
Α.Τ.Ε.Ι. ΚΡΗΤΗΣ
Σ.Τ.Εφ.
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«Εφαρμογή ασύρματης διάταξης επιταχυνσιομετρίας
για την μελέτη της βάρδισης»**

ΧΑΛΔΟΥΠΗΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ
Α.Μ. 3589

Ηράκλειο 2012

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ
Δρ. ΤΖΑΓΚΑΡΑΚΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αν και τα υποδήματα έχουν βασικό ρόλο στη ζωή μας, εντούτοις δεν υπάρχουν μελέτες που να ασχολούνται με την επίδρασή τους στη βάδιση. Πολύ λίγες είναι οι μελέτες που έχουν ασχοληθεί με το θέμα αυτό και η τεχνολογία που χρησιμοποιήσαν είναι πεπερασμένη.

Βασικός στόχος της παρούσας εργασίας ήταν η ανάπτυξη μιας σύγχρονης μεθόδου για την μελέτη της επίδρασης των υποδημάτων στη βάδιση.

Το πρώτο στάδιο της εργασίας περιελάμβανε βιβλιογραφική ανασκόπηση των μεθόδων ανάλυσης της βάδισης. Μέσω της μελέτης της εξέλιξης των μεθόδων ανάλυσης της βάδισης καθώς και της φυσιολογίας της βάδισης, επιλέχθηκε η κατάλληλη τεχνολογία (επιταχυνσιομετρία) για την επίτευξη των στόχων της παρούσας εργασίας.

Αφού καθορίστηκαν οι ελάχιστες τεχνικές απαιτήσεις, ακολούθησε έρευνα της αγοράς ώστε να επιλεγεί η καταλληλότερη διάταξη βάσει τεχνο-οικονομικών κριτηρίων.

Επόμενο στάδιο της εργασίας, αποτέλεσε η βιβλιογραφική ανασκόπηση μέσω της οποίας αναπτύχθηκε το πρωτόκολλο μέτρησης που θα χρησιμοποιούνταν για την πραγματοποίηση των μετρήσεων βάδισης.

Μετά την διαμόρφωση του πρωτοκόλλου μέτρησης και έπειτα από δοκιμαστικές μετρήσεις, επιλέχθηκε το δείγμα των εξεταζόμενων και πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις βάσει του προτεινόμενου πρωτοκόλλου.

Στο τέλος, έγινε επεξεργασία των αποτελεσμάτων των μετρήσεων καθώς και στατιστική ανάλυσή τους, ώστε να διαπιστωθεί η πιθανή επίδραση των υποδημάτων στη βάδιση.

Στις περισσότερες περιπτώσεις από την επεξεργασία των αποτελεσμάτων υπήρξαν στατιστικά σημαντικές ενδείξεις ότι τα αθλητικά παπούτσια επιδρούν περισσότερο απ' ό τι το υπόδημα με τακούνι, στη βάδιση.

ABSTRACT

Although, shoes have a key role in our lives, however there are no studies dealing with their impact on gait. Very few studies have addressed this issue and the technology used is obsolete.

The main objective of this study was to develop a modern method to study the effect of footwear on gait.

The first phase of work included literature review of methods of gait analysis. Through the study of those methods evolution in gait analysis and the physiology of gait, we selected the appropriate technology (accelerometry) to achieve the objectives of this study.

After defining the minimum technical requirements, we perform a market research in order to select the most appropriate device based on techno-economic criteria.

The next phase of this study was the literature review, through which the measurement protocol was developed to be used for making measurements of gait.

After we created and tested the measurements protocol we selected the type of subjects to be examined.

Finally, we processed the measurements and we performed several statistical analyzes to determine the possible influence of footwear on gait.

