούν αντί μίας ταινίας να τοποθετηθούν περισσότερα κομμάτια σε αντίστοιχα τμήματά του. Όμως η προσθήκη περισσότερων ηλεκτροδίων στο πέλμα περιπλέκει τα πράγματα και δυσκολεύει την ερμηνεία της τελικής εικόνας χωρίς να αυξάνει ανάλογα την αξία της λαμβανόμενης πληροφορίας.

Ένας αγώγιμος διάδρομος με χαρακτηριστικά παρόμοια με αυτά που περιγράφηκαν πιο πάνω αναπτύχθηκε με τη βοήθεια πλακών αλουμινίου που τοποθετήθηκαν πάνω σε μονωτικό διάδρομο από καουτσούκ και σε επαφή με τις οποίες ερχόταν τα πέλματα βαδιστών, στα οποία ήταν κολλημένη ειδική ταινία (*Gardner and Murray, 1975*). Ειδικά καλώδια έφερναν σε επαφή τις δύο ειδικές αυτές ταινίες με ένα κύκλωμα αντιστάσεων και τελικά με ένα καταγραφικό, όπου απεικονίζονταν οι χρόνοι επαφής των δύο πελμάτων με το έδαφος. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη βάδισης τόσο φυσιολογικών βαδιστών, όσο και ασθενών με διάφορες παθήσεις. Πλεονέκτημα της μεθόδου είναι η ακρίβεια μέτρησης και η απλότητά της, ενώ μειονέκτημά της είναι η ύπαρξη καλωδίου που περιορίζει την ελευθερία κίνησης του βαδιστή. Χαρακτηριστικά είναι τα ακόλουθα σχήματα (*Διάγραμμα 3.3.1*), στα οποία εικονίζονται το ηλεκτρονικό σύστημα που χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων βάδισης, καθώς και ο τρόπος εφαρμογής της ειδικής ταινίας στο πέλμα του παπουτσιού.

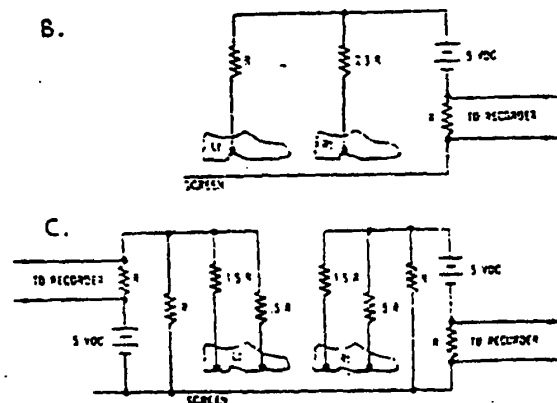


Fig. 2. Diagrams of circuits for monitoring foot-floor contact times (see text). R = resistor; VDC = volts direct current.



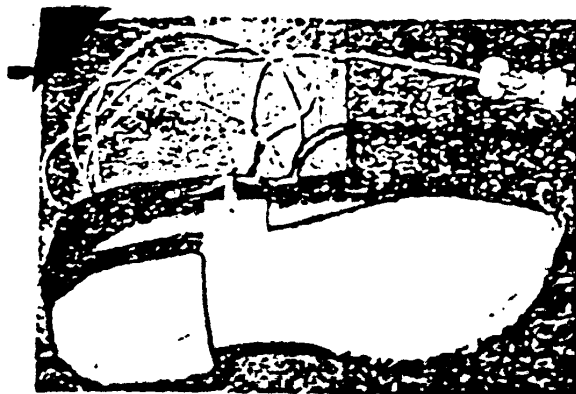


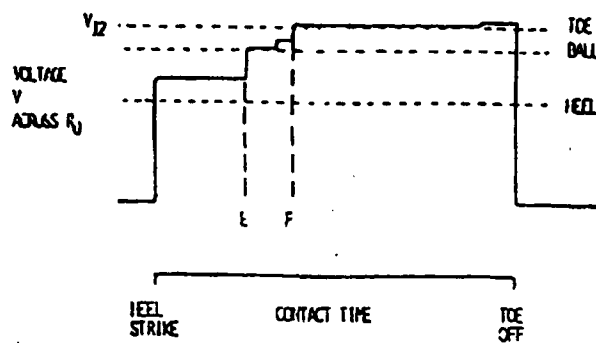
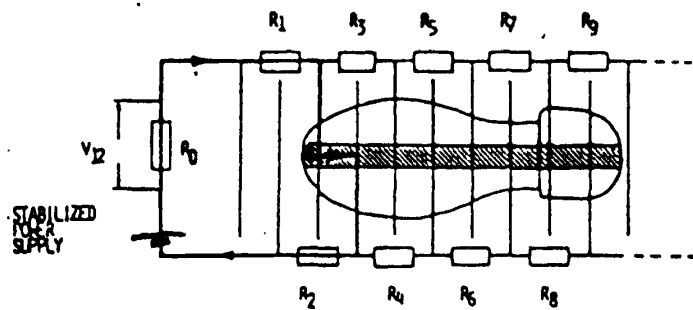
Fig. 1. Conducting paper and wire applied to a shoe.

Διάγραμμα 3.3.1: Ηλεκτρονικό σύστημα και ειδική ταινία για μέτρηση χρονικών παραμέτρων βόδισης.

Παρόμοιο με το παραπάνω σύστημα αγωγιμού διαδρόμου μήκους 3m χρησιμοποιήθηκε σε συνδυασμό με μεταλλική αυτοκόλλητη ταινία που τοποθετήθηκε στο εξωτερικό των παπουτσιών του βαδιστή (Gifford and Hudges, 1983). Ο διάδρομος δειγματοληπτούνταν από έναν υπολογιστή, ενώ μετά το τέλος της κάθε διαδρομής μπορούσαμε να έχουμε μια εκτύπωση των χρονικών διαστημάτων επαφής του αριστερού και του δεξιού ποδιού. Με τη βοήθεια του διαδρόμου αυτού μετρήθηκαν οι χρονικές παράμετροι της βόδισης φυσιολογικών, καθώς και παθολογικών βαδιστών.

Η ανάγκη για την ύπαρξη μιας τεχνικής καταγραφής της βόδισης που να προκαλεί ελάχιστη όχληση στο βαδιστή και να δίνει on-line αποτελέσματα για την κάθε ανάλυση, οδήγησε στη δημιουργία ενός συστήματος που αποτελούνταν από ένα τροφοδοτικό συνδεδεμένο σε σειρά με κάποιες αντιστάσεις με διαφορετικές τιμές (Wall et al., 1978). Πάνω στην επιφάνεια που διατρέχονταν κατά την ανάλυση βόδισης είχαν τοποθετηθεί αγωγιμες λωρίδες -εγκάρσια στο διάδρομο βόδισης- που συνδέονταν με τις αντιστάσεις αυτές. Τις λωρίδες αυτές διέρρεε κάποιο ρεύμα και το σήμα που καταγραφόταν ήταν η πτώση τάσης πάνω στο σύνολο των αντιστάσεων που συνδέονταν με τις λωρίδες που πατιόταν από το πέλμα του βαδιστή. Το παραπάνω κύκλωμα εικονίζεται στο επόμενο σχήμα (Διάγραμμα 3.3.2).

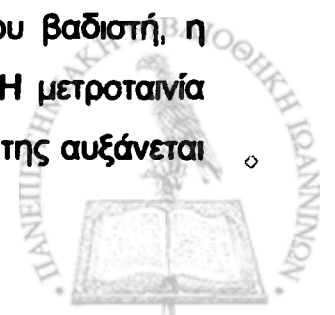




Διάγραμμα 3.3.2: Διάταξη που μετρά χρόνους επαφής σημείων του πέλματος.

Με τη βοήθεια της παραπάνω διάταξης στάθηκε δυνατό να υπολογιστούν οι χρόνοι επαφής των δύο πελμάτων με το έδαφος, ενώ μετρώντας το μήκος του άκρου ποδός του κάθε εξεταζομένου, με γνωστή τη θέση των αντιστάσεων πάνω στον διάδρομο, μπορούσαν να υπολογιστούν οι ακριβείς χρόνοι επαφής του τόξου και του δακτύλου. Οι ακριβείς χρόνοι επαφής είναι χρήσιμοι σε περιπτώσεις όπως η ημιπληγία, αφού μπορούν τότε να καθοριστούν οι ακριβείς χρόνοι επαφής του δακτύλου, του τόξου και της πτέρνας και να συγκριθούν με τους αντίστοιχους φυσιολογικών βαδιστών.

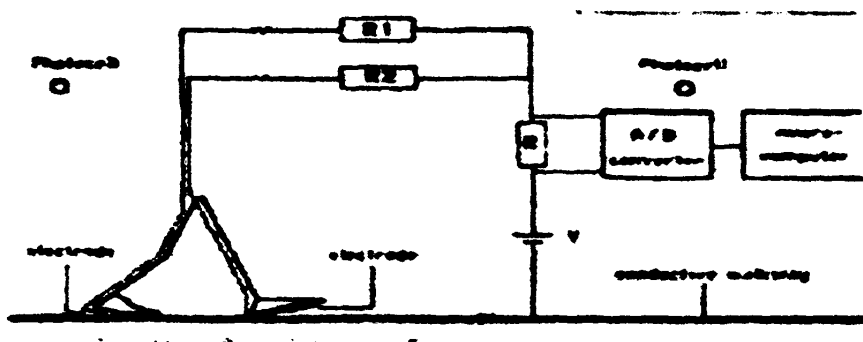
Μια διαφορετική από τις παραπάνω μέθοδος αναπτύχθηκε για τη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων της βάδισης (Law, 1987). Με τη διάταξη αυτή μετρώνται οι παραπάνω παράμετροι με τη βοήθεια μετροταινίας που κολλάται στο πίσω εξωτερικό μέρος των παπουτσιών του βαδιστή, η οποία έχει τρυπηθεί σε ίσες αποστάσεις του 1/10 της ίντσας. Η μετροταινία έχει πακτωθεί στο ένα της άκρο. Με τον τρόπο αυτό το μήκος της αυξάνεται



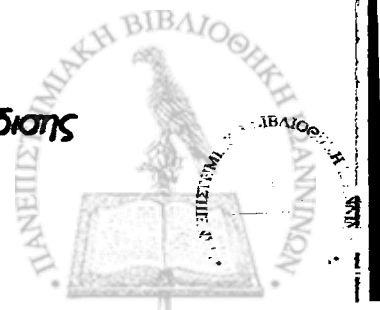
κατά την κίνηση του βαδιστή, ενώ ένας μετρητής υπολογίζει τον αύξοντα αριθμό των σπών. Ο αριθμός αυτός σε συγκεκριμένο χρόνο δίνει την ταχύτητα βάδισης. Μπορούν με τον ίδιο τρόπο να υπολογιστούν οι χρόνοι διπλής στήριξης για διαδοχικά βήματα, καθώς και το μήκος και ο χρόνος κάθε βήματος.

Οι προσθέσεις που χρησιμοποιούνται σε αρθροπλαστικές ισχίου ή γόνατος διακρίνονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: σ' αυτές που έχουν σαν κύριο υλικό το τσιμέντο και σ' αυτές που έχουν σαν κύριο υλικό κάποιο πλαστικό. Ακολούθως αναφέρονται αποτελέσματα που προέκυψαν κατά την ανάλυση βάδισης ασθενών με βάση το σύστημα του αγωγίμου διαδρόμου που προϋπήρχε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Οι ασθενείς είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο με πρόσθεση τύπου *Autophor* (χωρίς τσιμέντο).

Η προεγχειρητική και μετεγχειρητική μελέτη των χρονικών παραμέτρων βάδισης των ασθενών αυτών έγινε χρησιμοποιώντας το σύστημα ενός αγωγίμου διαδρόμου πάνω στον οποίο βάδιζαν οι ασθενείς, ενώ δύο ελάσματα χαλκού μπορούσαν να δείξουν το χρόνο επαφής του κάθε πέλματος με το διάδρομο. Δύο ζεύγη φωτοκυττάρων που είχαν τοποθετηθεί σε απόσταση μερικών μέτρων μεταξύ τους εγκάρσια στον αγωγίμο διάδρομο μπορούσαν να δείξουν τη μέση ταχύτητα κίνησης του βαδιστή (Rigas & Xenakis 1988). Το σύστημα εικονίζεται στο Διάγραμμα 3.3.3.



Διάγραμμα 3.3.3: Σύστημα μέτρησης χρονικών παραμέτρων βάδισης



Το αποτέλεσμα της μελέτης έδειξε ότι προεγχειρητικά υπήρχε ασυμμετρία μεταξύ του πάσχοντος και του μη πάσχοντος ποδιού, εξαιτίας της μειωμένης ικανότητας του πάσχοντος ποδιού να αντέξει το φορτίο του σώματος πάνω από αυτό. Αυτό σημαίνει πως το πόδι που δεν έπασχε είχε μεγαλύτερο χρόνο διπλής στήριξης, ώστε να εξασφαλίζεται ομαλή κίνηση του κέντρου βάρους του σώματος.

Επαναληπτικός έλεγχος βάδισης πραγματοποιήθηκε 12 μήνες μετά την αρθροπλαστική σε μη πανομοιότυπο δείγμα βαδιστών. Η ανάλυση βάδισης έδειξε αυξημένη συμμετρία ανάμεσα στα δύο πόδια. Αυτό σημαίνει ότι αυξήθηκε ο χρόνος διπλής στήριξης του ποδιού που υπέστη την αρθροπλαστική εξαιτίας της αυξημένης ικανότητάς του να μεταφέρει βάρος. Με τον τρόπο αυτό μειώθηκε ο χρόνος διπλής στήριξης στο υγιές πόδι. Υπήρξε παράλληλα βελτίωση και των υπόλοιπων χρονικών παραμέτρων βάδισης, όπως της ταχύτητας βάδισης, της διάρκειας του κύκλου βάδισης και του μήκους βήματος.

B. Οι θέσεις του πέλματος στο δάπεδο κατά την ανάλυση βάδισης μπορούν να καταγραφούν με την τοποθέτηση ενός χαρτιού πάνω από καρμπόν πάνω στο διάδρομο βάδισης. Με τον τρόπο αυτό μπορούν να μετρηθούν το μήκος κάθε βήματος, το πλάτος της βάδισης, καθώς και η γωνία των πελμάτων κατά τη βάδιση. Η μέθοδος αυτή έχει ελάχιστο κόστος εγκατάστασης και λειτουργίας, απαιτεί όμως σημαντικό χρόνο για την ανάλυση του *πελματογραφήματος*.

Πιο προηγμένες ηλεκτρονικές μέθοδοι δίνουν τόσο τη θέση του πέλματος στο δάπεδο, όσο και τις χρονικές στιγμές επαφής και άρσης του πέλματος απ' αυτό. Μπορεί για παράδειγμα να χρησιμοποιηθεί ένας διάδρομος με μεταβλητή αγωγιμότητα, ώστε να είναι μετρήσιμη η πτώση τάσης κατά μήκος του. Με τον τρόπο αυτό προσδιορίζονται όχι μόνο οι χρονικές παράμετροι της βάδισης, αλλά και το μήκος βήματος. Συστήματα που μετρούν τις ίδιες παραμέτρους υπάρχουν σε διάφορα ερευνητικά εργαστήρια ανά τον κόσμο και αποτελούν ιδιοκατασκευές.



Ένας διάδρομος μήκους 3.6m που αποτελείται από 240 πιεζοαισθητήρες κατασκευάστηκε για την καταγραφή των χρονικών παραμέτρων της βάδισης (Gabel et al., 1978). Οι αισθητήρες αυτοί τοποθετούμενοι παράλληλα δημιουργούν μια οριζόντια επιφάνεια εγκάρσιων ενεργών αισθητήρων, όπως εικονίζεται στο επόμενο σχήμα (Διάγραμμα 3.3.4).

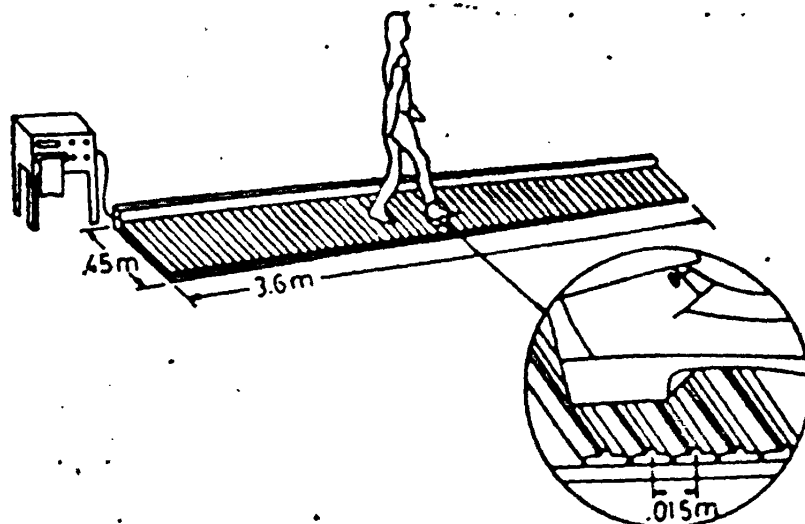


Fig. 1(b). Gait analyzer/trainer walkway 3.6 m long with 240 sensing elements.

Διάγραμμα 3.3.4: Διάδρομος με αισθητήρες.

Χρησιμοποιώντας 16 πολυπλέκτες καναλιών δόθηκαν διευθύνσεις σε όλους τους διακόπτες που χρησιμοποιήθηκαν. Ο διάδρομος βάδισης συνδέθηκε με υπολογιστή όπου απεικονίζονταν ο χρόνος και η διεύθυνση του διακόπτη που ήταν ανοιχτός. Αν καθοριστεί ποιο πόδι ξεκίνησε πρώτο, ο υπολογιστής μπορεί να υπολογίσει τους χρόνους μονοποδικής στήριξης, το χρόνο του κύκλου βάδισης, το μήκος βήματος και την ταχύτητα βάδισης. Περιορισμός για το σύστημα είναι το γεγονός πως το μήκος βήματος θα πρέπει να ξεπερνά το μήκος του άκρου ποδός του εξεταζομένου.

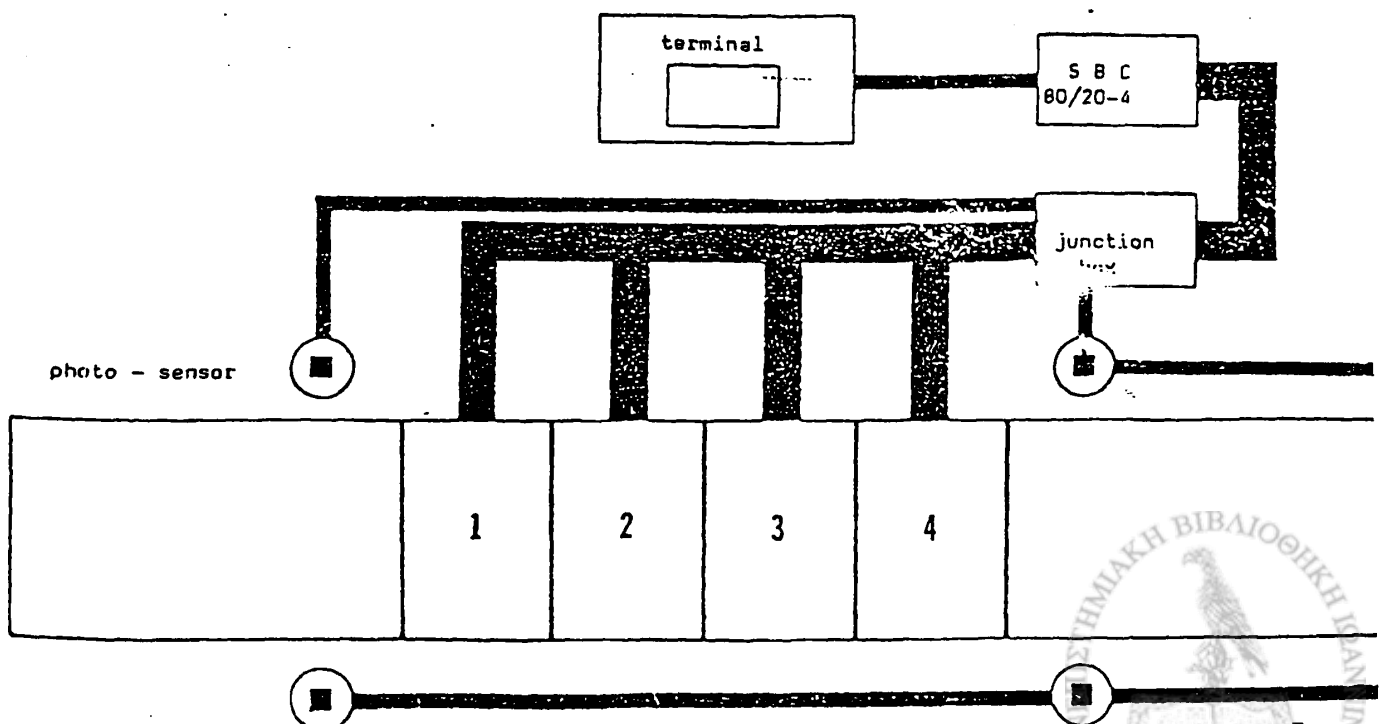
Με την βοήθεια της παραπάνω διάταξης μετρήθηκαν αρκετοί φυσιολογικοί βαδιστές διαφόρων ηλικιών και δημιουργήθηκαν διαγράμματα των χρονικών παραμέτρων σε συνάρτηση με την ηλικία των εξεταζομένων. Υπάρχει βέβαια και η δυνατότητα της μέτρησης παθολογικών βαδιστών.

Ένα φορητό και άνετο για τον ασθενή σύστημα, το οποίο επιπλέον δίνει γρήγορα και ακριβή αποτελέσματα, αναπτύχθηκε με τη βοήθεια



4 ίσων σε διαστάσεις και ομοίων στην κατασκευή κομματιών συνολικού μήκους 3.08m (Gifford and Hutton, 1980). Το κάθε κομμάτι κατασκευάστηκε από fiberglass με τυπωμένο κύκλωμα και αποτελούνταν από 4 ίσες σε πλάτος περιοχές με 64 αγώγιμες ταινίες η καθεμία, τοποθετημένες σε ίσες μεταξύ τους αποστάσεις. Από αυτές οι 32 ήταν ενωμένες μια παρά μια και γειώθηκαν, ενώ οι υπόλοιπες είχαν δυναμικό 5V. Η κάθε περιοχή χωριζόταν σε 4 εγκάρσιες υποπεριοχές. Με τον τρόπο αυτό δημιουργήθηκαν 16 περιοχές, ενώ με πολύπλεξη των υπολοίπων ταινιών από όλες τις περιοχές που δεν είχαν ενωθεί δόθηκε σε όλες τις αγώγιμες ταινίες μια διεύθυνση. Ένας επεξεργαστής δεχόταν τα σήματα από οποιαδήποτε από τις διευθύνσεις που περιγράψαμε πιο πάνω, οποτεδήποτε γινόταν ανάλυση σε φυσιολογικούς ή νοσούντες βαδιστές, στα πέλματα των οποίων είχε τοποθετηθεί αγώγιμη ταινία. Κι αυτό γιατί οι ταινίες που ερχόταν σε επαφή με το πέλμα κατέβαζαν το δυναμικό τους από 5 σε 0V.

Το παραπάνω σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων της βάδισης, αλλά και για τον υπολογισμό των θέσεων των πελμάτων κατά τον κύκλο βάδισης. Τα παρακάτω σχήματα δίνουν μια αρκετά σαφή εικόνα της διάταξης που μόλις περιγράψαμε. Σ' αυτά εικονίζονται το γενικό διάγραμμα του συστήματος, οι δύο επιφάνειες των κομματιών από plexiglas και το σύστημα, όπως αυτό έχει στηθεί στο εργαστήριο όπου πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις (Διάγραμμα 3.3.5).



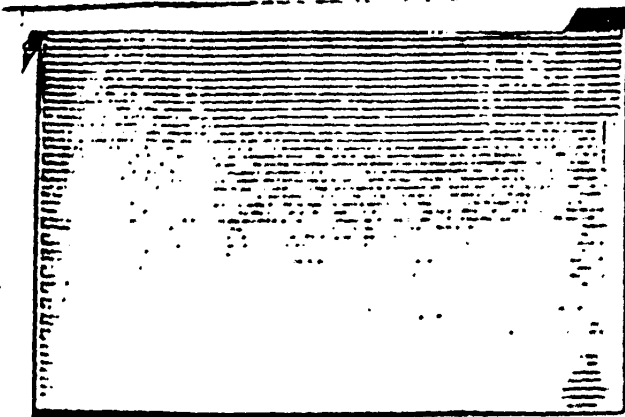


Figure 2 The upper surface of one mat. Note the four channels.

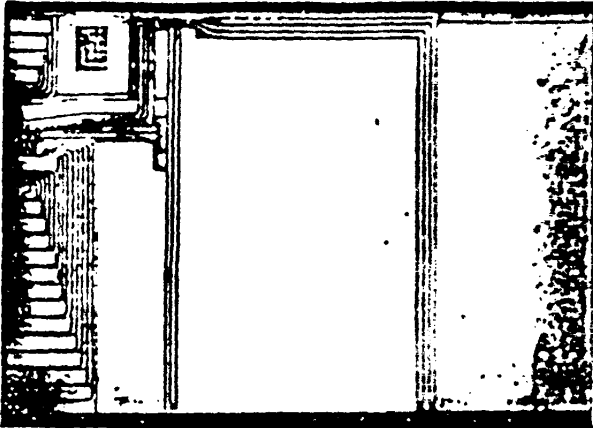


Figure 3 The under surface of one mat. All the tracks lead to the edge connector.

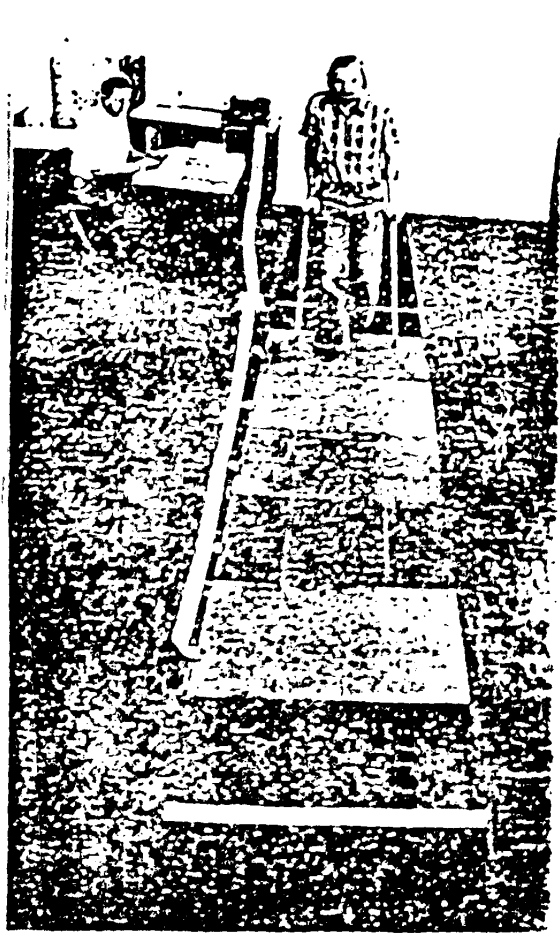
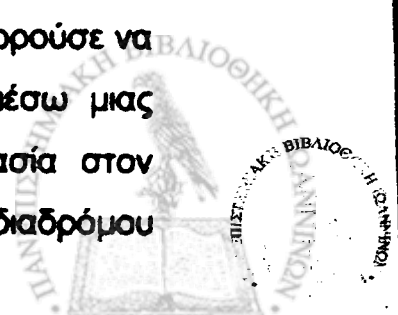


Figure 4 The system set up in a gait laboratory. Patient has just passed through the first photo-sensor and his gait pattern is being recorded.

Διάγραμμα 3.3.5.: Γενικό διάγραμμα του συστήματος, οι δύο επιφάνειες από *plexiglas* και το σύστημα, όπως αυτό έχει στηθεί στο εργαστήριο όπου πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις.

Εξέλιξη του συστήματος που αναπτύχθηκε από τους *Wall et al.*, 1978 είναι το σύστημα που αναπτύχθηκε από τους *Crouse et al.*, 1987 με τη χρήση διαδρόμου που αποτελούνταν από 9 πανομοιότυπα κομμάτια, το καθένα από τα οποία αποτελούνταν από 86 ίσες σε τιμή αντιστάσεις. Στα παπούτσια των εξεταζομένων τοποθετούνταν διακόπτες από χαλκό, ενώ όταν το πέλμα τους ερχόταν σε επαφή με τον διάδρομο, έκλεινε ένα κύκλωμα που περιελάμβανε αριθμό αντιστάσεων ανάλογο με τη θέση του βαδιστή στον διάδρομο.

Με παράλληλη σύνδεση των κομματιών του διαδρόμου ανά τρία μπορούσε να δειγματοληφτείται όλος ο διάδρομος, ενώ τα σήματα βάδισης μέσω μιας κάρτας αναλογοψηφιακού μετατροπέα εισέρχονταν για επεξεργασία στον υπολογιστή. Ας σημειωθεί πως το κάθε κομμάτι του διαδρόμου



δειγματοληπτούνταν κάθε 3ms. Τελικά προέκυπταν οι τιμές για τη διπλή και τη μονοποδική στήριξη, καθώς και τιμές όπως το μήκος βήματος και η γωνία των πελμάτων. Το σχηματικό διάγραμμα που παρατίθεται πιο κάτω (Διάγραμμα 3.3.6) είναι χαρακτηριστικό για την καλύτερη κατανόηση της διάταξης αυτής.

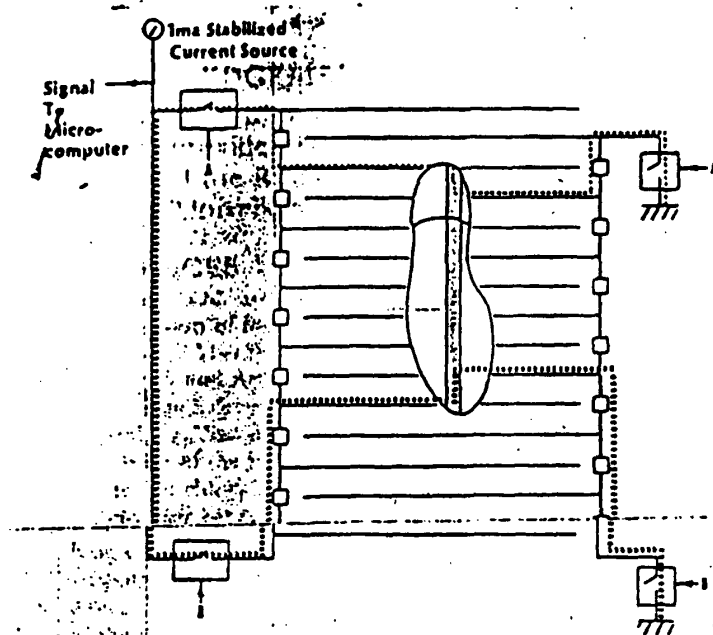


Figure 1 Schematic of the grid circuit for one side of one mat.

Διάγραμμα 3.3.6: Διάταξη για τη μέτρηση των θέσεων επαφής του πέλματος.

Η παραπάνω μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση των αντίστοιχων παραμέτρων για διάφορες κατηγορίες βάδισης, είναι πολύ οικονομική και αρκετά εύχρηστη, δεν εμποδίζει και κατά συνέπεια δεν αλλοιώνει τη βάδιση του εξεταζομένου.

3.3.2 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ

A. Η μελέτη της κίνησης έστω και ενός τμήματος του σώματος είναι αρκετά πιο σύνθετη από τη μελέτη της επαφής του πέλματος. Η απλούστερη περίπτωση είναι η περίπτωση που ζητείται να μελετηθεί η μεταβαλλόμενη γωνία μεταξύ δύο τμημάτων, όπως ο μηρός και η κνήμη. Με την βοήθεια ενός ηλεκτρογωνιομέτρου μπορούμε να μετρήσουμε τη μεταβολή της γωνίας αυτής. Με τη συσκευή αυτή παίρνουμε ηλεκτρικά σήματα ανάλογα με τη γωνία που μετράται, τα οποία μπορούν να οδηγηθούν σε ένα καταγραφικό ή ένα υπολογιστή. Ένα ηλεκτρογωνιόμετρο έχει μικρό κόστος κατασκευής και λειτουργίας, απαιτείται όμως να αναρτηθεί στον βαδιστή, γεγονός που περιορίζει την άνεσή του και μπορεί να επηρεάσει τη βάδιση σε κάποιο ποσοστό.

Οι *Kettelkamp et al.*, 1970 χρησιμοποίησαν ηλεκτρογωνιόμετρο -αποτελούμενο από 3 ποτενσιόμετρα τοποθετημένα σε 3 διαφορετικές μεταξύ τους διευθύνσεις και δύο άκρα, από τα οποία το ένα σταθεροποιήθηκε στο μηρό και το άλλο στην κνήμη- για την μέτρηση της μετατόπισης του μηρού ως προς την κνήμη σε δείγμα 22 φυσιολογικών βαδιστών. Ο κύριος άξονας του ηλεκτρογωνιομέτρου τοποθετήθηκε παράλληλα προς τα οστά του μηρού και της κνήμης, ενώ κάθε φορά που υπήρχε μετακίνηση σε κάποιο άξονα, υπήρχε και αντίστοιχη μεταβολή ρεύματος στο αντίστοιχο ποτενσιόμετρο και περαιτέρω καταγραφή του σήματος σε καταγραφικό. Η περιστροφή μετρήθηκε με βάση τη μετακίνηση του ενός άκρου ως προς το άλλο. Η τιμή του ρεύματος εξόδου ήταν βέβαια αντίστοιχη με το εύρος της γωνιακής μετατόπισης. Ταυτόχρονα μετρήθηκαν για το ίδιο δείγμα βαδιστών οι χρονικές παράμετροι της βάδισής τους με τη χρήση αγώγιμου διαδρόμου. Το ακόλουθο σχήμα (Διάγραμμα 3.3.7) εικονίζει με χαρακτηριστικό τρόπο τη μορφή και τον τρόπο τοποθέτησης του ηλεκτρογωνιομέτρου στους εξεταζόμενους βαδιστές.



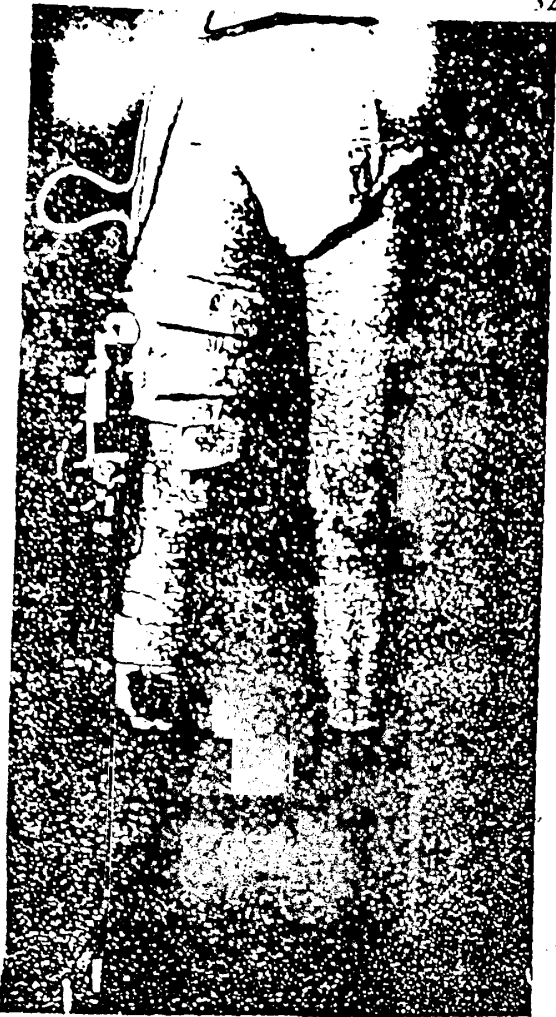


FIG. 1-A

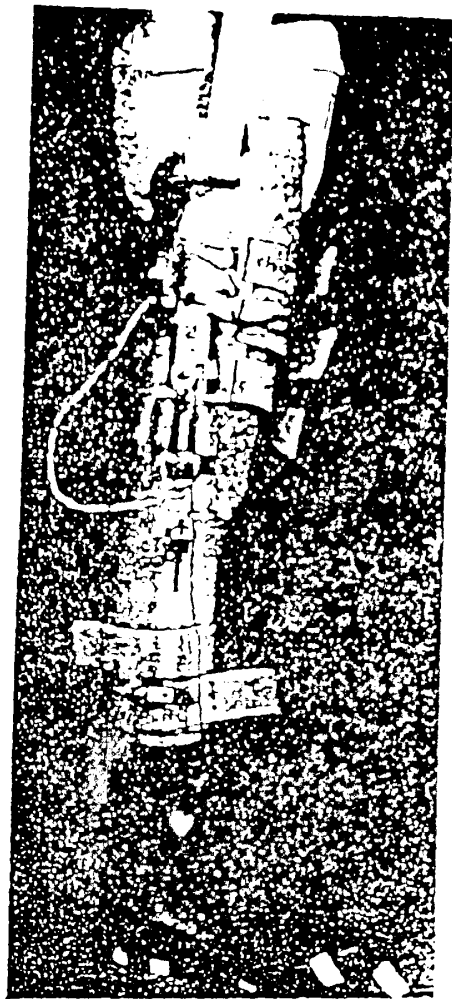


FIG. 1-B

Front and side views of the electrogoniometer applied to the subject. The strap suspension from the belt was used for goniometer placement and then loosened before walking to eliminate any effect of hip motion during walking.

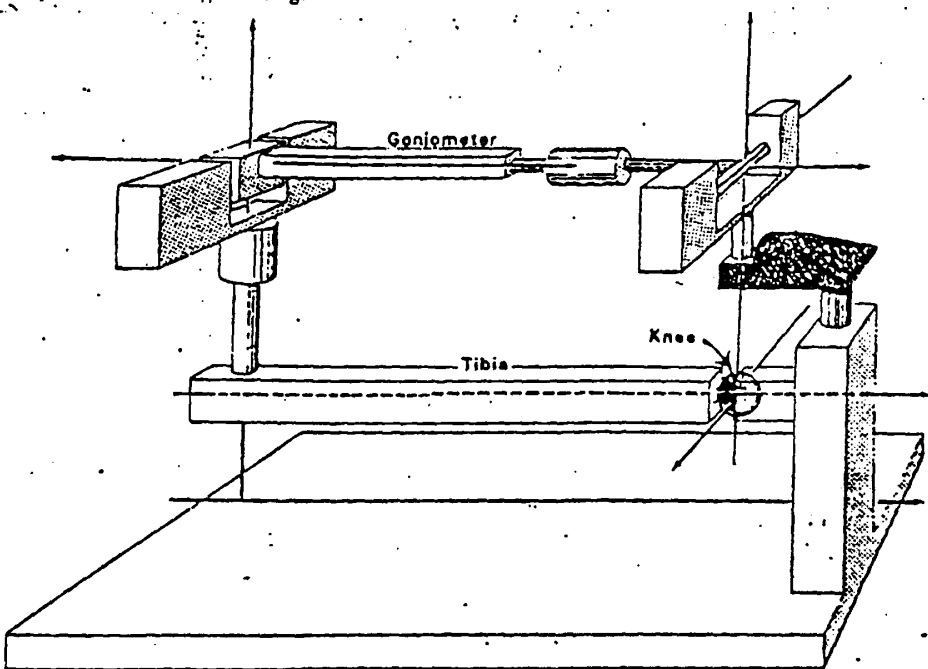


FIG. 3-A

Model of the spatial linkage system composed of the goniometer assembly, the tibia, and the knee joint (see text).

Σχ. 3.3.7: Μορφή και τρόπος τοποθέτησης του ηλεκτρογωνιομέτρου.



Τα αποτελέσματα έδωσαν χρήσιμα συμπεράσματα για την κίνηση και τη λειτουργία της άρθρωσης του γόνατος σε φυσιολογικό δείγμα βαδιστών, καθώς και για τη σύγκριση της ίδιας κίνησης ανάμεσα σε άντρες και γυναίκες. Μειονέκτημα της μεθόδου ήταν η σημαντική επιβάρυνση των εξεταζομένων με καλωδίωση και ολόκληρο τον εξοπλισμό του ηλεκτρογωνιομέτρου, που ήταν δυνατό να αλλοκώσουν τις φυσιολογικές γωνίες στροφής. Αξίζει να σημειωθεί πάντως πως τα αποτελέσματα που προέκυψαν είναι συγκρίσιμα με αντίστοιχα που προέκυψαν χρησιμοποιώντας την τεχνική της κινηματογράφησης.

Αντίστοιχο ηλεκτρογωνιόμετρο χρησιμοποιήθηκε με βάση 3 ποτενσιόμετρα -που τοποθετήθηκαν σε 3 διαφορετικούς άξονες- και 2 άκρα που τοποθετήθηκαν γύρω από το μηρό και τη λεκάνη για τη μέτρηση της τρισδιάστατης κίνησης στο ισχίο (*Johnston and Smidt, 1969*). Το ηλεκτρογωνιόμετρο αυτό μπορούσε να μετρήσει τις τιμές προσαγωγής-απαγωγής, κάμψης-έκτασης και περιστροφής, ενώ παράλληλα μετρήθηκαν οι χρονικές παράμετροι της βάδισης των εξεταζομένων. Το δείγμα των βαδιστών περιελάμβανε 33 φυσιολογικούς άνδρες. Τα αποτελέσματα ήταν χρήσιμα στην αξιολόγηση του προτύπου της κίνησης του ισχίου και στη σύγκριση των τιμών αυτών με τιμές από παθολογικές καταστάσεις.

Η παραπάνω μέθοδος χρήσης ηλεκτρογωνιομέτρου είναι σχετικά ακριβής και αρκετά ανέξοδη. Παρ' όλα αυτά υπάρχουν μειονεκτήματα που οφείλονται:

- στην εκ των πραγμάτων τοποθέτηση του γωνιομέτρου σε κάποια απόσταση από την άρθρωση του ισχίου. Εξαπτίας αυτού θα πρέπει να εφαρμοστεί μαθηματική μέθοδος διόρθωσης των αποτελεσμάτων.
- στην μετακίνηση του μαλακού ιστού σε σχέση με το μηριαίο οστό, το οποίο έχει σα συνέπεια την αντίστοιχη μετακίνηση του γωνιομέτρου.
- στη δυσκολία εφαρμογής του σε ηλικιωμένους ασθενείς που χρησιμοποιούν ορθωτικά εξαρτήματα, εξαπτίας του όγκου του.

Β. Για να μελετηθεί η γραμμική μετατόπιση κάποιων σημείων του σώματος κατά τη βάδιση, καταγράφεται η εικόνα του βαδιστή. Για να είναι



δυνατή η εκ των υστέρων ανάλυση της εικόνας με αρκετή ακρίβεια, τοποθετούνται στο βαδιστή σημάδια έτσι ώστε αφ' ενός οι θέσεις τους να εξασφαλίζουν σταθερότητα, δηλαδή μικρή ως προς τα οστά μετακίνηση κατά τη βάδιση και αφ' ετέρου να μπορούν να βρεθούν υπολογιστικά οι θέσεις των αρθρώσεων των αντίστοιχων τμημάτων.

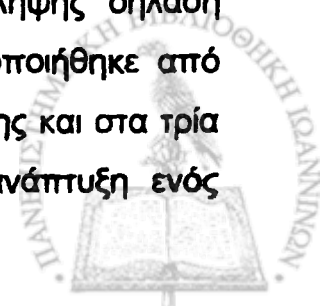
Όσο για την καταγραφή της εικόνας στην οποία αναφερθήκαμε πιο πάνω, αυτή μπορεί να γίνει με διάφορες τεχνικές που μπορούν να διακριθούν στις ακόλουθες κατηγορίες:

1. Συστήματα κινηματογραφικών μηχανών.

Ο βαδιστής φέροντας τα σημάδια σε συγκεκριμένες αρθρώσεις του σώματός του βαδίζει σε χώρο όπου είναι εγκατεστημένες 3 τουλάχιστο κινηματογραφικές μηχανές λήψης, τοποθετημένες έτσι που κάθε σημάδι να φαίνεται σε δύο τουλάχιστον απ' αυτές. Η κινηματογράφηση γίνεται ταυτόχρονα από τις μηχανές κάτω από υψηλό φωτισμό- αν τα σημάδια δεν εκπέμπουν φως αλλά μόνο ανακλούν, ή κάτω από χαμηλό φωτισμό- αν τα σημάδια είναι ενεργά. Ταυτόχρονα κινηματογραφείται ένα σύστημα συντεταγμένων του χώρου. Η κινηματογράφηση γίνεται με ταχύτητα συνήθως 50 στιγμιότυπα ανά sec ή μεγαλύτερη. Το φιλμ αφού εμφανισθεί αναλύεται και ορίζονται οι φαινομενικές θέσεις των σημαδιών σ' αυτό. Από τις φαινομενικές θέσεις που έχει κάθε σημάδι στο φιλμ δύο τουλάχιστον κινηματογραφικών μηχανών ορίζονται οι πραγματικές συντεταγμένες του για κάθε στιγμιότυπο. Με τον τρόπο αυτό προκύπτουν οι θέσεις των αρθρώσεων και οι γωνιακές θέσεις κάθε τμήματος.

Η κινηματογραφική τεχνική δίνει αρκετά ακριβείς πληροφορίες για την κίνηση των σημείων του σώματος που μελετώνται. Παρουσιάζει όμως το σοβαρό μειονέκτημα ότι η ανάλυση του φιλμ, ακόμα και με τεχνικές ηλεκτρονικής ψηφιοποίησης, είναι χρονοβόρα και κοπιαστική.

Η μέθοδος της στερεοφωτογραμμετρίας -της λήψης δηλαδή εικόνας με τη βοήθεια κινηματογραφικών μηχανών- χρησιμοποιήθηκε από τους Ayoub et al., 1970 για τη μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης και στα τρία επίπεδα κίνησης. Στόχος των ερευνητών αυτών ήταν η ανάπτυξη ενός



στερεοφωτογραμμειτρικού συστήματος με αρκετά μεγάλη ακρίβεια λήψης δεδομένων και όχι ιδιαίτερα υψηλό κόστος.

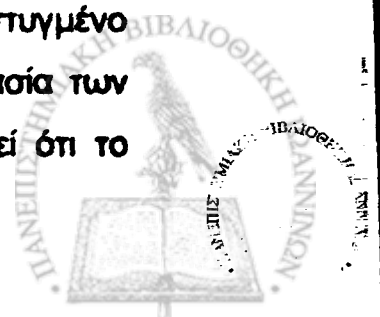
Τα σφάλματα που απαιτήθηκε να διορθωθούν κατά την κινηματογράφηση της ανθρώπινης κίνησης είναι (όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω) το σφάλμα παράλλαξης -δηλαδή το σφάλμα που παρουσιάζεται κατά την απεικόνιση ενός σημείου στο χώρο στην κινηματογραφική κάμερα εξαιτίας της περιορισμένης δυνατότητάς της για απεικόνιση σημείων παρά μόνο σε ένα επίπεδο, και το σφάλμα τυχαίας στροφής της κινηματογραφικής κάμερας, η οποία έχει τοποθετηθεί από τους ερευνητές υπό συγκεκριμένη διεύθυνση στο χώρο. Κάποια σταθερά σημεία με γνωστές συντεταγμένες χρησιμοποιούνται σαν σημεία αναφοράς για την διόρθωση των παραπάνω σφαλμάτων.

Στη βιβλιογραφία εξάλλου συναντά κανείς αρκετές αναφορές στην διόρθωση των σφαλμάτων αυτών -όπως για παράδειγμα αυτή των *Darson et al., 1982*.