In most cases the statistical analysis shows significant evidences that sport shoes impact on gait more than the shoes with heels.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	2
ABSTRACT	3
1. ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	7
1.1 Μέθοδοι ανάλυσης βάδισης	7
1.1.1 Εισαγωγή.....	7
1.1.2 Βασικότερες μέθοδοι ανάλυσης βάδισης.....	7
1.2 Φυσιολογία βάδισης.....	10
1.2.1 Ανάλυση Βάδισης.....	10
1.2.2. Ορολογία Ανάλυσης Βάδισης	11
1.2.3. Χρονισμός Κανονικής Βάδισης	12
1.2.3.1 Φάση στάσης (Φάση μονόπλευρης στήριξης).....	12
1.2.3.2. Φάση αιώρησης.....	13
1.3 Αναλυτική επεξήγηση του κύκλου βάδισης.....	14
1.4 Σχηματική κατανόηση του κύκλου βάδισης	16
1.5 Συστήματα Λήψης Δεδομένων Βάδισης	19
1.5.1. Πλατφόρμες δύναμης και πίεσης	20
1.5.2 Αργό βίντεο κινήσεων.....	20
1.5.3 Επιταχυνσιόμετρα	20
1.5.4 Τρισδιάστατη ανάλυση κινήσεων με κάμερα.....	20
1.5.5. Μετρήσεις λειτουργίας μυών.....	21
1.5.6 Μετρήσεις γωνιών με ηλεκτρογωνιόμετρα	21
2.ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ-ΕΡΕΥΝΑ ΑΓΟΡΑΣ.	23
2.1 Εισαγωγή.....	23
2.2 Τεχνικές ανίχνευσης βηματισμού.	24
2.3 Όργανα μέτρησης	25
2.3.1 Όργανα μέτρησης.....	25
2.4 Αρχές σχεδιασμού για βάση επιταχυνσιομετρίας φορετών ανιχνευτών κίνησης.....	26
2.4.1 Επιταχυνσιομετρία: Αρχές και αισθητήρες.	26
2.4.2. Πιεζοστατικά Επιταχυνσιόμετρα.	26
2.4.3. Πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα.....	26
2.4.4. Επιταχυνσιόμετρα διαφορικού πυκνωτή.....	26
2.5 Δυνατότητες των φορετών συστημάτων που χρησιμοποιούν επιταχυνσιομετρία.....	27
2.5.1. Τοποθέτηση του αισθητήρα.....	27
2.5.2 Ταξινόμηση θέσεις και κίνησης.	28
2.5.3 Εκτίμηση της δαπάνης ενέργειας.....	29

2.5.4 Ανίχνευση πτώσης και αξιολόγηση ελέγχου ισορροπίας.....	30
2.6. Έρευνα αγοράς συστημάτων καταγραφής / ανάλυσης βάρδισης (συγκριτική μελέτη).....	32
2.7 Αποτελέσματα από την σύγκριση των επιταχυνσιομέτρων που έχουν πάρει μέρος σε πείραμα.	37
2.8 Συμπεράσματα από τις συγκρίσεις.	38
2.9 Επιλογή της διάταξης.....	41
2.9.1 Βασικά χαρακτηριστικά της διάταξης.	41
2.10 Υλικό(HARDWARE).....	42
2.10.1.Εισαγωγή	42
2.10.2 Επισκόπηση υλικών της διάταξης.....	42
2.11 Λεπτομέρειες των υποσυστημάτων του υλικού.	43
2.11.1 Ραδιοεπικοινωνίες.	43
2.11.1.1 Ασύρματος 802.15.4	43
2.11.1.2 BlueTooth (IEEE 802.15.1).	44
2.11.2 MicroSD Flash Storage.	45
2.11.2.1 Γενικά περί MicroSD	45
2.11.2.2 Λειτουργία παράκαμψης υποδοχής δεδομένων.	45
2.11.3 Ισχύς.	46
2.12 Ενσωματωμένο Λογισμικό.	47
2.12.1 Εισαγωγή στο λογισμικό.....	47
2.12.2 Προγραμματισμός του tinynos/nesC.....	47
2.12.2.1 Εισαγωγή στο tinynos και στην nesC.	47
2.12.3.2 Αρχιτεκτονική του tinynos.....	48
2.12.3.3 Εφαρμογές.....	48
2.12.3.4 Στοιχεία.....	48
2.12.3.5. Μονάδες.....	49
2.12.3.6. Ρυθμίσεις.....	49
2.12.3.6 Διασυνδέσεις.....	49
2.12.3.7. Μοντέλο ταυτοχρονισμού του TinyOS.....	49
2.12.3.8. Εργασίες.....	50
3.ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	51
3.1 Εισαγωγή.....	51
3.2 Ενημέρωση εξεταζομένου.....	51
3.2.1.Προετοιμασία.....	52
3.2.2.Κριτήρια εισόδου εξεταζομένου.....	52
3.2.3. Τοποθέτηση διάταξης.....	52