Αφού λήφθηκαν υπ' όψη τα παραπάνω χρησιμοποιήθηκαν 4 εθελοντές για τη μέτρηση της κίνησης των πάνω άκρων τους. Στο κάθε χέρι τοποθετήθηκαν 3 στόχοι-σημάδια, ενώ απ' αυτούς ζητήθηκε να μετακινήσουν τα χέρια τους με συγκεκριμένο τρόπο. Αφού καταγράφηκε η κίνηση των στόχων, λήφθηκαν μετά από απλή και διπλή παραγωγή οι αντίστοιχες ταχύτητες και επιταχύνσεις.

2. Συστήματα μηχανών video.

Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν μηχανές λήψης video. Οι συνθησιαμένες μηχανές αυτού του είδους έχουν πραγματικό ρυθμό δειγματοληψίας 25 στιγμιότυπα το δευτερόλεπτο και μικρή σχετικά διακριτική ικανότητα. Οι επιδόσεις αυτές δεν είναι ικανοποιητικές για τη μελέτη της βάδισης. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται μηχανές ειδικών προδιαγραφών που καταγράφουν με ακρίβεια μέχρι 100 ή 200 στιγμιότυπα το δευτερόλεπτο. Η εικόνα υφίσταται ταχύτατη επεξεργασία ώστε να αναγνωριστούν τα σημάδια και οδηγείται σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, όπου ένα λογισμικό ανεπτυγμένο για το συγκεκριμένο σκοπό πραγματοποιεί την περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων και την παρουσίαση των αποτελεσμάτων. Ας σημειωθεί ότι το



κόστος ενός συστήματος τεσσάρων μηχανών video με τα απαραίτητα ηλεκτρονικά μέρη και το λογισμικό ανέρχεται σε 40 εκ. δρχ. περίπου.

Το μεγάλο πλεονέκτημα αυτών των συστημάτων είναι πως η ανάλυση της εικόνας γίνεται αυτόματα, χωρίς να χρειάζεται να εμφανιστεί κανένα φιλμ ή να αναλυθεί από τον χρήστη.

Πολλά συστήματα κινηματογράφησης με μηχανές video έχουν αναπτυχθεί. Μερικά από αυτά κινηματογραφούν σε δύο διαστάσεις (όπως αυτά των *Winter et al.*, 1972 και των *Cheng*, 1974). Άλλα συστήματα που αναπτύχθηκαν έχουν τη δυνατότητα όχι μόνο τρισδιάστατης κινηματογράφησης της βάδισης, αλλά και μεγάλη διακριτική ικανότητα. Χαρακτηριστικά είναι τα συστήματα VICON (που εφευρέθηκε και αναπτύχθηκε από τον *Jarett*, 1976), SELSPOT (που χρησιμοποιήθηκε από τους *Woltring* 1974, *Andriacchi et al.*, 1979, *Woltring and Marsolais*, 1980 και *Pronk et al.*, 1985) και SELSPOT-2, καθώς και το CODA-3, εξελιγμένη μορφή του CODA (το οποίο χρησιμοποιήθηκε από τον *Mitchelson*, 1975).

Οι *Taylor et al.*, 1982 χρησιμοποίησαν ένα σύστημα 3 καμερών video τύπου HAMAMATSU C-1000 για την απεικόνιση της κίνησης 5 φυσιολογικών βαδιστών, 3 φυσιολογικών παιδιών και 5 παιδιών με εγκεφαλική παράλυση. Η εικόνα από τις κάμερες μέσω 3 interfaces περνούσε στη μνήμη ενός υπολογιστή, όπου ειδικό λογισμικό υπολόγιζε τα κέντρα των σημαδιών που τοποθετούνταν πάνω στον κάθε βαδιστή. Για να εξακριβωθεί η ακρίβεια της εικόνας μετρήθηκαν η στατική (ή γεωμετρική) ακρίβεια της κάθε κάμερας, καθώς και η δυναμική της ακρίβεια για ταχύτητες από 0 μέχρι 6m/s. Τέλος υπολογίστηκε η διακριτική ικανότητα του συστήματος. Και οι τρεις παραπάνω υπολογισμοί έγιναν με βάση σημεία με γνωστές συντεταγμένες στο χώρο. Το σύστημα που μόλις περιγράψαμε διαπιστώθηκε πως υπολογίζει τις συντεταγμένες της κίνησης με στατικό σφάλμα 0.1%, μέγιστο δυναμικό σφάλμα 0.27% και διακριτική ικανότητα 1/2000. Τα δύο σχήματα που ακολουθούν (Διάγραμμα 3.3.8) φανερώνουν τη διάταξη των καμερών στο χώρο του Εργαστηρίου, καθώς και τη διάταξη επεξεργασίας των σημάτων από αυτές.



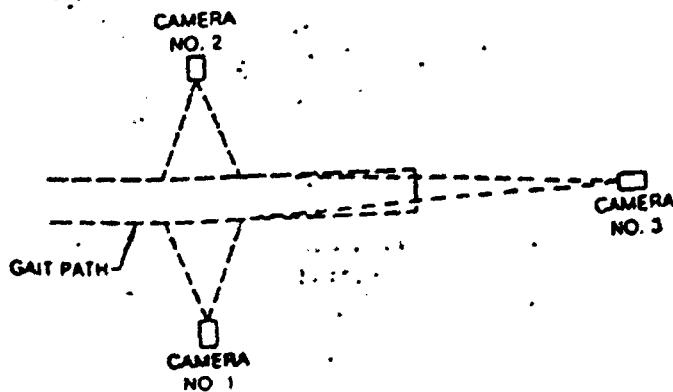


Fig. 1. Three channel motion measurement system.

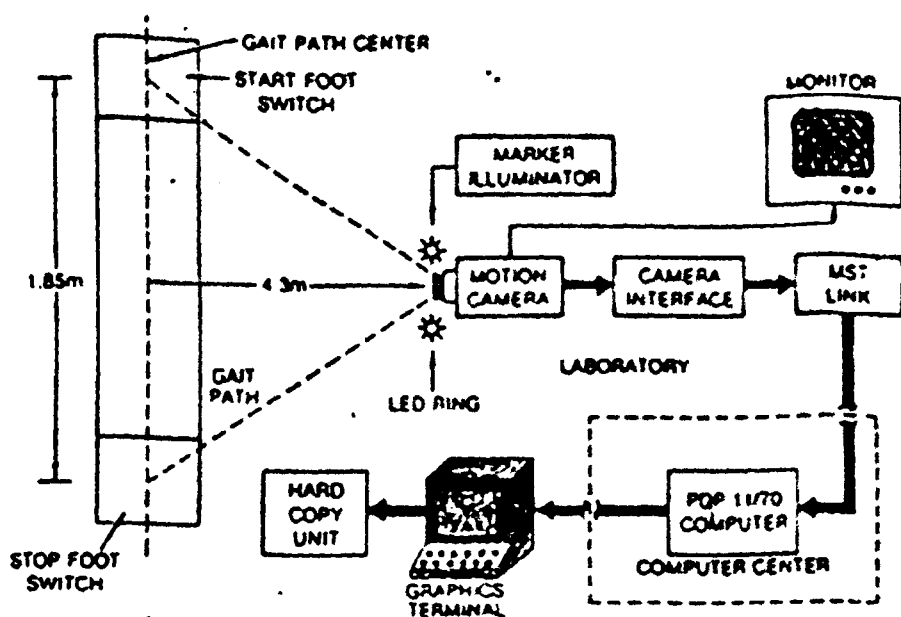


Fig. 2. Single channel experimental motion measurement system block diagram. The MST (multi-wire serial terminal) link is used to transmit data to the computer.

Διάγραμμα 3.3.8: Διάταξη των καμερών στο χώρο του Εργαστηρίου και διάταξη επεξεργασίας των σημάτων από αυτές.

3. Άλλα συστήματα καταγραφής.

Άλλα πολυπλοκότερα συστήματα των παραπάνω απαιτούν υψηλότερη τεχνική και επιστημονική στήριξη σε σχέση με τα κινηματογραφικά. Το κόστος τους είναι ίσο ή λίγο μεγαλύτερο απ' αυτό των συστημάτων video. Παραδείγματα τέτοιων συστημάτων είναι:

-συστήματα που βασίζονται σε φωτοευαίσθητους διδιάστατους ημιαγωγούς προσδιορισμού θέσης. Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν μηχανές οι οποίες στη θέση που εμφανίζεται το είδωλο ενός σημαδιού έχουν φωτοευαίσθητο

ημιαγωγό. Το φως που προέρχεται από κάποιο σημάδι διεγείρει τον ημιαγωγό της μηχανής λήψης, ο οποίος δίνει δύο ηλεκτρικά σήματα ανάλογα της οριζόντιας και κατακόρυφης θέσης του ειδώλου του σημαδιού σ' αυτόν. Η θέση των σημαδιών καταγράφεται διαδοχικά και με μεγάλη συχνότητα, ενώ το οπτικό σήμα -σε ηλεκτρική πλέον μορφή- εισάγεται εύκολα σε υπολογιστή και υφίσταται επεξεργασία. Μειονέκτημα του συστήματος αυτού είναι πως μπορεί να καταγράψει τη θέση μόνο ενός σημαδιού κάθε στιγμή. Για να μπορούν να μελετηθούν πολλά σημάδια, χρησιμοποιούνται ως τέτοια δίοδοι εκπομπής υπέρυθρου φωτός, τα οποία εκπέμπουν διαδοχικά. Η βεβαρημένη όμως καλωδίωση στον εξεταζόμενο μπορεί να επηρεάσει τη βάδιση.

Το κόστος ενός τέτοιου συστήματος είναι ίσο ή και μεγαλύτερο από το κόστος ενός συστήματος video.

-συστήματα που βασίζονται σε μονοδιάστατες σειρές αισθητήρων. Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν έναν επίπεδο-κυλινδρικό φακό, ο οποίος εστιάζει τη φωτεινή δέσμη από μια σημειακή πηγή (το σημάδι) σε μια φωτεινή γραμμή κάθετη προς τον άξονα μιας σειράς φωτοευαίσθητων αισθητήρων. Δύο τέτοιες κάθετες μεταξύ τους σειρές αισθητήρων συναποτελούν μια κάμερα καταγραφής διδιάστατης εικόνας. Για τον προσδιορισμό της θέσης ενός σημείου στο χώρο απαιτούνται τουλάχιστο δύο τέτοιες κάμερες. Η βεβαρημένη πάλι καλωδίωση του εξεταζομένου αποτελεί μειονέκτημα.

-συστήματα βασιζόμενα σε μηχανο-οπτικούς σαρωτές. Βάση των συστημάτων αυτών αποτελεί μια περιστρεφόμενη ομάδα καθρεπτών, η οποία παράγει μια επίπεδη δέσμη φωτός. Η δέσμη αυτή σαρώνει το οπτικό πεδίο με μεγάλη συχνότητα. Όταν συναντήσει ένα σημάδι, μέρος της ανακλάται και η ανακλώμενη δέσμη γίνεται αισθητή στην θέση της πηγής εκπομπής φωτός. Η χρονική στιγμή που συμβαίνει αυτό ορίζει την γωνία στην οποία βρίσκεται η φωτεινή δέσμη όταν συναντά ένα σημάδι. Τα σημάδια είναι πρίσματα ανακλαστικού γυαλιού με διαφορετικά χρώματα, ώστε να είναι καλή η ανάκλαση και η δυνατότητα διάκρισης μεταξύ διαφορετικών σημαδιών. Όταν 3 τέτοιες ομάδες καθρεπτών τοποθετηθούν πάνω σε σταθερή βάση και σε σταθερές αποστάσεις μεταξύ τους, τότε παράγονται 3 επίπεδες δέσμες φωτός και για κάθε σημάδι προσδιορίζονται 3 γωνίες, κάθε φορά που οι δέσμες αυτές



το συναντούν, σαρώνοντας το οπτικό πεδίο. Από τις γωνίες αυτές προσδιορίζεται στερεομετρικά η θέση του σημαδιού στο χώρο.

Τα συστήματα αυτά έχουν κόστος χαμηλότερο από αυτό ενός συστήματος video, ενώ επειδή μπορούν να τοποθετηθούν έτσι που να βλέπουν τον εξεταζόμενο μόνο από μπροστά, το πλάτος του χώρου εξέτασης μπορεί να είναι σχετικά μικρό.

Ιδιαίτερα σημαντικό είναι πως όλες οι τεχνικές καταγραφής εικόνας έχουν τα εξής μειονεκτήματα:

- χρειάζεται αρκετός χρόνος για την προετοιμασία του εξεταζόμενου και την τοποθέτηση των σημαδίων σ' αυτόν.
- ο εξεταζόμενος βαδίζει σχεδόν γυμνός, πράγμα που μειώνει την άνεσή του. Είναι φανερό πως τα προβλήματα αυτά αποκτούν ιδιαίτερη βαρύτητα στην περίπτωση ασθενών ή ηλικιωμένων. Παρ' όλα αυτά δεν υπάρχει σήμερα τεχνική που να προσφέρει τα στοιχεία που προσφέρουν οι τεχνικές καταγραφής εικόνας.



3.3.2 ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Οι δυνάμεις που ασκούνται μεταξύ των οστών κατά τη βάρδιση δεν υπάρχει τρόπος να μετρηθούν απ' ευθείας. Ούτε όμως οι δυνάμεις που αναπτύσσουν οι μύες, ούτε οι δυνάμεις που μεταφέρουν οι σύνδεσμοι και οι τένοντες μπορούν να μετρηθούν απ' ευθείας. Οι δυνάμεις αυτές μπορούν να προκύψουν μόνο ως αποτέλεσμα υπολογισμών. Για την εκτέλεση των υπολογισμών αυτών μεταξύ άλλων χρειάζεται να είναι γνωστές οι εξωτερικές δυνάμεις που ασκούνται στο ανθρώπινο σώμα. Πρόκειται για την δύναμη του βάρους του βαδιστή και τις δυνάμεις αντίδρασης από το δάπεδο στο πέλμα. Οι παραπάνω δυνάμεις μετρούνται κατά τη βάρδιση με κατάλληλα δυναμόμετρα- τις δυναμόπλακες.

Οι δυναμόπλακες υπολογίζουν την κατακόρυφη και τις οριζόντιες συνιστώσες της δύναμης που ασκείται σε κάθε πέλμα, καθώς και το σημείο εφαρμογής της δύναμης αυτής. Η μορφή των συνιστωσών αυτών είναι χαρακτηριστική για την φυσιολογική βάρδιση.

Συνήθως χρησιμοποιούνται δύο δυναμόπλακες για τη μέτρηση από καθεμιά της δύναμης σε κάθε πόδι. Ένα σύστημα με δύο δυναμόπλακες και τα απαραίτητα ηλεκτρονικά κοστίζει μερικές δεκάδες εκατομμύρια δραχμές. Ας σημειωθεί εδώ πως το μεγάλο πλεονέκτημα των δυναμοπλακών είναι ότι δίνουν ακριβή αποτελέσματα χωρίς να απαιτείται προετοιμασία του ασθενή, με την κανονική του ένδυση και υπόδηση, με ελάχιστο λειτουργικό κόστος και με χαμηλή εξειδίκευση για τη χρήση. Απαιτείται όμως τεχνική στήριξη για το διαρκή ποιοτικό έλεγχο της μεθόδου.

Μειονέκτημα των δυναμοπλακών είναι ότι τα πέλματα πρέπει να προσγειωθούν διαδοχικά το ένα στη μία και το άλλο στην άλλη από αυτές. Αυτό δεν είναι εύκολο αν ο εξεταζόμενος δεν γνωρίζει την θέση των δυναμοπλακών στο διάδρομο βάρδισης. Αν από την άλλη την γνωρίζει, τότε πετυχαίνει ευκολότερα το στόχο, αυτό όμως γίνεται με συνειδητή τροποποίηση της βάρδισης, πράγμα εντελώς ανεπιθύμητο. Ένα σύστημα από δυναμόπλακες μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλές εφαρμογές της Εμβιομηχανικής, κάποιες από τις οποίες αναφέρονται στη συνέχεια.



Οι *Draganich et al.*, 1980 ανέπτυξαν μια διάταξη που μπορούσε να μετράει τις στιγμιαίες επιφάνειες επαφής του πέλματος με το έδαφος και κατά συνέπεια μπορούσε να δώσει πρότυπα για το φυσιολογικό καταμερισμό του βάρους και τους χρόνους επαφής του πέλματος κάποιου εξεταζομένου με το δάπεδο. Η διάταξη αυτή αποτελούνταν από ένα σύνολο αγώγιμων γραμμών και στηλών σε δύο φύλλα, τα οποία είχαν τοποθετηθεί το ένα πάνω στο άλλο και ερχόταν σε επαφή όταν το πόδι πατούσε πάνω σ' αυτά. Οι διακόπτες δειγματοληπτούνταν κάθε 20ms, ενώ ο υπολογιστής δεχόταν λέξεις που αντιστοιχούσαν στη διεύθυνση των διακοπών που στιγμιαία έκλειναν. Η παραπάνω διάταξη τοποθετήθηκε πάνω σε αναλογική δυναμόπλακα τύπου KISTLER, ενώ οι δύο διατάξεις δειγματοληπτούνταν ταυτόχρονα. Με τον τρόπο αυτό υπολογίστηκαν η στιγμιαία επιφάνεια επαφής του πέλματος με το έδαφος, η αντίδραση του εδάφους, η στιγμιαία τιμή της πίεσης, το στιγμιαίο κέντρο πίεσης και η ταχύτητά του. Τα επόμενα δύο σχήματα (Διάγραμμα 3.3.9) εικονίζουν το σχηματικό διάγραμμα της διάταξης που χρησιμοποιήθηκε, καθώς και ένα σχέδιο της διάταξης των διακοπών που χρησιμοποιήθηκαν.

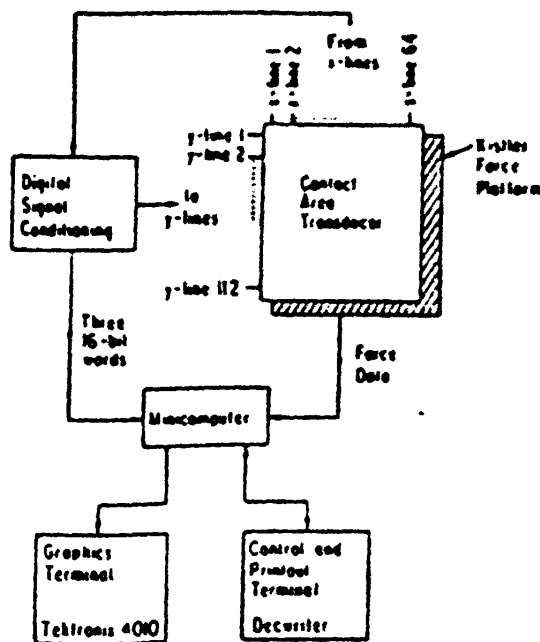


Fig. 2. A block diagram of the measurement system.



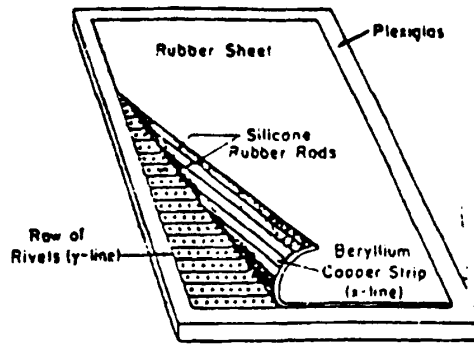


Fig. 1. A sketch of the transducer, illustrating the placement of the intersecting switch elements.

Διάγραμμα 3.3.9: Σχηματικό διάγραμμα της διάταξης που χρησιμοποιήθηκε και σχέδιο της διάταξης των διακοπών που χρησιμοποιήθηκαν.

Με την παραπάνω διάταξη μετρήθηκαν 8 φυσιολογικοί βαδιστές για τις παραμέτρους που μόλις αναφέρθηκαν. Η αξιολόγηση των παραμέτρων αυτών μπορεί να αποβεί ιδιαίτερα χρήσιμη για τη μελέτη παθολογικών καταστάσεων των κάτω άκρων. Παρατηρήθηκε πως:

-η αύξηση της πίεσης στο ανθρώπινο πέλμα συνδυάζεται με αντίστοιχη αύξηση της επιφάνειας επαφής με το έδαφος, ούτως ώστε να υπάρξει αύξηση της σταθερότητας κατά τη βάρδιση και μείωση της καταπόνησης λόγω στιγμιαίας αύξησης της πίεσης.

-στην περιοχή των μεταταρσίων εμφανίζονται υψηλές τιμές για την πίεση επαφής και καθυστέρηση στην πρόωση του κέντρου πίεσης. Αλλαγές στα χαρακτηριστικά αυτά μπορούν να φανούν χρήσιμες στην αξιολόγηση ανωμαλιών των κάτω άκρων.

-μικρή μεταβολή στην ταχύτητα βάρδισης για τους εξεταζόμενους δεν προκάλεσε ιδιαίτερες μεταβολές στις παραπάνω μετρηθείσες παραμέτρους.

Μειονεκτήματα του συστήματος είναι η μειωμένη συχνότητα δειγματοληψίας και η μειωμένη ακρίβεια που παρουσιάζεται στις μετρήσεις.

Μια δυναμόπλακα τύπου KISTLER 9287 και 4 video κάμερες τύπου VP310 χρησιμοποιήθηκαν από τους *Bobbert et al.*, 1991 για τον



υπολογισμό και την αξιολόγηση των δυνάμεων που αναπτύσσονται κατά την επαφή με το έδαφος του πέλματος αθλητών που τρέχουν. Σαν δείγμα χρησιμοποιήθηκαν 3 αθλητές, για τους οποίους έγινε σύγκριση των τιμών για την στιγμιαία αντίδραση από το έδαφος κατά την επαφή του πέλματος μ' αυτό και οι οποίες πάρθηκαν αφενός από τη δυναμόπλακα και αφ' ετέρου από την παραγωγή των κινηματικών δεδομένων που πάρθηκαν από την κινηματογράφηση.

Θα πρέπει να σημειωθεί πως ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στη διόρθωση του σφάλματος που παρουσιάζεται από την τοποθέτηση σημαδίων στο σώμα των βαδιστών, εξαιτίας μετακίνησής τους πάνω στο δέρμα. Φροντίστηκε επίσης να συμπέσουν οι συχνότητες δειγματοληψίας για τις κάμερες και την δυναμόπλακα σε κατάλληλη τιμή (200Hz), ώστε να μην υπάρχει απώλεια πληροφορίας. Παρατηρήθηκε τέλος πως η ελάττωση της συχνότητας αποκοπής από 200 στα 50Hz (για το σήμα που πάρθηκε από τις κάμερες) ελάχιστα επηρεάζει την καμπύλη της μεταβολής της αντίδρασης του εδάφους στο πέλμα κατά την επαφή του μ' αυτό, ενώ συχνότητες μικρότερης τιμής (π.χ. 30Hz) προκαλούν σημαντικές μεταβολές.

Οι παραπάνω ερευνητές απέδειξαν πως είναι δύσκολη η αξιολόγηση του ποσοστού κατά το οποίο συνεισφέρουν τα διάφορα μέλη του ανθρώπινου σώματος στη διαμόρφωση της καμπύλης της δύναμης από το έδαφος. Περαιτέρω μελέτη των μεγίστων της εν λόγω καμπύλης μπορεί να βοηθήσει στην κατανόηση του είδους των τραυμάτων και καταπονήσεων κατά την άθληση.

Ένας αγώγιμος διάδρομος βάδισης σε συνδυασμό με 4 video κάμερες τύπου PRIMAS και δύο δυναμόπλακες τύπου KISTLER χρησιμοποιήθηκαν στον γερμανικό οίκο OTTO BOCK για την αξιολόγηση της βάδισης και της επίδοσης προσθετικών διαφορετικών τύπων (Blumentritt, 1995). Ο αγώγιμος διάδρομος βάδισης είχε μήκος 12m, ενώ ο κάθε βαδιστής με προσθετικό τον διένυε κατά μέσο όρο 9 φορές. Ας σημειωθεί πως οι κάμερες τοποθετήθηκαν ανά δύο στις δύο πλάγιες πλευρές του αγώγιμου διαδρόμου βάδισης, ενώ οι δυναμόπλακες τοποθετήθηκαν με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι δυνατή η καταγραφή δύο διαδοχικών βημάτων -δηλαδή η

αριστερή και η δεξιά μονοποδική στήριξη. Με συγχρονισμό των μετρήσεων από τις κάμερες και τις δυναμόπλακες στάθηκε δυνατό να υπολογιστούν μεγέθη όπως η ροπή της αντίδρασης του εδάφους γύρω από το γόνατο, το ισχίο, το διάγραμμα της αντίδρασης του εδάφους στα προσθετικά μέλη που δοκιμάστηκαν καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάδισης και το αντίστοιχο διάγραμμα της γωνιακής ταχύτητας του γόνατος.

Με τον τρόπο αυτό αξιολογήθηκαν τα επιμέρους προσθετικά μέλη που δοκιμάστηκαν και κρίθηκε αν η βάδιση μ' αυτά πλησιάζει ή αποκλίνει από το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης.

Για να μπορεί να γίνει υπολογισμός των δυνάμεων που ασκούνται σε ένα τμήμα του σώματος χρειάζεται να είναι γνωστή η θέση και η επιτάχυνση του τμήματος. Τα στοιχεία αυτά προκύπτουν από τεχνικές καταγραφής εικόνας. Η επιτάχυνση μπορεί να μετρηθεί επίσης με τη βοήθεια οργάνων σχετικά μικρού κόστους, των επταχυνσιομέτρων.

Για τον υπολογισμό των δυνάμεων που αναπτύσσουν κάθε στιγμή οι μύες χρειάζεται να είναι γνωστό ποιοι μύες ενεργούν, από ποιο σημείο εκφύονται και σε ποιο καταφύονται. Τα στοιχεία αυτά μπορούν να προκύψουν από ανατομικά δεδομένα και με κάποιες λογικές παραδοχές και υποθέσεις.

Η τεχνική της ηλεκτρομυογραφίας μπορεί να υπολογίσει ποιοι μύες ενεργοποιούνται κάθε στιγμή. Ενώ με την τεχνική αυτή μπορεί ενδεχομένως να εκτιμηθεί αν ένας μυς συσπάται περισσότερο ή λιγότερο έντονα, δεν μπορεί να μετρηθεί το μέγεθος της δύναμης που αναπτύσσει. Αυτό βρίσκεται με τη λύση ενός προβλήματος δυναμικής. Τέτοιες παραμέτρους όπως η ώθηση και η ορμή μπορεί κανείς να υπολογίσει χρησιμοποιώντας τις μετρήσεις από την ανάλυση εικόνας και από τις δυναμόπλακες. Μπορεί επίσης να υπολογίσει την ενέργεια και την ισχύ που μεταφέρεται μέσω των αρθρώσεων. Οι παράμετροι αυτές είναι πολύ σημαντικές για την αξιολόγηση της φυσικής κατάστασης των μυών και των αρθρώσεων. Μειωμένη δυνατότητα παραγωγής ενέργειας έχει συνέπειες στην αναποτελεσματικότητα του μηχανισμού βάδισης ή στην ασυμμετρία μεταξύ των δύο πλευρών.



Συμπερασματικά μπορούμε να πούμε ότι σε ένα εργαστήριο βάδισης θα πρέπει να επιλέγεται η απλούστερη τεχνική ως αφετηρία. Πρόοδος προς περισσότερο σύνθετες τεχνικές είναι καλό να γίνεται στο βαθμό και με το ρυθμό που αποκτάται εμπειρία, γνώση και επιστημονική και τεχνική υποστήριξη.

3. ΤΑΒΕΛΑ ΚΑΙ ΠΕΡΙΣΤΑΣΕΙΣ

ΠΡΟΤΥΠΟ 1. ΝΕΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΚΡΗΣΗ ΤΗΣ ΕΞΕΛΙΞΗΣ

4.1 ΠΡΟΫΠΟΘΕΣΕΙΣ

4.2 ΑΝΤΙΔΡΑΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΩΝ ΕΡΕΥΝΗΤΩΝ

4.3 ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΠΡΑΞΗΣ

4.4 ΕΠΙΣΤΗΜΟΛΟΓΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΚΑΙ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ



II: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΝΕΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ

- 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ**
- 4.2 ΑΝΤΙΛΗΨΗ ΚΑΙ ΑΠΑΓΗΣΕΙΣ ΕΝΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 4.3 ΝΕΟ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ**
- 4.4 ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ**



4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ακριβής καταγραφή των χρονικών παραμέτρων της ανθρώπινης βάδισης έχει ιδιαίτερη βαρύτητα και χρησιμότητα. Σε περιπτώσεις παθολογικής βάδισης, όπου μπορεί να καθοριστεί το ποσοστό απόκλισης από τις φυσιολογικές τιμές, είναι δυνατό να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα για τη μετεγχειρητική πορεία ασθενών, στους οποίους γίνεται ανάλυση βάδισης και προεγχειρητικά, έτσι ώστε να υπάρχει σύγκριση των χρονικών παραμέτρων των δύο αναλύσεων. Οι χρονικές παράμετροι στις οποίες αναφερόμαστε είναι:

- η χρονική διάρκεια μονοποδικής στήριξης, δηλαδή ο χρόνος στη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης στον οποίο μόνο το αριστερό ή μόνο το δεξί πόδι βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος. Οι τιμές για τις δύο παραπάνω παραμέτρους είναι χαρακτηριστικές για βαδιστές χωρίς ορθοπεδικό πρόβλημα, γεγονός που επιτρέπει την αξιολόγηση της παθολογικής βάδισης από το ποσοστό απόκλισης των τιμών της μονοποδικής στήριξης ορθοπεδικών ασθενών από αυτές φυσιολογικών βαδιστών
- η χρονική διάρκεια διπλής στήριξης, δηλαδή ο χρόνος στη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης στον οποίο και τα δύο πόδια ταυτόχρονα βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος. Για την παράμετρο αυτή ισχύουν οι ίδιες παρατηρήσεις μ' αυτές για τη μονοποδική στήριξη
- το μήκος σπλού βήματος στη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης
- η χρονική διάρκεια του κύκλου βάδισης, δηλαδή ο χρόνος που μεσολαβεί από την άρση δακτύλου μέχρι την επαφή πτέρνας του ίδιου ποδιού
- η ταχύτητα βάδισης, η οποία μπορεί να υπολογιστεί με βάση το χρονικό διάστημα που απαιτείται για να διανυθεί γνωστή σε μήκος απόσταση και
- το ποσοστό του μήκους βήματος σε σχέση με το ύψος του κάθε εξεταζόμενου.



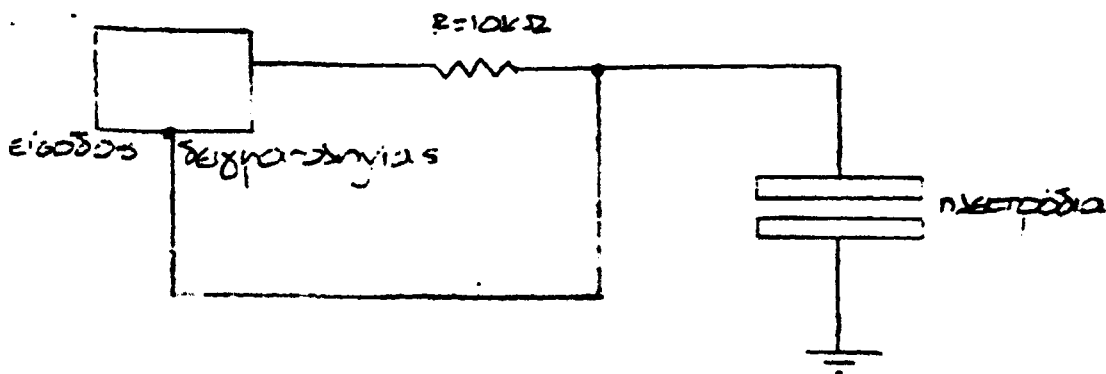
4.2 ΑΝΤΙΛΗΨΗ ΚΑΙ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΕΝΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Αρκετά συστήματα καταγραφής των χρονικών παραμέτρων της βάρδισης έχουν αναπτυχθεί κατά καιρούς σε ερευνητικά εργαστήρια ανά τον κόσμο για τον υπολογισμό των παραμέτρων που περιγράψαμε πιο πάνω. Αρκετά από αυτά χρησιμοποιήθηκαν σε συνδυασμό με άλλα, όπως κινηματογραφικές ή video κάμερες και δυναμόπλακες, με σκοπό την πληρέστερη καταγραφή της ανθρώπινης βάρδισης.

Στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων αναπτύχθηκε αρχικά ένα σύστημα αγωγίμου διαδρόμου βάρδισης. Το σύστημα αυτό περιελάμβανε ένα διάδρομο βάρδισης μήκους 22m, ο οποίος αποτελούνταν από 11 πλάκες αλουμινίου με μήκος 2m, πλάτος 1m και πάχος 5mm η καθεμιά. Ένα δίκλωνο καλώδιο με μήκος ίσο περίπου με αυτό του αγωγίμου διαδρόμου κατέληγε στο ένα άκρο του σε δύο ηλεκτρόδια, τα οποία συνδέονταν σε δύο λεπτές ταινίες χαλκού, οι οποίες με την σειρά τους τοποθετούνταν με τη βοήθεια αυτοκόλλητης ταινίας διπλής όψης κάτω από τα παπούτσια των εξεταζομένων. Το ένα από τα δύο αυτά ηλεκτρόδια από χαλκό συνδέονταν μέσω του καλωδίου με τη γη, ενώ το άλλο μέσω μιας αντίστασης 10KΩ με την τροφοδοσία μιας κάρτας αναλογοψηφιακού μετατροπέα ενός υπολογιστή με τιμή 5V. Η είσοδος της κάρτας αυτής που χρησιμοποιήθηκε για δειγματοληψία των σημάτων βάρδισης συνδέθηκε με το μη γειωμένο ηλεκτρόδιο.

Το ακόλουθο σχηματικό διάγραμμα (Διάγραμμα 4.2.1) είναι χαρακτηριστικό της διάταξης με το καλώδιο που αρχικά χρησιμοποιούνταν για την ανάλυση βάρδισης ορθοπεδικών ασθενών.





Διάγραμμα 4.2.1: Αρχική διάταξη για την ανάλυση βάδισης ορθοπεδικών ασθενών

Σύμφωνα λοιπόν με την παραπάνω συνδεσμολογία, όταν και τα δύο πόδια του εξεταζομένου βρισκόταν σε επαφή με τον αγωγίμο διάδρομο βάδισης, όταν δηλαδή τα δύο ηλεκτρόδια από χαλκό βραχυκυκλωνόταν, τότε η τιμή εισόδου της κάρτας αναλογομηφιακού μετατροπέα ήταν 0V, ενώ σε αντίθετη περίπτωση η τιμή της εισόδου ήταν περίπου όση και η τιμή της τροφοδοσίας, δηλαδή στη συγκεκριμένη περίπτωση 5V. Αυτό σημαίνει πως η τιμή εισόδου για τη φάση διπλής στήριξης ήταν 0V, ενώ για τους χρόνους μονοποδικής στήριξης η αντίστοιχη τιμή ήταν 5V. Γνωρίζοντας λοιπόν με ποιο πόδι ο βαδιστής ξεκινούσε τη διαδρομή του, ήταν δυνατό να καταγραφούν όλοι οι χρόνοι μονοποδικής στήριξης για τη συγκεκριμένη ανάλυση. Κατάλληλο λογισμικό επεξεργαζόταν τα δεδομένα της δειγματοληψίας και έδινε τις τιμές των χρονικών παραμέτρων της βάδισης, οι οποίες μπορούσαν να εμφανιστούν με ευκρινή τρόπο στην οθόνη του υπολογιστή, καθώς και σε εκτυπωτή.

Παράλληλα με την καταγραφή των χρόνων μονοποδικής και διποδικής στήριξης λειτουργούσε σύστημα φωτοκύτταρων για τον υπολογισμό της ταχύτητας βάδισης. Το σύστημα αυτό αποτελούνταν από δύο ζεύγη πηγών φωτεινής ακτινοβολίας και δύο κυττάρων λήψης αυτής. Τα ζεύγη αυτά είχαν τοποθετηθεί εκατέρωθεν του διαδρόμου βάδισης σε συγκεκριμένη

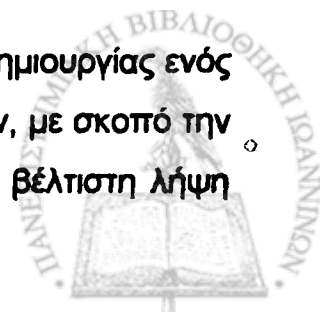
μεταξύ τους απόσταση, ενώ οι έξοδοι των κυττάρων λήψης συνδέθηκαν με την είσοδο τελεστικού ενισχυτή με σκοπό την ενίσχυση του σήματος εξόδου τους. Η έξοδος του τελεστικού ενισχυτή με τη σειρά της συνδέθηκε με άλλη από τις εισόδους της κάρτας αναλογοψηφιακού μετατροπέα.

Κάθε φορά που κάποιος βαδιστής περνούσε μπροστά από τη φωτεινή πηγή διέκοπτε το σήμα της, με αποτέλεσμα να έχουμε μεταβολή της τάσης εξόδου του κυττάρου λήψης. Η μεταβολή αυτή ενισχύονταν με τρόπο που να είναι αναγνώσιμη από την κάρτα και επεξεργάζονταν από το λογισμικό που είχε ειδικά αναπτυχθεί για να διαβάζει και να επεξεργάζεται τα σήματα αυτά. Το αποτέλεσμα της επεξεργασίας αυτής έδινε την τιμή της ταχύτητας βάδισης.

Θα πρέπει να σημειωθεί πως η συχνότητα δειγματοληψίας της κάρτας αναλογοψηφιακής μετατροπής ρυθμίστηκε ανά 10ms, αφού η μέγιστη συχνότητα βάδισης είναι περίπου 1.5Hz, δηλαδή ο ελάχιστος χρόνος διπλής στήριξης περίπου 0,85s. Είναι σημαντικό να τονιστεί πως η ηλεκτρονική κάρτα αναλογοψηφιακής μετατροπής εισάγει τα δεδομένα εισόδου της σειριακά. Με τον τρόπο αυτό ο χρόνος των 10ms εξασφαλίζει την ανάγνωση των δεδομένων εισόδου της κάρτας με μέγιστο σφάλμα 1%.

Η παραπάνω τεχνική μπορούσε να δώσει με ακρίβεια τις χρονικές παραμέτρους της βάδισης τόσο φυσιολογικών βαδιστών, όσο και ασθενών με παθήσεις των κάτω άκρων (πχ παραμορφωτική αρθρίτιδα), με τραύματα ή άλλες παθήσεις όπως εγκεφαλική παράλυση ή ημιπληγία. Στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων έγιναν χιλιάδες μετρήσεις σε τέτοιους ασθενείς. Ωστόσο η παραπάνω τεχνική παρουσίαζε αρκετούς περιορισμούς. Ένας από αυτούς ήταν το γεγονός πως ο κάθε εξεταζόμενος έπρεπε να σέρνει πίσω του ένα καλώδιο αρκετού μήκους και βάρους όχι μεγάλου, αλλά αρκετού ώστε να προβληματίζει για την πιθανή επιβάρυνση που μπορεί να εισάγει στον εξεταζόμενο κατά την ανάλυση βάδισής του.

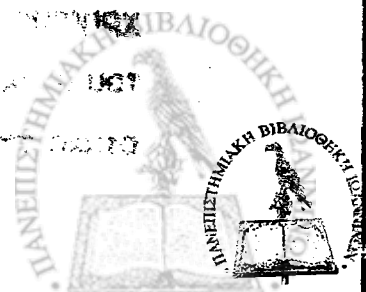
Από την παρατήρηση αυτή ξεκίνησε η ιδέα της δημιουργίας ενός *τηλεμετρικού* συστήματος καταγραφής των παραμέτρων αυτών, με σκοπό την άρση της επιβάρυνσης στους βαδιστές και κατά συνέπεια τη βέλτιστη λήψη



αποτελεσμάτων κατά τη μέτρησή τους. Όσο αφορά τα φωτοκύτταρα, η χρήση της φωτεινής ακτινοβολίας απατούσε για την εξέταση χώρο σκοτεινό, γεγονός που μπορούσε να επηρεάσει σημαντικά την εξέταση, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις ηλικιωμένων ασθενών και ασθενών με προβλήματα όρασης. Ο περιορισμός αυτός βοήθησε στη δημιουργία της ιδέας της ανάπτυξης δύο ζευγών φωτοκύτταρων υπέρυθρης ακτινοβολίας σε αντικατάσταση των παλιών, με σκοπό την άρση των προβλημάτων, στα οποία μόλις αναφερθήκαμε. Τα φωτοκύτταρα αυτά μπορούσαν να λειτουργήσουν χωρίς την ανάγκη για περιορισμένο φωτισμό, ενώ μετά την κατασκευή τους φροντίστηκε να τοποθετηθούν σε θέσεις που μπορούσαν να μεταβληθούν σε περιπτώσεις αναλύσεων βόδισης παιδικών και πολύ ψηλών ή πολύ κοντών ενηλίκων.

Φωτογραφία 1: Η φωτογραφία αυτή δείχνει το εξωτερικό μέρος του συστήματος που χρησιμοποιήθηκε για την εξέταση των ασθενών. Το σύστημα αποτελείται από δύο ζεύγη φωτοκύτταρων υπέρυθρης ακτινοβολίας, τα οποία τοποθετήθηκαν σε θέσεις που μπορούσαν να μεταβληθούν σε περιπτώσεις αναλύσεων βόδισης παιδικών και πολύ ψηλών ή πολύ κοντών ενηλίκων. Το σύστημα είναι κατασκευασμένο από αλουμίνιο και έχει μήκος 1,5 μέτρα και πλάτος 0,5 μέτρα. Τα φωτοκύτταρα είναι τοποθετημένα σε απόσταση 10 εκατοστών από το σημείο μέτρησης. Η φωτογραφία δείχνει το σύστημα σε θέση που είναι έτοιμο να χρησιμοποιηθεί για την εξέταση των ασθενών.

Φωτογραφία 2: Η φωτογραφία αυτή δείχνει το εσωτερικό μέρος του συστήματος που χρησιμοποιήθηκε για την εξέταση των ασθενών. Το σύστημα αποτελείται από δύο ζεύγη φωτοκύτταρων υπέρυθρης ακτινοβολίας, τα οποία τοποθετήθηκαν σε θέσεις που μπορούσαν να μεταβληθούν σε περιπτώσεις αναλύσεων βόδισης παιδικών και πολύ ψηλών ή πολύ κοντών ενηλίκων. Το σύστημα είναι κατασκευασμένο από αλουμίνιο και έχει μήκος 1,5 μέτρα και πλάτος 0,5 μέτρα. Τα φωτοκύτταρα είναι τοποθετημένα σε απόσταση 10 εκατοστών από το σημείο μέτρησης. Η φωτογραφία δείχνει το σύστημα σε θέση που είναι έτοιμο να χρησιμοποιηθεί για την εξέταση των ασθενών.



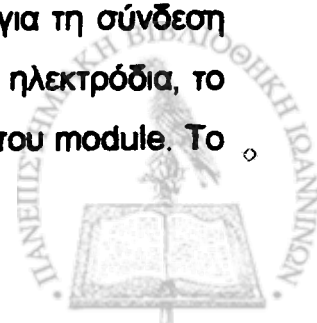
4.3 ΝΕΟ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η καταγραφή της ανθρώπινης βάδισης με όσο το δυνατό μικρότερη καλωδίωση ή άλλου είδους επιβάρυνση στον εξεταζόμενο είναι ο στόχος κάθε Εργαστηρίου βάδισης. Όσο μάλιστα περισσότερο κοντά στο φυσικό του περιβάλλον είναι ο εξεταζόμενος, τόσο περισσότερο κοντά στην πραγματικότητα είναι τα αποτελέσματα από την ανάλυση βάδισής του. Τα συμπεράσματα αυτά οδηγούν στην ανάγκη της δημιουργίας ενός συστήματος καταγραφής που θα προκαλεί την ελάχιστη δυνατή όχληση στον εξεταζόμενο, αλλά και που παράλληλα θα μπορέσει να ξεφύγει από το περιβάλλον του Εργαστηρίου και να χρησιμοποιηθεί τόσο σε κλινικό περιβάλλον (όπως σε διάδρομο ή ειδικό χώρο της Ορθοπαιδικής Κλινικής ενός Νοσοκομείου) με όσο το δυνατό μικρότερο κόστος, όσο και σε χώρους εξωτερικούς, συγγενείς με το φυσικό περιβάλλον.

Το τηλεμετρικό σύστημα που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων συνέβαλλε στη βελτιστοποίηση της καταγραφής της ανθρώπινης βάδισης σε χώρο Εργαστηριακό, αφού το βάρος του πομπού -που τοποθετούνταν με τη βοήθεια μιας ζώνης γύρω από τη μέση των εξεταζομένων- ήταν μικρό (περίπου 200gr), το μέγεθός του μικρό (πομπός διαστάσεων 5cm x 8cm x 3cm), ενώ τα δύο καλώδια που συνδέονταν στα δύο ηλεκτρόδια από χαλκό, στερεώνονταν με τη βοήθεια clips στα ρούχα των βαδιστών, ώστε να μην επηρεάζουν τη διαδοχική αιώρηση των κάτω άκρων.

A. Ο ΠΟΜΠΟΣ

Για την κατασκευή του πομπού χρησιμοποιήθηκαν μια πηγή 9V, μια αντίσταση και ένα *module* εκπομπής ψηφιακών σημάτων σε ραδιοσυχνότητες (συγκεκριμένα στη συχνότητα των 433,3MHz). Η πηγή χρησιμοποιήθηκε για την τροφοδοσία του *module*, καθώς και για τη σύνδεση του θετικού της πόλου μέσω αντίστασης με το ένα από τα δύο ηλεκτρόδια, το οποίο επιπλέον συνδέθηκε με την είσοδο ψηφιακών σημάτων του *module*. Το



άλλο ηλεκτρόδιο συνδέθηκε με τη γη της πηγής και τη γη του module. Με τον τρόπο αυτό, όταν και τα δύο ηλεκτρόδια βρισκόταν σε επαφή με τον αγωγίμο διάδρομο βάδισης, η είσοδος του πομπού ήταν ίση με 0V, ενώ σε κάθε άλλη περίπτωση ίση περίπου με την τιμή τροφοδοσίας, δηλαδή 9V. Το σήμα δηλαδή που μεταδιδόταν ήταν αυτό της διπλής στήριξης, κι αυτό γιατί η φάση διπλής στήριξης βρίσκεται μεταξύ δύο διαδοχικών φάσεων μονοποδικής στήριξης του αριστερού και του δεξιού ποδιού. Με τον τρόπο αυτό, γνωρίζοντας πως ο κάθε εξεταζόμενος ξεκινά την διαδρομή του με το αριστερό πόδι χάρη πόντι, στάθηκε δυνατό με την τηλεμετάδοση μόνο του σήματος διπλής στήριξης να υπολογιστούν από το πρόγραμμα επεξεργασίας των σημάτων βάδισης και οι χρόνοι μονοποδικής στήριξης. Η παρατήρηση αυτή είναι περισσότερο από χρήσιμη και διευκολύνει σε μεγάλο βαθμό την κατασκευή ενός φθηνού και κυρίως εργονομικού συστήματος εκπομπής σημάτων βάδισης.

Είναι γνωστό από τη θεωρία των κεραίων πως εξαιτίας της συχνότητας εκπομπής των 433,3MHz έπρεπε να εκλεγεί για κεραία μονόπολο μήκους $\lambda/4$, όπου λ το μήκος κύματος της εκπομπής στη συχνότητα αυτή. Γνωρίζοντας πως το μήκος κύματος μπορεί να υπολογιστεί από τη σχέση

$$\lambda = v/f, \text{ με}$$

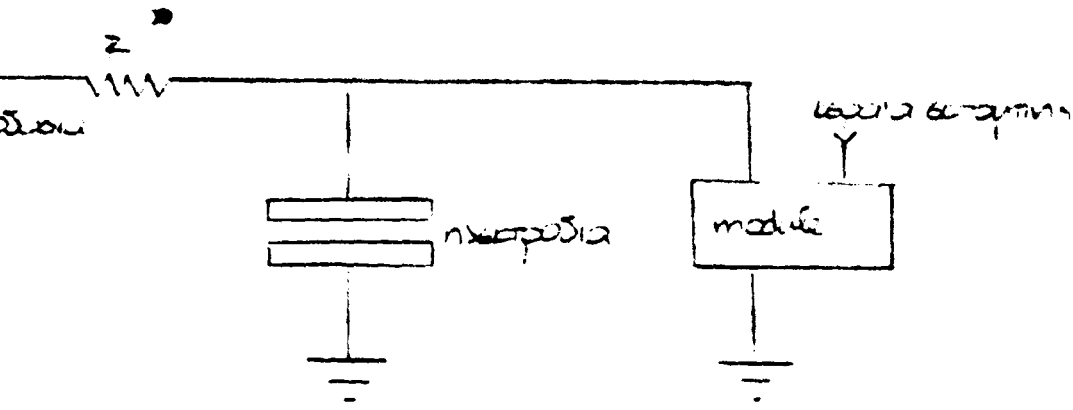
v την ταχύτητα διάδοσης (3×10^8 m/s) και

f την συχνότητα εκπομπής,

υπολογίζεται πως $\lambda = 17\text{cm}$. Στην πράξη χρησιμοποιήθηκε τηλεσκοπική κεραία μεταβλητού μήκους για να είναι δυνατή λεπτομερής προσαρμογή και αποφυγή ανωμαλιών στην τηλεμετάδοση λόγω παρασίτων.

Το σχηματικό διάγραμμα που ακολουθεί (Διάγραμμα 4.3.1) είναι ενδεικτικό της συνδεσμολογίας στον πομπό μετάδοσης των σημάτων βάδισης.





αμμα 4.3.1: Συνδεσμολογία στον πομπό μετάδοσης των σημάτων
βάδισης.



Φωτογραφία 4.3.1: Ασθενής πριν αρχίσει η ανάλυση βάδισής του.



Στη Φωτογραφία 4.3.1 εικονίζεται ασθενής, στον οποίο έχει προσαρτηθεί ο πομπός πριν αρχίσει η ανάλυση βάδισής του.

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α εξάλλου εικονίζεται το σχηματικό διάγραμμα του module ραδιοσυχνοτήτων που χρησιμοποιήθηκε. Εικονίζονται οι συνδέσεις του και τα τεχνικά του χαρακτηριστικά.

B. Ο ΔΕΚΤΗΣ

Για την κατασκευή του δέκτη ραδιοσυχνοτήτων που εργάζεται παράλληλα με τον πομπό που περιγράφεται στην παράγραφο 5.3 Α, χρησιμοποιήθηκε ένα module δέκτη ψηφιακών σημάτων, το οποίο εργάζεται κατ' αντιστοιχία με το module πομπού στη συχνότητα των 433,3MHz, ένας προσαρμοστής (*Adapter 232*), δηλαδή το ηλεκτρονικό κύκλωμα που είναι απαραίτητο για την επεξεργασία των ψηφιακών σημάτων του δέκτη, το οποίο συνδέεται στην έξοδο του module του δέκτη και μπορεί να επεξεργάζεται σήματα ON-OFF μέχρι 5kHz, ένας φωτοζεύκτης (*photocoupler 4N28*) για την απομόνωση της γης του δέκτη από τη γη του δικτύου και της κάρτας αναλογοψηφιακής μετατροπής. Επιπλέον χρησιμοποιήθηκε για την τροφοδοσία του δέκτη και του προσαρμοστή μια αλκαλική μπαταρία 9V σε συνδυασμό με ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα διαίρεσης τάσης και μετατροπής (*regulator* από 9 σε 5V). Για τη λήψη των σημάτων βάδισης χρησιμοποιήθηκε ισομήκης τηλεσκοπική κεραία με αυτή του πομπού.

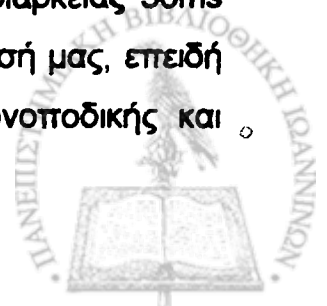
Ο φωτοζεύκτης (*photocoupler*) είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που αποτελείται από μια δίοδο εκπομπής και ένα φωτοtransistor λήψης, τοποθετημένα παράλληλα μεταξύ τους. Το ολοκληρωμένο αυτό κύκλωμα χρησιμεύει στην απομόνωση του κυκλώματος που συνδέεται με τη δίοδο εκπομπής από αυτό που συνδέεται με το transistor λήψης. Η δίοδος εκπομπής συνδέεται με την έξοδο του δέκτη ψηφιακών σημάτων, ενώ το φωτοtransistor λήψης τροφοδοτείται με τάση 5V από την ηλεκτρονική κάρτα αναλογοψηφιακής μετατροπής. Η έξοδος του φωτοtransistor δειγματοληπτείται και τα δεδομένα της αποθηκεύονται σε ειδικό αρχείο του υπολογιστή.



Τα module του πομπού και του δέκτη ραδιοσυχνοτήτων, καθώς και ο Adapter είναι ιταλικής κατασκευής της εταιρείας ηλεκτρονικών AUREL, η οποία ειδικεύεται σε αντίστοιχα συστήματα τηλεμετάδοσης μικρής ισχύος, τόσο ψηφιακών σημάτων ON-OFF, όσο και διαμορφωμένων ψηφιακών σημάτων. Το σύστημα τηλεμετάδοσης έχει εμβέλεια τουλάχιστον 50m χωρίς παράσιτα. Επειδή το module πομπού είναι σχεδόν άνοσο σε δονήσεις και κραδασμούς, είναι ιδανικό για τοποθέτηση σε κινούμενα σώματα και ασθενείς με ορθοπεδικά προβλήματα.

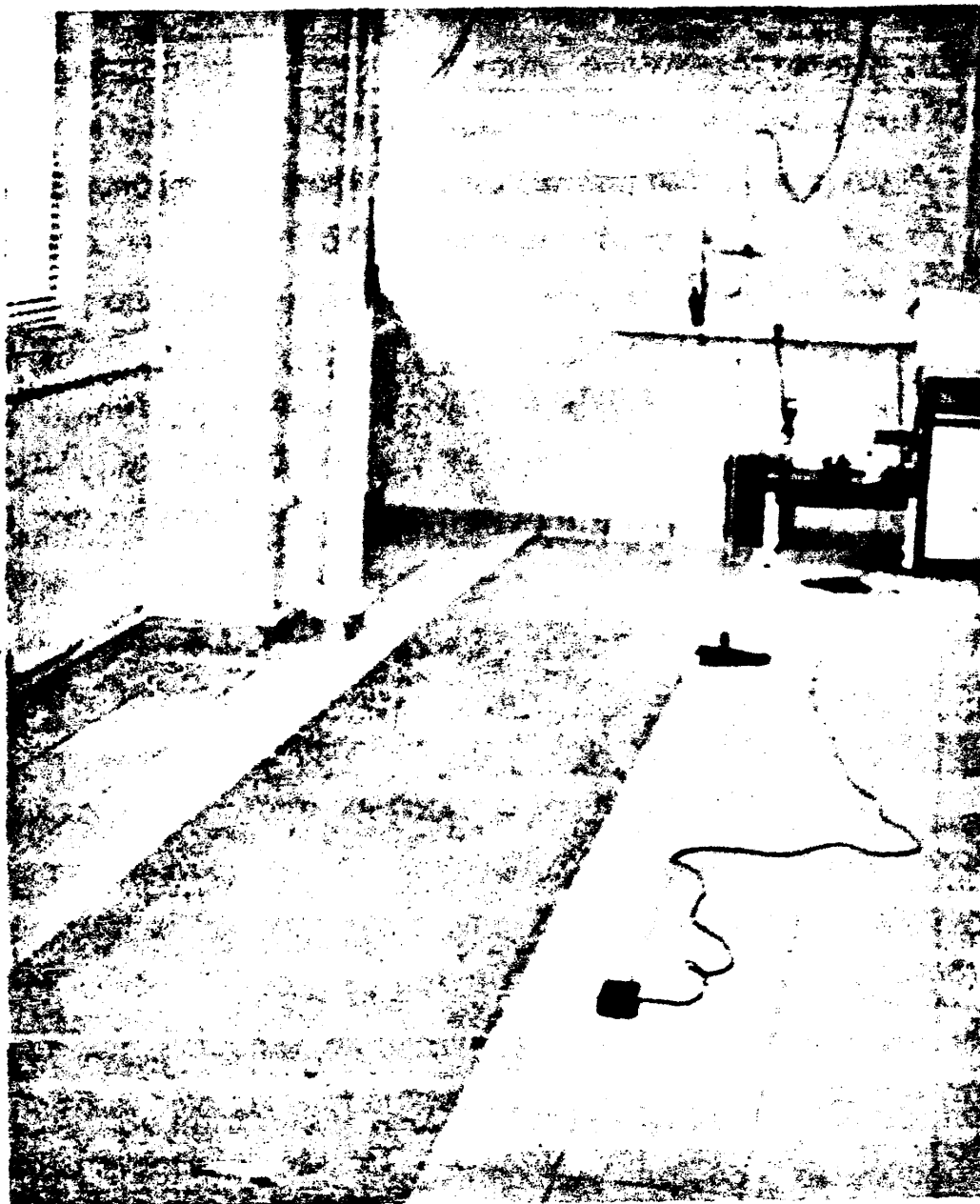
Πρέπει να αναφερθεί πως είναι απαραίτητη η τοποθέτηση του δέκτη στη μέση του αγώγιμου διαδρόμου βάδισης, όχι τόσο για καλύτερη λήψη των σημάτων εκπομπής, όσο εξαιτίας του γεγονότος πως ο δέκτης είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος σε παράσιτα που προκαλούνται από την οθόνη του υπολογιστή. Η ως εκ τούτου τοποθέτησή του κοντά στον υπολογιστή που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία των σημάτων βάδισης προκαλεί σημαντική αλλοίωση στα ψηφιακά δεδομένα εισόδου της κάρτας και κατά συνέπεια αλλοίωση των αποτελεσμάτων των αναλύσεων βάδισης. Επειδή επιπλέον η δειγματοληψία της κάρτας αρχίζει τη στιγμή που ξεκινάει η πρώτη φάση μονοποδικής στήριξης, οπότε η τάση εισόδου του πομπού αλλάζει από 0 σε 5V, προφανές είναι πως ο δέκτης πρέπει να τοποθετηθεί σε τέτοια θέση ώστε να μπορεί να λάβει το πρώτο αυτό σήμα για να αρχίσει η δειγματοληψία σωστά και να μην υπάρχουν αντίστροφοι και κατά συνέπεια αλλοιωμένοι υπολογισμοί του προγράμματος για τους χρόνους μονοποδικής στήριξης του αριστερού και του δεξιού ποδιού.

Θα πρέπει να σημειωθεί πως η χρήση του τηλεμετρικού συστήματος με ON-OFF σήματα, συνδυάζεται με τη λειτουργία της κάρτας αναλογοψηφιακής μετατροπής, η οποία διαβάσει τα δεδομένα εισόδου της σειριακά. Αυτό σημαίνει πως η χρήση τηλεμετρικού συστήματος διαμόρφωσης ψηφιακών σημάτων, δηλαδή κωδικοποίησής τους σε λέξεις διάρκειας 30ms τουλάχιστον, δε θα μπορούσε να έχει εφαρμογή στην περίπτωση μας, επειδή το σφάλμα που θα εισήγαγε στη μέτρηση των χρόνων μονοποδικής και



δωπλής στήριξης θα ήταν απαγορευτικό για την ακριβή καταγραφή των χρονικών παραμέτρων βάδισης.

Ακολούθως (Φωτογραφία 4.3.2) εικονίζεται ο δέκτης στο μέσο του αγώγιμου διαδρόμου βάδισης.

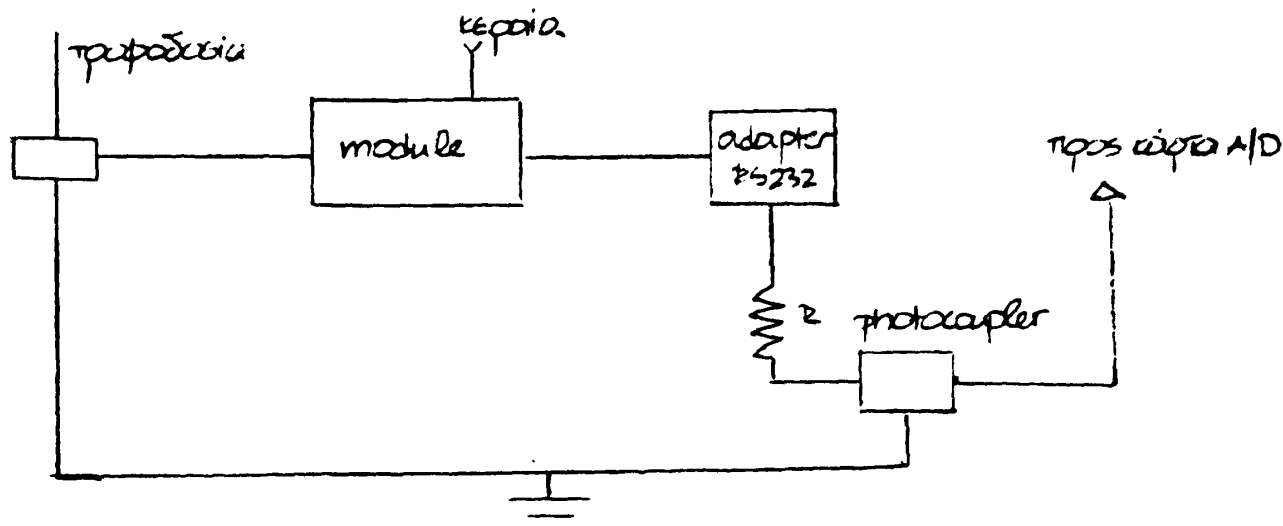


Φωτογραφία 4.3.2: Δέκτης στο μέσο του αγώγιμου διαδρόμου βάδισης.

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α εικονίζονται το σχηματικό διάγραμμα του δέκτη ψηφιακών σημάτων και του adapter RS232 μαζί με τα τεχνικά χαρακτηριστικά και τις διαστάσεις τους.

Αμέσως πιο κάτω (Διάγραμμα 4.3.2) εικονίζεται το ηλεκτρονικό κύκλωμα λήψης των ψηφιακών σημάτων βάδισης.





Διάγραμμα 4.3.2: Ηλεκτρονικό κύκλωμα λήψης των σημάτων βάδισης.

Γ. ΤΑ ΦΩΤΟΚΥΤΤΑΡΑ

Το σύστημα φωτοκύτταρων που λειτουργεί με χρήση φωτεινής ακτινοβολίας χρειαζόταν να αντικατασταθεί από άνοσο σε φως αντίστοιχο σύστημα, εξαιτίας της απαίτησης για χώρο φωτεινό, ιδιαίτερα για την ανάλυση βάδισης ηλικιωμένων βαδιστών ή βαδιστών με προβλήματα όρασης. Για το σκοπό αυτό αναπτύχθηκαν δύο όμοια ζεύγη φωτοκύτταρων εκπομπής και λήψης υπέρυθρης ακτινοβολίας, τα οποία τοποθετήθηκαν σε απόσταση 12,54 m μεταξύ τους και των οποίων τα σήματα εξόδου χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της ταχύτητας για κάθε διαδρομή βάδισης. Αναλυτικά:

Ο πομπός υπέρυθρης ακτινοβολίας αποτελούνταν κυρίως από το *ωλοκληρωμένο κύκλωμα 555*. Πρόκειται για ένα χρονιστή παραγωγής τετραγωνικής κυματομορφής μεταβλητής συχνότητας και μεταβλητού duty cycle (δηλαδή ποσοστού θετικού -σε σχέση με μηδενικό χρόνου- από την περίοδο της κυματομορφής του). Η συχνότητα εκπομπής του εν λόγω χρονιστή καθορίζεται από τις τιμές δύο αντιστάσεων και ενός πυκνωτή, που αποτελούν το εξωτερικό του κύκλωμα. Τα ίδια ηλεκτρονικά στοιχεία καθορίζουν το duty cycle. Η έξοδος αυτή συνδέεται με δύο απλές διόδους εκπομπής υπέρυθρης ακτινοβολίας. Η τροφοδοσία και των δύο κυκλωμάτων πομπών δίνεται από τροφοδοτικό κοινό και για τους δέκτες της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Θα πρέπει να σημειωθεί πως η συχνότητα εκπομπής ρυθμίστηκε στα 38KHz, τιμή που υπαγορεύεται από την ονομαστική συχνότητα λειτουργίας των 2 modules των δεκτών.



Ο κάθε δέκτης αποτελούνταν από το module λήψης τύπου *LTM-8955 FLASH MODE* της εταιρίας LITEON και ενίσχυσης του υπέρυθρου σήματος στην ονομαστική συχνότητα λειτουργίας, καθώς και από ένα απλό ηλεκτρονικό κύκλωμα RC με σκοπό την εξομάλυνση του τετραγωνικού σήματος λήψης. Το σήμα μετά την εξομάλυνση, οδηγούνταν στην είσοδο ενός *ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΥ ΕΝΙΣΧΥΤΗ* όπου ενισχύονταν με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι αναγνώσιμο από την ηλεκτρονική κάρτα αναλογοψηφιακής μετατροπής. Επιπλέον οι δύο μεταβολές στα σήματα εξόδου κάθε φορά που κάποιος βαδιστής περνούσε διακόπτοντας την υπέρυθρη δέσμη εκπομπής, μετά την επεξεργασία τους από κατάλληλο λογισμικό έδιναν την τιμή της ταχύτητας κίνησης. Ας σημειωθεί πως το module λήψης λειτουργεί για την ανάγνωση απλών (και όχι διαμορφωμένων) τετραγωνικών σημάτων με φίλτρο αποκοπής για συχνότητες διαφορετικές των 38KHz, είναι ιδιαίτερα φθινό σε τιμή και έχει μέγεθος 1 cmx1 cmx1 cm, τέτοιο δηλαδή που να επιτρέπει την κατασκευή ενός ιδιαίτερα φθηνού, εργονομικού και λειτουργικού συστήματος.

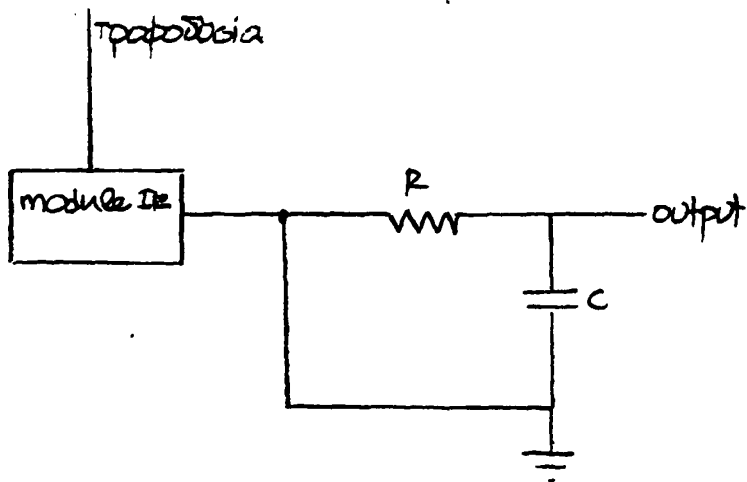
Η τοποθέτηση νελοποι στα σημεία που τοποθετήθηκαν οι δύο πομποί και οι δύο δέκτες υπέρυθρης ακτινοβολίας συνέβαλε στον υπολογισμό της ταχύτητας βάδισης με περισσότερη ακρίβεια, αφού το ύψος των εξεταζομένων ποικίλει. Τούτο σημαίνει πως αν οι πομποδέκτες υπέρυθρης ακτινοβολίας τοποθετηθούν χαμηλά, είναι δυνατό να καταγραφεί η κίνηση της ακώρησης του χεριού, πράγμα που δημιουργεί ανακρίβεια στον υπολογισμό της ταχύτητας κίνησης του σώματος του βαδιστή. Αν από την άλλη τοποθετηθούν ψηλά, το αποτέλεσμα θα είναι πάλι λανθασμένο. Ως εκ τούτου αυτοί τοποθετούνται στο ύψος του ώμου των εξεταζομένων.

Θα πρέπει τέλος να σημειωθεί πως η απόσταση μεταξύ πομπού και δέκτη των τετραγωνικών αυτών σημάτων υπέρυθρης ακτινοβολίας είναι 1,8m.

Στο επόμενο σχήμα (Διάγραμμα 4.3.3) εικονίζεται το ηλεκτρονικό κύκλωμα λήψης και εξομάλυνσης της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Η έξοδος του κυκλώματος αυτού στη συνέχεια θα συνδεθεί με την είσοδο του *ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΥ ΕΝΙΣΧΥΤΗ*. Οι τιμές της αντίστασης και του πυκνωτή είναι $R=10K\Omega$, $C=47nF$.

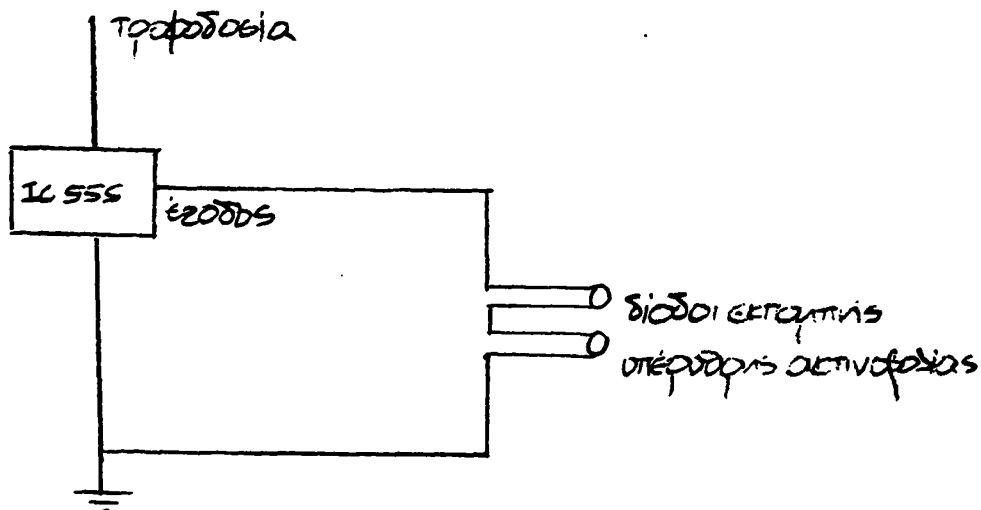


Απαραίτητο είναι να σημειωθεί πως η αντίσταση R δεν τοποθετήθηκε παράλληλα με τον πυκνωτή, αλλά στην έξοδο του λήψης υπέρυθρης ακτινοβολίας, όπως άλλωστε φαίνεται και στο επόμενο διάγραμμα, για να αποτρέψει την εκφόρτιση του πυκνωτή μέσω του module και να επιτρέψει τη σωστή εξομάλυνση του τετραγωνικού σήματος από το 555 που λαμβάνεται από το module.



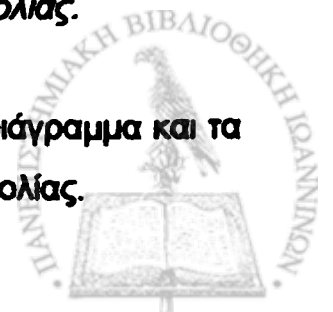
Διάγραμμα 4.3.3: Ηλεκτρονικό κύκλωμα λήψης και εξομάλυνσης της υπέρυθρης ακτινοβολίας

Στο επόμενο σχήμα (Διάγραμμα 4.3.4) εικονίζεται το κύκλωμα εκπομπής της υπέρυθρης ακτινοβολίας.



Διάγραμμα 4.3.4: Κύκλωμα εκπομπής της υπέρυθρης ακτινοβολίας.

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α εικονίζονται το σχηματικό διάγραμμα και τα τεχνικά χαρακτηριστικά του module λήψης υπέρυθρης ακτινοβολίας.



Στην φωτογραφία εξάλλου που ακολουθεί (Φωτογραφία 4.3.3) εικονίζεται το σύστημα εκπομπής και λήψης της υπέρυθρης ακτινοβολίας των φωτοκύτταρων πάνω στο διάδρομο βάδισης.



Φωτογραφία 4.3.3: Σύστημα εκπομπής και λήψης της υπέρυθρης ακτινοβολίας των φωτοκύτταρων πάνω στο διάδρομο βάδισης.

Το λογισμικό που είχε αρχικά αναπτυχθεί στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής για την επεξεργασία των δεδομένων και την εξαγωγή συμπερασμάτων για τη βάρδια φυσιολογικών και παθολογικών εξεταζομένων, είχε γραφεί σε γλώσσα προγραμματισμού ZBasic. Η ανάγκη αλλαγής του υπολογιστικού συστήματος που χρησιμοποιούσε το πρόγραμμα αυτό και χρήσης νέου συστήματος με σκληρό δίσκο, μεγαλύτερη ταχύτητα υπολογισμών και περισσότερο λειτουργικό πρόγραμμα υπολογισμού, ώστε αυτό να μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί από κάποιο χρήστη χωρίς

ιδιαίτερες γνώσεις προγραμματισμού ή χειρισμού ηλεκτρονικού υπολογιστή, οδήγησε στη δημιουργία παρόμοιου λογισμικού για συμβατό υπολογιστή με επεξεργαστή 80486 ή μεταγενέστερο. Η γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιήθηκε ήταν *QuickBasic*, ενώ το λογισμικό, στο οποίο δημιουργήθηκε μια μικρή βάση δεδομένων στο αρχείο κάθε εξεταζόμενου με στοιχεία όπως η διεύθυνση, το τηλέφωνο, το επάγγελμα ή η κατηγορία της ορθοπεδικής πάθησής του και το τυχόν προηγούμενο ιατρικό ιστορικό του, ήταν ιδιαίτερα εύχρηστο και έδινε στοιχεία για τις χρονικές παραμέτρους της βάδισης και τη στατιστική τους για κάθε διαδρομή βάδισης χωριστά, αλλά και για όλες μαζί με ευκρινή τρόπο στην οθόνη του υπολογιστή ή σε εκτυπωτή.

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β εικονίζεται ολόκληρος ο κώδικας του λογισμικού που αναπτύχθηκε σε *QuickBasic*.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως μετά τη δειγματοληψία των σημάτων μονοποδικής και διπλής στήριξης του κάθε εξεταζόμενου, αλλά και των δύο σημάτων από τα φωτοκύτταρα υπέρυθρης ακτινοβολίας, αυτά αποθηκευόταν σε ένα αρχείο και μετά την ανάκλησή τους από το χρήστη του λογισμικού μπορούσαν να δεχθούν επεξεργασία, με σκοπό την αφαίρεση σημάτων από παράσιτα ή άλλα σφάλματα που παρουσιάστηκαν κατά τη δειγματοληψία. Μετά την επεξεργασία αυτή αποθηκεύονταν σε άλλο αρχείο απ' όπου μπορούσαν να ανακληθούν οποτεδήποτε αυτό απαιτούνταν.

Ακολούθως εικονίζονται μια κάρτα του λογισμικού με τα στοιχεία ενός ασθενή (*Διάγραμμα 4.3.5*) και πληροφορίες για την πάθησή του και μια κάρτα (*Διάγραμμα 4.3.6*) με αποτελέσματα για 3 διαδρομές του ασθενή.



12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000

09 07 98
 09 07 98
 09 07 98

12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000

12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000

12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000

12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000
 12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000

12 08 17 10000000



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
 Ιατρική Σχολή
 ΤΟΜΕΑΣ ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΣ-ΚΑΡΔΙΟΓΕΝΕΤΙΚΟΣ
 Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
 Τηλ 1651-97600 | FAX 67871 | e-mail: kras@cc.uoi.gr

ΕΞΕΤΑΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Παράκληση: Παράκληση: Παράκληση: Κώστας Ρήγας Παράκληση: 03/12/99

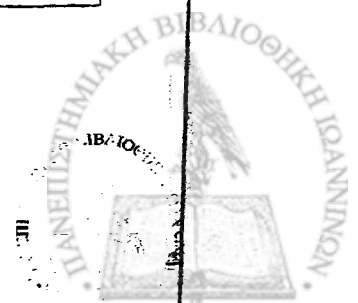
Επίπεδο: Βάση: ΒΑΣΙΑ Θ
 Ενδυμασία: ΟΚΙΑΚΑ Παράκληση: 21/3/49 Βάρος ΚΑ: 65 Πλάτος ΚΑ: 160
 Διεύθυνση: ΠΕΔΙΝΗ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

Στοιχεία εξέτασης
 Διόγκωση: ΑΡΧΟΜΕΝΗ ΑΡΘΡΙΤΙΔΑ
 Σημειώσεις: ΠΡΟΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ ΒΑΔΙΣΗΣ
 Θερμότητα: Θ. ΞΕΝΑΚΗΣ Β. ΚΥΡΙΑΖΗΣ Ημερομηνία: 04-27-1996

ΒΑΣΙΑ	04-27-1996	12:05:49	κανονικό
Επίπεδο: 12			
μέση SD			
Αρτηριακή Πίεση: 0,95 0,02			
Μέσος Ρυθμός: 85,3			
Απόκλιση: 1,44			
	Μέση SD	Μέση SD	Μέση SD
Αριστερά	36 0,6	14,5 0,6	50,5 0,7
Δεξιά	36,2 1	13,3 0,7	49,5 0,7
p<		0,005	0,025

ΒΑΣΙΑ	04-27-1996	12:05:49	κανονικό
Επίπεδο: 12			
μέση SD			
Αρτηριακή Πίεση: 0,95 0,02			
Μέσος Ρυθμός: 84,3			
Απόκλιση: 1,41			
	Μέση SD	Μέση SD	Μέση SD
Αριστερά	36,2 0,7	14,1 0,8	50,3 1
Δεξιά	36,5 0,6	13,2 0,6	49,7 1
p<		0,01	

Διάγραμμα 4.3.6: Κάρτα με αποτελέσματα για 2 διαδρομές του ασθενή.



4.4 ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Για τον υπολογισμό της ακρίβειας και της επαναληπτικότητας του τηλεμετρικού συστήματος μετάδοσης δεδομένων βάδισης, απαιτήθηκε η δοκιμή του σε διαφορετικές συχνότητες. Για το σκοπό αυτό ο πομπός συνδέθηκε με γεννήτρια τετραγωνικών κυματομορφών ποικίλης συχνότητας και σταθερού duty cycle. Τα αποτελέσματα από την επεξεργασία από το πρόγραμμα των σημάτων της γεννήτριας πάρθηκαν για τρεις διαφορετικές συχνότητες, δηλαδή για 0,5, 1 και 1,5 Hz, που αντιστοιχούν σε αργή, κανονική και γρήγορη ταχύτητα βάδισης.

A. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Για κάθε συχνότητα πάρθηκαν 10 μετρήσεις και υπολογίστηκαν οι τιμές της τυπικής απόκλισης και του συντελεστή μεταβλητότητας (*coefficient of variation*) για την παράμετρο της μονοποδικής στήριξης.

Η μετρούμενη τιμή του συντελεστή μεταβλητότητας του συστήματος υπολογίστηκε από τον τύπο (τυπική απόκλιση/μέση τιμή). %.

Η τιμή του duty cycle για το εν λόγω φάσμα συχνοτήτων, στο οποίο έγινε δοκιμή ήταν 50%. Τούτο σημαίνει πως η τιμή της μονοποδικής στήριξης, που υπολογίζεται από το λογισμικό για το κάθε πόδι, θα έπρεπε να είναι 25%. Ο Πίνακας 4.4.1 εικονίζει τις τιμές που προέκυψαν για την παράμετρο της μονοποδικής στήριξης στις τρεις συχνότητες μέτρησης.



συχνότητα 0.5 Hz		συχνότητα 1 Hz		συχνότητα 1.5 Hz	
αριστερά	δεξιά	αριστερά	δεξιά	αριστερά	δεξιά
25.1	25.1	25.0	25.1	24.9	25.0
25.1	25.1	25.0	24.9	24.9	25.0
25.1	25.1	25.0	24.9	25.0	24.9
25.2	25.2	25.0	25.0	24.9	24.9
25.0	25.1	25.0	25.0	24.9	24.9
25.0	25.0	25.0	25.0	24.9	24.9
25.0	25.0	25.0	24.9	24.9	24.9
25.0	25.0	25.1	25.0	25.0	25.0
25.1	25.0	24.8	25.0	24.9	24.9
25.0	25.0	24.9	25.0	25.1	25.1

Πίνακας 4.4.1

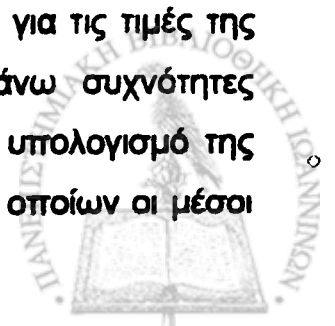
Ο αμέσως επόμενος πίνακας (Πίνακας 4.4.2) εικονίζει τις τιμές για τις παραμέτρους της τυπικής απόκλισης και του συντελεστή μεταβλητότητας αντίστοιχα, που προέκυψαν και φανερώνουν την υψηλή επαναληπτικότητα του συστήματος.

τυπική απόκλιση	0.069	0.069	0.071	0.063	0.007	0.071
συντελεστής μεταβλητότητας	0.279	0.279	0.283	0.253	0.280	0.283

Πίνακας 4.4.2

B. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Για να υπολογιστεί η ακρίβεια του συστήματος για τις τιμές της μονοποδικής στήριξης μετρήθηκαν για τις τρεις παραπάνω συχνότητες βάδισης -με την ίδια μέθοδο που χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της επαναληπτικότητας του συστήματος- οι αποκρίσεις του, των οποίων οι μέσοι



όροι συγκρίθηκαν με την αναμενόμενη τιμή (δηλαδή 25.0). Τα σχετικά σφάλματα των μετρήσεων για τις 3 συχνότητες που αναφέραμε, τα οποία εικονίζονται στην τελευταία γραμμή του Πίνακα 4.4.3, υπολογίζονται από τον τύπο

$$\frac{(\text{θεωρητική μέση τιμή}) - (\text{μετρούμενη μέση τιμή})}{\text{θεωρητική μέση τιμή}} \cdot 100\%$$

	συχνότητα 0.5 Hz		συχνότητα 1 Hz		συχνότητα 1.5 Hz	
μέση τιμή	25.06	25.06	24.96	24.96	24.94	24.95
σχετικό σφάλμα	0.24	0.24	0.13	0.08	0.24	0.2

Πίνακας 4.4.3

Δεδομένης της μέσης διακύμανσης της παραμέτρου της μονοποδικής στήριξης από βήμα σε βήμα για τυχαίο βαδιστή, η οποία είναι περίπου 2%, οι τιμές που εικονίζονται στον Πίνακα 4.4.3 φανερώνουν την υψηλή ακρίβεια του συστήματος.

Σημειώνεται πως δεν παρατηρήθηκε μεταβολή των δύο παραπάνω μεγεθών με μεταβολή της θερμοκρασίας, ούτε με την πάροδο του χρόνου.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΑΣΥΡΜΑΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ

5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

**5.2 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΟΥ ΝΕΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ
ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ**

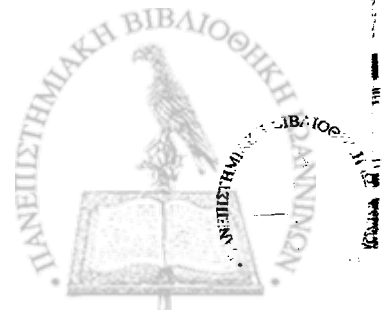
**5.3 ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ**



5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το νέο τηλεμετρικό σύστημα που αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και περιγράφηκε με λεπτομέρεια στο προηγούμενο κεφάλαιο, καταγράφει με τη βοήθεια του υπολογιστή και του λογισμικού που αναπτύχθηκε για την επεξεργασία των σημάτων βάδισης τις χρονικές παραμέτρους βάδισης διαφόρων κατηγοριών ασθενών ή και φυσιολογικών βαδιστών. Παρ' όλα αυτά το σύστημα αυτό περιορίζεται εξ' απτίας της ύπαρξης του αγώγιμου διαδρόμου στο χώρο του Εργαστηρίου. Επιπλέον υπάρχουν ενδείξεις πως οι χρονικές παράμετροι της βάδισης ασθενών ή φυσιολογικών βαδιστών που μπορούν να μετρηθούν εκτός εργαστηριακού χώρου διαφέρουν από αυτές που μετρήθηκαν σε διαδρόμους βάδισης μικρού μήκους στο χώρο ενός Εργαστηρίου.

Οι παραπάνω διαπιστώσεις συντείνουν στην ανάγκη ανάπτυξης ενός συστήματος που θα μπορεί να καταγράφει με ακρίβεια και συντομία τις χρονικές παραμέτρους βάδισης όσων ασθενών είναι δυνατό να μετρηθούν εκτός Εργαστηρίου, με σκοπό την όσο το δυνατό πληρέστερη καταγραφή της στο φυσικό περιβάλλον του κάθε εξεταζόμενου. Το σύστημα αυτό θα πρέπει να προκαλεί ελάχιστη όχληση στο βαδιστή, να απαιτεί μικρή προετοιμασία τοποθέτησης και χρήσης και να μπορεί να δίνει αποτελέσματα αμέσως -να μπορεί γενικά να έχει χρήση ρουτίνας.



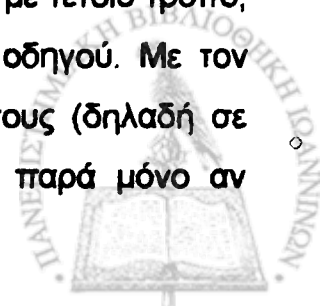
5.2 ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΟΥ ΝΕΟΥ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ

A. ΟΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ

Η ανάπτυξη του συστήματος τηλεμετρίας για την καταγραφή των χρονικών παραμέτρων βάδισης σε Εργαστηριακό χώρο αποτέλεσε τη βάση για την κατασκευή του συστήματος καταγραφής των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου. Το πρώτο μέλημα ήταν η επιλογή κατάλληλων αισθητήρων, οι οποίοι θα μπορούσαν να καταγράψουν με ακρίβεια τις χρονικές παραμέτρους της βάδισης απουσία αγωγίμου διαδρόμου. Οι αισθητήρες αυτοί θα έπρεπε να είναι

- ελάχιστου πάχους, ώστε να μη γίνονται αισθητοί από το βαδιστή,
 - να μπορούν να τοποθετούνται στο κάτω μέρος των παπουτσιών -αφού αν αυτοί είχαν τοποθετηθεί στο εσωτερικό των παπουτσιών θα μπορούσαν να κλείνουν ή να ανοίγουν από επιπλέον κινήσεις των δακτύλων άσχετες με τις φάσεις του κύκλου βάδισης
 - να είναι on-off για να μην υπάρχει αμφιβολία για την ακριβή χρονική στιγμή που αυτοί κλείνουν ή ανοίγουν,
 - να έχουν την απαραίτητη μηχανική αντοχή και τέλος
 - να έχουν χαμηλό κόστος.
- Επιπλέον θα πρέπει η επιφάνειά τους να καλύπτει όσο το δυνατό μεγαλύτερη επιφάνεια του πέλματος. Με τον τρόπο αυτό εξασφαλίζονται επαρκή σημεία επαφής του διακόπτη με το πέλμα, με αποτέλεσμα η καταγραφή των χρονικών παραμέτρων να είναι ακριβέστερη.

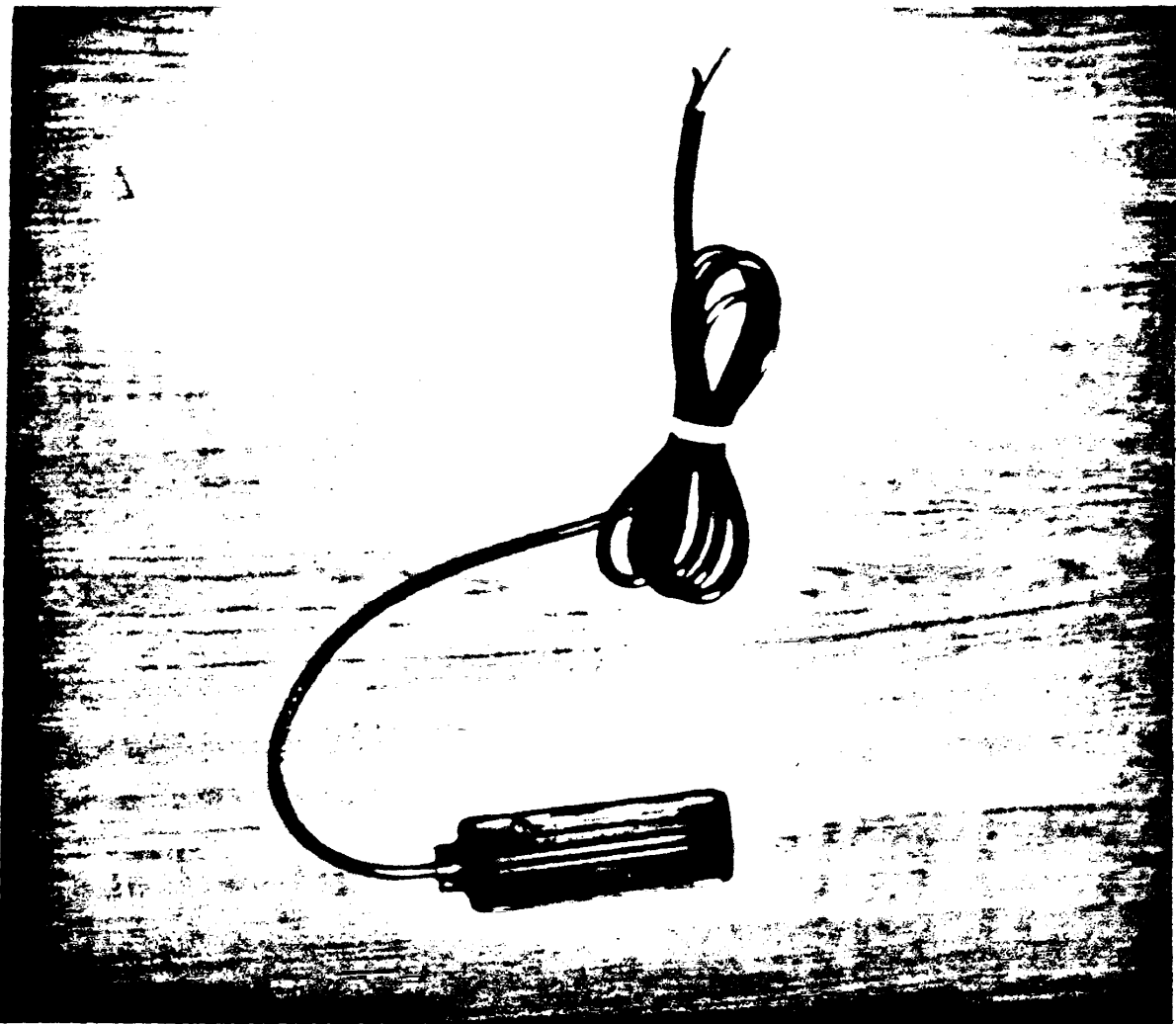
Οι μηχανικοί αισθητήρες που πληρούν τις παραπάνω απαιτήσεις αγοράστηκαν από την αγγλική εταιρία *Guardscan* και φέρουν το χαρακτηριστικό όνομα *111-B footswitch*. Πρόκειται για δύο πολύ λεπτά ελάσματα χαλκού, πάχους περίπου *0.50mm* και μήκους *11cm*, από τα οποία το ένα έχει περαστεί σε ένα πλαστικό οδηγό κατασκευασμένο με τέτοιο τρόπο, ώστε το άλλο φύλλο χαλκού να ακουμπάει στα άκρα του οδηγού. Με τον τρόπο αυτό τα δύο φύλλα βρίσκονται πολύ κοντά μεταξύ τους (δηλαδή σε απόσταση *1-1.5mm*), χωρίς όμως να έρχονται σε επαφή, παρά μόνο αν



συμπιεστούν. Τότε, εξαιτίας του γεγονότος πως υπάρχει ένα άλλο μονωτικό φύλλο ανάμεσα στα δύο φύλλα χαλκού, τα δύο ελάσματα έρχονται σε επαφή σε κάποια σημεία. Το πλάτος των δύο ελασμάτων είναι 1cm.

Τα δύο ελάσματα συνδέονται με δύο καλώδια, από τα οποία το ένα συνδέεται με την τροφοδοσία και το άλλο με την είσοδο του ηλεκτρονικού κυκλώματος εκπομπής των σημάτων βάδισης σε ραδιοσυχνότητες.

Η φωτογραφία που φαίνεται αμέσως πιο κάτω (Φωτογραφία 5.2.1) εικονίζει τους αισθητήρες που περιγράφηκαν μόλις, όπως αυτοί παρέχονται από την κατασκευάστρια εταιρία.



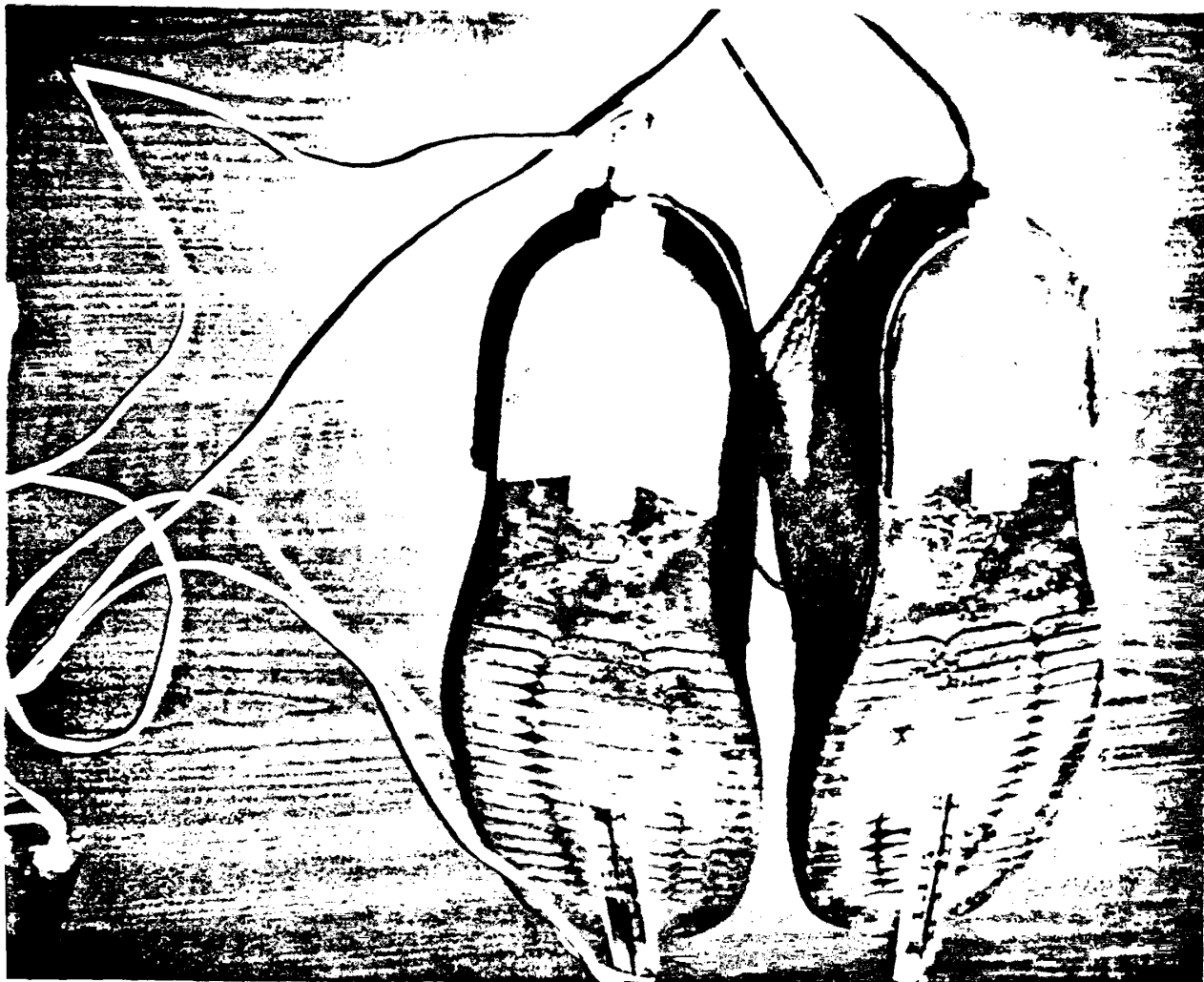
Φωτογραφία 5.2.1: Οι αισθητήρες όπως παρέχονται από την κατασκευάστρια εταιρία.