3.2.4.Χρονική διάρκεια μέτρησης.....	53
3.2.5.Παράμετροι μέτρησης.....	53
3.3 Τρόπος υπολογισμού του σήματος.....	54
3.4 Σύγκριση Μέσων Τιμών Ανεξάρτητων Πληθυσμών(T-TEST).....	57
3.4.1 Σύγκριση Μέσων Τιμών Ανεξάρτητων Πληθυσμών (T-test).....	57
3.4.2 Σύγκριση μέσων τιμών σε ζευγάρια παρατηρήσεων(paired t-test).....	59
4.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	61
4.1 Εισαγωγή.....	61
4.2 Αποτελέσματα με στατιστικά σημαντική διαφορά.....	63
4.2.1. Με ρυθμό 120Hz.....	63
4.2.1.1 Διάρκεια κύκλου βάδισης (Gait cycle duration).....	63
4.2.1.2 Μήκος δεξιού βηματισμού(Duration of single support – right).....	64
4.2.1.3 Μήκος διπλού βηματισμού (Duration of double support).....	65
4.2.1.4 Ταχύτητα βάδισης(Gait speed).....	66
4.2.2 Με ρυθμό 80Hz.....	67
4.2.2.1 Μήκος αριστερού βηματισμού(Duration of single support – left).....	67
4.2.2.2.Ταχύτητα βάδισης(Gait speed).....	68
4.2.2.3 Ελάχιστη επιτάχυνση(minimum acceleration).....	69
4.2.2.4 Μέγιστη επιτάχυνση(maximum acceleration).....	70
4.2.3. Με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.....	71
4.2.3.1Ελάχιστη επιτάχυνση(minimum acceleration).....	71
4.3 Συμπεράσματα.....	72
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....	73
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	106

1. ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.

1.1 Μέθοδοι ανάλυσης βάδισης

1.1.1 Εισαγωγή

Κατά τη διάρκεια της βάδισης τα δύο βασικότερα χαρακτηριστικά είναι οι δυνάμεις αντίδρασης του πέλματος με το έδαφος και η περιοδική κίνηση του κάθε ποδιού. Τα στοιχεία αυτά, είναι απαραίτητα για κάθε μορφή δίποδης βάδισης, ανεξάρτητα από τις πιθανές μυοσκελετικές δυσλειτουργίες. Η μορφή αυτών των στοιχείων καθορίζει την μοναδικότητα των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος.

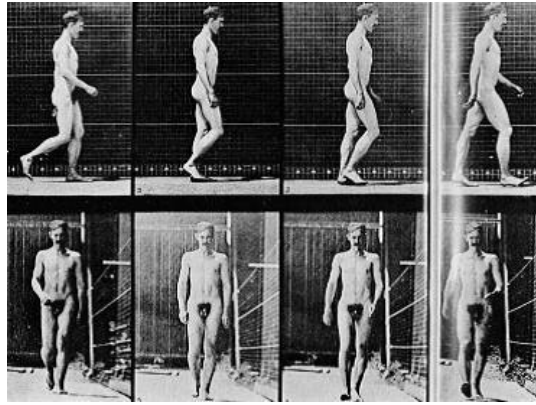
Είναι σύνηθες να αναγνωρίζουμε κάποιον οικείο από τον βηματισμό του. Επομένως, θα μπορούσε κάποιος να βασιστεί στην καθαρά προσωπική μορφή της βάδισης για να παρακολουθήσει τα ιδιαίτερα του χαρακτηριστικά, όπως αυτά αντανακλώνται στην βάδισή του. Ένα από τα ιδιαίτερα αυτά χαρακτηριστικά είναι και η ανατομική του κατασκευή, η οποία καθορίζει τη βάδιση και τη στήριξή του. Οι δυνάμεις που ασκούνται σε κάθε μέλος του σώματός του και στο έδαφος είναι ανάλογες της κατανομής μάζας και της μυϊκής – οστικής κατασκευής του κάθε μέρους του σώματος.