Η παραπάνω διάταξη των δύο φύλλων χαλκού έχει κολληθεί από την εταιρία Guardscan στην εσωτερική πλευρά ενός πλαστικού περιβλήματος.



Σε κάθε ένα από τα παπούτσια των εξεταζομένων τοποθετούνται δύο αισθητήρες, ένας στο μπροστινό άκρο και ένας στο πίσω άκρο του. Έτσι υπολογίζεται η παράμετρος της διποδικής στήριξης.

Στη φωτογραφία που ακολουθεί (Φωτογραφία 5.2.2) εικονίζονται οι αισθητήρες, όπως τοποθετούνται στο κάτω μέρος των παπουτσιών των εξεταζομένων για τη χρήση τους σε αναλύσεις βάδισης.



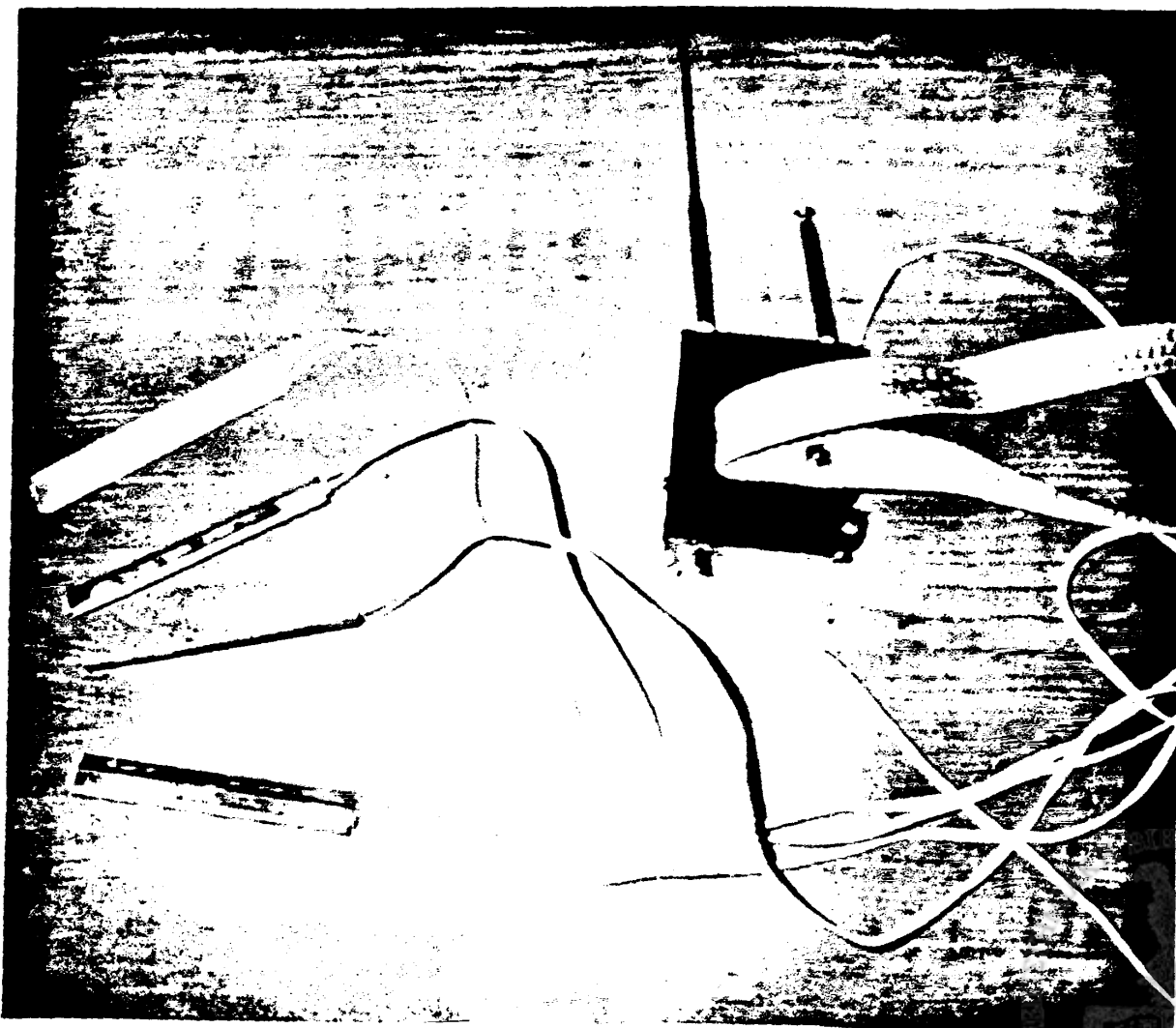
Φωτογραφία 5.2.2: Οι αισθητήρες, όπως τοποθετούνται στο κάτω μέρος των παπουτσιών για χρήση σε αναλύσεις βάδισης.

B. ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑΣ

Για την τηλεμετάδοση του σήματος της διποδικής στήριξης χρησιμοποιήθηκε ο ίδιος πομπός ραδιοσυχνότητας που χρησιμοποιήθηκε και για την μετάδοση των σημάτων βάδισης από τον αγώγιμο διάδρομο. Οι τέσσερις αισθητήρες τοποθετήθηκαν ανά δύο παράλληλα στο κάτω μέρος των

παπουτσιών των εξεταζομένων βαδιστών και τροφοδοτήθηκαν με τάση 5V. Οι δύο εξοδοί της διάταξης των αισθητήρων συνδέθηκαν με τις δύο εισόδους μιας λογικής πύλης NAND, ενός δηλαδή ηλεκτρονικού κυκλώματος με δύο τιμές εισόδου και εξόδου (0V - 5V). Το ολοκληρωμένο αυτό κύκλωμα έχει την ιδιότητα να έχει έξοδο 0V μόνο όταν και οι δύο εισοδοί του βρίσκονται στην τιμή των 5V, ενώ σε αντίθετη περίπτωση έχει έξοδο 5V. Η έξοδος δηλαδή αυτή, η οποία και στη συνέχεια συνδέθηκε στην είσοδο του πομπού ραδιοσυχνοτήτων, ήταν μηδενική μόνο όταν δύο Έγκόπτες από διαφορετικά πόδια ήταν ταυτόχρονα κλειστοί. Σε κάθε άλλη περίπτωση η έξοδος αυτή είχε την τιμή 5V, με αποτέλεσμα να καταγράφεται η τιμή της μονοποδικής στήριξης για έξοδο 5V και αυτή της διποδικής στήριξης για έξοδο 0V.

Οι επόμενες δύο φωτογραφίες (Φωτογραφία 5.2.3 & Φωτογραφία 5.2.4) εικονίζουν τόσο το σύστημα πομπού-αισθητήρων, όσο και τον τρόπο τοποθέτησής του σε εξεταζόμενους βαδιστές για αναλύσεις βάδισης εκτός Εργαστηρίου



Φωτογραφία 5.2.3: Το σύστημα πομπού-αισθητήρων

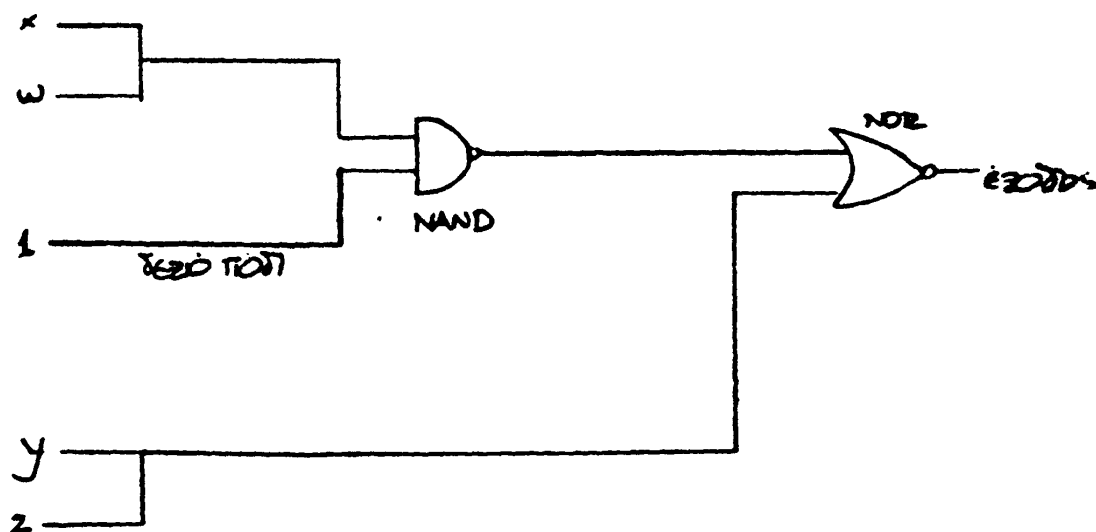


επιγραφή 5.2.4: Τρόπος τοποθέτησης του συστήματος σε εξεταζόμενους
βαδιστές για αναλύσεις βάρδισης εκτός Εργαστηρίου.

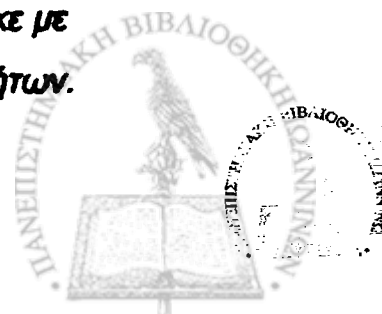
Απαραίτητη εξέλιξη του πρώτου συστήματος τηλεμετρίας στάθηκε η άρση του περιορισμού, σύμφωνα με τον οποίο θα έπρεπε ο βαδιστής να ξεκινήσει την ανάλυση βάδισής του με το αριστερό πόδι, μιας και θα έπρεπε -όπως έχει ήδη αναφερθεί- να είναι γνωστό αν η πρώτη τιμή της μονοποδικής στήριξης που καταγράφεται είναι αυτή που αντιστοιχεί στην ακώρηση του αριστερού ή του δεξιού ποδιού. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε και δεύτερος πομπός ραδιοσυχνοτήτων, του ίδιου τύπου και της ίδιας εταιρίας κατασκευής με τον πομπό μετάδοσης του σήματος διποδικής στήριξης, αλλά σε συχνότητα εκπομπής 224 MHz. Ο δέκτης που δεχόταν το σήμα του πομπού αυτού ήταν της ίδιας εταιρίας κατασκευής και λειτουργούσε στην ίδια συχνότητα.

Χρησιμοποιήθηκαν με λίγα λόγια δύο ζεύγη πομπού-δέκτη ραδιοσυχνοτήτων σε διαφορετικές συχνότητες (433 και 224 MHz), ο πρώτος για την τηλεμετάδοση του σήματος διποδικής στήριξης και ο δεύτερος για τη δήλωση της αρχής δειγματοληψίας του σήματος αυτού.

Το σχηματικό διάγραμμα (Διάγραμμα 5.2.1) του ηλεκτρονικού λογικού κυκλώματος που δημιουργήθηκε με σκοπό την τροφοδοσία της εισόδου του πομπού ραδιοσυχνοτήτων στη συχνότητα των 224 MHz είναι το ακόλουθο:



Διάγραμμα 5.2.1: Το ηλεκτρονικό λογικό κύκλωμα που δημιουργήθηκε με σκοπό την τροφοδοσία της εισόδου του πομπού ραδιοσυχνοτήτων.



Στο Διάγραμμα 5.2.1 τα γράμματα χ και ω συμβολίζουν τους δύο διακόπτες που τοποθετούνται στο δεξί πόδι ενώ τα γράμματα ψ και ζ συμβολίζουν τους διακόπτες που τοποθετούνται στο αριστερό πόδι. Όταν το αριστερό πόδι δεν βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος τα σημεία ψ και ζ έχουν δυναμικό 0V, αφού τα ελάσματα των διακοπών δεν πιέζονται το ένα προς την κατεύθυνση του άλλου, ενώ όταν το δεξί πόδι βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος τα σημεία χ και ω έχουν δυναμικό 5V και το σημείο A -λόγω της πύλης NAND- δυναμικό 0V. Η έξοδος της πύλης NOR έχει δυναμικό 5V μόνο στην περίπτωση που τα σημεία A και B έχουν δυναμικό 0V, ενώ σε οποιαδήποτε άλλη περίπτωση έχει δυναμικό 5V. Όταν λοιπόν ο βαδιστής ξεκινήσει με το δεξί πόδι δεν υπάρχει μεταβολή στην έξοδο της πύλης NOR αφού το σημείο A βρίσκεται στα 5V, ενώ μεταβολή παρατηρείται είτε όταν ο βαδιστής ξεκινήσει με το αριστερό πόδι ενώ το δεξί βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος είτε όταν το αριστερό χάνει την επαφή με το έδαφος και το δεξί πατάει στη γη.

Θα πρέπει να σημειωθεί πως τα σχηματικά διαγράμματα πομπού και δέκτη είναι περίπου τα ίδια με αυτά του τηλεμετρικού συστήματος που αναπτύχθηκε για τη μέτρηση των σημάτων βάδισης από τον αγώγιμο διάδρομο. Η μόνη διαφορά είναι πως χρησιμοποιούνται δύο modules πομπών, των οποίων οι δύο είσοδοι συνδέονται με την έξοδο του κυκλώματος που εικονίζεται στο προηγούμενο διάγραμμα και την έξοδο της πύλης NAND, αντίστοιχα, καθώς και δύο modules δεκτών, με πανομοιότυπη συνδεσμολογία.

Αναλυτικότερα, αξίζει να αναφερθεί πως για το δέκτη του νέου τηλεμετρικού συστήματος χρησιμοποιήθηκαν

- 2 modules δεκτών ψηφιακών σημάτων, τα οποία εργάζονται κατ' αντιστοιχία με τα modules πομπών στις συχνότητες των 433,3MHz και 224MHz
- 2 προσαρμοστές (Adapters 232, δηλαδή ηλεκτρονικά κυκλώματα απαραίτητα για την επεξεργασία των ψηφιακών σημάτων των modules δεκτών, τα οποία συνδέονται στην έξοδο των modules και μπορούν να επεξεργάζονται σήματα ON-OFF μέχρι 5KHz)

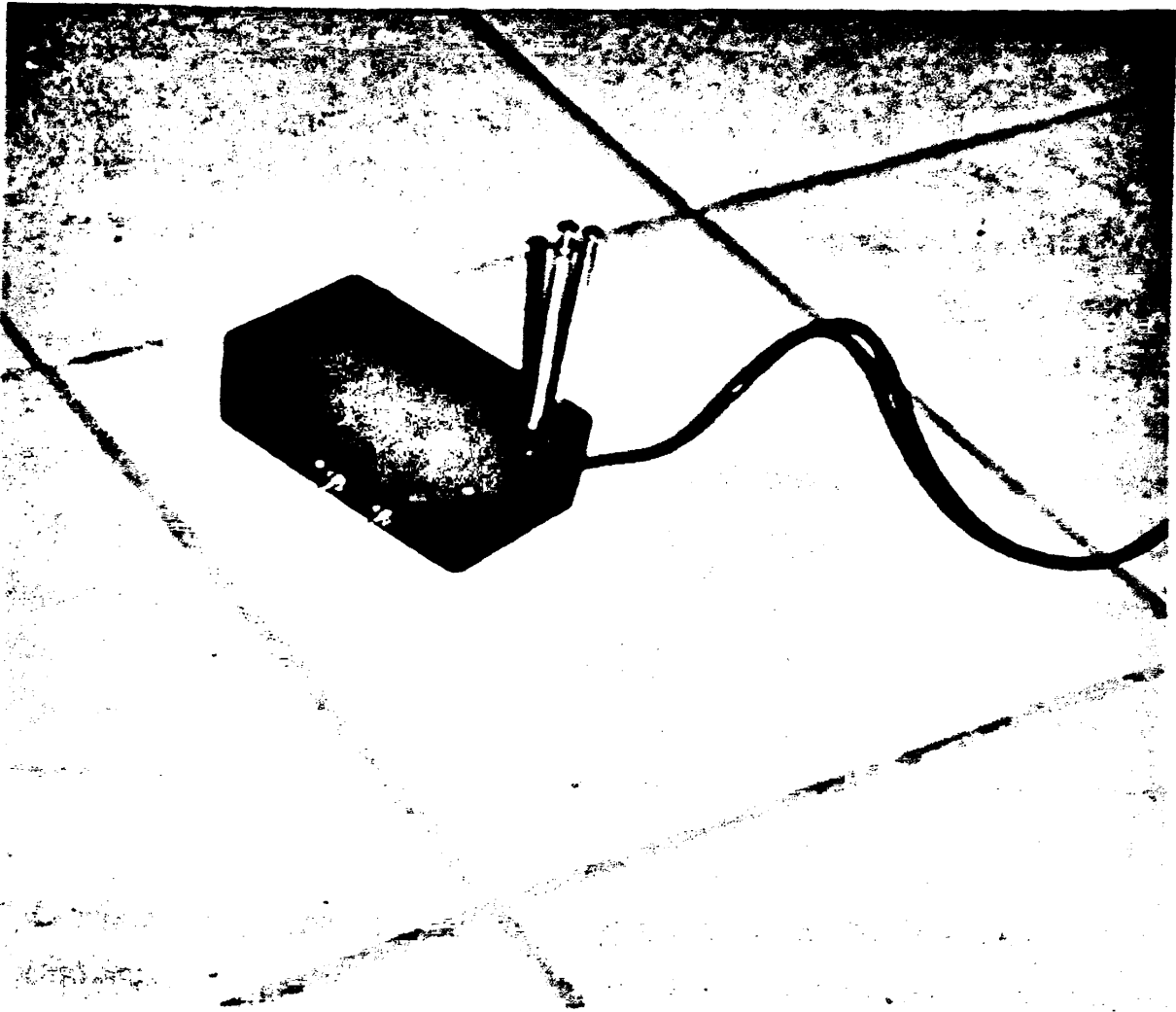


- 2 φωτοζεύκτες (*photocouplers 4N28*) για την απομόνωση της γης του δέκτη από τη γη του δικτύου και της κάρτας αναλογοψηφιακής μετατροπής και

- μια αλκαλική μπαταρία 9V, η οποία σε συνδυασμό με 2 ολοκληρωμένα κυκλώματα διαίρεσης τάσης (*regulators* από 9 σε 5V) χρησιμοποιήθηκε για την τροφοδοσία του δέκτη και του Adapter.

Για τη λήψη των σημάτων βάδισης χρησιμοποιήθηκαν 2 τηλεσκοπικές κεραιές με μήκη αντίστοιχα με τις συχνότητες λειτουργίας των *modules* που εξυπηρετούν.

Στην Φωτογραφία 5.2.5 εικονίζεται ο δέκτης ραδιοσυχνότητων.



Φωτογραφία 5.2.5: Ο δέκτης ραδιοσυχνότητων.



5.3 ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Το σύστημα τηλεμετρίας που περιγράψαμε σχεδιάστηκε με σκοπό να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές ρουτίνας για μετρήσεις ορθοπεδικών ασθενών. Επειδή λοιπόν έπρεπε να παρουσιάζει ακρίβεια και επαναληπτικότητα στις μετρήσεις αυτές, απαιτήθηκε να μετρηθεί η ακρίβεια και επαναληπτικότητά του.

Για το σκοπό αυτό επινοήθηκε *διάταξη* που αποτελούνταν από *έμβολο* το οποίο *ανεβοκατέβαινε με σταθερή συχνότητα* με τη βοήθεια *μοτέρ* και είχε τη δυνατότητα να *πιέζει* το αντικείμενο που βρισκόταν κάτω απ' αυτό. Εκεί τοποθετήθηκε ο ένας από τους τέσσερις αισθητήρες, ενώ οι υπόλοιποι τρεις βρισκόταν σε τέτοια κατάσταση, ώστε κάθε φορά που το έμβολο πίεζε τον τέταρτο να προσομοιάζεται η φάση *διποδικής στήριξης* της ανθρώπινης βάδισης. Το ύψος της βάσης κάτω από το έμβολο ρυθμίστηκε με τέτοιο τρόπο, ώστε η απόσταση μεταξύ της μηδενικής θέσης του εμβόλου και της βάσης να είναι *ακριβώς διπλάσια* του πάχους του αισθητήρα. Με τον τρόπο αυτό η μετρούμενη φάση *διποδικής στήριξης* (αριστερά και δεξιά) θα έπρεπε να αποτελεί το μισό του κύκλου βάδισης. Μετρήθηκε -με τον πομπό και το δέκτη ραδιοσυχνοτήτων σε λειτουργία- η φάση *διποδικής στήριξης 10 φορές για τρεις συχνότητες* που αντιστοιχούν σε αργή, κανονική και γρήγορη ταχύτητα βάδισης. Για τη φάση αυτή το λογισμικό έδωσε τα ακόλουθα αποτελέσματα (Πίνακας 5.3.1).



συχνότητα 0.5 Hz διποδική στήριξη	συχνότητα 1 Hz διποδική στήριξη	συχνότητα 1.5 Hz διποδική στήριξη
50.1	50.0	50.1
50.1	50.0	50.0
50.0	50.0	49.9
50.0	50.0	50.0
50.2	50.1	50.1
50.1	50.0	50.2
50.0	50.1	50.1
50.0	50.2	50.0
50.1	50.0	50.1
50.0	49.9	50.0

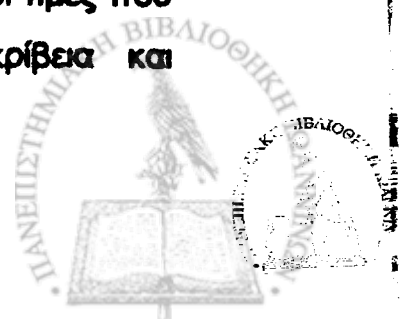
Πίνακας 5.3.1

Υπολογίστηκαν με βάση τον Πίνακα 5.3.1 οι τιμές για την επαναληπτικότητα και την ακρίβεια του συστήματος, οι οποίες εικονίζονται στον ακόλουθο πίνακα (Πίνακας 5.3.2).

	συχνότητα 0.5 Hz	συχνότητα 1 Hz	συχνότητα 1.5 Hz
μέση τιμή	50.06	50.03	50.05
τυπική απόκλιση	0.069	0.082	0.084
συντελεστής μεταβλητότητας (%)	0.09	0.05	0.07
σχετικό σφάλμα (%)	0.12	0.06	0.10

Πίνακας 5.3.2

Δεδομένης της μέσης διακύμανσης της παραμέτρου της διποδικής στήριξης από βήμα σε βήμα για τυχαίο βαδιστή, η οποία είναι περίπου 2%, οι τιμές που εικονίζονται στον Πίνακα 5.3.2 φανερώουν την υψηλή ακρίβεια και επαναληπτικότητα του συστήματος.



ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Το παρόν κεφάλαιο περιλαμβάνει τα αποτελέσματα της μελέτης, τα οποία παρουσιάζονται με τη μορφή κειμένου και πίνακα. Η ανάλυση των δεδομένων έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0.

III: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ

6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

6.2.1 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 8-10 ΧΡΟΝΙΑ

6.2.2 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 1 ΧΡΟΝΟ

6.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

6.4 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ

6.5 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΙΔΙΩΝ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ

Το παρόν κεφάλαιο περιλαμβάνει τα αποτελέσματα της μελέτης, τα οποία παρουσιάζονται με τη μορφή κειμένου και πίνακα. Η ανάλυση των δεδομένων έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0.

Το παρόν κεφάλαιο περιλαμβάνει τα αποτελέσματα της μελέτης, τα οποία παρουσιάζονται με τη μορφή κειμένου και πίνακα. Η ανάλυση των δεδομένων έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη βοήθεια του λογισμικού SPSS 20.0.



6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα συστήματα τηλεμετρίας που περιγράφηκαν σε προηγούμενα κεφάλαια χρησιμοποιήθηκαν σε αναλύσεις βάδισης ορθοπεδικών ασθενών.

Το πρώτο από τα δύο χρησιμοποιήθηκε:

1. στην ανάλυση βάδισης ασθενών με πρόβλημα στο ισχίο ή στο γόνατο και
2. στην ανάλυση βάδισης ασθενών με εγκεφαλική παράλυση.

Κύριο στόχο των αναλύσεων στις παραπάνω ομάδες αποτέλεσε η ανάγκη απόδειξης της κλινικής εφαρμογής του τηλεμετρικού συστήματος σε αυτού του είδους κατηγορίες ορθοπεδικών βαδιστών.

Επιλέχθηκαν δύο ομάδες ασθενών με πρόβλημα στο ισχίο, οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική. Την πρώτη ομάδα αποτέλεσαν ασθενείς, στους οποίους έγινε ανάλυση βάδισης 1 χρόνο μετά την εγχείρησή τους, ενώ τη δεύτερη ομάδα αποτέλεσαν ασθενείς, οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο 8-10 χρόνια πριν την ημερομηνία ανάλυσης βάδισής τους.

Για την στατιστική ανάλυση των δεδομένων βάδισης των δύο αυτών ομάδων χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης. Για τον κάθε βαδιστή χρησιμοποιήθηκαν 3 διαδρομές που αυτός εκτέλεσε βαδίζοντας με κανονική ταχύτητα και άλλες 3 με γρήγορη ταχύτητα βάδισης, και για κάθε διαδρομή χρησιμοποιήθηκε ένας καθορισμένος αριθμός βημάτων. Υπολογίστηκε με βάση το μοντέλο αυτό η τιμή της διακύμανσης μεταξύ βαδιστών.

Η τιμή αυτή χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της τιμής του t για το t -test, το οποίο έγινε για να διαπιστωθεί για την κάθε ομάδα ο βαθμός της στατιστικής σημαντικότητας των διαφορών των τιμών της μονοποδικής στήριξης, της διποδικής στήριξης και του χρόνου απλού βήματος μεταξύ εγχειρισμένου και μη εγχειρισμένου ισχίου.

Για την ανάλυση βάδισης ασθενών που έπασχαν από εγκεφαλική παράλυση, μετρήθηκαν 10 ασθενείς που έπασχαν από *δπληγία*. Οι ασθενείς αυτοί υποβλήθηκαν σε ανάλυση βάδισης *προεγχειρητικά*. Για τους ασθενείς πραγματοποιήθηκαν 3 διαδρομές για τον καθένα, ενώ οι διαδρομές που πραγματοποιήθηκαν έγιναν με *κανονική ταχύτητα* βάδισης, μιας και οι

εξεταζόμενοι λόγω της φύσης της ασθένειάς τους δεν είχαν τη δυνατότητα να πραγματοποιήσουν διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα.

Το τηλεμετρικό σύστημα που σχεδιάστηκε για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση βάδισης μιας ομάδας φυσιολογικών παιδιών ηλικίας 10 ετών. Πραγματοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης και t-test για τον υπολογισμό της στατιστικής σημαντικότητας των διαφορών ανάμεσα στα δύο πόδια.



6.2.1 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 8-10 ΧΡΟΝΙΑ

Με το νέο σύστημα τηλεμετρίας για τον αγωγήμο διάδρομο βάδισης μετρήθηκαν όπως αναφέρθηκε 2 ομάδες βαδιστών. Την πρώτη ομάδα αποτέλεσαν 9 γυναίκες και 1 άντρας με μέση ηλικία 61 χρόνια (sd=8.5 years). Οι ασθενείς αυτοί είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ένα μόνο από τα δύο ισχία πριν 8-10 χρόνια. Γι' αυτούς μετρήθηκαν οι χρονικές παράμετροι βάδισης και υπολογίστηκαν για τους χρόνους της μονοποδικής στήριξης, της διποδικής στήριξης και για τη χρονική διάρκεια απλού βήματος οι διαφορές μη εγχειρισμένο ισχίο - εγχειρισμένο ισχίο.

Ο επόμενος πίνακας (Πίνακας 6.2.1) εικονίζει τους χρόνους των παραμέτρων βάδισης που υπολογίστηκαν, καθώς και την ταχύτητα βάδισης και το μέσο μήκος βήματος σαν εκατοστιαίο ποσοστό του ύψους.

	καν/κή ταχύτητα	γρήγ. ταχύτητα
διάρκεια κύκλου βάδισης (s)	1.09 ^Δ (0.09 [*])	0.93 (0.05)
χρόνος μονοποδικής στήριξης (μη εγχειρισμένο ισχίο)	34.74 (2.29)	36.47 (2.25)
χρόνος μονοποδικής στήριξης (εγχειρισμένο ισχίο)	34.33 (2.26)	36.18 (2.57)
διαφορές χρόνων μονοποδικής στήριξης (% cycle)	0.41 (1.1)	0.28 (1.13)
διαφορές χρόνων διποδικής στήριξης (% cycle)	-0.95 (0.92)	-0.81 (0.66)
διαφορές χρόνων απλού βήματος (% cycle)	-0.53 (1.4)	-0.52 (1.25)
ταχύτητα βάδισης (m/s)	1.12 (0.1)	1.42 (0.1)
μήκος βήματος (% του ύψους)	67.2 (10.7)	62.7 (14.6)

^Δ μέση τιμή

^{*} τυπική απόκλιση

Πίνακας 6.2.1



Ο επόμενος πίνακας (Πίνακας 6.2.2) εικονίζει το επίπεδο της στατιστικής σημαντικότητας που υπολογίστηκε με βάση το t-test για τις διαφορές που προέκυψαν για τους χρόνους μονοποδικής στήριξης, διποδικής στήριξης και χρονικής διάρκειας απλού βήματος μεταξύ εγχειρισμένου και μη εγχειρισμένου ισχίου. Σαν επίπεδο λήψης στατιστικής σημαντικότητας λήφθηκαν οι τιμές για τις οποίες $p < 0.1$.

	κανονική ταχύτητα	γρήγορη ταχύτητα
μονοποδική στήριξη	-	-
διποδική στήριξη	$p < 0.01$	$p < 0.005$
χρόνος απλού βήματος	-	-

Πίνακας 6.2.2



6.2.2 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΥΠΟΒΛΗΘΕΙ ΣΕ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΠΡΙΝ 1 ΧΡΟΝΟ

Τη δεύτερη ομάδα αποτέλεσαν 9 γυναίκες και 1 άντρας με μέση ηλικία 51 χρόνια ($sd=8.5$ years). Οι ασθενείς αυτοί είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ένα μόνο από τα δύο ισχία 1 χρόνο πριν γίνει η ανάλυση βάδισής τους. Μετρήθηκαν οι χρονικές παράμετροι της βάδισής τους και υπολογίστηκαν για τους χρόνους μονοποδικής στήριξης, διποδικής στήριξης και τη χρονική διάρκεια απλού βήματος οι διαφορές μη εγχειρισμένο ισχίο - εγχειρισμένο ισχίο.

Ο επόμενος πίνακας (Πίνακας 6.3.3) εικονίζει τους χρόνους των παραμέτρων βάδισης που υπολογίστηκαν, καθώς και την ταχύτητα βάδισης και το εκατοστιαίο ποσοστό του μήκους βήματος ως προς το ύψος.

	κανονική ταχύτητα	γρήγορη ταχύτητα
διάρκεια κύκλου βάδισης (s)	1.13 [∇] (0.09 [*])	1.01 (0.13)
χρόνος μονοποδικής στήριξης (μη εγχειρισμένο ισχίο)	34.69 (2.0)	36.36 (2.06)
χρόνος μονοποδικής στήριξης (εγχειρισμένο ισχίο)	33.58 (1.4)	34.99 (1.66)
διαφορές χρόνων μονοποδικής στήριξης (% cycle)	0.86 (1.98)	1.07 (1.8)
διαφορές χρόνων διποδικής στήριξης (% cycle)	-1.33 (1.18)	-1.5 (1.3)
διαφορές χρόνων απλού βήματος (% cycle)	-0.48 (2.67)	-0.43 (2.7)
ταχύτητα βάδισης (m/s)	1.02 (0.2)	1.32 (0.3)
μήκος βήματος (% του ύψους)	57.45 (8.8)	66.8 (9.6)

[∇] μέση τιμή

^{*} τυπική απόκλιση

Πίνακας 6.2.3



Ο επόμενος πίνακας (Πίνακας 6.2.4) εικονίζει το επίπεδο της στατιστικής σημαντικότητας που υπολογίστηκε με βάση το t-test για τις διαφορές που προέκυψαν για τους χρόνους μονοποδικής στήριξης, διποδικής στήριξης και χρονικής διάρκειας απλού βήματος μεταξύ μη εγχειρισμένου και εγχειρισμένου ισχίου. Σαν επίπεδο λήψης στατιστικής σημαντικότητας λήφθηκαν οι τιμές για τις οποίες $p < 0.1$.

	κανονική ταχύτητα	γρήγορη ταχύτητα
μονοποδική στήριξη	–	$p < 0.05$
διποδική στήριξη	$p < 0.005$	$p < 0.005$
χρόνος απλού βήματος	–	–

Πίνακας 6.2.4



6.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Οι Πίνακες 6.2.1 και 6.2.3 συνομίζονται στον ακόλουθο πίνακα
(Πίνακας 6.3.6):

	8-10 χρόνια (1 ^η ομάδα) κανονική ταχύτητα	1 χρόνος (2 ^η ομάδα)	8-10 χρόνια γρήγορη ταχύτητα	1 χρόνος
δάρκεια κύκλου βάδισης (s)	1.09 [∇] (0.09 [*])	1.13 (0.09)	0.93(0.05)	1.01(0.13)
μονοποδική στήριξη (μη εγχειρισμένο ισχίο)	34.74 (2.29)	34.69 (2.0)	36.47 (2.25)	36.36 (2.06)
μονοποδική στήριξη (εγχειρισμένο ισχίο)	34.33 (2.26)	33.58 (1.4)	36.18 (2.57)	34.99 (1.66)
διαφορές χρόνων μονοποδικής στήριξης (% cycle)	0.41 (1.1)	0.86 (1.98)	0.28 (1.13)	1.07 (1.8)
διαφορές χρόνων διποδικής στήριξης (% cycle)	-0.95 (0.92)	-1.33 (1.18)	-0.81 (0.66)	-1.5 (1.36)
διαφορές χρόνων απλού βήματος (% cycle)	-0.53 (1.4)	-0.48 (2.67)	-0.52 (1.25)	-0.43 (2.7)
ταχύτητα βάδισης (m/s)	1.12(0.1)	1.02(0.2)	1.42(0.1)	1.32(0.3)
μήκος βήματος (% του ύψους)	67.2(10.7)	57.4(8.8)	62.7(14.6)	66.8(9.6)

[∇] μέση τιμή

^{*} τυπική απόκλιση

Πίνακας 6.3.6



- Από τον Πίνακα 6.2.2 προκύπτει πως για τους ασθενείς που είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο 8-10 χρόνια πριν, στατιστικά σημαντικές μπορούν να θεωρηθούν οι διαφορές που προέκυψαν για την παράμετρο της διποδικής στήριξης, τόσο για διαδρομές με κανονική ταχύτητα, όσο και για διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάρδισης.

Οι διαφορές που προέκυψαν για τις παραμέτρους της μονοποδικής στήριξης και του χρόνου απλού βήματος δεν παρουσίασαν στατιστική σημαντικότητα.

- Από τον Πίνακα 6.2.4 προκύπτει πως για τους ασθενείς που είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο 1 χρόνο πριν, στατιστικά σημαντικές με μεγάλη πιθανότητα μπορούν να θεωρηθούν οι διαφορές που προέκυψαν για την παράμετρο της διποδικής στήριξης, τόσο για διαδρομές με κανονική ταχύτητα, όσο και για διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάρδισης.

Οι διαφορές που προέκυψαν για την παράμετρο του χρόνου απλού βήματος δεν παρουσίασαν στατιστική σημαντικότητα.

Αντίθετα, για διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάρδισης οι διαφορές για την παράμετρο της μονοποδικής στήριξης για την ίδια ομάδα παρουσιάζουν στατιστική σημαντικότητα. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο γεγονός πως οι διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάρδισης απαιτούν το μέγιστο της συμβολής των δυνατοτήτων του βαδιστή, οι οποίες όπως φαίνεται 1 χρόνο μετά την αρθροπλαστική δεν έχουν ανακτηθεί πλήρως.

- Οι τιμές εξάλλου που υπολογίστηκαν για την παράμετρο του χρόνου μονοποδικής στήριξης, αλλά και για τον κύκλο και την ταχύτητα βάρδισης για τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε ανάλυση βάρδισης 1 χρόνο μετά την αρθροπλαστική στο ισχίο, είναι αντίστοιχες με αυτές από την βιβλιογραφία (Rigas and Xenakis, 1988).



6.4 ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ ΠΑΡΑΛΥΣΗ

Το σύστημα τηλεμετρίας που αναπτύχθηκε με βάση τον αγώγιμο διάδρομο βάδισης χρησιμοποιήθηκε επίσης για την ανάλυση βάδισης ασθενών που πάσχουν από *εγκεφαλική παράλυση*. Η ασθένεια αυτή προκαλεί αλλοιώσεις στη βάδιση, αφού τα άνω και τα κάτω άκρα κινούνται με σπαστικότητα.

Διακρίνουμε τρεις κατηγορίες για τη νόσο αυτή:

- ασθενείς με *μονοπληγία*,
- ασθενείς με *διπληγία* (ή αλλιώς *παραπληγία*) και
- ασθενείς με *τετραπληγία*.

Οι ασθενείς που πάσχουν από *μονοπληγία* παρουσιάζουν πρόβλημα μόνο στο ένα από τα δύο κάτω άκρα, οι ασθενείς που πάσχουν από *διπληγία* παρουσιάζουν πρόβλημα στο αριστερό ή δεξί μισό του σώματος, ενώ οι ασθενείς που πάσχουν από *τετραπληγία* παρουσιάζουν πρόβλημα τόσο στα άνω, όσο και στα κάτω άκρα.

Μετρήθηκαν 10 ασθενείς με *εγκεφαλική παράλυση*, και ειδικότερα με *διπληγία*. Την ομάδα αυτή αποτέλεσαν 7 γυναίκες και 3 άντρες με μέση ηλικία 20 χρόνια ($sd=7.8$ years). Οι ασθενείς αυτοί υποβλήθηκαν σε ανάλυση βάδισης *προεγχειρητικά*. Για τους ασθενείς πραγματοποιήθηκαν 3 *διαδρομές* για τον καθένα, ενώ οι *διαδρομές* που πραγματοποιήθηκαν έγιναν με *κανονική ταχύτητα* βάδισης, μιας και οι *εξεταζόμενοι* λόγω της φύσης της ασθένειάς τους δεν είχαν τη δυνατότητα να πραγματοποιήσουν *διαδρομές* με *γρήγορη ταχύτητα*. Για τις *παραμέτρους* του χρόνου *μονοποδικής στήριξης*, του χρόνου *διποδικής στήριξης* και του χρόνου *απλού βήματος* μετρήθηκαν οι *διαφορές μη πάσχουσα πλευρά-πάσχουσα πλευρά*.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν *εικονίζονται* στον *ακόλουθο πίνακα* (*Πίνακας 6.4.1*).



	κανονική ταχύτητα
μονοποδική στήριξη	2.72 [∇] (4.8 ⁺)
μονοποδική στήριξη % κύκλου (μη πάσχουσα πλευρά)	30.15 (4.15)
μονοποδική στήριξη % κύκλου (πάσχουσα πλευρά)	27.46 (6.19)
διποδική στήριξη	1.23 (3.46)
διποδική στήριξη % κύκλου (μη πάσχουσα πλευρά)	20.56 (5.56)
διποδική στήριξη % κύκλου (πάσχουσα πλευρά)	21.79 (4.58)
χρόνος απλού βήματος	3.95 (4.85)
χρόνος απλού βήματος % κύκλου (μη πάσχουσα πλευρά)	51.97 (2.42)
χρόνος απλού βήματος % κύκλου (πάσχουσα πλευρά)	48.02 (2.42)
διάρκεια κύκλου βάδισης(s)	1.25 (0.1)
ταχύτητα βάδισης	0.85 (0.25)
μήκος βήματος % του ύψους	54.84 (7.9)

[∇] μέση τιμή

⁺ τυπική απόκλιση

Πίνακας 6.4.1

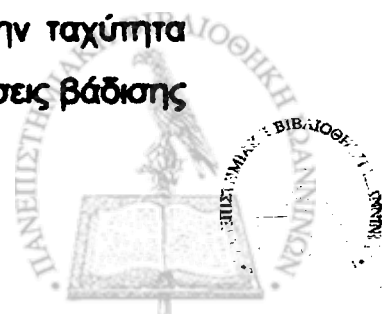


Ο Πίνακας 6.4.2 εικονίζει το επίπεδο της στατιστικής σημαντικότητας που υπολογίστηκε για τις διαφορές των χρόνων μονοποδικής στήριξης, διποδικής στήριξης, καθώς και του χρόνου απλού βήματος.

	κανονική ταχύτητα
μονοποδική στήριξη	$p < 0.1$
διποδική στήριξη	—
χρόνος απλού βήματος	$p < 0.05$

Πίνακας 6.4.2

- Οι μεγάλες τιμές των διακυμάνσεων των μεγεθών που υπολογίστηκαν στον Πίνακα 6.4.1 εικονίζουν την ασυμμετρία που παρουσιάζουν κατά τη βάδιση ασθενείς αυτής της κατηγορίας πάθησης. Αυτές εμποδίζουν την αποσαφήνιση των χαρακτηριστικών τιμών για προεγχειρητικές ομάδες ασθενών με διπληγία. Παρατηρούνται επίσης μειωμένες τιμές για την παράμετρο της μονοποδικής στήριξης και την ταχύτητα βάδισης σε σχέση με αντίστοιχες τιμές φυσιολογικών βαδιστών, καθώς και αυξημένες σε σχέση με φυσιολογικές τιμές για τη διάρκεια του κύκλου βάδισης και του χρόνου διποδικής στήριξης.
- Από τον Πίνακα 6.4.2 προκύπτει πως οι διαφορές των χρόνων μονοποδικής στήριξης και απλού βήματος ανάμεσα στα δύο πόδια είναι συστηματικά διαφορετικές, ενώ το αντίθετο συμβαίνει για τη διαφορά των χρόνων διποδικής στήριξης. Είναι πολύ σημαντικό πάντως να αναφερθεί, πως εξαιτίας της φύσης της νόσου της εγκεφαλικής παράλυσης, ένας τόσο μικρός αριθμός εξεταζομένων είναι πολύ λίγος για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων όσο αφορά τη βάδιση ασθενών με διπληγία.
- Οι τιμές εξάλλου που υπολογίστηκαν για την παράμετρο των χρόνων μονοποδικής και διποδικής στήριξης, αλλά και για τον κύκλο και την ταχύτητα βάδισης, ομοιάζουν με αντίστοιχες τιμές από προεγχειρητικές αναλύσεις βάδισης που υπάρχουν στη βιβλιογραφία (Lee *et al.*, 1992).



6.5 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΠΑΙΔΙΩΝ ΕΚΤΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ

Το τηλεμετρικό σύστημα που σχεδιάστηκε για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου, χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη μιας ομάδας φυσιολογικών παιδιών ηλικίας 10 ετών. Μετρήθηκαν 10 παιδιά και υπολογίστηκαν οι χρόνοι μονοποδικής στήριξης, διποδικής στήριξης, απλού βήματος και η διάρκεια του κύκλου βάδισης. Πραγματοποιήθηκαν 3 διαδρομές με κανονική και 3 με γρήγορη ταχύτητα βάδισης.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν εικονίζονται στον ακόλουθο πίνακα (Πίνακας 6.5.1).

	κανονική ταχύτητα	γρήγορη ταχύτητα
μονοποδική στήριξη % κύκλου (αριστερά)	38.78 (1.51)	40.05 (1.61)
μονοποδική στήριξη % κύκλου (δεξιά)	38.33 (1.25)	39.95 (1.5)
διποδική στήριξη % κύκλου (αριστερά)	11.40 (1.21)	9.95 (1.52)
διποδική στήριξη % κύκλου (δεξιά)	11.47 (1.53)	10.04 (1.61)
χρόνος απλού βήματος % κύκλου (αριστερά)	50.19 (0.5)	49.83 (0.72)
χρόνος απλού βήματος % κύκλου (δεξιά)	49.80 (0.5)	49.89 (0.44)
διάρκεια κύκλου βάδισης (s)	1.00 (0.05)	0.9 (0.05)

[∇] μέση τιμή

⁺ τυπική απόκλιση

Πίνακας 6.5.1

Οι τιμές των χρονικών παραμέτρων που υπολογίστηκαν έρχονται σε συμφωνία με αντίστοιχες τιμές για φυσιολογικά παιδιά που υπολογίστηκαν με άλλα συστήματα καταγραφής. Ανάμεσα στα δύο πόδια εξάλλου, δεν παρατηρήθηκαν συστηματικές διαφορές για τις παραμέτρους του Πίνακα 6.5.1.



Η μελέτη και καταγραφή της συνολικής βιομάζας είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις κατά τις οποίες απαιτείται η μελέτη και καταγραφή της χωρικής κατανομής των ειδών και της περιεκτικότητας κατά τις οποίες απαιτείται η μελέτη της βιομάζας σε σχέση με διάφορα βιολογικά ή οικολογικά φαινόμενα.

Για την εύρεση βόσκων είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν δύο και κινήσεις περπατών. Οι κινήσεις περπατών θα γίνουν με βήματα μικρά και γρήγορα (10-15 cm) και θα ακολουθήσουν καμία φορά με βήματα μεγάλα (1-2 m) για να ελεγχθεί ο χώρος περπατών. Τα βήματα θα γίνουν με τα πόδια ή με τα χέρια.

V: ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7. ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός της μελέτης αυτής είναι να διερευνηθεί η χωρική κατανομή και η ποσότητα των βόσκων σε σχέση με τις διαφορετικές περιοχές της μελέτης. Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής είναι ότι η βιομάζα των βόσκων είναι υψηλότερη στις περιοχές που έχουν περισσότερη βλάστηση και λιγότερη βλάστηση. Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής είναι ότι η βιομάζα των βόσκων είναι υψηλότερη στις περιοχές που έχουν περισσότερη βλάστηση και λιγότερη βλάστηση.

Η χωρική κατανομή των βόσκων είναι διαφορετική από την χωρική κατανομή της βλάστησης.

Οι βόσκοι είναι πιο ανθεκτικοί και την ανθεκτικότητα τους είναι η ποσότητα της βλάστησης και η ποσότητα της βλάστησης.

Η ποσότητα της βλάστησης είναι διαφορετική από την ποσότητα της βλάστησης.

Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής είναι ότι η βιομάζα των βόσκων είναι υψηλότερη στις περιοχές που έχουν περισσότερη βλάστηση και λιγότερη βλάστηση.



Η μελέτη και καταγραφή της ανθρώπινης βάρδισης είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις κατά τις οποίες απαιτείται η μελέτη και καταγραφή της πορείας *ορθοπεδικών ασθενών*, αλλά και σε περιπτώσεις κατά τις οποίες απαιτείται η μελέτη της βάρδισης διαφόρων ομάδων βαδιστών όπως *αθλητές ή ορειβάτες*.

Για την ανάλυση βάρδισης έχουν αναπτυχθεί τόσο κινηματικές, όσο και κινητικές τεχνικές. Οι *κινηματικές τεχνικές* διακρίνονται σε τεχνικές μελέτης της κίνησης μελών του ανθρώπινου σώματος, καθώς και σε τεχνικές μελέτης των χρονικών παραμέτρων επαφής του πέλματος με το έδαφος. Όλες οι παραπάνω τεχνικές πραγματοποιούν αναλύσεις βάρδισης σε κλινικό ή εργαστηριακό περιβάλλον.

Στόχος της εργασίας αυτής ήταν η ανάπτυξη και κατασκευή ενός *τηλεμετρικού συστήματος* που θα καταγράφει, θα αναλύει και θα παρουσιάζει αποτελέσματα, τα οποία αναφέρονται στους χρόνους επαφής και ακώρησης των πελμάτων, καθώς και στην ταχύτητα βάρδισης κατά την κίνηση ανθρώπων τόσο σε κλινικό ή αθλητικό περιβάλλον, όσο και *εκτός Εργαστηρίου*. Με βάση τα αποτελέσματα αυτά θα γίνεται πλήρης ανάλυση των χρονικών παραμέτρων της βάρδισης και κατά συνέπεια αξιολόγησή της.

Η χρησιμότητα του συστήματος προκύπτει από τις εφαρμογές του στους ακόλουθους τομείς:

- στην *Ορθοπεδική Χειρουργική* για την αντικειμενική καταγραφή της πορείας μιας ασθένειας και την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων μιας θεραπευτικής αγωγής ή μιας χειρουργικής επέμβασης.
- στην *επιλογή, εφαρμογή και ρύθμιση προσθετικών μελών των κάτω άκρων*.
- στην *παράλληλη χρήση με άλλα συστήματα καταγραφής*, με σκοπό την πληρέστερη μελέτη της βάρδισης.

Το πρώτο σύστημα τηλεμετρίας που αναπτύχθηκε για τη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων βάρδισης με βάση τον *αγώγιμο διάδρομο βάρδισης* λειτουργεί με την τοποθέτηση αισθητήρων στα παπούτσια των

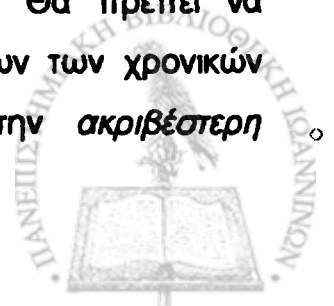


εξεταζομένων. Έγινε αρχικά η επιλογή των κατάλληλων τύπων αισθητήρων, καθώς και η ανάπτυξη και προσαρμογή τους, ώστε να έχουν μικρό όγκο και βάρος, να είναι αξιόπιστοι, ανθεκτικοί και μικρού κόστους.

Αναπτύχθηκε στη συνέχεια ηλεκτρονικό σύστημα *ασύρματης* μετάδοσης, λήψης και επεξεργασίας των σημάτων βάδισης. Ο πομπός με τη βοήθεια των αισθητήρων εκπέμπει σήμα που λαμβάνεται από αντίστοιχο δέκτη κατάλληλα τοποθετημένο στο χώρο. Το λαμβανόμενο σήμα χρησιμοποιείται για να προσδιορίζεται -με την συχνότητα δειγματοληψίας ενός υπολογιστή- ο χρόνος επαφής του κάθε ποδιού με το έδαφος κατά την κίνηση του εξεταζομένου κατά μήκος ενός αγωγίμου διαδρόμου βάδισης. Παράλληλα επιλέχθηκε κατάλληλο σύστημα φωτοκυττάρων υπέρυθρης ακτινοβολίας, τα οποία χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της ταχύτητας κίνησης στην ίδια διαδρομή. Η ταυτόχρονη ανάπτυξη του λογισμικού έδωσε τη δυνατότητα για την παράλληλη επεξεργασία των σημάτων βάδισης και των σημάτων από τα φωτοκύτταρα και την παρουσίαση των αποτελεσμάτων με τρόπο ευκρινή στην οθόνη του υπολογιστή και σε εκτυπωτή.

Το σύστημα τηλεμετρίας για τον αγωγίμο διάδρομο βάδισης που μόλις περιγράφηκε είναι πολύ *εύχρηστο*. Οι εξεταζόμενοι δεν αναφέρουν ενόχληση, ενώ αυτό έχει ιδιαίτερα χαμηλό κόστος, γεγονός που το καθιστά προσιτό σε ερευνητικά εργαστήρια ή κλινικές με περιορισμένους οικονομικούς πόρους. Η ίδια διάταξη είναι ιδιαίτερα ακριβής και έχει τη δυνατότητα μέτρησης τόσο ορθοπεδικών ασθενών, όσο και άλλων ομάδων βαδιστών.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε για την μέτρηση των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου δεν προκαλεί ενόχληση στους εξεταζόμενους, έχει *ιδιαίτερα χαμηλό κόστος* (περίπου 20.000 δρχ. και το κόστος ενός υπολογιστή) και μπορεί με ακρίβεια και συντομία να πραγματοποιήσει μετρήσεις των χρονικών παραμέτρων. Θα πρέπει να σημειωθεί πως η δυνατότητα πραγματοποίησης μετρήσεων των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου συντελεί στην *ακριβέστερη*



καταγραφή της ανθρώπινης βάδισης, αφού οι εξεταζόμενοι βρίσκονται κοντά στο φυσικό τους περιβάλλον και δεν περιορίζονται στον χώρο του Εργαστηρίου ή από διαδρόμους βάδισης. Αξιοσημείωτο είναι πως οι βαδιστές δεν φέρουν πάνω τους σύστημα αποθήκευσης των σημάτων των χρονικών παραμέτρων βάδισης, αφού η καταγραφή αυτών γίνεται στιγμιαία.

Το σύστημα τηλεμετρίας για τον αγωγήμο διάδρομο βάδισης χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της μετεγχειρητικής πορείας ορθοπεδικών ασθενών που υποβλήθηκαν σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο. Μετρήθηκαν δύο ομάδες ασθενών, 1 χρόνο και 8-10 χρόνια μετά την αρθροπλαστική. Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων έδειξε πως 1 χρόνο μετά την αρθροπλαστική το ισχίο δεν έχει φτάσει στο μέγιστο της μετεγχειρητικής του βελτίωσης, αφού σε διαδρομές με γρήγορη ταχύτητα βάδισης παρατηρείται συστηματική διαφορά των χρόνων μονοποδικής στήριξης ανάμεσα στα δύο πόδια, ενώ αντίθετα 8-10 χρόνια μετά την αρθροπλαστική δεν φαίνεται κάτι τέτοιο.

Με το ίδιο σύστημα μετρήθηκαν 10 ασθενείς που έπασχαν από διπληγία (εγκεφαλική παράλυση) με σκοπό να αξιολογηθεί η βάδισή τους. Η ανάλυση βάδισης ήταν προεγχειρητική και έδειξε πως είναι καλό να σχεδιάζονται αναλύσεις βάδισης με μεγάλο αριθμό ασθενών, καθώς και με μεγάλο αριθμό βημάτων για την αξιολόγηση τέτοιου είδους παθήσεων, μιας και για τα περισσότερα μεγέθη προέκυψαν μεγάλες τιμές τυπικών αποκλίσεων. Οι τιμές εξάλλου που υπολογίστηκαν είναι σημαντικά μικρότερες από αυτές φυσιολογικών βαδιστών.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε για την καταγραφή των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη της βάδισης μιας ομάδας φυσιολογικών παιδιών ηλικίας 10 ετών. Οι τιμές που υπολογίστηκαν ομοιάζουν με αυτές που έχουν υπολογισθεί για την ίδια κατηγορία βαδιστών με τη βοήθεια άλλων συστημάτων καταγραφής. Παρ' όλα αυτά, η καταγραφή της βάδισης εκτός Εργαστηρίου τόσο φυσιολογικών, όσο και παθολογικών βαδιστών απαιτεί πειραιώ μετρήσεις και επεξεργασία.

V: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

Η διατριβή αυτή έχει σα στόχο την ανάπτυξη ενός νέου τηλεμετρικού συστήματος, το οποίο μπορεί να μετρήσει τις χρονικές παραμέτρους της ανθρώπινης βάδισης εκτός Εργαστηρίου ή κλινικού περιβάλλοντος.

Δίνονται πληροφορίες που αφορούν στις γενικές αρχές που διέπουν την ανθρώπινη βάδιση, αναφέρονται με συντομία τα είδη των τεχνικών που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της, ενώ παράλληλα γίνεται αναφορά στη σπουδαιότητα δημιουργίας ενός νέου συστήματος κινηματικής ανάλυσης βάδισης, το οποίο μπορεί να καταγράψει την ανθρώπινη βάδιση κοντά στο φυσικό περιβάλλον του εξεταζόμενου.

Η κινηματική, καθώς και η κινητική ανάλυση βάδισης χρησιμοποιούνται στην αξιολόγηση της προεγχειρητικής και μετεγχειρητικής πορείας ορθοπεδικών ασθενών με διάφορες παθήσεις. Σε περιπτώσεις ασθενών με οστεοαρθρίτιδα στο ισχίο ή στο γόνατο λόγω χάρη, η ανάλυση των χρονικών παραμέτρων βάδισής τους μπορεί να δώσει σημαντικές πληροφορίες για το βαθμό της πάθησης ή το βαθμό της βελτίωσης μετά την αρθροπλαστική στο ισχίο με προσθέσεις διαφορετικών τύπων, ή στο γόνατο. Στην εργασία αυτή επισκοπούνται τα αποτελέσματα τέτοιων αναλύσεων που πραγματοποιήθηκαν σε ασθενείς με προβλήματα στο ισχίο. Τα αποτελέσματα αυτά δείχνουν σαφή μετεγχειρητική βελτίωση κυρίως στις τιμές των παραμέτρων της μονοποδικής στήριξης και της ταχύτητας βάδισης για τη συντριπτική πλειοψηφία των ασθενών στους οποίους αναφερθήκαμε πιο πάνω, τιμές που όμως υπολείπονται από αυτές φυσιολογικών βαδιστών.

Αναλύονται οι τεχνικές καταγραφής της ανθρώπινης βάδισης, οι οποίες διακρίνονται σε δύο βασικές κατηγορίες: την κινηματική ανάλυση και την κινητική ανάλυση. Οι κινηματικές τεχνικές ανάλυσης διακρίνονται με τη σειρά τους σε τεχνικές μελέτης της επαφής του πέλματος με το έδαφος και σε

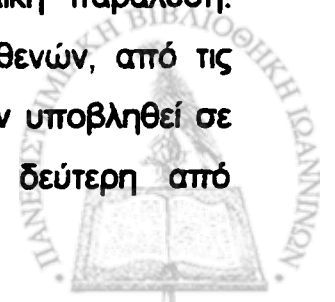


τεχνικές μελέτης της κίνησης τμημάτων του ανθρώπινου σώματος. Γίνεται αναφορά σε παραδείγματα τέτοιων τεχνικών που έχουν αναπτυχθεί σε επιμέρους ερευνητικά εργαστήρια ανά τον κόσμο και αναπτύσσονται τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της κάθε τεχνικής.

Το σύστημα του αγωγίμου διαδρόμου βάδισης έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετά ερευνητικά εργαστήρια ανά τον κόσμο για την μέτρηση των χρονικών παραμέτρων της ανθρώπινης βάδισης, δηλαδή της χρονικής διάρκειας μονοποδικής στήριξης, της χρονικής διάρκειας διποδικής στήριξης, του χρόνου απλού βήματος και της ταχύτητας βάδισης. Στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Ιατρικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων αναπτύχθηκε τηλεμετρικό σύστημα που με τη βοήθεια αγωγίμου διαδρόμου μετρά τις παραπάνω παραμέτρους. Το νέο αυτό σύστημα τηλεμετρίας είναι ιδιαίτερα εύχρηστο, έχει πολύ μικρό κόστος και μπορεί να μετρήσει με μεγάλη ακρίβεια και επαναληπτικότητα τις χρονικές παραμέτρους βάδισης ορθοπεδικών ασθενών και αθλητών ή ορειβατών.

Το νέο σύστημα τηλεμετρίας που κατασκευάστηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής για την μέτρηση των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου έχει σαν βάση του το τηλεμετρικό σύστημα που κατασκευάστηκε για τον αγωγίμο διάδρομο βάδισης. Για τον υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων κολλώνται ειδικοί αισθητήρες στο κάτω μέρος των παπουτσιών των εξεταζομένων. Το σύστημα είναι ιδιαίτερα εύχρηστο, έχει πολύ μικρό κόστος (20.000 δρχ) και είναι ιδιαίτερα αξιόπιστο και ακριβές. Πρέπει να σημειωθεί πως δεν έχουν αναφερθεί στη διεθνή βιβλιογραφία ως σήμερα μετρήσεις χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου.

Με τη βοήθεια του συστήματος τηλεμετρίας για τον αγωγίμο διάδρομο βάδισης υπολογίστηκαν οι χρονικές παράμετροι βάδισης ασθενών με πρόβλημα στο ισχίο, καθώς και ασθενών με εγκεφαλική παράλυση. Υποβλήθηκαν σε ανάλυση βάδισης αρχικά δύο ομάδες ασθενών, από τις οποίες η πρώτη αποτελούνταν από εξεταζόμενους που είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική στο ισχίο πριν 1 χρόνο και η δεύτερη από



εξεταζόμενους που είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική πριν 8-10 χρόνια.

Τα αποτελέσματα από την ανάλυση βάδισης έδειξαν πως 1 χρόνο μετά την αρθροπλαστική το ισχίο δεν έχει ανακτήσει το μέγιστο της μετεγχειρητικής του βελτίωσης, ενώ 8-10 χρόνια μετά αυτό διατηρεί την καλή κατάσταση στην οποία περιήλθε μετά την αρθροπλαστική.

Με τη βοήθεια του ίδιου συστήματος μετρήθηκαν ακόμη οι χρονικές παράμετροι βάδισης 10 ασθενών που έπασχαν από εγκεφαλική παράλυση -πιο συγκεκριμένα από διπληγία- με σκοπό να αξιολογηθεί η βάδισή τους. Η ανάλυση βάδισης πραγματοποιήθηκε προεγχειρητικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ιδιαίτερα μειωμένες τιμές των χρονικών παραμέτρων βάδισης σε σχέση μ' αυτές φυσιολογικών βαδιστών, καθώς και μεγάλες διακυμάνσεις των ίδιων μεγεθών από βαδιστή σε βαδιστή. Καλό είναι λοιπόν να σχεδιάζονται αναλύσεις βάδισης με μεγάλο αριθμό ασθενών, καθώς και με μεγάλο αριθμό βημάτων για την αξιολόγηση τέτοιου είδους παθήσεων.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε για την καταγραφή των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη της βάδισης μιας ομάδας φυσιολογικών παιδιών ηλικίας 10 ετών. Οι τιμές που υπολογίστηκαν ομοιάζουν με αυτές που έχουν υπολογισθεί για την ίδια κατηγορία βαδιστών με τη βοήθεια άλλων συστημάτων καταγραφής. Παρ' όλα αυτά, η καταγραφή της βάδισης εκτός Εργαστηρίου τόσο φυσιολογικών, όσο και παθολογικών βαδιστών απαιτεί παιρεταιίρω μετρήσεις και επεξεργασία.



VI: ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ

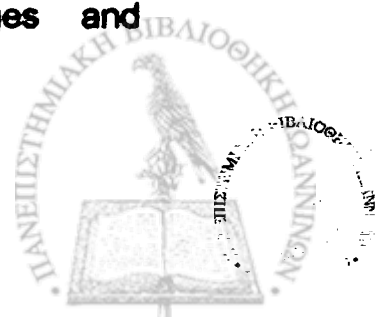
SUMMARY

The aim of the present work is the development of a new telemetry system, with the help of which the temporal parameters of gait can be measured outside the Laboratory environment.

Information that concerns the general aspects of the human gait is given, together with information that refers to the techniques that are used for its assessment. The necessity for the development of a new system that can perform kinematic analysis near the physical environment of the subjects examined is explained.

Kinematic and kinetic analysis are both used for the pre- and post-operative assessment of the gait of orthopaedic patients with several diseases. The analysis of the temporal parameters of gait of patients with osteoarthritis in the hip or the knee joint can give very useful results pre- and post-operatively and can show the grade of improvement in cases of arthroplasty with prostheses of different types. Results of this type are presented in this work. These results show a great post-operative improvement in the majority of the patients examined, but their temporal parameters remain inferior to those of normal subjects of the same age.

The techniques that are used for the assessment of the human gait are analysed. These can be distinguished in two main categories: these that perform kinematic and these that perform kinetic analysis. Kinematic analysis techniques are distinguished in those that analyse the foot-floor contact and those that analyse the movement of segments of the human body. Examples of such techniques that have been developed in several research laboratories worldwide are given. The advantages and disadvantages of these techniques are mentioned.



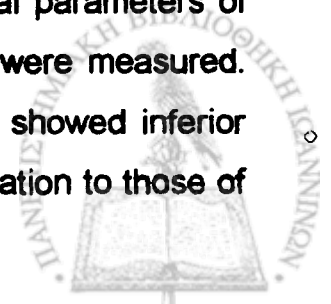
The system of the conductive walkway is used in several research laboratories worldwide, for the measurement of the temporal parameters of the human gait, that is for the measurement of the single and double support times, the gait cycle time, the single step time and the gait speed. A new telemetry system that can measure the above parameters with the help of a conductive walkway has been developed in the Medical Physics Laboratory, Medical School of the University of Ioannina. This system is easy-to-use, has very low cost and can perform accurate measurements of the temporal parameters of gait of orthopaedic patients, athletes or mountaineers.

The new telemetry system that is developed for the measurement of the temporal parameters of gait outside the Laboratory environment is based on the telemetry system that was developed for use with the conductive walkway. Special footswitches are adhered under the subjects' shoes for the measurements. The system is easy-to-use, is of low budget and is accurate and precise. It should be noted that no measurements of the temporal parameters of gait outside the Laboratory environment have been reported until today.

With the help of the telemetry system that was developed for use with the conductive walkway, the temporal parameters of gait of patients with problem in their hip joint were measured. Two groups of patients were measured. The first consisted of patients who had undergone total hip replacement 1 year ago and the second consisted of patients who had undergone total hip replacement 8-10 years ago.

The results showed that 1 year after the total hip replacement the hip had not regained its full capacity, but 8-10 years after the total hip replacement the hip had fully recovered and remained in good condition.

With the help of the same system the temporal parameters of gait of 10 patients suffering from cerebral palsy (diplegia) were measured. The purpose was the assessment of their gait. The results showed inferior values of the temporal parameters of the control group in relation to those of



normal subjects and great variance of the same values between subjects. All the same, it should be mentioned that the recording of the diplegic gait requires the combination of gait analysis techniques and a great number of subjects, for more accurate results.

The system that was developed for the measurement of the temporal parameters of gait outside the Laboratory environment was used for the recording of the gait of a group of normal children, 10 years of age. The values that were computed resemble to those computed with the help of other systems. Moreover, it is obvious that the recording of the gait of normal or pathological subjects outside the Laboratory requires further investigation.



VII: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

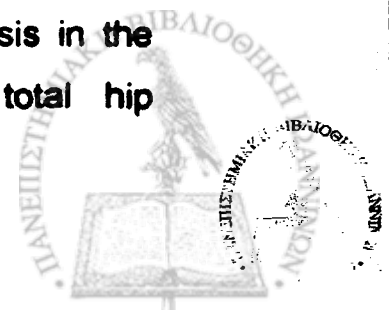
1. Blumentritt, S. (1995): Ganganalyse als basis neuer entwicklungen. *Orthop. Tech.*, **46**, 757-761.
2. Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. and Nigg, B.M. (1991): Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J. Biomechanics*, **24**, 1095-1105.
3. Brown, M., Hislop, H.J., Waters, R.L. and Porell, D. (1980): Walking efficiency before and after total hip replacement. *Phys. Ther.*, **60**, 1259-1263.
4. Conel, J.L. (1955): The postnatal development of the human cerebral cortex. *The cortex of the fifteen-month infant*. Cambridge, Harvard University Press.
5. Crouse, J., Wall, J.C. and Marble, A.E. (1987): Measurement of the temporal and spatial parameters of gait using a microcomputer based system. *J. Biomed. Eng.*, **9**, 64-68.
6. 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.
7. Elftman, H. (1940): The basic pattern of human locomotion. *Annals New York Academy of Sciences*.
8. Gabel, R.H., Johnston, R.C. and Crowninshield, R.D. (1979): A gait analyser/trainer instrumentation system. *J. Biomechanics*, **12**, 543-549.
9. 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.
10. Gesell, A. (1940): The first five years of life. *New York, Harper*.
11. Gifford, G.E. and Hutton, W.C. (1980): A microprocessor controlled system for evaluating treatments for disabilities affecting the lower limbs. *J. Biomed. Eng.*, **2**, 45-48.
12. Gifford, G. and Huges, J. (1983): A gait analysis system in clinical practice. *J. Biomed. Eng.*, **5**, 297-301.



13. Hausdorff, J.M., Ladin, Z. and Wei, J.Y. (1995): Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *J. Biomechanics*, **28**, 347-351.
14. Hill, K.D., Goldie, P.A., Baker, P.A. and Greenwood, K.M. (1994): Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **75**, 577-583.
15. Johnston, R.C. and Smidt, G.L. (1969): Measurement of hip-joint motion during walking. *J. Bone Joint Surg.*, **51-A**, 1083-1094.
16. Illingworth, R.S. (1966): The development of infant and young child, normal and abnormal. *Ed.3, Baltimore, Williams and Wilkins.*
17. Kettelkamp, D.B., Johnson, R.J., Smidt, G.L., Chao, E.Y.S. and Walker, M. (1970): An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J. Bone Joint Surg.*, **52-A**, 775-790.
18. Lamoreux, L.W. (1970): Experimental kinematics of human walking. *Ph.D. thesis, University of Berkeley, California.*
19. Law, H.T. (1987): Microcomputer-based low-cost method for measurement of spatial and temporal parameters of gait. *J. Biomed. Eng.*, **9**, 115-120.
20. Lee, E.H., Goh, J. and Bose, K. (1992): Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **73**, 642-646.
21. Mardsen, J.P. and Montgomery, S.R. (1972): An analysis of the dynamic characteristics of a force-plate. *Measurement and Control*, **5**, 102-106.
22. McBeath, A.A., Bahrke, M.S. and Balke, B. (1980): Walking efficiency before and after total hip replacement as determined by oxygen consumption. *J. Bone Joint Surg.*, **62-A**, 807-810.
23. Minns, R.J. (1982): A conductive rubber footswitch design for gait analysis. *J. Biomed. Eng.*, **4**, 328-330.
24. Murray, M.P., Brewer, B. and 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.

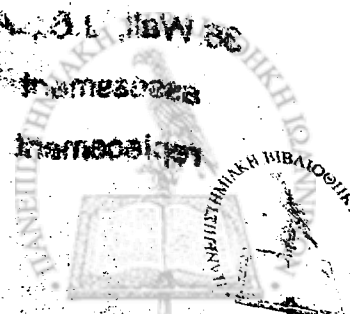


25. Murray, M.P., Kory, R.C. and Clarkson, B.H. (1969): Walking patterns in healthy old men. *J. Geront.*, **24**, 169-178.
26. Murray, M.P., Kory, R.C. and Sepic, S.B. (1970): Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med.*, **51**, 637-650.
27. Nevill, A.J., Pepper, M.G. and Wichtig, M. (1995): In-shoe foot-pressure measurement system utilizing piezoelectric film transducers. *Med. And Biol. Eng. and Comp.*, **33**, 76-81.
28. Oberg, T., Karsznia, A. and Oberg, K. (1993): Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J. Rehab. Res. Dev.*, **30**, 210-223.
29. Rigas, C. and Xenakis, T. (1988): Pre- and post-operative gait analysis of hip osteoarthritic patients fitted with ceramic Autophor total hip replacement. *Eng. Med.*, **17**, 1-4.
30. Scrutton, D.R. (1969): Footprint sequences of normal children under five years old. *Devel. Med. And Child Neurol.*, **11**, 44-53.
31. Simon, S.R., Thiesmann, H.W., Burdett, R.G., Ewald, F.C. and Sledge, C.B. (1983): Quantitative gait analysis after total knee arthroplasty for monoarticular degenerative arthritis. *J. Bone Joint Surg.*, **65-A**, 605-613.
32. Stauffer, R.N., Smidt, G.L. and Wadsworth, J.B. (1974): Clinical and biomechanical analysis of gait following Chamley total hip replacement. *Clin. Orth. and Related Research*, **99**, 70-77.
33. Sutherland, D.H. (1977/78): The value of normative data in gait analysis. *In Gait Research Workshop*, 89-128.
34. Taylor, K.D., Mottier, F.M., Simmons, D.W., Cohen, W., Pavlak, Jr.R., Comell, D.P. and Hankins, G.B. (1982): An automated motion measurement system for clinical gait analysis. *J. Biomechanics*, **15**, 505-516.
35. Wadsworth, J.B., Smidt, G.L. and Johnston, R.C. (1972): Gait characteristics of patients with hip disease. *Phys. Ther.*, **52**, 829-837.
36. Wall, J.C., Ashburn, A. and Klenerman, L. (1981): Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *J. Biomed. Eng.*, **3**, 121-127.



37. 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.

[The following text is extremely faint and largely illegible due to high contrast and noise. It appears to be a list of references or a detailed description of the study, but the content cannot be accurately transcribed.]

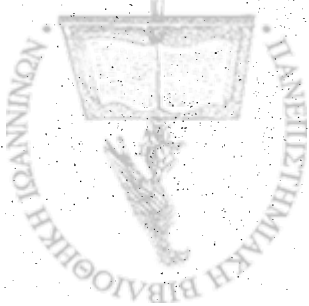


VIII: ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α εικονίζονται τα data sheets (φύλλα δεδομένων) των πυλών που χρησιμοποιούνται για το τηλεμετρικό σύστημα μέτρησης των χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός Εργαστηρίου, καθώς και τα data sheets των modules του πομπού και του δέκτη για τα δύο τηλεμετρικά συστήματα που αναπτύχθηκαν.

Στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β εικονίζεται ο κώδικας του λογισμικού που αναπτύχθηκε για την επεξεργασία δεδομένων βάδισης και την εξαγωγή αποτελεσμάτων.





ΠΡΟΤΥΠΟ ΕΛΛΗΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΥΡΩΠΑΪΚΗΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΟ ΔΕΛΤΙΟ
ΤΕΧΝΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

746347 010210A

Αυθεντική Μικροεπιπέδωση

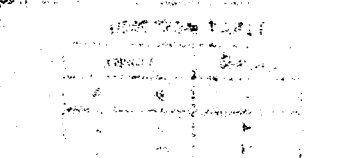
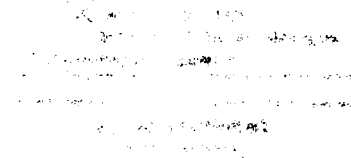
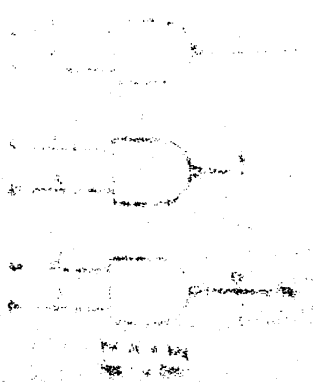
Quad 2 Input NAND Gate
High-Performance Silicon Gate CMOS

Το 746347 είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που περιλαμβάνει τέσσερις (4) τετραεισόδους (2 εισόδους και 2 εξόδους) NAND πύλες. Ολοκληρωμένο με τεχνολογία Silicon Gate CMOS, προσφέρει υψηλή ταχύτητα και χαμηλό κατανάλωση ενέργειας.

Ολοκληρωμένο με τεχνολογία Silicon Gate CMOS, προσφέρει υψηλή ταχύτητα και χαμηλό κατανάλωση ενέργειας. Είναι συμβατό με το πρότυπο TTL και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές που απαιτούν υψηλή ταχύτητα και χαμηλή κατανάλωση ενέργειας.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

- Συμβατότητα με το πρότυπο TTL
- Χαμηλή κατανάλωση ενέργειας
- Υψηλή ταχύτητα



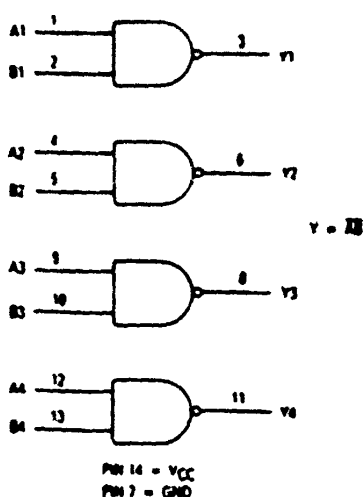
MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

Advance Information
Quad 2-Input NAND Gate
High-Performance Silicon-Gate CMOS

The MC5474HC00A is identical in pinout to the LS00. The device inputs are compatible with standard CMOS outputs, with pullup resistors, they are compatible with LSTTL outputs.

- Output Drive Capability: 10 LSTTL Loads
- Outputs Directly Interface to CMOS, NMOS, and TTL
- Operating Voltage Range: 2.0 to 6.0 V
- Low Input Current: 10 μ A
- High Noise Immunity Characteristic of CMOS Devices
- In Compliance with the Requirements Defined by JEDEC Standard No. 7A
- Chip Complexity: 32 FETs or 8 Equivalent Gates
- Improvements over HC00
 - Improved Propagation Delays
 - 50% Lower Quiescent Power
 - Improved Input Noise and Latchup Immunity

LOGIC DIAGRAM



MC5474HC00A



J SUFFIX
 CERAMIC
 CASE 632-08



N SUFFIX
 PLASTIC
 CASE 646-08

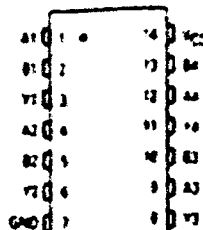


D SUFFIX
 SOIC
 CASE 751A-02

ORDERING INFORMATION

MC54HC00AN Plastic
 MC54HC00ANJ Ceramic
 MC54HC00AD SOIC
 T_A = -55° to 125°C for all packages
 Dimensions in Chapter 6

PIN ASSIGNMENT



FUNCTION TABLE

Inputs		Output
A	B	Y
L	L	H
L	H	H
H	L	H
H	H	L

5

This document contains information on a new product. Specifications and information herein are subject to change without notice.



MC54/74HC00A

MAXIMUM RATINGS*

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CC}	DC Supply Voltage (Referenced to GND)	-0.5 to +7.0	V
V _{in}	DC Input Voltage (Referenced to GND)	-1.5 to V _{CC} + 1.5	V
V _{out}	DC Output Voltage (Referenced to GND)	-0.5 to V _{CC} - 0.5	V
I _{in}	DC Input Current, per Pin	± 20	mA
I _{out}	DC Output Current, per Pin	± 25	mA
I _{CC}	DC Supply Current, V _{CC} and GND Pins	± 50	mA
P _D	Power Dissipation in Still Air, Plastic or Ceramic DIP SOIC Package	750 500	mW
T _{stg}	Storage Temperature	-65 to +150	°C
T _L	Lead Temperature, 1 mm from Case for 10 Seconds (Plastic DIP or SOIC Package) (Ceramic DIP)	260 300	°C

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V_{in} and V_{out} should be constrained to the range GND ≤ (V_{in} or V_{out}) ≤ V_{CC}. Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either GND or V_{CC}). Unused outputs must be left open.

*Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur. Functional operation should be restricted to the Recommended Operating Conditions.

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

Symbol	Parameter	Min	Max	Unit	
V _{CC}	DC Supply Voltage (Referenced to GND)	2.0	6.0	V	
V _{in} , V _{out}	DC Input Voltage, Output Voltage (Referenced to GND)	0	V _{CC}	V	
T _A	Operating Temperature, All Package Types	-55	+125	°C	
t _r , t _f	Input Rise and Fall Time (Figure 1)	V _{CC} = 2.0 V V _{CC} = 4.5 V V _{CC} = 6.0 V	0 0 0	1000 500 400	ns

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Voltages Referenced to GND)

Symbol	Parameter	Test Conditions	V _{CC} V	Guaranteed Limit			Unit
				25°C to -55°C	≤85°C	≤125°C	
V _{IH}	Minimum High-Level Input Voltage	V _{out} = 0.1 V or V _{CC} - 0.1 V I _{out} ≤ 20 μA	2.0	1.5	1.5	1.5	V
			4.5	3.15	3.15	3.15	
			6.0	4.2	4.2	4.2	
V _{IL}	Maximum Low-Level Input Voltage	V _{out} = 0.1 V or V _{CC} - 0.1 V I _{out} ≤ 20 μA	2.0	0.5	0.5	0.5	V
			4.5	1.35	1.35	1.35	
			6.0	1.8	1.8	1.8	
V _{OH}	Minimum High-Level Output Voltage	V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 20 μA	2.0	1.9	1.9	1.9	V
			4.5	4.4	4.4	4.4	
		V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 4.0 mA I _{out} ≤ 5.2 mA	4.5	3.98	3.84	3.7	
			6.0	5.48	5.34	5.2	
V _{OL}	Maximum Low-Level Output Voltage	V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 20 μA	2.0	0.1	0.1	0.1	V
			4.5	0.1	0.1	0.1	
		V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 4.0 mA I _{out} ≤ 5.2 mA	4.5	0.26	0.33	0.4	
			6.0	0.26	0.33	0.4	
I _{in}	Maximum Input Leakage Current	V _{in} = V _{CC} or GND	6.0	± 0.1	± 1.0	± 1.0	μA
I _{CC}	Maximum Quiescent Supply Current (per Package)	V _{in} = V _{CC} or GND I _{out} = 0 μA	6.0	1.0	10	40	μA

5



MC54/74HC00A

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($C_L = 50$ pF, Input $t_r = t_f = 6.0$ ns)

Symbol	Parameter	VCC V	Guaranteed Limit			Unit
			25°C to -55°C	<85°C	<125°C	
t _{PLH} - t _{PHL}	Maximum Propagation Delay, Input A or B to Output Y (Figures 1 and 2)	2.0	75	85	110	ns
		4.5	15	19	22	
		6.0	13	16	19	
t _{TLH} - t _{TTL}	Maximum Output Transition Time, Any Output (Figures 1 and 2)	2.0	75	85	110	ns
		4.5	15	19	22	
		6.0	13	16	19	
C _{in}	Maximum Input Capacitance	—	10	10	10	pF

CPD	Power Dissipation Capacitance (Per Gate) Used to determine the no-load dynamic power consumption: $P_D = C_{PD} V_{CC}^2 f - I_{CC} V_{CC}$	Typical @ 25°C, VCC = 5.0 V	pF
		22	

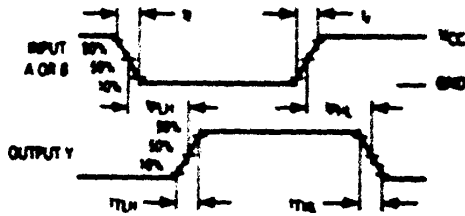


Figure 1. Switching Waveforms

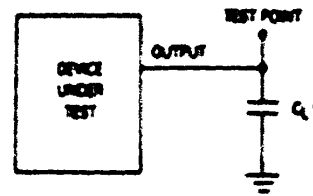
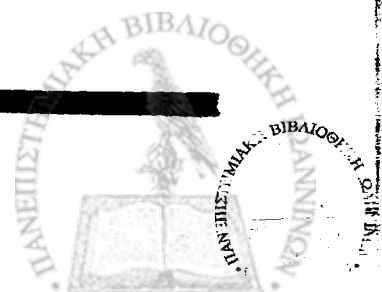


Figure 2. Test Circuit

5

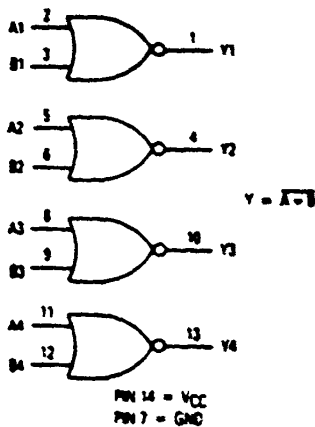
EXPANDED LOGIC DIAGRAM (1/4 of the Device)



**MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA**
Advanced Information
**Quad 2-Input NOR Gate
High-Performance Silicon-Gate CMOS**

The MC54/74HC02A is identical in pinout to the LS02. The device inputs are compatible with standard CMOS outputs, with pullup resistors, they are compatible with LSTTL outputs.

- Output Drive Capability: 10 LSTTL Loads
- Outputs Directly Interface to CMOS, NMOS, and TTL
- Operating Voltage Range: 2.0 to 6.0 V
- Low Input Current: 1.0 μ A
- High Noise Immunity Characteristic of CMOS Devices
- In Compliance with the Requirements Defined by JEDEC Standard No. 7A
- Chip Complexity: 40 FETs or 10 Equivalent Gates
- Improvements over HC02
 - Improved Propagation Delays
 - 50% Lower Quiescent Power
 - Improved Input Noise and Latchup Immunity

LOGIC DIAGRAM

MC54/74HC02A

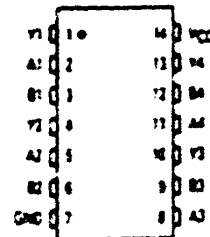
**J BUZZER
CERAMIC
CASE 632-08**

**N BUZZER
PLASTIC
CASE 648-08**

**D BUZZER
SOIC
CASE 751A-02**
ORDERING INFORMATION

MC74HC02AN Plastic
MC54HC02AU Ceramic
MC74HC02AD SOIC

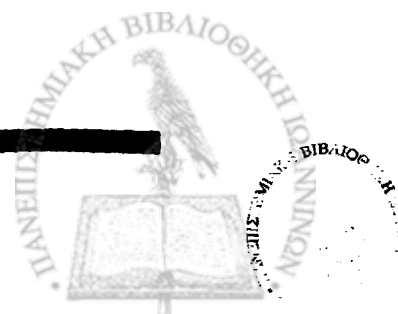
$T_A = -55^\circ$ to 125°C for all packages.
Dimensions in Chapter 6.

PIN ASSIGNMENT

FUNCTION TABLE

Inputs		Output
A	B	Y
L	L	H
L	H	L
H	L	L
H	H	L

5

This document contains information on a new product. Specifications and information herein are subject to change without notice.



MC54/74HC02A

MAXIMUM RATINGS*

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CC}	DC Supply Voltage (Referenced to GND)	-0.5 to +7.0	V
V _{in}	DC Input Voltage (Referenced to GND)	-1.5 to V _{CC} + 1.5	V
V _{out}	DC Output Voltage (Referenced to GND)	-0.5 to V _{CC} + 0.5	V
I _{in}	DC Input Current, per Pin	±20	mA
I _{out}	DC Output Current, per Pin	±25	mA
I _{CC}	DC Supply Current, V _{CC} and GND Pins	±50	mA
P _D	Power Dissipation in Still Air, Plastic or Ceramic DIP SOIC Package	750 500	mW
T _{stg}	Storage Temperature	-65 to +150	°C
T _L	Lead Temperature, 1 mm from Case for 10 Seconds (Plastic DIP or SOIC Package) (Ceramic DIP)	260 300	°C

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V_{in} and V_{out} should be constrained to the range GND ≤ (V_{in} or V_{out}) ≤ V_{CC}. Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (a.g., either GND or V_{CC}). Unused outputs must be left open.

*Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur. Functional operation should be restricted to the Recommended Operating Conditions.

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

Symbol	Parameter	Min	Max	Unit
V _{CC}	DC Supply Voltage (Referenced to GND)	2.0	6.0	V
V _{in} , V _{out}	DC Input Voltage, Output Voltage (Referenced to GND)	0	V _{CC}	V
T _A	Operating Temperature, All Package Types	-55	+125	°C
t _r , t _f	Input Rise and Fall Time (Figure 1)	V _{CC} = 2.0 V V _{CC} = 4.5 V V _{CC} = 6.0 V	0 1000 500 400	ns

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Voltages Referenced to GND)

Symbol	Parameter	Test Conditions	V _{CC} V	Guaranteed Limit			Unit
				25°C to -55°C	<85°C	<125°C	
V _{IH}	Minimum High-Level Input Voltage	V _{out} = 0.1 V or V _{CC} - 0.1 V I _{out} ≤ 20 μA	2.0	1.5	1.5	1.5	V
			4.5	3.15	3.15	3.15	
			6.0	4.2	4.2	4.2	
V _{IL}	Maximum Low-Level Input Voltage	V _{out} = 0.1 V or V _{CC} - 0.1 V I _{out} ≤ 20 μA	2.0	0.5	0.5	0.5	V
			4.5	1.35	1.35	1.35	
			6.0	1.8	1.8	1.8	
V _{OH}	Minimum High-Level Output Voltage	V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 20 μA	2.0	1.9	1.9	1.9	V
			4.5	4.4	4.4	4.4	
		V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 4.0 mA I _{out} ≤ 5.2 mA	6.0	5.9	5.9	5.9	
			4.5	3.98	3.84	3.7	
V _{OL}	Maximum Low-Level Output Voltage	V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 20 μA	2.0	0.1	0.1	0.1	V
			4.5	0.1	0.1	0.1	
		V _{in} = V _{IH} or V _{IL} I _{out} ≤ 4.0 mA I _{out} ≤ 5.2 mA	6.0	0.1	0.1	0.1	
			4.5	0.26	0.33	0.4	
6.0	0.26	0.33	0.4				
I _{in}	Maximum Input Leakage Current	V _{in} = V _{CC} or GND	6.0	±0.1	±1.0	±1.0	μA
I _{CC}	Maximum Quiescent Supply Current (per Package)	V _{in} = V _{CC} = GND I _{out} = 0 μA	6.0	1.0	10	40	μA

5



MC54/74HC02A

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($C_L = 50$ pF, Input $t_r = t_f = 6.0$ ns)

Symbol	Parameter	VCC V	Guaranteed Limit			Unit
			25°C to -65°C	<65°C	<125°C	
tPLH, tPHL	Maximum Propagation Delay, Input A or B to Output Y (Figures 1 and 2)	2.0	80	100	120	ns
		4.5	16	20	24	
		6.0	14	17	20	
tTLH, tTFL	Maximum Output Transition Time, Any Output (Figures 1 and 2)	2.0	75	95	110	ns
		4.5	15	19	22	
		6.0	13	16	19	
C_{in}	Maximum Input Capacitance	—	10	10	10	pF

CPD	Power Dissipation Capacitance (Per Gate) Used to determine the no-load dynamic power consumption $P_D = C_{PD} V_{CC}^2 f = I_{CC} V_{CC}$	Typical @ 25°C, VCC = 5.0 V	pF
		22	

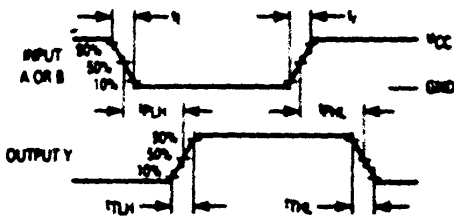
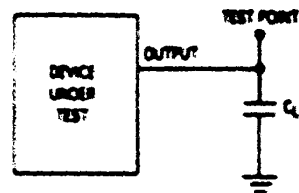
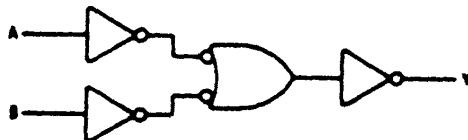


Figure 1. Switching Waveforms



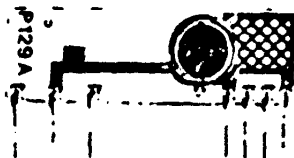
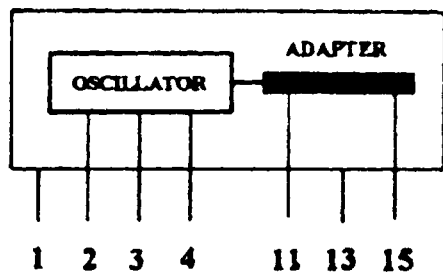
*Includes all probe and jig capacitance.

Figure 2. Test Circuit

EXPANDED LOGIC DIAGRAM
(1/4 of the Device)

5



RADIOFREQUENCY TRANSMITTER MODULE
MOD. TX-224-SAW
MOD. TX-433-SAW

SCALE 1:1
BLOCK DIAGRAM


SAW transmitter with external antenna, ideal when you need to modulate ON-OFF a R.F. wave with digital signals. High reliability and low emission of spuries are the mainly characteristics of the model.

PIN OUT :

- 1 GROUND
- 2 Modulation Input with $V_c > 8 V$
- 3 Modulation Input with $V_c < 8 V$
- 4 GROUND
- 11 ANTENNA OUTPUT
- 13 GROUND
- 15 V_c from + 4 V to + 12 V

SPECIFICATION :

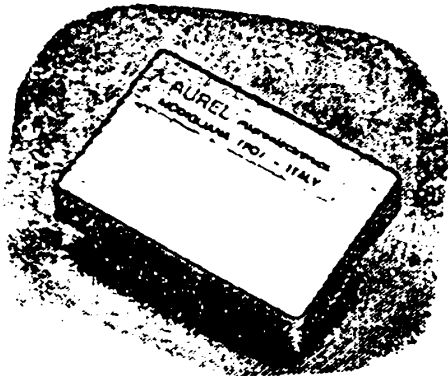
- * High reliability hybrid circuit
- * Work frequency : 224,5 Mhz or 433,92 Mhz obtained by SAW resonator
- * 10 mW R.F. output (+ 0 ÷ - 2 dB) with 50 Ohm antenna (5 V)
- * Spuries - 60 dB respect to the fundamental
- * Modulation frequency 4 Khz max 5 V logics
- * + 5 V R.F. supply with typical absorption of 3,5 mA with square wave modulation
- * Thick film S.I.L. module with dimension 38,1 x 13,2 x 5,5 mm ;
pins pitch 2,54 mm (.100")

This information may be subject to revision without notice. Aur^{el} S.p.A. makes no warranty and assumes no liability in connection with any use of this information.

MAIN OFFICE & PLANT : VIA FORO DEI TIGLI, 4 · PHONE +39(0)546-91124 r.a. · FAX +39(0)546-91660 · I 47015 MODIGLIANA (FO) ITALY
 NORTH ITALY OFFICE : VIA MARSALA, 36 · PHONE +39(0)331-799635 r.a. · FAX +39(0)331-799033 · I 21013 GALLARATE (VA) ITALY
 P. IVA - C.F. 00236220406 · VAT IT 00236220406 · C.C.L.A.A. 129259 · CAP. SOC. L. 1.800.000.000 I.V.