1.1.2 Βασικότερες μέθοδοι ανάλυσης βάδισης

Ο Borelli θεωρείται από τους θεμελιωτές της σύγχρονης εμβιομηχανικής, ο οποίος στις δύο εργασίες του [*De Motu Animalium I* (1680) και *De Motu Animalium II* (1681)] επιχείρησε την εξίσωση κίνησης των ζώων με τις μηχανές, περιλαμβάνοντας λεπτομερείς περιγραφές για τον ρόλο των μυών στις εξωτερικές και εσωτερικές κινήσεις. Προσπάθησε να ορίσει τις μαθηματικές και γεωμετρικές αρχές που χαρακτηρίζουν τις κινήσεις των μυών, καθόρισε το κέντρο βάρους του ανθρώπινου σώματος και ανέπτυξε την θεωρία που συσχετίζει την ισορροπία με την σωστή τοποθέτηση του κέντρου βάρους[1].

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

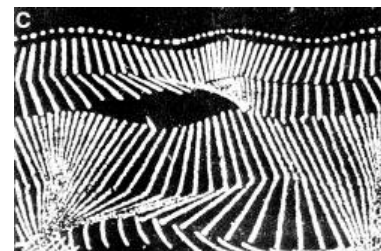
Με την εμφάνιση της φωτογραφίας το δεύτερο μισό του 19ου αιώνα, πραγματοποιήθηκαν σημαντικές παρατηρήσεις για την ανθρώπινη βάδιση. Με την φωτογράφιση της διέλευσης της Αφροδίτης το 1878 από τον Jansen με πλήθος σειράς φωτογραφικών λήψεων, πραγματοποιήθηκε η έναρξη της κινηματογραφίας. Πρώτες σημαντικές εργασίες μελέτης της βάδισης, αποτελούν οι *The Horse in Motion* (1882) και *Animal Locomotion* (1887) από τον E. Muybridge. Στις περισσότερες από τις μελέτες του, χρησιμοποίησε 12 κάμερες τοποθετημένες στα σταθερά σημεία κατά μήκος του διαδρόμου και επιπλέον 6 κινητές κάμερες στην κάθε άκρη του διαδρόμου (Εικ.1) [2].



Εικόνα 1 : Μελέτη της ανθρώπινης βάρδισης με τη χρήση 18 καμερών από τον E. Muybridge.[2]

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

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



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

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

Η ανάλυση βάρδισης ως εργαλείο διερεύνησης των παθήσεων του μυοσκελετικού άρχισε να χρησιμοποιείται από τις αρχές του 20ου αιώνα με τη χρήση της φωτογραφίας. Από τις πρώτες προσπάθειες αναγνώρισης της βάρδισης είναι των Korlowski και Cutting[7] στον χώρο της ψυχολογίας με σκοπό να αναγνωρίζονται οι άνθρωποι βάσει των πληροφοριών που προκύπτουν από τη βάρδιση. Οι Stevenage, Nixon και Vince[8] συνέχισαν την προσπάθεια με σκοπό τον διαχωρισμό των ανθρώπων από τη βάρδιση με τη χρήση οπτικών μέσων.

Η ανθρώπινη κίνηση έχει καταγραφεί και επεξεργαστεί με τη χρήση διαφορετικών μεθόδων, βασισμένων στην επεξεργασία εικόνας. Χαρακτηριστικές μέθοδοι είναι η

φωτογραμμετρία[9,10] η οπτοηλεκτρική ανάλυση[11,12,13] και η ανάλυση βίντεο[14,15,16,17].

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

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

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

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

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

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

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

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

Οι πρώτες εφαρμογές με χρήση επιταχυνσιόμετρων για την εκτίμηση των κινήσεων του ανθρωπίνου σώματος, καταγράφονται την δεκαετία του 1950[31,32]. Οι διατάξεις αυτές ήταν ιδιαίτερα ακριβές, ογκώδεις, αναξιόπιστες και κατά συνέπεια ακατάλληλες να χρησιμοποιηθούν ως φορητές διατάξεις καταγραφής. Παρ' όλα αυτά, τις προηγούμενες δεκαετίες πραγματοποιήθηκαν επαναστατικές αλλαγές στην κατασκευή των επιταχυνσιόμετρων, με πρωτοπόρο τον τομέα της αυτοκινητοβιομηχανίας για την χρήση τους στο σύστημα αερόσακων. Η νέα γενιά επιταχυνσιόμετρων σχεδιάστηκε ώστε να ικανοποιεί εξαιρετικές απαιτήσεις ως προς την ποιότητα και την αξιοπιστία, συνδυάζοντας την παραγωγή μεγάλων ποσοτήτων