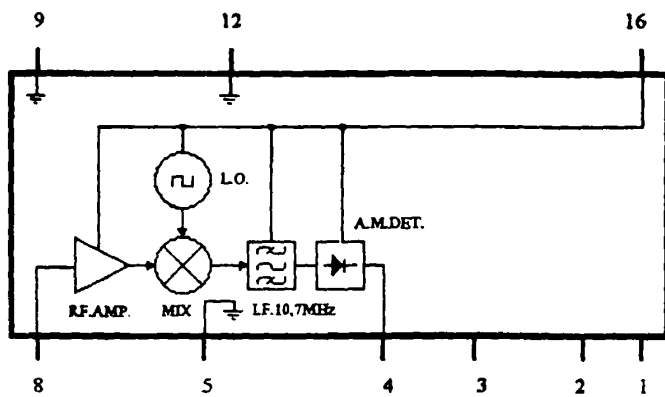
SUPER-HETERODYNE RECEIVER with monolithic filter oscillator

MOD. STD 224/R DIL
MOD. STD 433/R DIL



Heterodyne receiver designed for use where the frequency stability, the received bandwidth and the low emission of spuries are primary elements. Compatible only with mod. STD-RS232 ADAPTER.

BLOCK DIAGRAM



DOWN VIEW

PIN OUT :

- 1 N.C.
- 2 N.C.
- 3 N.C.
- 4 TP1--
- 5 GROUND
- 8 INPUT R.F.
- 9 GROUND
- 12 GROUND
- 16 + V R.F.

SPECIFICATION :

- * Reception frequency 224,5 Mhz or 433,92 Mhz obtained through SAW resonator
- * Reception of modulated signal in OOK (On-Off Keying)
- * Reception sensitivity better than $2 \mu V$
- * Medium frequency of 10,7 Mhz
- * R.F. Band 400 Khz at 3 dB
- * Demodulated output (pin 4) with L.F. band better of 5 Khz
- * Antenna R.F. spuries emission < - 60 dBm over 50 Ohm (@ 5 V)
- * 5 ÷ 7 V supply with absorption of 10 ÷ 15 mA
- * S.M.T. D.I.L. module with out-line dimension 41 x 29 x 11 mm

This information may be subject to revision without notice. Aur'el S.p.A. makes no warranty and assumes no liability in connection with any use of this information.

ADAPTER RS 232

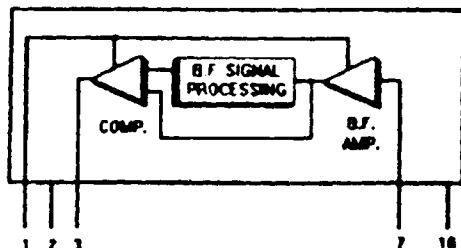
MOD. STD - RS 232



SCALE 1:1

Interfacing module compatible only with STD433/R-DIL and STD224/R-DIL receivers . It enables the processing of RS232 signals up to 4800 baud .

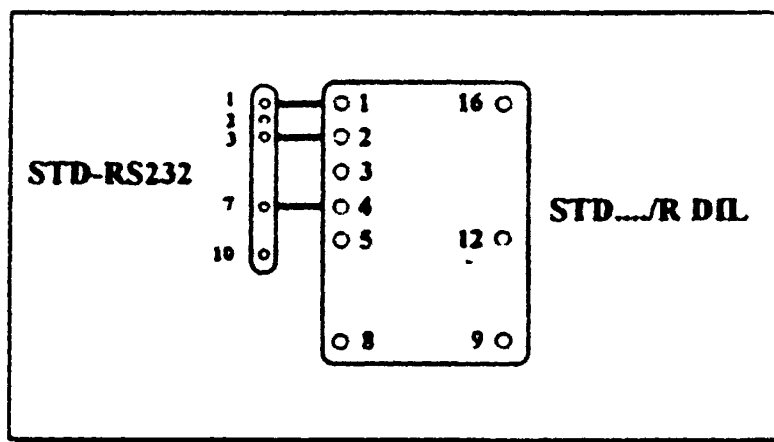
BLOCK DIAGRAM



PIN - OUT

- 1 + 5 V
- 2 GROUND
- 3 OUT
- 7 INPUT
- 10 GROUND

TOP VIEW



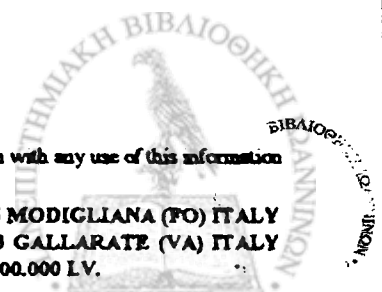
NOTE :

Connection for obtain a device with reception range from 1200 baud to 4800 baud . By using the TX-433-SAW or TX-224-SAW transmitters with right modulation is possible to obtain a RS232 link .

SPECIFICATION :

- * High reliability hybrid circuit
- * + 5 V power supply with max absorption of 1 mA (typical 0,8 mA)
- * S.I.L. module with dimensions 25,8 x 14,2 x 3,5 mm ; pins pitch 2,54 mm (.100 ")

This information may be subject to revision without notice . Aur'el S.p.A. makes no warranty and assumes no liability in connection with any use of this information



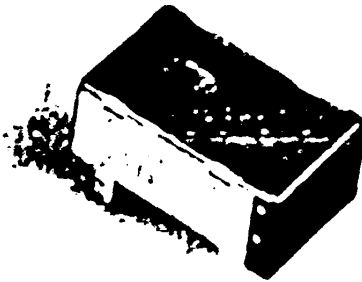
LITE

**INFRARED REMOTE CONTROL
RECEIVER MODULES**

LIM-8955 FLASH-MORE

FEATURES

- EASY TO HANDLE SMALL TYPE MODULE
- EXCELLENT MECHANICALLY STRENGTH AND ELECTRICAL STABILITY
- CAN BE INSTALLED DIRECTLY TO EQUIPMENT.
- RECEIVE INFRARED FLASH PULSES.

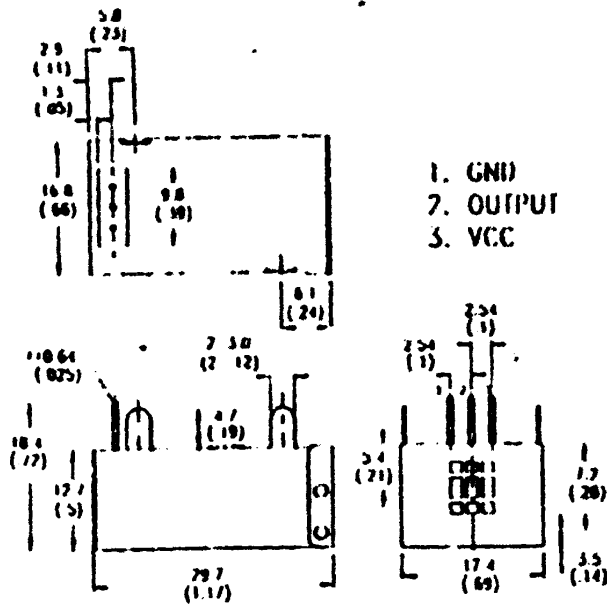


DESCRIPTION

- The module is a small type infrared remote control system receiver which has been developed and designed by utilizing the latest hybrid technology
- It is a single unit type module which incorporates a PIN diode and a receiving preamplifier IC.
- It can be used for TVs, VTRs, audio equipment, air conditioners, car stereo radio, toys, home computers and all other equipments requiring remote control

PACKAGE DIMENSIONS

OPTIC RECEIVER MODULES



NOTES:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is $\pm 0.25\text{mm}$ (.010") unless otherwise noted.



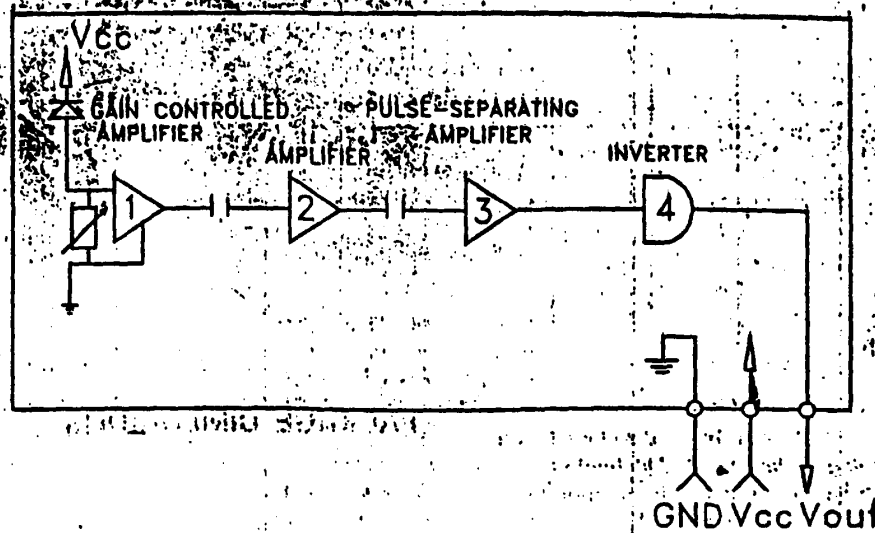
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T_a = 25 °C)

• Supply voltage	V _{cc}	6.3	V
• Storage temperature	T _{stg}	-20 to +60	°C
• Operating temperature	T _{opr}	-10 to +60	°C

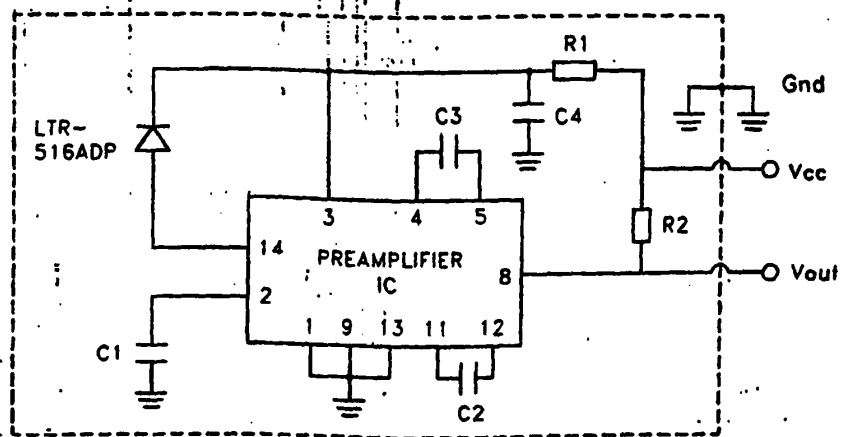
RECOMMENDED OPERATING CONDITION

• Supply voltage	V _{cc}	4.7 to 6.3	V
------------------	-----------------	------------	---

MODULE SCHEMATIC



EQUIVALENT CIRCUIT



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β



```

DECLARE SUB stdataprocess ()
DECLARE SUB oldscreen2 ()
DECLARE SUB delprocdta ()
DECLARE SUB deltest ()
DECLARE SUB delsubj ()
DECLARE SUB testdatasave ()
DECLARE SUB subjdatasave ()
DECLARE SUB searchsubj ()
DECLARE SUB screen0 ()
DECLARE SUB procdatadisplay ()
DECLARE SUB procdatread ()
DECLARE SUB delrawdata ()
DECLARE SUB rawdataread ()
DECLARE SUB amendiddata ()
DECLARE SUB gofindother ()
DECLARE SUB delfolder ()
DECLARE SUB screen4 ()
DECLARE SUB search ()
DECLARE SUB procdataprint ()
DECLARE SUB meanandsd ()
DECLARE SUB ttest ()
DECLARE SUB dataprocess ()
DECLARE SUB procdatasave ()
DECLARE SUB rawdataedit ()
DECLARE SUB rawdatasave ()
DECLARE SUB calibration ()
DECLARE SUB signalscreen ()
DECLARE SUB fire ()
DECLARE SUB screen3 ()
DECLARE SUB clinparamsums ()
DECLARE SUB grlatin ()
DECLARE SUB iddatasave ()
DECLARE SUB keysoff ()
DECLARE SUB keyson ()
DECLARE SUB editsscreen ()
DECLARE SUB screen2 ()
DECLARE SUB screenblanks ()
DECLARE SUB fillscreen ()
DECLARE SUB screen1 ()

```

```
DEFINT I-N
```

```
REM $DYNAMIC
```

```

COMMON SHARED Yt(), A$( ), B$( ), id$, oa$( ), C12#, C3#, C13#, ISXIOS
COMMON SHARED XMINt( ), XMAXt( ), JMIN, JMAX, JMAXTEMP, DJt( ), TOTALWIDt( )
COMMON SHARED editscrn$, clas$, JSTART, JINTERUPT, NUMBEROFKEYS
COMMON SHARED samplinterval, CELLDISTANCE, l( ), Z( ), Tt( ), SUBJECTt, RUNNt
COMMON SHARED subjfound$, SUBJECTPOINTERT, REt, PROCDATAISPRINTED$, RUNNUMBERt
COMMON SHARED CH( ), vt( ), NPNTS, ZM( ), ZSD( ), P( ), NUMOFSTEPS, NTESTS, NUMBEROFF
COMMON SHARED DIRECTORY$, SUBDIRECTORY$, FILE$, rawdata$, procdta$, NUMOFSTEPS$

```

```
CLEAR , , 15000
```

```

DIM SHARED XMINt(38), XMAXt(38), Yt(38), DJt(38), TOTALWIDt(38), WIDt(38)
DIM SHARED A$(348), B$(25), oa$(201), MON$(20, 5, 15), MON1$(20, 5, 15), MON2$(2
DIM SHARED MO1$(20, 5, 15), TSUM$(12)

```



DIM SHARED CH(1), v(1, 2560), LB(1, 2560)
DIM SHARED MO(16, 3), val1(1, 2650), val0(1, 2650)
DIM SHARED ttable(120, 5), ptable(5), P(2), PC(2), val2(0, 2650), val3(0, 265)
DIM SHARED l(1), T(1, 63), ZERO(1), C1(20, 3), C2(20), CC1(20, 3), CC2(20)
DIM SHARED C(50), Z(9, 15), ZM(11), ZSD(9), RZM(11), RZSD(9)

REM COMMON SHARED ttable(), ptable()

RESULT# = 0
TSUM#(1) = 0
TSUM#(2) = 0
TSUM#(3) = 0
TSUM#(4) = 0
TSUM#(5) = 0
TSUM#(6) = 0
TSUM#(7) = 0
TSUM#(8) = 0
TSUM#(9) = 0
TSUM#(10) = 0

SUBJECT# = 1
TSUM# = 0
CSUM# = 0
C1(1, 1) = 0
C11# = 0
C2(1) = 0
C12# = 0
C3# = 0

TTSUM# = 0
CCSUM# = 0
CC1(1, 1) = 0
CC11# = 0
CC2(1) = 0
CC12# = 0
CC3# = 0
SSSS# = 0
NPNTS = 2560

TOTALWID(4) = 24
TOTALWID(36) = 345

A\$(346) = "1"
A\$(347) = "1"
A\$(348) = "5"

ENTERFINDSTATISTICS:

PROCDAISPRINTED\$ = "N"
FOR k = 1 TO 345
A\$(k) = " "
NEXT k

SCREEN 0, 1
COLOR 7, 4
CLS

LOCATE 24, 12: PRINT "F1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ F2: ΕΥΡΕΣΗ F3: ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ F4: ΕΞΕΛΑΓΩΓΗ D



NUMBEROFKEYS = 5
keyson

xxi

```
keyloop:
ON KEY(1) GOSUB DATAENTER
ON KEY(2) GOSUB FIND
ON KEY(4) GOSUB enterold
ON KEY(3) GOSUB statistics
ON KEY(10) GOSUB FIN
GOTO keyloop
```

enterold:

```
REM CELLDISTANCE = 15.14
CELLDISTANCE = 12.54
keysoff
OPEN "B:\foldlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 2
GET #1, 1, N
CLOSE #1
REM PRINT n
```

```
OPEN "B:\foldlist" FOR INPUT AS #1
LINE INPUT #1, LIST$
REM LINE INPUT #1, LIST$
CLOSE #1
REM PRINT LIST$
REM END
REM FOR ILIST = 1 TO n
ILIST = 2
```

foldlistentrance:

```
FOR k = 1 TO 345
A$(k) = " "
NEXT k

REM ADIR$ = MID$(LIST$, (ILIST - 1) * 12 + 2, 12)
ADIR$ = MID$(LIST$, (ILIST) * 12, 12)
ADIR$ = LEFT$(ADIR$, 8) + "." + RIGHT$(ADIR$, 3)
PRINT ADIR$

X$ = LEFT$(ADIR$, 1)
IF ASC(X$) = 7 THEN ADIR$ = "X" + RIGHT$(ADIR$, 11)
```

```
REM ADIR$ = MID$(LIST$, (ILIST-1) * 12+2, 12)
IF ADIR$ = "X000000.000" THEN GOTO nextadir
IF ADIR$ = "FOLDLIST." THEN GOTO nextadir
ADIR$ = "B:\" + ADIR$
```

```
OPEN ADIR$ + "IDENTITY" FOR RANDOM AS #5 LEN = 4
IF EOF(5) = -1 THEN CLOSE #5: GOTO nextadir
CLOSE #5
```

```
OPEN ADIR$ + "IDENTITY" FOR INPUT AS #5 LEN = 4
IF EOF(5) = -1 THEN CLOSE #5: GOTO nextadir
LINE INPUT #5, B$
```

screen0



screen1

xxi

```
FOR k = 1 TO 4
A$(k) = MID$(B$, k, 1)
REM PRINT I, a$(k)
NEXT k
CLOSE #5
```

```
subjfound$ = "n"
SUBJECTPOINTER% = 1
```

```
SEARCHEDSUBJECT$ = ""
FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
```

```
SEARCHEDSUBJECT$ = SEARCHEDSUBJECT$ + A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

```
OPEN "C:\GAIT\TEMP.DAT" FOR OUTPUT AS #3
PRINT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

olddatentrsearchsubj:

```
searchsubj
IF subjfound$ = "n" THEN GOTO oldreditscreens0and1
screen0
screen1
LOCATE 17, 1: PRINT B$
COLOR 7, 1
LOCATE 13, 3: PRINT " Μήπως ο ασθενής με τα ανωτέρω στοιχεία είναι ο ίδιος με
COLOR 1, 7

COLOR 7, 4
LOCATE 24, 7: PRINT " F1: NAI           F2: OXI           F3: SKIP           F9: ΕΠΙΣΤΡΟΦΗ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 3
keyson
```

olddatentrsubjkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB olddatentrsubjok
ON KEY(2) GOSUB olddatentrsubjothor
ON KEY(3) GOSUB olddatentrsubjskip
ON KEY(9) GOSUB olddatentrsubjreturn
ON KEY(10) GOSUB olddatentrsubjend
GOTO olddatentrsubjkeyloop
```

olddatentrsubjskip:

```
keysoff
GOTO nextadir
RETURN oldreditscreens0and1
```

olddatentrsubjok:

```
keysoff
RETURN oldreditscreens0and1: REM end of GOSUB datentrsubjok
```

olddatentrsubjothor:



keysoff

xdii

```
OPEN "C:\GAIT\TEMP.DAT" FOR INPUT AS #3
LINE INPUT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

```
FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWID$(J - 1) + 1 TO TOTALWID$(J)
A$(k) = MID$(SEARCHEDSUBJECT$, k, 1)
IF A$(k) = "" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
```

```
SUBJECTPOINTER% = SUBJECTPOINTER% + 1
subjfound$ = "n"
RETURN olddatentrsearchsubj: REM end of GOSUB datentrsubjothor
```

```
olddatentrsubjreturn:
keysoff
RETURN ENTERFINDSTATISTICS: REM end of GOSUB datentrsubjreturn
```

```
olddatentrsubjend:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB datentrsubjend
```

```
oldreditscreens0and1:
FOR k = 1 TO 199
oa$(k) = MID$(B$, k, 1)
IF oa$(k) = "" THEN oa$(k) = " "
NEXT k
```

```
IF INSTR("GgTy", oa$(18)) > 0 THEN oa$(18) = "0"
IF subjfound$ = "n" THEN JMIN = 1
JINTERUPT = JMIN: JMAX = 10
```

```
FOR k = 1 TO 14
A$(k) = oa$(k)
NEXT k
A$(18) = oa$(15)
A$(23) = oa$(18)
A$(24) = oa$(16)
A$(25) = oa$(17)
A$(26) = oa$(19)
A$(27) = oa$(20)
A$(28) = oa$(21)
FOR k = 22 TO 27
A$(k + 12) = oa$(k)
NEXT k
screen0
screen1
clas$ = A$(TOTALWID$(3) + 1)
```

subjdatasave

```
REM oldscreen2
screen2
```

```
FOR k = TOTALWID$(10) + 1 TO TOTALWID$(10) + 42
KK = k - TOTALWID$(10)
```



```
A$(k) = oa$(28 + KK)
NEXT k
```

xxiv

```
FOR k = TOTALWID$(11) + 1 TO TOTALWID$(11) + 65
KK = k - TOTALWID$(11)
A$(k) = oa$(120 + KK)
NEXT k
```

```
A$(TOTALWID$(13) + 1) = oa$(71)
```

```
FOR k = TOTALWID$(14) + 1 TO TOTALWID$(14) + 3
KK = k - TOTALWID$(14)
A$(k) = oa$(115 + KK)
NEXT k
```

```
FOR k = TOTALWID$(15) + 1 TO TOTALWID$(33)
KK = k - TOTALWID$(15)
A$(k) = oa$(71 + KK)
NEXT k
```

```
FOR k = TOTALWID$(JMAX - 1) + 1 TO TOTALWID$(JMAX - 1) + 10
KK = k - TOTALWID$(JMAX - 1)
A$(k) = MID$("Κουκουμπής", KK, 1)
NEXT k
COLOR 1, 7
```

```
FOR k = TOTALWID$(JMAX) + 1 TO TOTALWID$(JMAX) + 8
KK = k - TOTALWID$(JMAX)
A$(k) = oa$(191 + KK)
NEXT k
```

```
FOR k = TOTALWID$(JMAX) + 9 TO TOTALWID$(JMAX) + 10
A$(k) = " "
NEXT k
```

```
screen2
testdatasave
```

```
C$ = ""
FOR I = TOTALWID$(5) + 1 TO TOTALWID$(6)
C$ = C$ + A$(I)
NEXT I
```

```
HEIGHT = VAL(C$)
IF HEIGHT = 0 THEN HEIGHT = .1
```

```
OPEN ADIR$ + "\PROCDATA\SP3" FOR RANDOM AS #7 LEN = 2
RE% = 1
IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP3
GET #7, RE%, endpointer%
STAR3:
IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP3
RE% = RE% + 1
IF RE% >= endpointer% THEN GOTO OUTP3
GET #7, RE%, DOOR%
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, PPS%
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, l%
```



```

IF l% > 200 THEN GOTO OUTP3
IF RE% + l% + 2 > endpoint% THEN GOTO OUTP3
l(0) = l%
IF l(0) > 63 THEN l(0) = 63
FOR I = 1 TO l%
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(0, I)
NEXT I

```

```

RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(1, 1)
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(1, 2)

```

```

IF DOOR% = 0 THEN GOTO skipprocess3
samplinterval = 1 / PPS%

```

```

AS(346) = "1"
procdatasave

```

```

skipprocess3:
GOTO STAR3
OUTP3:
CLOSE #7

```

```

OPEN ADIR$ + "\PROCDATA\SP4" FOR RANDOM AS #7 LEN = 2
RE% = 1

```

```

IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP4
GET #7, RE%, endpoint%
STAR4:
IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP4
RE% = RE% + 1
IF RE% > endpoint% THEN GOTO OUTP4
GET #7, RE%, DOOR%
RE% = RE% + 1

```

```

GET #7, RE%, PPS%
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, l%
IF l% > 200 THEN GOTO OUTP4
IF RE% + l% + 2 > endpoint% THEN GOTO OUTP4
l(0) = l%
IF l(0) > 63 THEN l(0) = 63

```

```

FOR I = 1 TO l%
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(0, I)
NEXT I

```

```

RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(1, 1)
RE% = RE% + 1
GET #7, RE%, T%(1, 2)

```

```

IF DOOR% = 0 THEN GOTO skipprocess4
samplinterval = 1 / PPS%

```

```

AS(346) = "2"
procdatasave

```



```
skipprocess4:  
GOTO STAR4  
OUTP4:  
CLOSE #7
```

xxvi

```
OPEN ADIR$ + "\PROCDATA\SP5" FOR RANDOM AS #7 LEN = 2  
RE% = 1  
IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP5  
GET #7, RE%, endpointer%  
STAR5:  
IF EOF(7) = -1 THEN GOTO OUTP5  
RE% = RE% + 1  
IF RE% >= endpointer% THEN GOTO OUTP5  
GET #7, RE%, DOOR%  
RE% = RE% + 1  
GET #7, RE%, PPS%  
RE% = RE% + 1  
GET #7, RE%, l%  
IF l% > 200 THEN GOTO OUTP5  
IF RE% + l% + 2 > endpointer% THEN GOTO OUTP5  
l(0) = l%  
IF l(0) > 63 THEN l(0) = 63  
  
FOR I = 1 TO l%  
RE% = RE% + 1  
GET #7, RE%, T%(0, I)  
NEXT I  
  
RE% = RE% + 1  
GET #7, RE%, T%(1, 1)  
RE% = RE% + 1  
GET #7, RE%, T%(1, 2)  
  
IF DOOR% = 0 THEN GOTO skipprocess5  
samplinterval = 1 / PPS%  
A$(346) = "2"  
procdatasave
```

```
skipprocess5:  
GOTO STAR5  
OUTP5:  
CLOSE #7
```

```
nextadir:  
ILIST = ILIST + 1  
IF ILIST <= N THEN GOTO foldlistentrance  
REM NEXT ILIST
```

END

```
1  
DATAENTER:  
keysoff  
subjfound$ = "n"  
SUBJECTPOINTER% = 1  
screen0  
editscreen  
  
SEARCHEDSUBJECT$ = ""  
FOR J = 1 TO 4
```



```
FOR k = TOTALWIDt(J - 1) + 1 TO TOTALWIDt(J)
SEARCHEDSUBJECT$ = SEARCHEDSUBJECT$ + A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

```
OPEN "C:\GAIT\TEMP.DAT" FOR OUTPUT AS #3
PRINT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

datentrsearchsubj:

```
searchsubj
IF subjfound$ = "n" THEN GOTO editscreens0and1
screen1
COLOR 7, 1
LOCATE 13, 3: PRINT " Μήπως ο ασθενής με τα ανωτέρω στοιχεία είναι ο ίδιος με
COLOR 1, 7
```

```
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 7: PRINT " F1: ΝΑΙ          F2: ΟΧΙ          F9: ΕΠΙΤΡΟΦΗ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
```

datentrsubjkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB datentrsubjok
ON KEY(2) GOSUB datentrsubjother
ON KEY(9) GOSUB datentrsubjreturn
ON KEY(10) GOSUB datentrsubjend
GOTO datentrsubjkeyloop
```

101

datentrsubjok:

```
keysoff
RETURN editscreens0and1: REM end of GOSUB datentrsubjok
```

102

datentrsubjother:

```
keysoff
```

```
OPEN "C:\GAIT\TEMP.DAT" FOR INPUT AS #3
LINE INPUT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

```
FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWIDt(J - 1) + 1 TO TOTALWIDt(J)
A$(k) = MID$(SEARCHEDSUBJECT$, k, 1)
IF A$(k) = "" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
```

```
SUBJECTPOINTERt = SUBJECTPOINTERt + 1
subjfound$ = "n"
RETURN datentrsearchsubj: REM end of GOSUB datentrsubjother
```

109

datentrsubjreturn:

```
keysoff
RETURN ENTERFINDSTATISTICS: REM end of GOSUB datentrsubjreturn
```

1010

datentrsubjend:

```
keysoff
```



NUMBEROFKEYS = 2

xxviii

GOSUB yesornot

RETURN: REM end of GOSUB datentrsubjend

editscreens0and1:

screen0

screen1

IF subjfound\$ = "n" THEN JINTERUPT = 1

editscreen

subjdatasave

screen2

editscreen

clinparamsums

testdatasave

IF id\$ = "unacceptable" THEN GOSUB DATAENTER

LABELefireamendcalib:

screen3

COLOR 7, 4

LOCATE 24, 7: PRINT " F1: ΠΥΡ F2: ΑΛΛΑΓΕΣ F3: ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ F9: ΕΠΙΣΤΡΟΦΗ

COLOR 4, 7

NUMBEROFKEYS = 3

keyson

datentrkeyloop:

ON KEY(1) GOSUB datentrfire

ON KEY(2) GOSUB datentramend

ON KEY(3) GOSUB datentrcalib

ON KEY(9) GOSUB datentrreturn

ON KEY(10) GOSUB datentrend

GOTO datentrkeyloop

11

datentrfire:

keysoff

fire

LABELesaveedit:

signalscreen

PRINT " F1: SAVE F2: EDIT

F9: SCRAP AND RETURN

NUMBEROFKEYS = 2

keyson

datentrfirekeyloop:

ON KEY(1) GOSUB datentrfiresave

ON KEY(2) GOSUB datentrfireedit

ON KEY(9) GOSUB datentrfirereturn

ON KEY(10) GOSUB datentrfireend

GOTO datentrfirekeyloop

111

datentrfiresave:

keysoff

rawdatasave

GOSUB datentrfirereturn



RETURN: REM end of GOSUB datentrfiresave

112

datentrfireedit:

keysoff
rawdataedit

LABELprocess:

LOCATE 29, 3
PRINT " F1: PROCESS
NUMBEROFKEYS = 1
keyson

F9: RETUR

datentrfireeditkeyloop:

ON KEY(1) GOSUB datentrfireeditprocess
ON KEY(9) GOSUB datentrfireeditreturn
ON KEY(10) GOSUB datentrfireeditend
GOTO datentrfireeditkeyloop

1121

datentrfireeditprocess:

keysoff
screen0
screen1
screen2
clinparams
dataprocess
procdatadisplay

LOCATE 25, 9

COLOR 7, 4

PRINT " F1: ANOCHKEYEH F2: KAI EKTYHQEH F9: KHITPC

NUMBEROFKEYS = 2

keyson

datentrfireeditprocesskeyloop:

ON KEY(1) GOSUB datentrfireeditprocesssave
ON KEY(2) GOSUB datentrfireeditprocesssaveandprint
ON KEY(9) GOSUB datentrfireeditprocessreturn
ON KEY(10) GOSUB datentrfireeditprocessend
GOTO datentrfireeditprocesskeyloop

11211

datentrfireeditprocesssave:

keysoff
procdatasave

GOSUB datentrfirereturn

RETURN: REM end of GOSUB datentrfireedit

11212

datentrfireeditprocesssaveandprint:

keysoff
procdatasave
procdataprint

GOSUB datentrfirereturn

RETURN: REM end of GOSUB datentrfirepro

11219

datentrfireeditprocessreturn:

keysoff

RETURN LABELsaveedit: REM end of GOSUB




```

112110                                xxx
datentrfireeditprocessend:
                                keysoff
                                NUMBEROFKEYS = 2
                                GOSUB yesornot
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfireedit
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfireeditprocess

1129
datentrfireeditreturn:
                                keysoff
                                RETURN LABELesaveedit:          REM end of GOSUB datentrfr

11210
datentrfireeditend:
                                keysoff
                                NUMBEROFKEYS = 1
                                GOSUB yesornot
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfireeditend
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfireedit

119
datentrfirereturn:
                                keysoff
                                screen0
                                screen1
                                screen2
                                clinparamsums
                                RETURN LABELefireamendcalib:          REM end of GOSUB datentrfr

1110
datentrfireend:
                                keysoff
                                NUMBEROFKEYS = 2
                                GOSUB yesornot
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfireend
                                RETURN:          REM end of GOSUB datentrfire

12
datentramend:
                                keysoff

                                COLOR 4, 11
                                FOR X% = 1 TO 80
                                LOCATE 24, X%
                                PRINT " ";
                                NEXT X%

                                editsscreen
                                COLOR 7, 4
                                LOCATE 24, 7: PRINT " F1: HYP   F2: AAAAGEE   F3: BAEMONOMHEH   F9: EHIE
                                COLOR 4, 7

                                NUMBEROFKEYS = 3
                                keyson
                                RETURN datentrkeyloop:          REM end of GOSUB datentramend

```



xxx

```
13
datentrcalib:
    keysoff
    calibration
    NUMBEROFKEYS = 3
    keyson
    RETURN datentrkeyloop:      REM end of GOSUB datentrcalib
```

```
19
datentreturn:
    keysoff
    RETURN ENTERFINDSTATISTICS:      REM end of GOSUB datent
```

```
110
datentrend:
    keysoff
    NUMBEROFKEYS = 3
    GOSUB yesornot
    RETURN:      REM end of GOSUB datentrend
```

2

```
FIND:
    keysoff
    subjfound$ = "y"
```

findstart:

```
SUBJECTPOINTER$ = 1
A$(346) = "1"
```

```
PROCDAISPRINTED$ = "N"
FOR k = 1 TO 345
    A$(k) = " "
NEXT k
```

```
screen0
IF subjfound$ = "n" THEN COLOR 7, 1: LOCATE 18, 11: PRINT "Δεν βρέθηκε (άλλος)"
editscreen
```

```
SEARCHEDSUBJECT$ = ""
FOR J = 1 TO 4
    FOR k = TOTALWID$(J - 1) + 1 TO TOTALWID$(J)
        IF A$(k) = " " OR A$(k) = "" THEN A$(k) = " "
        SEARCHEDSUBJECT$ = SEARCHEDSUBJECT$ + A$(k)
    NEXT k
NEXT J
```

```
OPEN "C:\GAI\TEMP.DAT" FOR OUTPUT AS #3
PRINT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

findsearchsubj:

searchsubj

```
IF subjfound$ = "n" THEN GOTO findstart
screen0
screen1
```



```
COLOR 7, 1
LOCATE 21, 4: PRINT " Μήπως ο ασθενής με τα ανωτέρω στοιχεία είναι ο ίδιος με
COLOR 1, 7
```

```
LABELfyeno:
```

```
COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 24, X%: PRINT " "; : NEXT X%
```

```
COLOR 7, 4
```

```
LOCATE 24, 7: PRINT " F1: NAI          F2: OXI          F9: ΕΠΙΣΤΡΟΦΗ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
```

```
findsubjkeyloop:
```

```
ON KEY(1) GOSUB findsubjok
ON KEY(2) GOSUB findsubjother
ON KEY(9) GOSUB findsubjreturn
ON KEY(10) GOSUB findsubjend
GOTO findsubjkeyloop
```

```
202
```

```
findsubjother:
```

```
keysoff
```

```
OPEN "C:\GAI\TEMP.DAT" FOR INPUT AS #3
LINE INPUT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

```
FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
A$(k) = MID$(SEARCHEDSUBJECT$, k, 1)
IF A$(k) = "" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
```

```
SUBJECTPOINTER% = SUBJECTPOINTER% + 1
RETURN findsearchsubj:          REM end of GOSUB findsubjother
```

```
209
```

```
findsubjreturn:
```

```
keysoff
```

```
RETURN ENTERFINDSTATISTICS:          REM end of GOSUB findsubjreturn
```

```
2010
```

```
findsubjend:
```

```
keysoff
```

```
NUMBEROFKEYS = 2
```

```
GOSUB yesornot
```

```
RETURN:          REM end of GOSUB datentrsbjend
```

```
201
```

```
findsubjok:
```

```
keysoff
```

```
COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 21, X%: PRINT " "; : NEXT X%
```

```
COLOR 7, 4
```

```
LOCATE 24, 1: PRINT " F1: OK!  F2: ΤΡΟΠΟΠΟΙΗΣΗ φακέλλου  F3: ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΑ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 3
```



keyson

xxdii

findsubjokkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB findsubjokproceed
ON KEY(2) GOSUB findsubjokamend
ON KEY(3) GOSUB findsubjokstatistics
ON KEY(9) GOSUB findsubjokreturn
ON KEY(10) GOSUB findsubjokend
GOTO findsubjokkeyloop
```

findsubjokend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findsubjokend
```

findsubjokreturn:

```
RETURN findsearchsubj: REM end of GOSUB findsubjokreturn
```

findsubjokstatistics:

```
RETURN: REM end of GOSUB findsubjokstatistics
```

findsubjokamend:

```
keysoff
COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 21, Xt: PRINT " "; : NEXT
COLOR 7, 4
: LOCATE 24, 1: PRINT " F1:ΤΡΟΒΟΛΟΙΗΕΗ ταυτότητα F2:ΑΙΛΓΡΑΦΗ ο
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
```

findsubjokamendkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB findsubjokamendsubjid
ON KEY(2) GOSUB findsubjokamenddelsubj
ON KEY(9) GOSUB findsubjokamendreturn
ON KEY(10) GOSUB findsubjokamendend
GOTO findsubjokamendkeyloop
```

findsubjokamendend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findsubjokamendend
```

findsubjokamendreturn:

```
keysoff
RETURN findsubjok: REM end of GOSUB findsubjokamendretur
```

findsubjokamenddelsubj:

```
keysoff
delsubj
RETURN FIND: REM end of GOSUB findsubjokamenddelsubj
```

findsubjokamendsubjid:

```
screen0
REM editsscreen
screen1
editsscreen
subjdatasave
RETURN findsubjok: REM end of GOSUB findsubjokamendsubji
```



RETURN: REM end of GOSUB findsubjokamend

findsubjokproceed:

RE% = 1: TESTNUMBER% = 0

LABELtestlist:

```
COLOR 11, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 20, X%: PRINT " "; : NEXT
OPEN DIRECTORY$ + "\testlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15
GET #1, 1, NTESTS
IF RE% > NTESTS THEN LOCATE Y%(JMAX) + 3, 26: PRINT " Δεv υπάrho
GET #1, RE% + 1, SUBDIRECTORY$
CLOSE #1
IF SUBDIRECTORY$ = "deletedtest" THEN RE% = RE% + 1: GOTO LABELt
TESTNUMBER% = TESTNUMBER% + 1
SUBDIRECTORY$ = DIRECTORY$ + "\" + SUBDIRECTORY$
screen0
screen1
screen2
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\TESTDATA" FOR INPUT AS #2
LINE INPUT #2, C$
CLOSE #2
```

```
FOR J = 11 TO JMAX + 1
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
I = k - TOTALWID%(10)
A$(k) = MID$(C$, I, 1)
IF A$(k) = "_" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
screen2
clinparamsums
```

COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHT\$(STR\$(TESTNUMBER%), LEN(S

LABELokothertest:

```
keysoff
COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 24, X%: PRINT " "; : LOCAT
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 9: PRINT " F1: OK! F2: AAAH εξέταση F9: EH
COLOR 4, 7
```

NUMBEROFKEYS = 2
keyson

findtestkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB findtestok
ON KEY(2) GOSUB findtestother
ON KEY(9) GOSUB findtestreturn
ON KEY(10) GOSUB findtestend
GOTO findtestkeyloop
```

findtestend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of gosub findtestend
```

findtestreturn:

```
keysoff
RETURN findsubjok: REM end of gosub findtestreturn
```

findtestother:



```
keysoff          xxxv
RET = RET + 1
RETURN LABELtestlist:          REM end o gosub findtestot
```

findtestok:

```
keysoff
COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 21, Xt: PRINT " ";
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 1: PRINT " F1: OK!  F2: ΤΡΟΠΟΛΟΙΗΕΗ ΕΞΕΤΑΟΝΣ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 3
keyson
```

findtestokkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB findok
ON KEY(2) GOSUB findtestokamend
ON KEY(3) GOSUB findtestokstatistics
ON KEY(9) GOSUB findtestokreturn
ON KEY(10) GOSUB findtestokend
GOTO findtestokkeyloop
```

findtestokend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findtestokend
```

findtestokreturn:

```
keysoff
RETURN LABELokothertest: REM end of GOSUB finde
```

findtestokstatistics:

```
RETURN: REM end of GOSUB findtestokstatistics
```

findtestokamend:

```
keysoff
REM COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 13, Xt
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 1: PRINT " F1: ΤΡΟΠΟΛΟΙΗΕΗ ΟΤΟΛΧΕΙΟΝ
COLOR 4, 7
```

```
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
```

findtestokamendkeyloop:

```
ON KEY(1) GOSUB findtestokamendtestid
ON KEY(2) GOSUB findtestokamenddeltest
ON KEY(9) GOSUB findtestokamendreturn
ON KEY(10) GOSUB findtestokamendend
GOTO findtestokamendkeyloop
```

findtestokamendend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findtestokamend
```

findtestokamendreturn:

```
keysoff
RETURN findtestok: REM end of GOSUB find
```



```

findtestokamenddeltest:                                xxvi
                                                         keysoff
                                                         deltest
                                                         RETURN findtestother: REM end of GOSUB f

findtestokamendtestid:
                                                         editscreen
                                                         C$ = ""
                                                         FOR J = 11 TO JMAX + 1
                                                         FOR k = TOTALWID*(J - 1) + 1 TO TOTALWID
                                                         IF A$(k) = "" OR A$(k) = " " THEN A$(k)
                                                         C$ = C$ + A$(k)
                                                         NEXT k
                                                         NEXT J

                                                         OPEN SUBDIRECTORY$ + "\TESTDATA" FOR OUT
                                                         PRINT #2, C$
                                                         CLOSE #2
                                                         clinparamsums

                                                         RETURN findtestok: REM end of GOSUB find

                                                         RETURN: REM end of GOSUB findtestokamend

findok:
  keysoff
LABELfresultseedit:
  PROCDATAISPRINTED$ = "N"

  COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 24, X%: PRINT " "; : LOCATE 25, X%
  COLOR 7, 4
  LOCATE 24, 1: PRINT " F1: ΑΝΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ   F2: ΕΚΤΥΠΩΣΗ ΟΛΩΝ   F3: EDIT
  COLOR 4, 7

  NUMBEROFKEYS = 3
  keyson

findokkeyloop:
  X = 1
  ON KEY(1) GOSUB findokresults
  ON KEY(2) GOSUB findokprintall
  ON KEY(3) GOSUB findokedit
  ON KEY(9) GOSUB findokreturn
  ON KEY(10) GOSUB findokend
  GOTO findokkeyloop

findokend:
  keysoff
  NUMBEROFKEYS = 4
  GOSUB yesornot

  RETURN: REM end of GOSUB findokend

findokreturn:
  keysoff
  RETURN findtestok: REM end of GOSUB findokreturn

findokedit:
  keysoff
  rawdata$ = "n"
  screen4
  editscreen

```



```
JMAX = JMAXTEMP      xviii
rawdataread
IF rawdata$ = "n" THEN GOTO norawdata
```

LABELleaveedit:

```
signalscreen
PRINT " F1: LEAVE      F2: EDIT      F9: SCRAP AND RETUF
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
```

findokeditkeyloop:

```
X = 1
ON KEY(1) GOSUB findokeditleave
ON KEY(2) GOSUB findokeditedit
ON KEY(9) GOSUB findokeditreturn
ON KEY(10) GOSUB findokeditend
GOTO findokeditkeyloop
```

findokeditend:

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findokeditend
```

findokeditreturn:

```
keysoff
delrawdata

rawdata$ = "n"
rawdataread
IF rawdata$ = "n" THEN GOTO norawdata

RETURN LABELleaveedit:      REM end of GOSUB findokeditre
```

findokeditleave:

```
screen0
screen1
screen2
clinparansums
COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHTS$(STR$(TESTNUMBER)
RETURN findok: REM end of GOSUB findokeditleave
```

2122

findokeditedit:

```
keysoff
rawdataedit
```

LABELprocess:

```
LOCATE 29, 3
PRINT " F1: PROCESS
NUMBEROFKEYS = 1
keyson
```

findokediteditkeyloop:

```
X = 1
ON KEY(1) GOSUB findokediteditprocess
ON KEY(9) GOSUB findokediteditreturn
ON KEY(10) GOSUB findokediteditend
GOTO findokediteditkeyloop
```

21221

findokediteditprocess:

```
keysoff
screen0
screen1
```




```

screenxxxxiii
clinparamsums
COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHT$(STR$(TESTNUMBER$), LEN(S
LABELsaveprint:
dataprocess
procdatadisplay
LOCATE 25, 9
COLOR 7, 4
PRINT " F1: ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ F2: ΚΑΙ ΕΚΤΥΠΩΣΗ F9:
NUMBEROFKEYS = 2
keyson
findokediteditprocesskeyloop:
X = 1
ON KEY(1) GOSUB findokediteditprocesssave
ON KEY(2) GOSUB findokediteditprocesssaveandprint
ON KEY(9) GOSUB findokediteditprocessreturn
ON KEY(10) GOSUB findokediteditprocessend
GOTO findokediteditprocesskeyloop
findokediteditprocesssave:
keysoff
procdatasave
RETURN findokeditreturn: REM end of GOSUB
findokediteditprocesssaveandprint:
keysoff
procdatasave
procdataprint
RETURN findokeditreturn: REM end of GOSUB
findokediteditprocessreturn:
keysoff
RETURN LABELleaveedit: REM end of GOSUB
findokediteditprocessend:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findokediteditprocessend
RETURN: REM of GOSUB findokediteditprocessend
21229
findokediteditreturn:
keysoff
RETURN LABELleaveedit: REM of GOSUB findokediteditreturn
212210
findokediteditend:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM of GOSUB findokediteditend
RETURN: REM end of GOSUB findokediteditend

rawdataedit
noproadata:
screen0
screen1
screen2
clinparamsums
COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHT$(STR$(TESTNUMBER$), LEN(S
IF proadata$ = "y" THEN GOTO skipmessage
COLOR 11, 11

```



```
FOR Y% = Y%(JMAX) + 2 TO 25
FOR X% = 1 TO 80: LOCATE Y%, X%: PRINT " "; : NEXT X%
NEXT Y%
```

```
IF A$(346) = "1" THEN SP$ = "ταχύτητας κανονικής"
IF A$(346) = "2" THEN SP$ = "ταχύτητας γρήγορης "
```

```
COLOR 7, 1
LOCATE Y%(JMAX) + 4, 10: PRINT "Δεν υπάρχουν άλλες ΚΙΝΗΣΕΙΣ/ΓΑΙΜΕΝΕ
```

```
skipmessage:
norawdata:
```

```
RETURN findok: REM end of GOSUB findokedit
```

```
findokprintall:
```

```
keysoff
RETURN findok: REM end of GOSUB findokprintall
```

```
findokresults:
```

```
keysoff
procdatash = "n"
screen4
editsscreen
JMAX = JMAXTEMP
RUNNUMBER% = 1
procdatashread
dataproces
procdatashdisplay
IF procdatash = "n" THEN GOTO noprocdatash
```

```
LABELfnextprintetc:
```

```
COLOR 14, 11: LOCATE Y%(JMAX) + 1, 9: PRINT RIGHT$(STR$(RUNNUMBER
COLOR 7, 4: LOCATE 25, 1
PRINT " F1:ΚΙΝΗΣΗ F2:ΕΚΤΥΠΩΣΗ F3:ΔΙΑΓΡΑΦΗ διαδρομών F9:ΚΙ
COLOR 4, 7
NUMBEROFKEYS = 3
keyson
```

```
findokresultskeyloop:
```

```
X = 1
ON KEY(1) GOSUB findokresultsnext
ON KEY(2) GOSUB findokresultsprint
ON KEY(3) GOSUB findokresultsdelete
ON KEY(9) GOSUB findokresultsreturn
ON KEY(10) GOSUB findokeditend
GOTO findokresultskeyloop
```

```
2111
```

```
findokresultsnext:
```

```
keysoff
RUNNUMBER% = RUNNUMBER% + 1
procdatashread
IF procdatash = "n" THEN GOTO noprocdatash
dataproces
procdatashdisplay
```

```
RETURN LABELfnextprintetc: REM end of GOSUB findokresult
```

```
2112
```

```
findokresultsprint:
```



```

                keysoff          xl
                procdataprint
                RETURN LABELfnxnextprintetc: REM end of GOSUB findokresult
2114
findokresultsdelete:
                keysoff
                delprocdatadata
                RUNNUMBERt = RUNNUMBERt - 1
                RETURN findokresultsnext: REM end of GOSUB findokresults
2119
findokresultsreturn:
                keysoff
                COLOR 4, 11
                FOR Yt = Yt(JMAX) + 2 TO 25
                FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE Yt, Xt: PRINT " "; : NEXT Xt
                NEXT Yt
                FOR Xt = 9 TO 70: LOCATE Yt(JMAX) + 1, Xt: PRINT "_"; :
                RETURN findok: REM end of GOSUB findokresultsreturn
21110
findokresultsend:
                keysoff
                NUMBEROFKEYS = 4
                GOSUB yesornot

                RETURN: REM end of GOSUB findokresultsend
                RETURN:          REM end of GOSUB findokresults

                RETURN:          REM end of GOSUB findok
                RETURN:          REM end of gosub findtestok
                RETURN:          REM end of GOSUB findsubjokproceed

212
213
214
findokstatistics:
                keysoff
                RETURN:          REM end of GOSUB findokstatistics
219
2110

22
findother:

                keysoff

                OPEN "C:\GAI\TEMP.DAT" FOR INPUT AS #3

                LINE INPUT #3, id$
                CLOSE #3

                FOR J = 1 TO JMAX
                FOR k = TOTALWIDt(J - 1) + 1 TO TOTALWIDt(J)
                A$(k) = MID$(id$, k, 1)
                IF A$(k) = "" THEN A$(k) = " "

```



```
IF LEN(A$(k)) = 0 THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
```

```
search
IF found$ = "n" THEN GOTO findstart
```

```
screen1
screen2
clinparamsums
COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHT$(STR$(TESTNUMBER+), LEN(STR$(TEST
```

```
RETURN findtestok: REM end of GOSUB findother
```

```
29
findreturn:
keysoff
GOTO ENTERFINDSTATISTICS
RETURN: REM end of GOSUB findreturn
```

```
210
findend:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB findend
```

```
RETURN: REM end of GOSUB FIND
```

```
10
FIN:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 3
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB fin
```

```
yesornot:
keyson
```

```
endkeyloop:
FOR k = 1 TO 9
ON KEY(k) GOSUB dontexit
NEXT k
ON KEY(10) GOSUB yesfin
IF yesorno$ = "" THEN GOTO endkeyloop
yesorno$ = ""
```

```
RETURN: REM end of GOSUB yesornot
```

```
yesfin:
keysoff
END
```

```
RETURN: REM end of GOSUB yesfin
```

```
dontexit:
yesorno$ = "n"
RETURN: REM end of GOSUB dontexit
```



```

statistics:
CLS
NUMBEROFKEYS = 5
keyson
CLS
COLOR 15, 6
ROOT$ = "STATISTICS"
LOCATE 24, 9: COLOR 15, 4: PRINT "F1:ΟΜΑΔΑ F2:ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ 1 ΟΜΑΔΑΣ F3:ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ

```

```

keyloop1:
ON KEY(1) GOSUB ONEGROUPSTATISTICS
ON KEY(3) GOSUB TWOGROUPSTATISTICS
ON KEY(2) GOSUB dostatistics
FOR f = 4 TO 8
ON KEY(f) GOSUB keyloop1
NEXT f
ON KEY(9) GOSUB ENTERFINDSTATISTICS
ON KEY(10) GOSUB yesfin
GOTO keyloop1

```

```
dostatistics:
```

```

CLS
PRINT : PRINT
INPUT " ΕΛΑΧΙΣΤΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ ΒΗΜΑΤΩΝ ΑΝΑ ΔΙΑΔΡΟΜΗ: "; NUOFSTEPSM
PRINT
INPUT " ΕΛΑΧΙΣΤΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΑΔΡΟΜΩΝ ΑΝΑ ΒΑΔΙΣΤΗ: "; RUNMIN%
PRINT
INPUT " ΑΡΙΘΜΟΣ ΑΣΘΕΝΩΝ: "; FINSUBJECT%
CLS

```

```
INPUT "ΤΟ ΟΝΟΜΑ ΤΟΥ ΑΡΧΕΙΟΥ ΠΟΥ ΘΑ ΑΝΟΙΧΘΕΙ ΕΙΝΑΙ: "; FILNAME$
```

```
OPEN FILNAME$ FOR INPUT AS #2
```

```
REM ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΜΗΚΟΥΣ ΒΗΜΑΤΟΣ % ΤΟΥ ΥΧΟΥΣ
```

```

'FOR f = 1 TO FINSUBJECT%
'   FOR RUNNI% = 1 TO RUNMIN%
'       INPUT #2, MO#(f, RUNNI%)
'       PRINT MO#(f, RUNNI%)
'   NEXT RUNNI%
'NEXT f
'CLOSE #2

'FOR f = 1 TO FINSUBJECT%
'   FOR RUNNI% = 1 TO RUNMIN%
'       TSUM# = TSUM# + MO#(f, RUNNI%)
'   NEXT RUNNI%
'NEXT f
'MESOS# = TSUM# / (FINSUBJECT% * RUNMIN%)

```

```

'FOR f = 1 TO FINSUBJECT%
'   FOR RUNNI% = 1 TO RUNMIN%
'       SSSS# = SSSS# + (MO#(f, RUNNI%) - MESOS#) * (MO#(f, RUNNI%) - MESOS#)
'   NEXT RUNNI%

```



```
'NEXT f
'A# = SQR((SSSS#) / (FINSUBJECT# * RUNMIN#))
'Al# = A# / SQR(FINSUBJECT# * RUNMIN#)

' PRINT "MESH TIMH=", MESOS#
' PRINT "TYPIKH APOKLISH=", A#
'END
REM YPOLOGISMOS TAXYHTAS KAI MHKOYS BEMATOS & TOY YCOYS
```

```
FOR f = 1 TO FINSUBJECT#
  FOR RUNNI# = 1 TO RUNMIN#
    FOR M = 1 TO NUOFSTEPSM
      INPUT #2, MON#(f, RUNNI#, M)
      PRINT MON#(f, RUNNI#, M)
    NEXT M
  NEXT RUNNI#
NEXT f
CLOSE #2
```

```
FOR f = 1 TO FINSUBJECT#
  FOR RUNNI# = 1 TO RUNMIN#
    FOR M = 1 TO NUOFSTEPSM
      TSUM# = TSUM# + MON#(f, RUNNI#, M)
    NEXT M
  NEXT RUNNI#
NEXT f
TOTALSIZE# = FINSUBJECT# * RUNMIN# * NUOFSTEPSM
MEAN# = TSUM# / TOTALSIZE#
```

```
FOR f = 1 TO FINSUBJECT#
  FOR RUNNI# = 1 TO RUNMIN#
    FOR M = 1 TO NUOFSTEPSM
      TSUM#(f) = TSUM#(f) + MON#(f, RUNNI#, M)
    NEXT M
  NEXT RUNNI#
TSUM1#(f) = TSUM#(f) / (RUNMIN# * NUOFSTEPSM)
RESULT# = RESULT# + (TSUM1#(f) - MEAN#) * (TSUM1#(f) - MEAN#)
NEXT f
```

```
VARIANCE# = RESULT# / (FINSUBJECT# - 1)
TYPAPOK# = SQR(VARIANCE#)
TVALUE# = MEAN# / (TYPAPOK# / (SQR(FINSUBJECT#)))
PRINT
PRINT
PRINT MARY
PRINT
PRINT "TYPIKH APOKLISH=", TYPAPOK#
PRINT
PRINT MARY
PRINT
PRINT
PRINT MARY
PRINT "MESOS=", MEAN#
PRINT
PRINT
PRINT MARY
PRINT "T=", TVALUE#
```



```
INPUT " TO ONOMA TOY APXEIOY GIA STATISTIKH 2 OMAΔΩN EINAI:"; finam$
```

```
OPEN finam$ FOR OUTPUT AS #1
PRINT #1, MEAN#, VARIANCE#
CLOSE #1
```

```
GOSUB yesfin
```

```
ONEGROUPSTATISTICS:
```

```
CLS
COLOR 15, 4
PRINT : PRINT
INPUT " ΕΛΑΧΙΣΤΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ ΒΗΜΑΤΩΝ ΑΝΑ ΔΙΑΔΡΟΜΗ: "; NUMOFSTEP$M
PRINT
INPUT " ΕΛΑΧΙΣΤΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΑΔΡΟΜΩΝ ΑΝΑ ΒΑΔΙΣΤΗ: "; RUNNMIN$
PRINT
REM INPUT " ΑΡΙΘΜΟΣ ΑΣΘΕΝΩΝ: "; FINALSUBJECT$
PRINT
PRINT
PRINT
INPUT " Ο ΑΣΘΕΝΗΣ ΕΧΕΙ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΘΕΙ ΣΤΟ ΑΡΙΣΤΕΡΟ (L) Η ΣΤΟ ΔΕΞΙ (R) ΙΣΧΙΟ"; ISXI
EYRESH:
  keysoff
  subjfound$ = "y"
```

```
ffindstart:
```

```
SUBJECTPOINTER% = 1
A$(346) = "1"
```

```
PROCDAISPRINTED$ = "N"
FOR k = 1 TO 345
  A$(k) = " "
NEXT k
```

```
screen0
IF subjfound$ = "n" THEN COLOR 7, 1: LOCATE 18, 11: PRINT "Δεν βρέθηκε (άλλοι
editscreen
```

```
SEARCHEDSUBJECT$ = ""
FOR J = 1 TO 4
  FOR k = TOTALWID$(J - 1) + 1 TO TOTALWID$(J)
    IF A$(k) = " " OR A$(k) = "-" THEN A$(k) = "-"
    SEARCHEDSUBJECT$ = SEARCHEDSUBJECT$ + A$(k)
  NEXT k
NEXT J
```

```
OPEN "C:\GAI\TEMP.DAT" FOR OUTPUT AS #3
PRINT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3
```

```
ffindsearchsubj:
```



```

searchsubj
IF subjfound$ = "n" THEN GOTO findstart
screen0
screen1
COLOR 7, 1
LOCATE 21, 4: PRINT " Μήπως ο ασθενής με τα ανωτέρω στοιχεία είναι ο ίδιος με
COLOR 1, 7

```

```

LLABELyesno:
COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 24, Xt: PRINT " "; : NEXT Xt

COLOR 7, 4
LOCATE 24, 7: PRINT "      F1: ΝΑΙ      F2: ΟΧΙ      F9: ΕΠΙΤΡΟΗ      21
COLOR 4, 7

```

```

NUMBEROFKEYS = 2
keyson

```

```

ffindsubjkeyloop:
ON KEY(1) GOSUB ffindsubjok
ON KEY(2) GOSUB ffindsubjother
ON KEY(9) GOSUB ffindsubjreturn
ON KEY(10) GOSUB ffindsubjend
GOTO ffindsubjkeyloop

```

2202

```

ffindsubjother:
keysoff

OPEN "C:\GAIT\TEMP.DAT" FOR INPUT AS #3

LINE INPUT #3, SEARCHEDSUBJECT$
CLOSE #3

FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWIDt(J - 1) + 1 TO TOTALWIDt(J)
A$(k) = MID$(SEARCHEDSUBJECT$, k, 1)
IF A$(k) = "" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J

SUBJECTPOINTert = SUBJECTPOINTert + 1
RETURN ffindsearchsubj: REM end of GOSUB ffindsubjother

```

2209

```

ffindsubjreturn:
keysoff
RETURN ENTERFINDSTATISTICS: REM end of GOSUB ffindsubjreturn

```

22010

```

ffindsubjend:
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB datentrsbjend

```

2201

```

ffindsubjok:
keysoff

```




```
COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 21, X%: PRINT " "; : NEXT X%
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 1: PRINT "          F1: OK!          F9:ΕΠΙΛΕΞΕΤΕ"
COLOR 4, 7
```

```
SEARCHEDSUBJECT$ = ""
FOR J = 1 TO 4
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
IF A$(k) = " " OR A$(k) = "-" THEN A$(k) = " "
SEARCHEDSUBJECT$ = SEARCHEDSUBJECT$ + A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

```
NUMBEROFKEYS = 3
keyson
```

```
ffindsubjokkeyloop:
```

```
ON KEY(1) GOSUB ffindsubjokproceed
ON KEY(9) GOSUB ffindsubjokreturn
ON KEY(10) GOSUB ffindsubjokend
GOTO ffindsubjokkeyloop
```

```
ffindsubjokend:
```

```
keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB ffindsubjokend
```

```
ffindsubjokreturn:
```

```
RETURN ffindsearchsubj: REM end of GOSUB ffindsubjokreturn
```

```
ffindsubjokproceed:
```

```
RE% = 1: TESTNUMBER% = 0
```

```
lLABELtestlist:
```

```
COLOR 11, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 20, X%: PRINT " "; : NEXT X%
OPEN DIRECTORY$ + "\testlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15
GET #1, 1, NTESTS
IF RE% > NTESTS THEN LOCATE Y%(JMAX) + 3, 26: PRINT " Δεν υπάρχει"
GET #1, RE% + 1, SUBDIRECTORY$
CLOSE #1
```

```
IF SUBDIRECTORY$ = "deletedtest" THEN RE% = RE% + 1: GOTO lLABEL
TESTNUMBER% = TESTNUMBER% + 1
SUBDIRECTORY$ = DIRECTORY$ + "\" + SUBDIRECTORY$
screen0
screen1
screen2
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\TESTDATA" FOR INPUT AS #2
LINE INPUT #2, C$
CLOSE #2
```

```
FOR J = 11 TO JMAX + 1
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
```



```

I = k - TOTALWIDTH(10) xvi
A$(k) = MID$(C$, I, 1)
IF A$(k) = "_" THEN A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J
screen2
clinparamsums
COLOR 14, 11: LOCATE 6, 9: PRINT RIGHT$(STR$(TESTNUMBER), LEN(

```

llABELokothertest:

```

keysoff
COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 24, Xt: PRINT " "; : LOCAT
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 9: PRINT "          F1: OK!          F2: AAAB cçtaoç          F3
COLOR 4, 7

```

```

NUMBEROFKEYS = 2

```

```

keyson

```

ffindtestkeyloop:

```

ON KEY(1) GOSUB ffindtestok
ON KEY(2) GOSUB ffindtestother
ON KEY(9) GOSUB ffindtestreturn
ON KEY(10) GOSUB ffindtestend
GOTO ffindtestkeyloop

```

ffindtestend:

```

keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN:          REM end of gosub ffindtestend

```

ffindtestreturn:

```

keysoff
RETURN ffindsubjok: REM end of gosub ffindtestreturn

```

ffindtestother:

```

keysoff
RET = RET + 1
RETURN llABELtestlist:          REM end of gosub findtest

```

ffindtestok:

```

keysoff
COLOR 4, 11: FOR Xt = 1 TO 80: LOCATE 21, Xt: PRINT " ";
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 1: PRINT "          F1: OK!          F3
COLOR 4, 7

```

```

NUMBEROFKEYS = 3

```

```

keyson

```

ffindtestokkeyloop:

```

ON KEY(1) GOSUB ffindok
ON KEY(9) GOSUB ffindtestokreturn
ON KEY(10) GOSUB ffindtestokend
GOTO ffindtestokkeyloop

```

ffindtestokend:

```

keysoff
NUMBEROFKEYS = 2
GOSUB yesornot
RETURN: REM end of GOSUB ffindtestokend

```



```

ffindtestokreturn:
                                keysoff
                                RETURN lLABELokothertest: REM end of GOSUB findt

ffindok:
                                keysoff

lLABELfresultsedit:
                                PROCDATAISPRINTED$ = "N"

                                COLOR 4, 11: FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 24, X%: PRINT " "; : LOCATE 25, X%
                                COLOR 7, 4
                                LOCATE 24, 1: PRINT " F1: ΕΠΙΛΟΓΗ ΔΙΑΔΡΟΜΩΝ          F9: ΕΠΙΤΡΟΦΗ          2F1
                                COLOR 4, 7

RUNN% = 1

NUMBEROFKEYS = 4
                                keyson
ffindokkeyloop:
                                X = 1
                                ON KEY(1) GOSUB ffindokresults
                                ON KEY(2) GOSUB dostatistics
                                ON KEY(9) GOSUB ffindokreturn
                                ON KEY(10) GOSUB ffindokend
                                GOTO ffindokkeyloop

ffindokend:
                                keysoff
                                NUMBEROFKEYS = 4
                                GOSUB yesornot

                                RETURN:          REM end of GOSUB ffindokend

ffindokreturn:
                                keysoff
                                RETURN ffindtestok:          REM end of GOSUB ffindokreturn

ffindokresults:
                                keysoff
                                procdatash = "n"
                                screen4
                                editsscreen
                                JMAX = JMAXTEMP
                                RUNNUMBER% = 1
                                procdataread
                                stdataprocess

lLABELfnxtprintetc:
                                COLOR 14, 11: LOCATE Y%(JMAX) + 1, 9: PRINT RIGHT$(STR$(RUNNUMBE
                                COLOR 7, 4: LOCATE 25, 1
                                PRINT "          F1:ΕΠΙΜΕΝΗ          2F10:ΤΕΛΟΣ";
                                COLOR 4, 7

```



NUMBEROFKEYS = 3 xlx
keyson

ffindokresultskeyloop:

X = 1
ON KEY(1) GOSUB ffindokresultsnext
ON KEY(9) GOSUB ffindokresultsreturn
ON KEY(10) GOSUB ffindokresultsend
GOTO ffindokresultskeyloop

ffindokresultsnext:

keysoff
RUNNUMBER% = RUNNUMBER% + 1
procdateread
RUNN% = RUNN% + 1
REM PRINT ISXIOS
IF RUNN% > RUNNMIN% THEN
COLOR 15, 4
CLS
SUBJECT% = SUBJECT% + 1
REM PRINT SUBJECT%
INPUT "O KIOMENOI ADENHEI EXEI KEIPOYPTHEI ETO APIETEPC
GOSUB EYRESH
END IF
stdataprocess

REM procdatadisplay
IF procdat\$ = "n" THEN GOTO noprocdat
RETURN llabelfnnextprintetc: REM end of GOSUB ffindokres

ffindokresultsreturn:

keysoff
COLOR 4, 11
FOR Y% = Y%(JMAX) + 2 TO 25
FOR X% = 1 TO 80: LOCATE Y%, X%: PRINT " "; : NEXT X%
NEXT Y%
FOR X% = 9 TO 70: LOCATE Y%(JMAX) + 1, X%: PRINT " _ "; :
RETURN ffindok: REM end of GOSUB ffindokresultsreturn

ffindokresultsend:

keysoff
NUMBEROFKEYS = 4
REM GOSUB yesornot
GOSUB EYRESH
RETURN: REM end of GOSUB ffindokresultsend

RETURN: REM end of GOSUB ffindokresults

RETURN: REM end of GOSUB ffindok

RETURN: REM end of gosub ffindtestok

RETURN: REM end of GOSUB ffindsubjokproceed

TWOGROUPSTATISTICS:



CLS

INPUT " TO ONOMA TOY ΠΡΩΤΟΥ ΑΡΧΕΙΟΥ ΓΙΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ 2 ΟΜΑΔΩΝ ΕΙΝΑΙ:"; fiam\$

OPEN fiam\$ FOR INPUT AS #2
 INPUT #2, TSUM1#, VARIANCE1#
 PRINT TSUM1#, VARIANCE1#
 CLOSE #2

INPUT " TO ONOMA TOY ΔΕΥΤΕΡΟΥ ΑΡΧΕΙΟΥ ΓΙΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ 2 ΟΜΑΔΩΝ ΕΙΝΑΙ:"; fiiam\$

OPEN fiiam\$ FOR INPUT AS #3
 INPUT #3, TSUM2#, VARIANCE2#
 PRINT TSUM2#, VARIANCE2#
 CLOSE #3

Tttest# = (TSUM1# - TSUM2#) * (SQR(10)) / (SQR(VARIANCE1# + VARIANCE2#))

PRINT "tvalue=", Tttest#

DEFINT I-N
 SUB calibration

COLOR 4, 11
 FOR X% = 1 TO 80
 LOCATE 24, X%
 PRINT " ";
 NEXT X%

OPEN "C:\GAIT\CALIBR.DAT" FOR INPUT AS #1
 INPUT #1, DELAYRUNDURATION, RESTCYCLEDURATION, OLDCELLDISTANCE
 CLOSE #1

COLOR 4, 11
 LOCATE 20, 9
 PRINT "Δόστε απόσταση φωτοκυττάρων ("; OLDCELLDISTANCE; ") m:"
 COLOR 1, 7
 LOCATE 20, 49: INPUT "", CELLDISTANCE
 IF CELLDISTANCE = 0 THEN CELLDISTANCE = OLDCELLDISTANCE

: COLOR 4, 7
 LOCATE 22, 35: PRINT " Περιμένετε..."

T1 = TIMER
 FOR M = 1 TO 30000: X = 2 ^ 2: NEXT M
 T2 = TIMER
 DELAYRUNDURATION = (T2 - T1) / 30000

CH(0) = 0
 CH(1) = 1

baseadd = 768

T1 = TIMER



ii

```
FOR k = 1 TO NPNTS
FOR J = 0 TO 1
OUT baseadd + 9, 1
OUT baseadd + 10, CH(J)
```

'gain control
'set A/D channel

```
FOR vfr = 1 TO 10
asdf = 2 ^ 2
NEXT vfr
```

```
OUT baseadd + 12, 1
```

'software trigger

```
FOR vgfr = 1 TO 20
asdf = 2 ^ 2
NEXT vgfr
```

```
DO
val2 = INP(baseadd + 5)
LOOP UNTIL (val2 AND 16) <> 16
val1%(J, k) = INP(baseadd + 5) AND 15
val0%(J, k) = INP(baseadd + 4)
NEXT J
NEXT k
```

'status until the channel is appropri
'upper byte

```
T2 = TIMER
RESTCYCLEDURATION = (T2 - T1) / 2560
```

```
OPEN "C:\GAI\CALIBR.DAT" FOR OUTPUT AS #1
PRINT #1, DELAYRUNDURATION, RESTCYCLEDURATION, CELLDISTANCE
CLOSE #1
LOCATE 22, 30: PRINT " Βαθμονόμηση ολοκληρώθηκε!";
```

```
COLOR 7, 4
LOCATE 24, 7: PRINT " F1: HYP F2: ΑΔΙΑΓΚΕ F3: ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ F9: ΕΚΧΙΣΤΡΟΣΗ
COLOR 4, 7
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB clinparamsums
```

```
IF class <> "2" AND class <> "3" THEN GOTO ENDclinparamsums
```

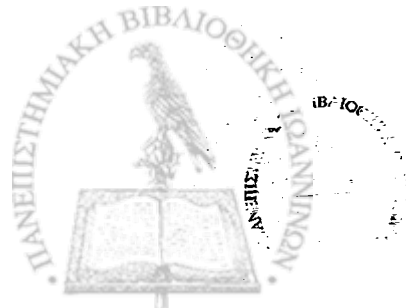
```
SHARED XSUM%, YSUM%
```

```
COLOR 4, 11
```

```
JFIRST = JMAX - 14 + 1
```

```
SU = 0
FOR J = JFIRST TO JFIRST + 5
C$ = ""
FOR I = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
C$ = C$ + A$(I)
NEXT I
```

```
v = VAL(C$)
SU = SU + v
NEXT J
```



IF SU = 0 THEN GOTO ENDclprmr

iii

```
C$ = STR$(SU)
FOR k = 1 TO 4
SA$ = MID$(C$, 1 + k, 1)
LOCATE YSUM%, XSUM% + k: PRINT SA$
NEXT k
```

JFIRST = JMAX - 8 + 1

```
SU = 0
FOR J = JFIRST TO JFIRST + 5
C$ = ""
FOR I = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
C$ = C$ + A$(I)
NEXT I
```

```
v = VAL(C$)
SU = SU + v
NEXT J
```

IF SU = 0 THEN GOTO ENDclprmr

```
C$ = STR$(SU)
FOR k = 1 TO 4
SA$ = MID$(C$, 1 + k, 1)
LOCATE YSUM% + 1, XSUM% + k: PRINT SA$
NEXT k
```

ENDclprmr:

END SUB

```
DEFINT I-N
SUB dataprocess
SHARED samplinterval
```

```
C$ = ""
FOR I = TOTALWID%(5) + 1 TO TOTALWID%(6)
C$ = C$ + A$(I)
NEXT I
```

```
HEIGHT = VAL(C$)
IF HEIGHT = 0 THEN HEIGHT = .1
```

NUMOFSTEPS = INT((1(0) - 3) / 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 sir
Z(2, M) = 100 * ((T%(0, 4 * M + 1) - T%(0, 4 * (M - 1) + 4)) / Z(0, M)): REM sin
Z(3, M) = 100 * ((T%(0, 4 * M - 2) - T%(0, 4 * (M - 1) + 1)) / Z(0, M)): REM dou
Z(4, M) = 100 * ((T%(0, 4 * M + 0) - T%(0, 4 * (M - 1) + 3)) / Z(0, M)): REM dou
Z(5, M) = 100 * ((T%(0, 4 * M - 1) - T%(0, 4 * (M - 1) + 1)) / Z(0, M)): REM ste
Z(6, M) = 100 * ((T%(0, 4 * M + 1) - T%(0, 4 * (M - 1) + 3)) / Z(0, M)): REM ste
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



HM

NEXT M
ZM(10) = CELLDISTANCE / ((Tt(1, 2) - Tt(1, 1)) * samplinterval): REM mean speed

meanandsd
ZM(11) = 100 * 100 * ZM(10) * ZM(0) / HEIGHT: REM mean full step length, the

END SUB

DEFINT I-N
SUB delprocdata
SHARED FILE\$

OPEN SUBDIRECTORY\$ + "\" + FILE\$ FOR RANDOM AS #1 LEN = 4
NF = 1

GET #NF, 1, NUMBEROFRUNS
NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS - 1
IF NUMBEROFRUNS > 0 THEN GOTO moveoneforward
CLOSE #1
CHDIR SUBDIRECTORY\$
KILL FILE\$
GOTO delprocdataend

moveoneforward:
FOR N = RUNNUMBERt TO NUMBEROFRUNS
Pt = 1 + 15 * N

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, NUMOFSTEPS

FOR J = 0 TO 6
Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, ZM(J)
NEXT J

FOR J = 0 TO 4
Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, ZSD(J)
NEXT J

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, P(0)

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, P(1)

Pt = 1 + 15 * (N - 1)
Pt = Pt + 1
PUT #NF, Pt, NUMOFSTEPS

FOR J = 0 TO 6
Pt = Pt + 1
PUT #NF, Pt, ZM(J)
NEXT J

FOR J = 0 TO 4
Pt = Pt + 1
PUT #NF, Pt, ZSD(J)
NEXT J




```
P% = P% + 1
PUT #NF, P%, P(0)
```

liv

```
P% = P% + 1
PUT #NF, P%, P(1)
```

```
NEXT N
```

```
PUT #1, 1, NUMBEROFRUNS
CLOSE #1
```

```
delprocdataend:
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB delrawdata
```

```
SHARED FILE$
```

```
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\" + FILE$ FOR RANDOM AS #1 LEN = 4
```

```
GET #1, 2, NUMBEROFRUNS
NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS - 1
PUT #1, 2, NUMBEROFRUNS
CLOSE #1
IF NUMBEROFRUNS > 0 THEN GOTO delrawdataend
```

```
CHDIR SUBDIRECTORY$
KILL FILE$
```

```
delrawdataend:
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB delsubj
```

```
OPEN DIRECTORY$ + "\testlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15
GET #1, 1, NTESTS
RE% = 1
FOR NT = 1 TO NTESTS
GET #1, RE% + 1, SUBDIRECTORY$
SUBDIRECTORY$ = DIRECTORY$ + "\" + SUBDIRECTORY$
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\TESTDATA" FOR INPUT AS #2
CLOSE #2
KILL SUBDIRECTORY$ + "\*.*"
CHDIR DIRECTORY$
RMDIR SUBDIRECTORY$
RE% = RE% + 1
NEXT NT
CLOSE #1
KILL DIRECTORY$ + "\*.*"
CHDIR "C:\GAIT"
RMDIR DIRECTORY$
```

```
OPEN "C:\GAIT\subjlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 115
RE% = SUBJECTPOINTER% + 1
C$ = "_____DELETED SUBJECT"
PUT #1, RE%, C$
CLOSE #1
```



END SUB

DEFINT I-N
SUB deltest

OPEN DIRECTORY\$ + "\testlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15
C\$ = "deletedtest"
PUT #1, RE# + 1, C\$
CLOSE #1

OPEN SUBDIRECTORY\$ + "\TESTDATA" FOR INPUT AS #2
CLOSE #2
KILL SUBDIRECTORY\$ + "*.*"
CHDIR DIRECTORY\$
RMDIR SUBDIRECTORY\$

END SUB

SUB editsscreen
DEFINT I-N

IF editsscrn\$ = "n" THEN GOTO editsscreenend

SCREEN 0, 1

COLOR 11, 11
FOR X# = 1 TO 80: LOCATE 21, X#: PRINT " "; : NEXT X#

COLOR 7, 4
LOCATE 21, 11: PRINT " ΜΕΤΑ ΤΗ ΕΥΜΕΛΗΠΡΟΗ ΤΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΕ 2 ΣΟΦΕΙ <ENTER>
COLOR 1, 7

J = JINTERUPT
k = 1

changeField:

IF J > JMAX THEN J = JMIN
IF J < JMIN THEN J = JMAX
k = TOTALWID#(J - 1) + 1
IV = Y#(J)
IH = XMIN#(J)

changeX:

IF k > TOTALWID#(J) THEN J = J + DJ#(J): GOTO changeField
IF k < TOTALWID#(J - 1) + 1 THEN J = J - DJ#(J - 1): GOTO changeField
LOCATE IV, IH, 1

loop1:

k\$ = INKEY\$: IF k\$ = "" THEN GOTO loop1

N = ASC(k\$)

IF N = 0 AND INSTR(k\$, "M") > 0 THEN IH = IH + 1: k = k + 1: GOTO changeX
IF N = 0 AND INSTR(k\$, "K") > 0 THEN IH = IH - 1: k = k - 1: GOTO changeX
IF N = 0 AND INSTR(k\$, "S") > 0 THEN A\$(k) = " ": LOCATE IV, IH, 1: PRINT A\$(k):
IF N = 0 THEN GOTO loop1



```

IF N = 8 AND k > TOTALWID% (J - 1) + 1 THEN A$(k - 1) = " ": LOCATE IV, IH - 1, 1
IF N = 8 AND k < TOTALWID% (J - 1) + 2 THEN GOTO changeX
IF N = 9 THEN J = J + DJ%(J): GOTO changefield
IF N <> 13 THEN Count% = 0 ELSE Count% = Count% + 1
IF N = 13 AND Count% < 2 THEN J = J + DJ%(J): GOTO changefield
IF Count% = 2 THEN GOTO endsubeditscreen

```

```

IF k = TOTALWID%(2) + 1 AND INSTR(1, "0A0a", k$) = 0 THEN GOTO loop1
IF k = 262 AND INSTR(1, "A0a0", k$) = 0 THEN GOTO loop1
IF k = TOTALWID%(36) + 1 AND INSTR(1, "12", k$) = 0 THEN GOTO loop1
IF (k = TOTALWID%(36) + 2 OR k = TOTALWID%(36) + 3) AND INSTR(1, "0123456789", k$) = 0 THEN GOTO loop1

```

```

PRINT k$
A$(k) = k$
IH = IH + 1: k = k + 1: GOTO changeX

```

```

endsubeditscreen:
clas$ = A$(TOTALWID%(3) + 1)

```

```

COLOR 4, 11
FOR Y% = 19 TO 21
FOR X% = 1 TO 80
LOCATE Y%, X%: PRINT " "
NEXT X%
NEXT Y%

```

```

BEEP: BEEP

```

```

editscreenend:
END SUB

```

```

DEFINT I-N
SUB fire
SHARED samplinterval, CELLDISTANCE

```

```

DURATION = VAL(A$(347) + A$(348))

```

```

OPEN "C:\GAI\CALIBR.DAT" FOR INPUT AS #1
INPUT #1, DELAYRUNDURATION, RESTCYCLEDURATION, CELLDISTANCE
CLOSE #1

```

```

DELAYRUNS% = (DURATION / NPNTS - RESTCYCLEDURATION) / DELAYRUNDURATION

```

```

CH(0) = 0
CH(1) = 1

```

```

COLOR 4, 7
FOR X% = 1 TO 80: LOCATE 25, X%: PRINT " ": NEXT X%

```

```

baseadd = 768

```

```

FOR J = 1 TO 10
OUT baseadd + 9, 1 'start conversion
OUT baseadd + 10, 0 'set A/D channel

```

```

FOR xxx = 1 TO 10
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx

```

```

OUT baseadd + 12, 1 'software trigger

```



MM

```
FOR xxx = 1 TO 20
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx
```

```
DO
val2 = INP(baseadd + 5)
LOOP UNTIL (val2 AND 16) <> 16      'status until the channel is appropriate
val1 = INP(baseadd + 5) AND 15      'upper byte
val0 = INP(baseadd + 4)             'lower byte
vtemp# = 256 * val1 + val0 - 2048
vtempprevious# = vtemp#
NEXT J
```

sampleandforget:

```
baseadd = 768
FOR J = 1 TO 10
OUT baseadd + 9, 1 'gain control
OUT baseadd + 10, 0 'set A/D channel
```

```
FOR xxx = 1 TO 10
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx
```

```
OUT baseadd + 12, 1 'software trigger
FOR xxx = 1 TO 20
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx
```

```
DO
val2 = INP(baseadd + 5)
LOOP UNTIL (val2 AND 16) <> 16      'status until the channel is appropriate
val1 = INP(baseadd + 5) AND 15      'upper byte
val0 = INP(baseadd + 4)             'lower byte
vtemp# = 256 * val1 + val0 - 2048
```

```
'PRINT vtemp#
'PRINT vtempprevious#
```

```
IF ABS(vtemp# - vtempprevious#) > 1000 THEN GOTO sampleandkeep
vtempprevious# = vtemp#
NEXT J
GOTO sampleandforget
```

sampleandkeep:

```
LOCATE 22, 33: COLOR 7, 4: PRINT " ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ... ";
```

T1 = TIMER

```
FOR k = 1 TO NPNTS
FOR M = 1 TO DELAYRUNS#: X = 2 ^ 2: NEXT M
FOR J = 0 TO 1
OUT baseadd + 9, 1
OUT baseadd + 10, CH(J)
```

```
'gain control
'set A/D channel
```

```
FOR xxx = 1 TO 10
```



```
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx
```

iiii

```
OUT baseadd + 12, 1 'software trigger
FOR xxx = 1 TO 20
asd = 2 ^ 2
NEXT xxx
```

```
DO
val2 = INP(baseadd + 5)
LOOP UNTIL (val2 AND 16) <> 16 'status until the channel is appropria
val1%(J, k) = INP(baseadd + 5) AND 15 'upper byte
val0%(J, k) = INP(baseadd + 4) 'lower byte
'PRINT val1%(J, k), val0%(J, k)
NEXT J
NEXT k
```

```
LOCATE 22, 33: COLOR 4, 7: PRINT "
```

```
T2 = TIMER
```

```
samplinterval = (T2 - T1) / NPNTS
'PRINT samplinterval
```

```
FOR k = 1 TO NPNTS
FOR J = 0 TO 1
v%(J, k) = (256 * val1%(J, k) + val0%(J, k) - 2048) * 10
NEXT J
'PRINT v%(1, k)
NEXT k
```

```
FOR k = 1 TO NPNTS
IF v%(0, k) > 2000 THEN v%(0, k) = 5000 ELSE v%(0, k) = 0
IF v%(1, k) > 2000 THEN v%(1, k) = 5000 ELSE v%(1, k) = 0
NEXT k
```

```
FOR J = 0 TO 1
FOR k = 2 TO NPNTS - 1
IF v%(J, k) <> v%(J, k - 1) AND v%(J, k) <> v%(J, k + 1) THEN v%(J, k) = v%(J, k)
NEXT k
NEXT J
```

```
GOTO skipfalse
```

```
skipfalse:
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB grlatin
```

```
SHARED I, ascnum%, C$
```

```
IF ascnum% > 233 THEN ascnum% = 95
IF ascnum% > 175 AND ascnum% < 224 THEN ascnum% = 95
IF ascnum% > 122 AND ascnum% < 128 THEN ascnum% = 95
IF ascnum% > 90 AND ascnum% < 97 THEN ascnum% = 95
IF ascnum% > 57 AND ascnum% < 65 THEN ascnum% = 95
```



```
IF ascnumt < 46 THEN ascnumt = 95
IF ascnumt = 46 AND I <> 9 THEN ascnumt = 95
IF ascnumt = 47 THEN ascnumt = 95
```

```
IF ascnumt < 128 THEN GOTO endgrlatin
```

```
IF ascnumt = 225 OR ascnumt = 152 OR ascnumt = 128 THEN ascnumt = 65
IF ascnumt = 153 OR ascnumt = 129 THEN ascnumt = 66
IF ascnumt = 175 OR ascnumt = 150 THEN ascnumt = 67
IF ascnumt = 155 OR ascnumt = 131 THEN ascnumt = 68
IF ascnumt = 226 OR ascnumt = 156 OR ascnumt = 132 THEN ascnumt = 69
IF ascnumt = 173 OR ascnumt = 148 THEN ascnumt = 70
IF ascnumt = 154 OR ascnumt = 130 THEN ascnumt = 71
IF ascnumt = 227 OR ascnumt = 158 OR ascnumt = 134 THEN ascnumt = 72
IF ascnumt = 228 OR ascnumt = 229 OR ascnumt = 160 OR ascnumt = 136 THEN ascnumt
IF ascnumt = 165 OR ascnumt = 141 THEN ascnumt = 74
IF ascnumt = 161 OR ascnumt = 137 THEN ascnumt = 75
IF ascnumt = 162 OR ascnumt = 138 THEN ascnumt = 76
IF ascnumt = 163 OR ascnumt = 139 THEN ascnumt = 77
IF ascnumt = 164 OR ascnumt = 140 THEN ascnumt = 78
IF ascnumt = 230 OR ascnumt = 166 OR ascnumt = 142 THEN ascnumt = 79
IF ascnumt = 167 OR ascnumt = 143 THEN ascnumt = 80
IF ascnumt = 168 OR ascnumt = 144 THEN ascnumt = 82
IF ascnumt = 170 OR ascnumt = 169 OR ascnumt = 145 THEN ascnumt = 83
IF ascnumt = 171 OR ascnumt = 146 THEN ascnumt = 84
IF ascnumt = 159 OR ascnumt = 135 THEN ascnumt = 85
IF ascnumt = 233 OR ascnumt = 224 OR ascnumt = 151 THEN ascnumt = 86
IF ascnumt = 174 OR ascnumt = 149 THEN ascnumt = 88
IF ascnumt = 231 OR ascnumt = 232 OR ascnumt = 172 OR ascnumt = 147 THEN ascnumt
IF ascnumt = 157 OR ascnumt = 133 THEN ascnumt = 90
```

```
endgrlatin:
```

```
C$ = CHR$(ascnumt)
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB keysoff
```

```
FOR I = 1 TO 12
KEY(I) OFF
NEXT I
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB keyson
```

```
FOR I = 1 TO NUMBEROFKEYS
KEY(I) ON
NEXT I
```

```
FOR I = NUMBEROFKEYS + 1 TO 8
KEY(I) OFF
NEXT I
```

```
KEY(9) ON
KEY(10) ON
```

```
END SUB
```



```

DEFINT I-N
SUB meanandsd
  SHARED CM2, SD2, P

  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 J = 7 TO 9
  CM2 = ZM(J)
  SD2 = ZSD(J)

  ttest
  P(J - 7) = P
  NEXT J

  END SUB

DEFINT I-N
SUB oldscreen2

  SHARED I, ascnum%, C$
  SHARED XSUM%, YSUM%

  editscrn$ = "y"

  LOCATE 7, 9: PRINT "ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:"
  XMIN%(11) = 22: XMAX%(11) = 74: Y%(11) = 7
  XMIN%(12) = 22: XMAX%(12) = 74: Y%(12) = 8

  JMAX = 12
  FOR J = 11 TO JMAX
  WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
  TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
  NEXT J

  FOR k = TOTALWID%(10) + 1 TO TOTALWID%(10) + 65
  KK = k - TOTALWID%(10)
  A$(k + 1) = oa$(120 + KK)
  NEXT k

  IF clas$ = "0" OR clas$ = " " THEN GOTO oldscreen2end

```



```
FOR k = TOTALWIDt(10) + 1 TO TOTALWIDt(10) + 65
KK = k - TOTALWIDt(10)
A$(k + 1) = " "
NEXT k
```

```
COLOR 4, 11
```

```
COLOR 4, 11
FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE 9, IX
PRINT " "
NEXT IX
```

```
LOCATE 7, 9: PRINT "ΔΙΑΓΝΩΣΗ      :"  
LOCATE 8, 9: PRINT "ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:"  
LOCATE 10, 9: PRINT "      Κυρίως πρόσχουσα πλευρά (Α,Δ):      μήνες μετά την εγκείρι
```

```
XMINt(11) = 22: XMAXt(11) = 74: Yt(11) = 7  
XMINt(12) = 22: XMAXt(12) = 74: Yt(12) = 8  
XMINt(13) = 22: XMAXt(13) = 74: Yt(13) = 9  
XMINt(14) = 42: XMAXt(14) = 42: Yt(14) = 10  
XMINt(15) = 72: XMAXt(15) = 74: Yt(15) = 10
```

```
JMAX = 15
```

```
FOR J = 11 TO JMAX  
WIDt(J) = XMAXt(J) - XMINt(J) + 1  
TOTALWIDt(J) = TOTALWIDt(J - 1) + WIDt(J)  
NEXT J
```

```
FOR k = TOTALWIDt(10) + 1 TO TOTALWIDt(10) + 42  
KK = k - TOTALWIDt(10)  
A$(k) = oa$(28 + KK)  
NEXT k
```

```
FOR k = TOTALWIDt(11) + 1 TO TOTALWIDt(11) + 65  
KK = k - TOTALWIDt(11)  
A$(k) = oa$(120 + KK)  
NEXT k
```

```
A$(TOTALWIDt(13) + 1) = oa$(71)
```

```
FOR k = TOTALWIDt(14) + 1 TO TOTALWIDt(14) + 3  
KK = k - TOTALWIDt(14)  
A$(k) = oa$(115 + KK)  
NEXT k
```

```
IF VAL(class$) = 1 THEN GOTO oldhip  
IF VAL(class$) = 2 THEN GOTO oldknee  
IF VAL(class$) = 3 THEN GOTO oldhipandknee  
IF INSTR(1, class$, "3") = 0 THEN GOTO oldscreen2end
```

```
oldhip:
```

```
LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ"  
LOCATE 12, 13: PRINT "/Ιοx(ο  Α: Πόν=  Κίν=  Βάθ=""  
LOCATE 13, 13: PRINT "      Δ: Πόν=  Κίν=  Βάθ=""
```

```
XMINt(16) = 28: XMAXt(16) = 30: Yt(16) = 12  
XMINt(17) = 36: XMAXt(17) = 38: Yt(17) = 12  
XMINt(18) = 44: XMAXt(18) = 46: Yt(18) = 12
```



XMIN%(19) = 28: XMAX%(19) = 30: Y%(19) = 13
XMIN%(20) = 36: XMAX%(20) = 38: Y%(20) = 13
XMIN%(21) = 44: XMAX%(21) = 46: Y%(21) = 13

JMAX = 21

FOR J = 16 TO JMAX
WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
NEXT J

FOR k = TOTALWID%(15) + 1 TO TOTALWID%(21)
KK = k - TOTALWID%(15)
AS(k) = oa\$(71 + KK)
NEXT k

GOTO oldscreen2end

oldknee:

COLOR 4, 11

LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ"

LOCATE 12, 13: PRINT "/Γόνατο Α: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥΝ="

LOCATE 13, 13: PRINT " Δ: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥΝ="

XMIN%(16) = 27: XMAX%(16) = 28: Y%(16) = 12
XMIN%(17) = 33: XMAX%(17) = 34: Y%(17) = 12
XMIN%(18) = 41: XMAX%(18) = 42: Y%(18) = 12
XMIN%(19) = 49: XMAX%(19) = 51: Y%(19) = 12
XMIN%(20) = 56: XMAX%(20) = 57: Y%(20) = 12
XMIN%(21) = 62: XMAX%(21) = 63: Y%(21) = 12
XMIN%(22) = 27: XMAX%(22) = 28: Y%(22) = 13
XMIN%(23) = 33: XMAX%(23) = 34: Y%(23) = 13
XMIN%(24) = 41: XMAX%(24) = 42: Y%(24) = 13
XMIN%(25) = 49: XMAX%(25) = 51: Y%(25) = 13
XMIN%(26) = 56: XMAX%(26) = 57: Y%(26) = 13
XMIN%(27) = 62: XMAX%(27) = 63: Y%(27) = 13
XSUM% = 69: YSUM% = 12

JMAX = 27

GOTO oldscreen2end

oldhipandknee:

COLOR 4, 11

LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ"

LOCATE 12, 13: PRINT "/Ισχίο Α: Πόν= Κίν= Βάδ="

LOCATE 13, 13: PRINT " Δ: Πόν= Κίν= Βάδ="

LOCATE 14, 13: PRINT "/Γόνατο Α: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥΝ="

LOCATE 15, 13: PRINT " Δ: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥΝ="

XMIN%(16) = 28: XMAX%(16) = 30: Y%(16) = 12
XMIN%(17) = 36: XMAX%(17) = 38: Y%(17) = 12
XMIN%(18) = 44: XMAX%(18) = 46: Y%(18) = 12
XMIN%(19) = 28: XMAX%(19) = 30: Y%(19) = 13
XMIN%(20) = 36: XMAX%(20) = 38: Y%(20) = 13
XMIN%(21) = 44: XMAX%(21) = 46: Y%(21) = 13
XMIN%(22) = 27: XMAX%(22) = 28: Y%(22) = 14
XMIN%(23) = 33: XMAX%(23) = 34: Y%(23) = 14
XMIN%(24) = 41: XMAX%(24) = 42: Y%(24) = 14



```

XMIN%(25) = 49: XMAX%(25) = 51: Y%(25) = 14
XMIN%(26) = 56: XMAX%(26) = 57: Y%(26) = 14
XMIN%(27) = 62: XMAX%(27) = 63: Y%(27) = 14
XMIN%(28) = 27: XMAX%(28) = 28: Y%(28) = 15
XMIN%(29) = 33: XMAX%(29) = 34: Y%(29) = 15
XMIN%(30) = 41: XMAX%(30) = 42: Y%(30) = 15
XMIN%(31) = 49: XMAX%(31) = 51: Y%(31) = 15
XMIN%(32) = 56: XMAX%(32) = 57: Y%(32) = 15
XMIN%(33) = 62: XMAX%(33) = 63: Y%(33) = 15
XSUM% = 69: YSUM% = 14

```

```
JMAX = 33
```

```
oldscreen2end:
```

```

COLOR 4, 11
FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE Y%(JMAX) + 1, IX
PRINT " "
LOCATE Y%(JMAX) + 3, IX
PRINT " "
NEXT IX

```

```

LOCATE Y%(JMAX) + 2, 9: PRINT "Αερόφων:           Εξεταστής:           Ημερ"
XMIN%(JMAX + 1) = 17: XMAX%(JMAX + 1) = 29: Y%(JMAX + 1) = Y%(JMAX) + 2
XMIN%(JMAX + 2) = 41: XMAX%(JMAX + 2) = 52: Y%(JMAX + 2) = Y%(JMAX) + 2
XMIN%(JMAX + 3) = 65: XMAX%(JMAX + 3) = 74: Y%(JMAX + 3) = Y%(JMAX) + 2

```

```

JMIN = 11
JMAX = JMAX + 2
JINTERUPT = 11

```

```

FOR J = 11 TO JMAX
WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
NEXT J

```

```

FOR k = TOTALWID%(JMAX - 1) + 1 TO TOTALWID%(JMAX - 1) + 10
KK = k - TOTALWID%(JMAX - 1)
A$(k) = MID$("Κουκουμπής", KK, 1)
NEXT k
COLOR 1, 7

```

```

FOR J = 11 TO JMAX
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
KK = k - TOTALWID%(J - 1)
IV = Y%(J)
IH = XMIN%(J) + KK - 1

```

```

LOCATE IV, IH
IF A$(k) = " " THEN A$(k) = " "
PRINT A$(k)
NEXT k
NEXT J

```

```

WID%(JMAX + 1) = XMAX%(JMAX + 1) - XMIN%(JMAX + 1) + 1: REM DATE FIELD
TOTALWID%(JMAX + 1) = TOTALWID%(JMAX) + WID%(JMAX + 1)
IF VAL(A$(TOTALWID%(JMAX) + 1) + A$(TOTALWID%(JMAX) + 2)) > 0 THEN GOTO oldexits

```



```

FOR k = TOTALWID%(JMAX) + 1 TO TOTALWID%(JMAX) + 8
KK = k - TOTALWID%(JMAX)
A$(k) = oa$(191 + KK)
NEXT k

```

```
oldexitscreen2:
```

```

COLOR 1, 7
FOR k = TOTALWID%(JMAX) + 1 TO TOTALWID%(JMAX + 1)
KK = k - TOTALWID%(JMAX)
IV = Y%(JMAX + 1)
IH = XMIN%(JMAX + 1) + KK - 1
LOCATE IV, IH
PRINT A$(k);
NEXT k
COLOR 4, 11

```

```
END SUB
```

```

DEFINT I-N
SUB procdatadisplay

```

```
RZM(0) = CINT(100 * ZM(0)) / 100: RZSD(0) = CINT(100 * ZSD(0)) / 100
```

```

FOR I = 1 TO 6
RZM(I) = CINT(10 * ZM(I)) / 10
RZSD(I) = CINT(10 * ZSD(I)) / 10
NEXT I

```

```

FOR I = 7 TO 9
RZM(I) = CINT(100 * ZM(I)) / 100
RZSD(I) = CINT(100 * ZSD(I)) / 100
NEXT I

```

```
RZM(10) = CINT(100 * ZM(10)) / 100
```

```
IF ZM(11) > 1000 THEN RZM11$ = "*****" ELSE RZM(11) = CINT(10 * ZM(11)) / 10: A$
```

```

FOR J = 0 TO 2
P(J) = 1 + P(J)
P$ = STR$(P(J))
l = LEN(P$)
P$ = RIGHT$(P$, l - 2)
PC$(J) = "p<0" + P$
IF P(J) = 1 THEN PC$(J) = ""
NEXT J

```

```
IF Y%(JMAX) = 17 THEN LOCATE 25, 9: PRINT "      ": Y%(JMAX) = Y%(JMAX) - 1
```

```
Y% = Y%(JMAX) + 2
```

```
COLOR 4, 14
```

```

LOCATE Y%, 9: PRINT "
LOCATE Y% + 1, 9: PRINT " πλήρη βήματα διάρκειας
LOCATE Y% + 2, 9: PRINT "

```

```
(SD= ) s, μήκους
Ταχύτητα (
```



```

LOCATE Y% + 3, 9: PRINT "Διάκριση Μέση (SD ) (% κύκλου)
LOCATE Y% + 4, 9: PRINT " Μόνο- Α: ( ) Διποδική Α: ( ) Βήμα Α
LOCATE Y% + 5, 9: PRINT " Δ: ( ) (πίσω) Δ: ( ) (πίσω) Δ
LOCATE Y% + 6, 9: PRINT " Λόγος Α/Δ: ( ) ( )
LOCATE Y% + 7, 9: PRINT "

```

COLOR 1, 14

```

A$ = STR$(RZM(0)): 1 = LEN(A$): RZM0$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(1)): 1 = LEN(A$): RZM1$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(2)): 1 = LEN(A$): RZM2$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(3)): 1 = LEN(A$): RZM3$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(4)): 1 = LEN(A$): RZM4$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(5)): 1 = LEN(A$): RZM5$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(6)): 1 = LEN(A$): RZM6$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(7)): 1 = LEN(A$): RZM7$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(8)): 1 = LEN(A$): RZM8$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZM(9)): 1 = LEN(A$): RZM9$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)

```

```

A$ = STR$(RZSD(0)): 1 = LEN(A$): RZSD0$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(1)): 1 = LEN(A$): RZSD1$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(2)): 1 = LEN(A$): RZSD2$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(3)): 1 = LEN(A$): RZSD3$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(4)): 1 = LEN(A$): RZSD4$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(5)): 1 = LEN(A$): RZSD5$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(6)): 1 = LEN(A$): RZSD6$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(7)): 1 = LEN(A$): RZSD7$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(8)): 1 = LEN(A$): RZSD8$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
A$ = STR$(RZSD(9)): 1 = LEN(A$): RZSD9$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)

```

```

A$ = STR$(RZM(10)): 1 = LEN(A$): RZM10$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)

```

```

A$ = STR$(NUMOFSTEPS): 1 = LEN(A$): NUM$ = RIGHTS(A$, 1 - 1)
IF A$(346) = "1" THEN V$ = "κανονική" ELSE V$ = "υπεργραφή"

```

```

LOCATE Y% + 1, 9: PRINT NUM$: : LOCATE Y% + 1, 35: PRINT RZM0$: : LOCATE Y% + 1,
LOCATE Y% + 2, 56: PRINT V$: : LOCATE Y% + 2, 67: PRINT RZM10$:
LOCATE Y% + 4, 20: PRINT RZM1$: : LOCATE Y% + 4, 26: PRINT RZSD1$: : LOCATE Y% .
LOCATE Y% + 5, 20: PRINT RZM2$: : LOCATE Y% + 5, 26: PRINT RZSD2$: : LOCATE Y% .
LOCATE Y% + 6, 20: PRINT RZM7$: : LOCATE Y% + 6, 26: PRINT RZSD7$: : LOCATE Y% .

```

```

LOCATE Y% + 7, 20: PRINT PC$(0): : LOCATE Y% + 7, 44: PRINT PC$(1): : LOCATE Y%

```

COLOR 4, 8

END SUB

DEFINT I-N

SUB procdataprint

REM LPRINT CHR\$(27); "&l00"; CHR\$(27); "(100"; CHR\$(27); "*c12D"

YSTART% = Y%(JMAX) + 2

IF PROCDATAISPRINTED\$ = "N" THEN YSTART% = 1: LPRINT : LPRINT

FOR Y% = YSTART% TO Y%(JMAX) + 8

C\$ = ""

FOR X% = 1 TO 80

REM C\$ = C\$ + CHR\$(27) + CHR\$(40) + CHR\$(115) + CHR\$(48) + CHR\$(66)

REM COL% = SCREEN(Y%, X%, 1)



```
REM IF COL% = 100 THEN C$ = C$ + CHR$(27) + CHR$(40) + CHR$(115) + CHR$(51) + C$
C$ = C$ + CHR$(SCREEN(Y%, X%))
NEXT X%
LPRINT C$
NEXT Y%
```

```
REM COL% = SCREEN(11, 9, 1)
REM PRINT COL%
REM COL% = SCREEN(11, 35, 1)
REM PRINT COL%
```

```
C$ = "      "
FOR X% = 9 TO 74
C$ = C$ + " - "
NEXT X%
LPRINT C$
```

```
PROCDAISPRINTED$ = "Y"
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB procdateread
```

```
SHARED FILE$
```

```
IF A$(346) = "2" THEN GOTO procdatereadsp2
```

```
procdatereadsp1:
```

```
NF = 1
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\PROCDATA.SP1" FOR RANDOM AS #NF LEN = 4
```

```
GET #NF, 1, NUMBEROFRUNS
```

```
IF RUNNUMBER% > NUMBEROFRUNS THEN GOTO procdatereadexit
```

```
P% = 1 + 68 * (RUNNUMBER% - 1)
```

```
P% = P% + 1
GET #NF, P%, CELLDISTANCE
```

```
P% = P% + 1
GET #NF, P%, samplinterval
```

```
P% = P% + 1
GET #NF, P%, l(0)
```

```
FOR M = 1 TO l(0)
P% = P% + 1
GET #NF, P%, T%(0, M)
NEXT M
```

```
FOR M = 1 TO 2
P% = P% + 1
GET #NF, P%, T%(1, M)
NEXT M
```

```
CLOSE #NF
```



```

FILE$ = "PROC DATA.SP1"
procdatas = "y"
GOTO procdatereadend

procdatereadsp2:
NF = 2
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\PROC DATA.SP2" FOR RANDOM AS #NF LEN = 4

GET #NF, 1, NUMBEROFRUNS
IF RUNNUMBER# > NUMBEROFRUNS THEN GOTO procdatereadexit

Pt = 1 + 68 * (RUNNUMBER# - 1)

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, CELLDISTANCE

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, samplinterval

Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, l(0)

FOR M = 1 TO l(0)
Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, Tt(0, M)
NEXT M

FOR M = 1 TO 2
Pt = Pt + 1
GET #NF, Pt, Tt(1, M)
NEXT M

CLOSE #NF

FILE$ = "PROC DATA.SP2"
procdatas = "y"
GOTO procdatereadend

procdatereadexit:
procdatas = "n"
CLOSE #NF

procdatereadend:

END SUB

DEFINT I-N
SUB procdatasave

OPEN SUBDIRECTORY$ + "\PROC DATA.SP1" FOR RANDOM AS #1 LEN = 4
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\PROC DATA.SP2" FOR RANDOM AS #2 LEN = 4

NF = 1
IF A$(346) = "2" THEN NF = 2

GET #NF, 1, NUMBEROFRUNS
Pt = 1 + 68 * NUMBEROFRUNS

Pt = Pt + 1

```



PUT #NF, P%, CELLDISTANCE

lxviii

P% = P% + 1

PUT #NF, P%, samplinterval

P% = P% + 1

PUT #NF, P%, l(0)

FOR M = 1 TO l(0)

P% = P% + 1

PUT #NF, P%, T%(0, M)

NEXT M

FOR M = 1 TO 2

P% = P% + 1

PUT #NF, P%, T%(1, M)

NEXT M

NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS + 1

PUT #NF, 1, NUMBEROFRUNS

CLOSE #1

CLOSE #2

END SUB

DEFINT I-N

SUB rawdataedit

COLOR 12

LINE (0, 445)-(639, 470), 16, BF

OFFSET% = 100

ZERO%(0) = 25

ZERO%(1) = 80

LOCATE 27, 33

PRINT " OK = <ENTER> "

J = 0

l(J) = 0

v%(J, 0) = 0

FOR k = 1 TO NPNTS

IF l(J) = 0 THEN kstep = -10

VU% = v%(J, k - 1) + 1000

VL% = v%(J, k - 1) - 1000

IF (v%(J, k) > VU% AND k > kstep + 3) THEN l(J) = l(J) + 1: T%(J, l(J)) = k - 1:

IF (v%(J, k) < VL% AND k > kstep + 3) THEN l(J) = l(J) + 1: T%(J, l(J)) = k - 1:

IF l(J) = 63 THEN k = NPNTS

NEXT k

FOR M = 6 TO l(J) - 5:

REM ignore first and last step

T%(J, M - 5) = T%(J, M)

NEXT M

l(J) = l(J) - 10

J = 1

l(J) = 0

FOR k = 2 TO NPNTS

VU% = v%(J, k - 1) + 1500



```

VL% = v%(J, k - 1) - 1500
IF v%(J, k) > VU% THEN l(J) = l(J) + 1: T%(J, l(J)) = k - 1: k = k + 500
IF l(J) = 2 THEN GOTO stepdetectionexit
IF v%(J, k) < VL% THEN l(J) = l(J) + 1: T%(J, l(J)) = k - 1: k = k + 500
IF l(J) = 2 THEN GOTO stepdetectionexit
NEXT k

```

stepdetectionexit:

```

FOR J = 0 TO 1
T%(J, 0) = 0: T%(J, l(J) + 1) = NPPTS
NEXT J

```

```

J = 1
FOR M = 1 TO l(J)
k = T%(J, M)
LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, k) / 150 + 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% + 10

```

```

LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 2
NEXT M

```

```

J = 0
FOR M = 1 TO l(J)
k = T%(J, M)
LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, k) / 150 + 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% + 10

```

```

LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 2
NEXT M

```

```

LFT$ = CHR$(0) + "K"
RGHT$ = CHR$(0) + "M"
UP$ = CHR$(0) + "H"
DN$ = CHR$(0) + "P"
CLFT$ = CHR$(0) + "S"
CRGHT$ = CHR$(0) + "T"

```

```

J = 0
k = 320
DJ% = 0
DK% = 0

```

movingmarkerplot:

```

LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, k) / 150 - 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% - 15
LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 16

```

```

k = k + DK%
DK% = 0
IF k > 2560 THEN k = k - 2560
IF k < 1 THEN k = 2560 + k
J = J + DJ%

```




```

DJ% = 0
IF J > 1 THEN J = 0

LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, k) / 150 - 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% - 15
LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 4

```

```

keylooprawdataedit1:
k$ = INKEY$: IF k$ = "" THEN GOTO keylooprawdataedit1

```

```

IF k$ = CLFT$ THEN DK% = -1: GOTO movingmarkerplot
IF k$ = CRGHT$ THEN DK% = 1: GOTO movingmarkerplot
IF INSTR("LlAA", k$) > 0 THEN DK% = -10: GOTO movingmarkerplot
IF INSTR("RrPp", k$) > 0 THEN DK% = 10: GOTO movingmarkerplot
IF k$ = LFT$ THEN GOTO movemarkertopreviousstep
IF k$ = RGHT$ THEN GOTO movemarkertonextstep
IF k$ = UP$ THEN DK% = -640: GOTO movingmarkerplot
IF k$ = DN$ THEN DK% = 640: GOTO movingmarkerplot
IF k$ = CHR$(9) THEN DJ% = 1: GOTO movingmarkerplot
IF INSTR("EeEe", k$) > 0 THEN kMARKER = k: GOTO markererase
IF INSTR("IiIi", k$) > 0 THEN kMARKER = k: GOTO markerinsert
IF k$ = CHR$(13) THEN GOTO exitrawdataedit
GOTO keylooprawdataedit1

```

```

movemarkertopreviousstep:

```

```

IF k <= T%(J, 1) THEN DK% = T%(J, 1(J)) - k: GOTO movingmarkerplot
IF k > T%(J, 1(J)) THEN DK% = -(T%(J, 1(J)) - k): GOTO movingmarkerplot
FOR M = 2 TO 1(J)
IF k <= T%(J, M) THEN DK% = -(k - T%(J, M - 1)): GOTO movingmarkerplot
NEXT M

```

```

movemarkertonextstep:

```

```

IF k < T%(J, 1) THEN DK% = T%(J, 1) - k: GOTO movingmarkerplot
IF k >= T%(J, 1(J)) THEN DK% = -(k - T%(J, 1)): GOTO movingmarkerplot
FOR M = 2 TO 1(J)
IF k < T%(J, M) THEN DK% = T%(J, M) - k: GOTO movingmarkerplot
NEXT M

```

```

markererase:

```

```

LINENUMBER = INT(kMARKER / 640)
X% = kMARKER - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, kMARKER) / 150 + 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% + 10
LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 16

```

```

FOR M = 1 TO 1(J)
IF T%(J, M) = kMARKER THEN MMARKER = M: GOTO erasenewmarkerraw
NEXT M

```

```

erasenewmarkerraw:

```

```

1(J) = 1(J) - 1
FOR MM = MMARKER TO 1(J) + 1

```



```

T%(J, MM) = T%(J, MM + 1)
NEXT MM

GOTO keylooprawdataedit1

markerinsert:

LINENUMBER = INT(kMARKER / 640)
X% = kMARKER - 1 - LINENUMBER * 640
Y1% = v%(J, kMARKER) / 150 + 1 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
Y2% = Y1% + 10
LINE (X%, Y1%)-(X%, Y2%), 2

FOR M = 1 TO l(J) + 1
IF T%(J, M - 1) < kMARKER AND T%(J, M) > kMARKER THEN MMARKER = M: GOTO insertnewmarkerraw
NEXT M

insertnewmarkerraw:
l(J) = l(J) + 1
FOR MM = MMARKER TO l(J)
I = MM - MMARKER
T%(J, l(J) - I) = T%(J, l(J) - I - 1)
NEXT MM
T%(J, MMARKER) = kMARKER
T%(J, l(J) + 1) = NPNTS

GOTO keylooprawdataedit1

exitrawdataedit:

IF l(0) > 63 THEN l(0) = 63: REM maximum 15 steps taken into consideration

COLOR 12
LINE (0, 416)-(639, 440), 16, BF

END SUB

DEFINT I-N
SUB rawdataread
SHARED FILE$, samplinterval

IF A$(346) = "2" THEN GOTO rawdatareadsp2

rawdatareadsp1:
NF = 1
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\RAWDATA.SP1" FOR RANDOM AS #NF LEN = 4

GET #NF, 2, NUMBEROFRUNS

IF (NUMBEROFRUNS = 0 AND A$(346) = "1") THEN GOTO rawdatareadexit
IF NUMBEROFRUNS = 0 THEN GOTO rawdatareadsp2

NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS - 1
P% = 2 + (1 + 2 * NPNTS) * NUMBEROFRUNS
P% = P% + 1
GET #NF, P%, samplinterval

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1

```



```

GET #NF, P%, v%(0, k)                                lxxii
NEXT k

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1
GET #NF, P%, v%(1, k)
NEXT k

GET #NF, 1, CELLDISTANCE
CLOSE #NF

FILES$ = "RAWDATA.SP1"
rawdata$ = "y"
GOTO rawdatareadend

rawdatareadsp2:
NF = 2
OPEN SUBDIRECTORY$ + "\RAWDATA.SP2" FOR RANDOM AS #NF LEN = 4

GET #NF, 2, NUMBEROFRUNS
IF NUMBEROFRUNS = 0 THEN GOTO rawdatareadexit

NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS - 1
P% = 2 + (1 + 2 * NPNTS) * NUMBEROFRUNS
P% = P% + 1
GET #NF, P%, samplinterval

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1
GET #NF, P%, v%(0, k)

NEXT k

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1
GET #NF, P%, v%(1, k)
NEXT k

GET #NF, 1, CELLDISTANCE
CLOSE #NF

FILES$ = "RAWDATA.SP2"
rawdata$ = "y"
GOTO rawdatareadend

rawdatareadexit:
CLOSE #NF
SP$ = ""
IF A$(346) = "1" THEN SP$ = "ταχύτητας κανονικής"
IF A$(346) = "2" THEN SP$ = "ταχύτητας γρήγορης "

COLOR 7, 1
LOCATE 21, 8: PRINT "Δεν υπάρχουν άλλες ΜΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΜΕΝΕΣ διαδρομές "; SP$;

rawdatareadend:

END SUB

DEFINT I-N

```



lotii

SUB rawdatasave
SHARED samplinterval

OPEN SUBDIRECTORY\$ + "\RAWDATA.SP1" FOR RANDOM AS #1 LEN = 4
OPEN SUBDIRECTORY\$ + "\RAWDATA.SP2" FOR RANDOM AS #2 LEN = 4

NF = 1
IF A\$(346) = "2" THEN NF = 2

GET #NF, 2, NUMBEROFRUNS
P% = 2 + (1 + 2 * NPNTS) * NUMBEROFRUNS
P% = P% + 1
PUT #NF, P%, samplinterval

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1
PUT #NF, P%, v\$(0, k)
NEXT k

FOR k = 1 TO NPNTS
P% = P% + 1
PUT #NF, P%, v\$(1, k)
NEXT k

NUMBEROFRUNS = NUMBEROFRUNS + 1
PUT #NF, 2, NUMBEROFRUNS
PUT #NF, 1, CELLDISTANCE

CLOSE #1
CLOSE #2

END SUB

DEFINT I-N
SUB screen0

SCREEN 0, 1
COLOR 4, 11
CLS

FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE 1, IX
PRINT " "
LOCATE 6, IX
PRINT " "
NEXT IX

LOCATE 2, 9: PRINT "ΕΠΙΣΤΥΜΟ:

ΟΝΟΜΑ:

Θύλο (Α/Θ):

Κατηγορ

XMIN\$(1) = 17: XMAX\$(1) = 33: Y\$(1) = 2
XMIN\$(2) = 42: XMAX\$(2) = 46: Y\$(2) = 2
XMIN\$(3) = 60: XMAX\$(3) = 60: Y\$(3) = 2
XMIN\$(4) = 73: XMAX\$(4) = 74: Y\$(4) = 2

XMIN\$(5) = 19: XMAX\$(5) = 26: Y\$(5) = 4
XMIN\$(6) = 38: XMAX\$(6) = 40: Y\$(6) = 4
XMIN\$(7) = 53: XMAX\$(7) = 55: Y\$(7) = 4
XMIN\$(8) = 63: XMAX\$(8) = 74: Y\$(8) = 4
XMIN\$(9) = 19: XMAX\$(9) = 58: Y\$(9) = 5
XMIN\$(10) = 64: XMAX\$(10) = 74: Y\$(10) = 5



bciv

```
JMIN = 1
JMAX = 4
JINTERUPT = 1
```

```
FOR J = 1 TO 10
WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
NEXT J
```

```
TOTALWID%(0) = 0
FOR J = 1 TO 10
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
NEXT J
```

```
FOR J = 0 TO 10
DJ%(J) = 1
NEXT J
```

```
COLOR 1, 7
```

```
FOR J = JMIN TO JMAX
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
KK = k - TOTALWID%(J - 1)
IV = Y%(J)
IH = XMIN%(J) + KK - 1
LOCATE IV, IH
PRINT A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

```
clas$ = A$(TOTALWID%(3) + 1)
```

```
END SUB
```

```
SUB screen1
DEFINT I-N
```

```
COLOR 4, 11
```

```
LOCATE 4, 9: PRINT "Ημερ. Γέν:           Υψος (cm):      Βάρος (Kg):      Επάγγ:  "
```

```
LOCATE 5, 9: PRINT "Διεύθυνση:           Τηλ:           "
```

```
XMIN%(5) = 19: XMAX%(5) = 26: Y%(5) = 4
XMIN%(6) = 38: XMAX%(6) = 40: Y%(6) = 4
XMIN%(7) = 53: XMAX%(7) = 55: Y%(7) = 4
XMIN%(8) = 63: XMAX%(8) = 74: Y%(8) = 4
XMIN%(9) = 19: XMAX%(9) = 58: Y%(9) = 5
XMIN%(10) = 64: XMAX%(10) = 74: Y%(10) = 5
```

```
JMIN = 1
JMAX = 10
JINTERUPT = 5
```

```
FOR J = 5 TO 10
DJ%(J) = 1
NEXT J
```

```
TOTALWID%(0) = 0
FOR J = 5 TO 10
WID% = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%
```



NEXT J

bcv

COLOR 1, 7

```
FOR J = JMIN TO JMAX
FOR k = TOTALWID% (J - 1) + 1 TO TOTALWID% (J)
KK = k - TOTALWID% (J - 1)
IV = Y% (J)
IH = XMIN% (J) + KK - 1
LOCATE IV, IH
PRINT A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

COLOR 1, 7

```
FOR J = 5 TO 10
FOR k = TOTALWID% (J - 1) + 1 TO TOTALWID% (J)
KK = k - TOTALWID% (J - 1)
IV = Y% (J)
IH = XMIN% (J) + KK - 1
LOCATE IV, IH
PRINT A$(k)
NEXT k
NEXT J
```

editscrn\$ = "y"

END SUB

SUB screen2
DEFINT I-N

SHARED I, ascnum%, C\$
SHARED XSUM%, YSUM%

editscrn\$ = "y"

```
XMIN%(11) = 22: XMAX%(11) = 74: Y%(11) = 7
XMIN%(12) = 22: XMAX%(12) = 74: Y%(12) = 8
XMIN%(13) = 22: XMAX%(13) = 74: Y%(13) = 9
XMIN%(14) = 42: XMAX%(14) = 42: Y%(14) = 10
XMIN%(15) = 72: XMAX%(15) = 74: Y%(15) = 10
```

```
XMIN%(16) = 28: XMAX%(16) = 30
XMIN%(17) = 36: XMAX%(17) = 38
XMIN%(18) = 44: XMAX%(18) = 46
XMIN%(19) = 56: XMAX%(19) = 58
XMIN%(20) = 64: XMAX%(20) = 66
XMIN%(21) = 72: XMAX%(21) = 74
```

```
REM XMIN%(19) = 28: XMAX%(19) = 30
REM XMIN%(20) = 36: XMAX%(20) = 38
REM XMIN%(21) = 44: XMAX%(21) = 46
XMIN%(22) = 27: XMAX%(22) = 28
XMIN%(23) = 33: XMAX%(23) = 34
XMIN%(24) = 41: XMAX%(24) = 42
XMIN%(25) = 49: XMAX%(25) = 51
XMIN%(26) = 56: XMAX%(26) = 57
```



```

XMIN%(27) = 62: XMAX%(27) = 63
XMIN%(28) = 27: XMAX%(28) = 28
XMIN%(29) = 33: XMAX%(29) = 34
XMIN%(30) = 41: XMAX%(30) = 42
XMIN%(31) = 49: XMAX%(31) = 51
XMIN%(32) = 56: XMAX%(32) = 57
XMIN%(33) = 62: XMAX%(33) = 63
XMIN%(34) = 17: XMAX%(34) = 29
XMIN%(35) = 41: XMAX%(35) = 52
XMIN%(36) = 65: XMAX%(36) = 74

```

bcxvi

```

FOR J = 11 TO 36
WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
NEXT J

```

```

REM CLASS "0" OR " "

```

```

JMIN = 12
JMAX = 35
JINTERUPT = 12

```

```

DJ%(11) = 1
DJ%(12) = 1
FOR J = 13 TO 33
DJ%(J) = 21
NEXT J
DJ%(34) = 1
DJ%(35) = 1
Y%(12) = 7
Y%(13) = 8
Y%(34) = 10
Y%(35) = 10
Y%(36) = 10

```

```

COLOR 4, 11
LOCATE 7, 9: PRINT "ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:"

```

```

FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE Y%(13) + 1, IX
PRINT " "
LOCATE Y%(34) + 1, IX
PRINT " "
NEXT IX

```

```

IF clas$ = "0" OR clas$ = " " THEN GOTO screen2end

```

```

COLOR 4, 11
FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE 9, IX
PRINT " "
NEXT IX

```

```

LOCATE 7, 9: PRINT "ΔΙΑΓΝΩΣΗ      :"
LOCATE 8, 9: PRINT "ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ:"
LOCATE 10, 9: PRINT "      Κυρίως πάσχουσα πλευρά (Α/Δ):

```

Μήνες μετά την εγκείρι

```

JMIN = 11
JMAX = 35
JINTERUPT = 11

```



horvii

DJ*(10) = 1
DJ*(11) = 1
DJ*(12) = 1
DJ*(13) = 1
DJ*(14) = 1

FOR J = 15 TO 33
DJ*(J) = 19
NEXT J
DJ*(34) = 1
DJ*(35) = 1

Y*(11) = 7
Y*(12) = 8
Y*(13) = 9
Y*(14) = 10
Y*(15) = 10

Y*(34) = 12
Y*(35) = 12
Y*(36) = 12

IF VAL(class\$) = 1 THEN GOTO hip
IF VAL(class\$) = 2 THEN GOTO knee
IF VAL(class\$) = 3 THEN GOTO hipandknee
IF INSTR(1, class\$, "3") = 0 THEN GOTO screen2end

hip:

LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΚΙΚΟΝΑ"

LOCATE 12, 9: PRINT " /Ιαχίο Α: Πόν= Κίτ= Βάδ= Δ: Πόν= Κίτ=

REM LOCATE 13, 9: PRINT " _____ Δ: Πόν= _____ Κίτ= _____ Βάδ= _____"

JMIN = 11
JMAX = 35
JINTERUPT = 11

FOR J = 10 TO 20
DJ*(J) = 1
NEXT J
FOR J = 21 TO 33
DJ*(J) = 13
NEXT J
DJ*(34) = 1
DJ*(35) = 1

Y*(11) = 7
Y*(12) = 8
Y*(13) = 9
Y*(14) = 10
Y*(15) = 10

FOR J = 16 TO 18
Y*(J) = 12
NEXT J
FOR J = 19 TO 21
Y*(J) = 12
NEXT J

Y*(34) = 14



Y%(35) = 14
Y%(36) = 14

boxviii

GOTO screen2end

knee:

COLOR 4, 11

LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ"

LOCATE 12, 9: PRINT " /Γόνατο Α: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥ

LOCATE 13, 9: PRINT " Δ: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥ

JMIN = 11

JMAX = 35

JINTERUPT = 11

FOR J = 10 TO 14

DJ%(J) = 1

NEXT J

FOR J = 15 TO 21

DJ%(J) = 7

NEXT J

FOR J = 22 TO 35

DJ%(J) = 1

NEXT J

Y%(11) = 7

Y%(12) = 8

Y%(13) = 9

Y%(14) = 10

Y%(15) = 10

FOR J = 22 TO 27

Y%(J) = 12

NEXT J

FOR J = 28 TO 33

Y%(J) = 13

NEXT J

Y%(34) = 15

Y%(35) = 15

Y%(36) = 15

XSUM% = 69: YSUM% = 12

GOTO screen2end

hipandknee:

COLOR 4, 11

LOCATE 11, 9: PRINT "ΚΑΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ"

REM LOCATE 12, 9: PRINT " /Ισχύο Α: Πόν= Κίν= Βάθ="

REM LOCATE 13, 9: PRINT " Δ: Πόν= Κίν= Βάθ="

LOCATE 12, 9: PRINT " /Ισχύο Α: Πόν= Κίν= Βάθ= Δ: Πόν= Κίν=

LOCATE 13, 9: PRINT " /Γόνατο Α: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥ

LOCATE 14, 9: PRINT " Δ: ΠΟ= ΣΤ= ΠΑ.Α= ΠΑ.Β= ΚΙ= ΔΤ= ΣΥ

JMIN = 11

JMAX = 35

JINTERUPT = 11

FOR J = 10 TO 35



DJ%(J) = 1
NEXT J

Y%(11) = 7
Y%(12) = 8
Y%(13) = 9
Y%(14) = 10
Y%(15) = 10
FOR J = 16 TO 18
Y%(J) = 12
NEXT J
FOR J = 19 TO 21
Y%(J) = 12
NEXT J

FOR J = 22 TO 27
Y%(J) = 13
NEXT J
FOR J = 28 TO 33
Y%(J) = 14
NEXT J

Y%(34) = 16
Y%(35) = 16
Y%(36) = 16

XSUM% = 69: YSUM% = 13

screen2end:

COLOR 4, 11
FOR IX = 9 TO 74:
LOCATE Y%(34) - 1, IX
PRINT " "
LOCATE Y%(34) + 1, IX
PRINT " "
NEXT IX

LOCATE Y%(34), 9: PRINT "Εξέρχων:"

Εξεραστής:

Ημερομηνία

COLOR 1, 7
J = JMIN

nextfield:
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
KK = k - TOTALWID%(J - 1)
IV = Y%(J)
IH = XMIN%(J) + KK - 1

LOCATE IV, IH
IF A\$(k) = " " THEN A\$(k) = " "
PRINT A\$(k)
NEXT k
J = J + DJ%(J)
IF J < 36 THEN GOTO nextfield

IF VAL(A\$(TOTALWID%(35) + 1) + A\$(TOTALWID%(35) + 2)) > 0 THEN GOTO exitscreen2:

FOR k = TOTALWID%(35) + 1 TO TOTALWID%(36)
KK = k - TOTALWID%(35)



```
A$(k) = MID$(DATE$, KK, 1)
NEXT k
```

hii

```
exitscreen2:
```

```
COLOR 1, 7
J = 35
```

```
FOR k = TOTALWID%(J) + 1 TO TOTALWID%(J + 1)
KK = k - TOTALWID%(J)
IV = Y%(J + 1)
IH = XMIN%(J + 1) + KK - 1
LOCATE IV, IH
PRINT A$(k);
NEXT k
COLOR 4, 11
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB screen3
```

```
editscrn$ = "y"
COLOR 1, 14
```

```
LOCATE Y%(JMAX) + 2, 9: PRINT "ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΒΑΔΙΣΤΗ (1:Κανονική 2:Γρήγορη):"
LOCATE Y%(JMAX) + 2, 60: PRINT "Διάρκεια:      s"
```

```
XMIN%(37) = 50: XMAX%(37) = 50: Y%(37) = Y%(JMAX) + 2
XMIN%(38) = 70: XMAX%(38) = 71: Y%(38) = Y%(JMAX) + 2
```

```
TOTALWID%(36) = 345
FOR J = 37 TO 38
WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1
TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)
DJ%(J) = 1
NEXT J
```

```
COLOR 4, 7
```

```
LOCATE Y%(37), XMIN%(37): PRINT A$(TOTALWID%(36) + 1)
LOCATE Y%(38), XMIN%(38): PRINT A$(TOTALWID%(37) + 1)
LOCATE Y%(38), XMIN%(38) + 1: PRINT A$(TOTALWID%(37) + 2)
```

```
JMAXTEMP = JMAX
JMIN = 37
JMAX = 38
JINTERUPT = JMIN
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB screen4
```

```
editscrn$ = "y"
```

```
COLOR 4, 11
FOR X% = 1 TO 80
LOCATE 24, X%: PRINT " ";
NEXT X%
```



COLOR 1, 14

LOCATE Y%(JMAX) + 2, 9: PRINT " ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΒΑΣΙΣΤΗ (ΚΕΝΟ: 'ΟΛΕΣ 1:Κανονική 2:Γρήγορ

XMIN%(37) = 62: XMAX%(37) = 62: Y%(37) = Y%(JMAX) + 2

TOTALWID%(36) = 345

FOR J = 37 TO 37

WID%(J) = XMAX%(J) - XMIN%(J) + 1

TOTALWID%(J) = TOTALWID%(J - 1) + WID%(J)

NEXT J

COLOR 4, 7

LOCATE Y%(37), XMIN%(37): PRINT A\$(TOTALWID%(36) + 1)

JMAXTEMP = JMAX

JMIN = 37

JMAX = 37

JINTERUPT = JMIN

END SUB

DEFINT I-N

SUB search

SHARED I, ascnum%, C\$, FILNAM\$, STARTINGFOLDER%

B\$(1) = A\$(1)

B\$(2) = A\$(3)

B\$(3) = A\$(5)

B\$(4) = A\$(TOTALWID%(1) + 1)

B\$(5) = A\$(TOTALWID%(4) + 1)

B\$(6) = A\$(TOTALWID%(4) + 2)

B\$(7) = A\$(TOTALWID%(4) + 4)

B\$(8) = A\$(TOTALWID%(4) + 5)

B\$(9) = "."

B\$(10) = A\$(TOTALWID%(2) + 1)

B\$(11) = A\$(TOTALWID%(3) + 1)

B\$(12) = A\$(TOTALWID%(3) + 2)

FOR I = 1 TO 12

ascnum% = ASC(B\$(I))

grlatin

B\$(I) = UCASE\$(C\$)

NEXT I

OPEN "C:\gait\foldlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15

GET #1, 1, NFOLDERS

FOR NUMOFFOLDER = STARTINGFOLDER% TO NFOLDERS

RE% = NUMOFFOLDER + 1

GET #1, RE%, C\$

FILNAM\$ = C\$

FOR I = 1 TO 12

IF I = 5 THEN I = 10:

REM jump date and dot



```
IF B$(I) = " " THEN GOTO nextB          lxiv
IF B$(I) <> MID$(C$, I, 1) THEN GOTO nextdirname
nextB:
NEXT I
```

```
DIRECTORY$ = "C:\GAIT\" + C$
```

```
OPEN DIRECTORY$ + "\IDENTITY" FOR INPUT AS #2
LINE INPUT #2, id$
CLOSE #2
```

```
kclass = TOTALWID%(3) + 1
clas$ = MID$(id$, kclass, 1)
IF clas$ = "0" OR clas$ = " " THEN JMAX = 13
```

```
IF VAL(clas$) = 1 THEN JMAX = 22
IF VAL(clas$) = 2 THEN JMAX = 28
IF VAL(clas$) = 3 THEN JMAX = 34
IF INSTR(1, clas$, "3") = 0 THEN JMAX = 16
```

```
FOR J = 1 TO JMAX
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
storeda$ = MID$(id$, k, 1)
IF storeda$ = " " THEN GOTO nexta
IF LEN(A$) = 0 THEN GOTO nexta
IF ASC(A$) < 48 THEN GOTO nexta
```

```
IF J = 5 THEN GOTO nexta
```

```
ascnum% = ASC(A$(k))
grlatin
C1$ = UCASE$(C$)
```

```
ascnum% = ASC(storeda$)
grlatin
C2$ = UCASE$(C$)
```

```
IF C1$ <> C2$ THEN GOTO nextdirname
```

```
nexta:
NEXT k
NEXT J
```

```
FOR J = 1 TO JMAX
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
storeda$ = MID$(id$, k, 1)
IF storeda$ = " " THEN storeda$ = " "
IF LEN(storeda$) = 0 THEN storeda$ = " "
A$(k) = storeda$
NEXT k
NEXT J
```

```
found$ = "y"
STARTINGFOLDER% = NUMOFFOLDER + 1
GOTO endsearch
```

```
nextdirname:
NEXT NUMOFFOLDER
```



lv

found\$ = "n"

endsearch:
CLOSE #1

END SUB

DEFINT I-N
SUB searchsubj

SHARED I, ascnum%, C\$, SUBJECTPOINTER%

FOR I = 1 TO TOTALWID%(4)
B\$(I) = A\$(I)
ascnum% = ASC(B\$(I))
grlatin
B\$(I) = UCASE\$(C\$)

NEXT I

OPEN "C:\gait\subjlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 115
GET #1, 1, NSUBJECTS

FOR NUMOFSUBJECT = SUBJECTPOINTER% TO NSUBJECTS
RE% = NUMOFSUBJECT + 1
GET #1, RE%, SUBJID\$

IF SUBJID\$ = " _____ DELETED SUBJECT" THEN GOTO nextsubject

FOR I = 1 TO TOTALWID%(4)
IF B\$(I) = " " THEN GOTO nextI
C\$ = MID\$(SUBJID\$, I + 8, 1)
REM IF C\$ = " " OR C\$ = " " THEN GOTO nextI
ascnum% = ASC(C\$)
grlatin
C\$ = UCASE\$(C\$)
IF B\$(I) <> C\$ THEN GOTO nextsubject
nextI:
NEXT I

DIRECTORY\$ = "C:\GAIT\" + LEFT\$(SUBJID\$, 8)

FOR J = 1 TO 10
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
A\$(k) = MID\$(SUBJID\$, k + 8, 1)
IF A\$(k) = " " THEN A\$(k) = " "
NEXT k
NEXT J

subjfound\$ = "y"
SUBJECTPOINTER% = NUMOFSUBJECT
GOTO endsearchsubj

nextsubject:
NEXT NUMOFSUBJECT

subjfound\$ = "n"
FOR J = 5 TO 10



```

FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
A$(k) = " "
NEXT k
NEXT J

```

```

endsearchsubj:
CLOSE #1

```

```

END SUB

```

```

DEFINT I-N
SUB signalscreen

```

```

SCREEN 12, 1

```

```

COLOR 12
CLS
LINE (0, 0)-(639, 479), 16, BF

```

```

OFFSET% = 100

```

```

ZERO%(0) = 25
ZERO%(1) = 80

```

```

FOR k = 1 TO NPNTS
REM LPRINT V%(0, k)
REM IF V%(0, k) > 1000 THEN V%(0, k) = 3000
REM IF V%(0, k) <= 1000 THEN V%(0, k) = 0
NEXT k

```

```

FOR k = 1 TO NPNTS
LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - 640 * LINENUMBER
J = 0
Y% = v%(J, k) / 150 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
PSET (X%, Y%), 12
NEXT k

```

```

FOR k = 1 TO NPNTS
LINENUMBER = INT(k / 640)
X% = k - 1 - 640 * LINENUMBER
J = 1
Y% = v%(J, k) / 150 + ZERO%(J) + LINENUMBER * OFFSET%
PSET (X%, Y%), 1
NEXT k
LOCATE 29, 3
END SUB

```

```

SUB statistics
END SUB

```

```

DEFINT I-N
SUB stdataprocess
SHARED samplinterval

```

```

C$ = ""
FOR I = TOTALWID%(5) + 1 TO TOTALWID%(6)
C$ = C$ + A$(I)
NEXT I

```



```

HEIGHT = VAL(C$)
IF HEIGHT = 0 THEN HEIGHT = .1

NUMOFSTEPS = INT((1(0) - 3) / 4)
N = NUMOFSTEPS

FOR M = 1 TO NUMOFSTEPSM
Z(0, M) = Tt(0, 4 * M + 1) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 1): REM CYCLE
Z(1, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M - 1) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 2)) / Z(0, M)): REM sin
Z(2, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M + 1) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 4)) / Z(0, M)): REM sin
Z(3, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M - 2) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 1)) / Z(0, M)): REM dou
Z(4, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M + 0) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 3)) / Z(0, M)): REM dou
Z(5, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M - 1) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 1)) / Z(0, M)): REM ste
Z(6, M) = 100 * ((Tt(0, 4 * M + 1) - Tt(0, 4 * (M - 1) + 3)) / Z(0, M)): REM ste
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

ZM(10) = CELLDISTANCE / ((Tt(1, 2) - Tt(1, 1)) * samplinterval): REM mean speed
meanandsd
ZM(11) = 100 * 100 * ZM(10) * ZM(0) / HEIGHT: REM mean full step length, the

'MON$(SUBJECT$, RUNN$, M) = Z(1, M)
'PRINT MON$(SUBJECT$, RUNN$, M)

IF ISXIOS = "L" THEN
MON$(SUBJECT$, RUNN$, M) = Z(6, M)
MON1$(SUBJECT$, RUNN$, M) = Z(5, M)
PRINT SUBJECT$, RUNN$, M; CHR$(9); MON$(SUBJECT$, RUNN$, M); CHR$(9); MON1$(SUBJ

ELSEIF ISXIOS = "R" THEN
MON$(SUBJECT$, RUNN$, M) = Z(5, M)
MON1$(SUBJECT$, RUNN$, M) = Z(6, M)
PRINT SUBJECT$, RUNN$, M; CHR$(9); MON$(SUBJECT$, RUNN$, M); CHR$(9); MON1$(SUBJ
END IF

'MO$(SUBJECT$, RUNN$) = ZM(11)
'PRINT MO$(SUBJECT$, RUNN$)

OPEN "C:\aaap.DAT " FOR APPEND AS #1
PRINT #1, MON$(SUBJECT$, RUNN$, M)
CLOSE #1

'NEXT M

'MON1$(SUBJECT$, RUNN$) = ZM(10)
'MON2$(SUBJECT$, RUNN$) = ZM(11)
'PRINT MON1$(SUBJECT$, RUNN$); CHR$(9); MON2$(SUBJECT$, RUNN$)

OPEN "C:\bbbp.DAT " FOR APPEND AS #1
PRINT #1, MON1$(SUBJECT$, RUNN$, M)
CLOSE #1

'OPEN "C:\gheig.DAT " FOR APPEND AS #1

```




```
'PRINT #1, MON2%(SUBJECT%, RUNN%)          lxviii
'CLOSE #1
```

```
NEXT M
```

```
' OPEN "C:\EXCEL\THR101.XLS " FOR APPEND AS #2
' FOR m = 1 TO NUMOFSTEPMS
' PRINT #2, MON%(SUBJECT%, RUNN%, m)
' NEXT m
' CLOSE #2
```

```
END SUB
```

```
DEFINT I-N
SUB subdatasave
```

```
SHARED SUBJECTPOINTER%
```

```
OPEN "C:\gait\subjlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 115
GET #1, 1, NSUBJECTS
```

```
RE% = SUBJECTPOINTER% + 1
DIRNUMB$ = STR$(SUBJECTPOINTER%)
```

```
IF subjfound$ = "n" THEN NSUBJECTS = NSUBJECTS + 1: RE% = NSUBJECTS + 1
IF subjfound$ = "n" THEN DIRNUMB$ = STR$(NSUBJECTS)
PUT #1, 1, NSUBJECTS
```

```
FOR I = 4 TO 8
B$(I) = "_"
NEXT I
```

```
l = LEN(DIRNUMB$)
FOR I = 0 TO l - 2
B$(8 - I) = MID$(DIRNUMB$, l - I, 1)
NEXT I
```

```
C$ = "SBJ"
FOR I = 4 TO 8
C$ = C$ + B$(I)
NEXT I
DIRECTORY$ = "C:\GAIT\" + C$
IF subjfound$ = "n" THEN MKDIR DIRECTORY$
OPEN DIRECTORY$ + "\SUBJID" FOR RANDOM AS #2 LEN = 110
```

```
SUBJID$ = ""
FOR J = 1 TO 10
FOR k = TOTALWID%(J - 1) + 1 TO TOTALWID%(J)
SUBJID$ = SUBJID$ + A$(k)
NEXT k
NEXT J
C$ = C$ + SUBJID$
```

```
PUT #1, RE%, C$
PUT #2, 1, SUBJID$
```

```
CLOSE #1
CLOSE #2
```



bix

END SUB

DEFINT I-N
SUB testdatasave

OPEN DIRECTORY\$ + "\testlist" FOR RANDOM AS #1 LEN = 15
GET #1, 1, NTESTS

NTESTS = NTESTS + 1
TESTNUMB\$ = STR\$(NTESTS)
PUT #1, 1, NTESTS

FOR I = 5 TO 8
B\$(I) = "-"
NEXT I

l = LEN(TESTNUMB\$)
FOR I = 0 TO l - 2
B\$(8 - I) = MID\$(TESTNUMB\$, l - I, 1)
NEXT I

C\$ = "TEST"
FOR I = 5 TO 8
C\$ = C\$ + B\$(I)
NEXT I
SUBDIRECTORY\$ = C\$

REt = NTESTS + 1
PUT #1, REt, SUBDIRECTORY\$
CLOSE #1

SUBDIRECTORY\$ = DIRECTORY\$ + "\" + SUBDIRECTORY\$
MKDIR SUBDIRECTORY\$

C\$ = ""
FOR J = 11 TO JMAX + 1
FOR k = TOTALWIDt(J - 1) + 1 TO TOTALWIDt(J)
IF A\$(k) = "" OR A\$(k) = " " THEN A\$(k) = "_"
C\$ = C\$ + A\$(k)
NEXT k
NEXT J

OPEN SUBDIRECTORY\$ + "\TESTDATA" FOR OUTPUT AS #2
PRINT #2, C\$
CLOSE #2

END SUB

DEFINT I-N
SUB ttest
SHARED CM2, SD2, P

REM SD2 = .05
REM CM2 = .8
S = SD2 / SQR(NUMOFSTEPS)
tcalculated = ABS(1 - CM2) / S

OPEN "C:\GAIT\ttable.dat" FOR INPUT AS #1

FOR J = 1 TO 30



```
FOR k = 1 TO 5
INPUT #1, ttable(J, k)
NEXT k
NEXT J

FOR J = 31 TO 39
FOR k = 1 TO 5
ttable(J, k) = ttable(30, k)
NEXT k
NEXT J

FOR k = 1 TO 5
INPUT #1, ttable(J, k)
NEXT k

FOR J = 41 TO 59
FOR k = 1 TO 5
ttable(J, k) = ttable(40, k)
NEXT k
NEXT J

FOR k = 1 TO 5
INPUT #1, ttable(J, k)
NEXT k

FOR J = 61 TO 119
FOR k = 1 TO 5
ttable(J, k) = ttable(61, k)
NEXT k
NEXT J

FOR k = 1 TO 5
INPUT #1, ttable(J, k)
NEXT k

FOR k = 1 TO 5
INPUT #1, ptable(k)
NEXT k
CLOSE #1

REM p-value

KP = 0: ptable(0) = 0
NN = NUMOFSTEPS - 1
IF NN > 120 THEN NN = 120

FOR k = 0 TO 5
IF tcalculated > ttable(NN, k) THEN KP = k
NEXT k

P = ptable(KP)

END SUB
```