με μικρό κόστος. Πλέον, η νέα γενιά επιταχυνσιομέτρων είναι μικροσκοπικού μεγέθους, χαμηλού κόστους και ισχύος, παρέχοντας τη δυνατότητα καταγραφής της ισορροπίας και των αλλαγών βάδισης σε ενήλικες, με την ταυτόχρονη χρήση σύγχρονων φορητών καταγραφικών. Τα επιταχυνσιόμετρα μετρούν την στατική (π.χ. βαρύτητα) και την δυναμική (π.χ. ταλάντωση) επιτάχυνση. Τρία επιταχυνσιόμετρα μπορούν να ενσωματωθούν σε μία διάταξη παρέχοντας πληροφορίες για την κίνηση σε τρεις διαστάσεις (3D επιταχυνσιόμετρο).

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

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

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

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

1.2 Φυσιολογία βάδισης

1.2.1 Ανάλυση Βάδισης

Η ανάλυση βάδισης είναι μία συστηματική μελέτη της ανθρώπινης βάδισης. Ο τρόπος με τον οποίο στεκόμαστε αλλά κυρίως περπατάμε μπορεί να αποκαλύψει και να μελετήσει προβλήματα των μυών και των οστών αλλά επίσης και να αποτιμήσει το ποσοστό αποκατάστασης. Αρκετά χρόνια τώρα τομείς της επιστήμης όπως είναι η φυσικοθεραπεία, η βιοϊατρική τεχνολογία καθώς επίσης και κλάδοι της ιατρικής όπως η ορθοπεδική και η ρευματολογία έχουν δώσει ιδιαίτερη σημασία στην ανάλυση της βάδισης.

Ανάλυση βάδισης σήμερα γίνεται σε άτομα που πάσχουν από:

- Εγκεφαλική παράλυση,
- Νόσο του Parkinson,
- Κλονισμό κίνησης (movement Disorder),
- Τραυματισμένα νεύρα,
- Τραυματισμό του νωτιαίου μυελού,
- Τραυματισμό άκρων ή κλειδώσεων,
- Τραυματισμούς (π.χ. αθλητές),
- Προβλήματα προσαρμογής πρόσθετων άκρων,
- Γενετικές κινητικές ανωμαλίες,
- Αρθρίτιδα,
- Τραυματισμό στο κεφάλι.

1.2.2. Ορολογία Ανάλυσης Βάδισης

Στην ανάλυση βάδισης χρησιμοποιούνται οι ακόλουθοι όροι:

Κύκλος βάδισης (gait cycle): Είναι το διάστημα χρόνου μεταξύ δύο διαδοχικών εμφανίσεων ενός από τα εναλλασσόμενα γεγονότα του βαδίσματος, π.χ. αν θεωρήσουμε ως γεγονός την στιγμή που το ένα άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος, τότε ο κύκλος βάδισης θα κρατήσει έως ότου το ίδιο άκρο να έρθει ξανά σε επαφή με το έδαφος.

Σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης: Κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης υπάρχουν κάποια σημαντικά γεγονότα τα οποία χαρακτηρίζουν την θέση των δύο ποδιών σε ένα στιγμιότυπο του κύκλου βάδισης. Στο Σχήμα 1.1 δίνονται επτά σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης τα οποία υποδιαιρούν τον κύκλο βάδισης σε επτά περιόδους, τέσσερις από τις οποίες λαμβάνουν χώρα στην φάση στάσης (stance phase) και τρεις στην φάση αιώρησης (swing phase).

Τα γεγονότα αυτά είναι τα:

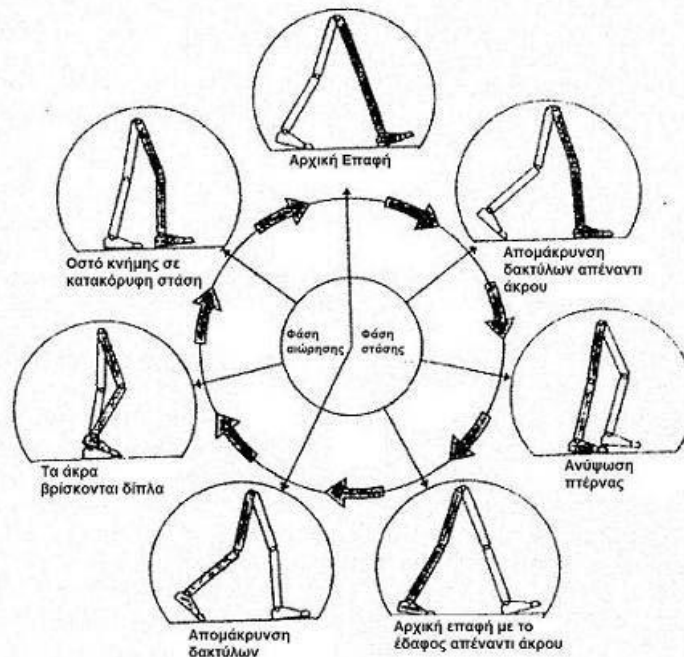
- Αρχική επαφή με το έδαφος (Initial contact),
- Απομάκρυνση δακτύλων απέναντι άκρου (Opposite toe off),
- Ανύψωση πτέρνας (Heel rise),
- Αρχική επαφή με το έδαφος απέναντι άκρου (Opposite initial contact),
- Απομάκρυνση δακτύλων (Toe off),
- Τα άκρα είναι δίπλα (Feet adjacent),
- Το οστό της κνήμης είναι σε κατακόρυφη στάση (Tibia vertical).

Η φάση στάσης είναι αυτή κατά την οποία το άκρο με το οποίο αρχίζει ο κύκλος βάδισης βρίσκεται στο έδαφος ενώ κατά την φάση κίνησης το άκρο μετακινείται προς τα εμπρός. Η φάση στάσης διαρκεί από την αρχική επαφή μέχρι την απομάκρυνση των δακτύλων από το έδαφος και υποδιαιρείται σε 4 φάσεις:

- Στήριξης (Loading response (ή Contact)),
- Μεσοστήριξης (Mid-stance),
- Τελικής στήριξης (Terminal stance),
- Προαιώρησης (Pre-swing).

Οι φάσεις τελικής στήριξης και προαιώρησης αποτελούν και οι δύο μαζί την φάση προώθησης (Propulsion). Η φάση αιώρησης διαρκεί από την απομάκρυνση των δακτύλων από το έδαφος μέχρι την επόμενη επαφή και υποδιαιρείται σε τρεις φάσεις:

- Αρχικής Αιώρησης (Initial swing),
- Μεσοαιώρησης (Mid-swing),
- Τελικής αιώρησης (Terminal swing).



Σχήμα 1.1: Τα επτά σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης [39].

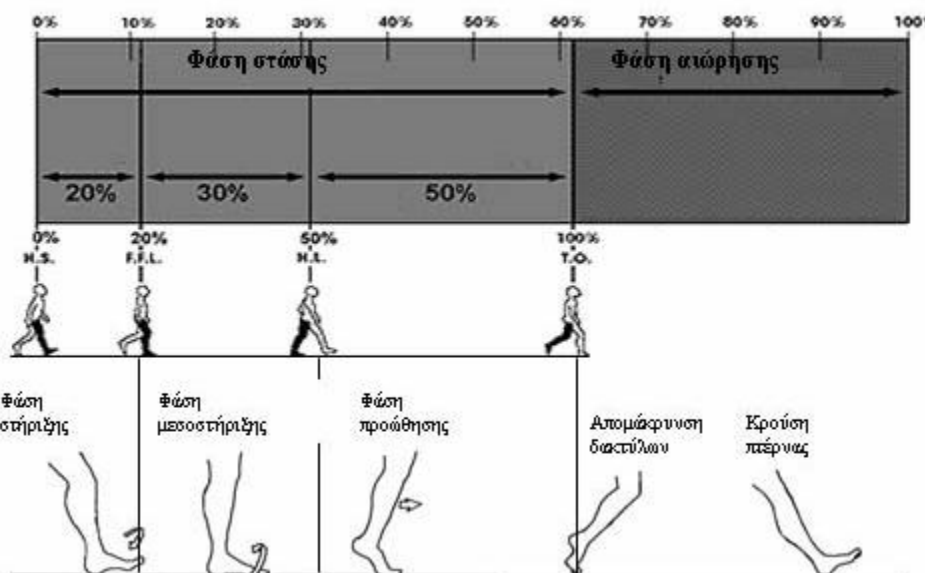
1.2.3. Χρονισμός Κανονικής Βάρδισης

Ο ανθρώπινος βηματισμός είναι μια πολύπλοκη συντονισμένη σειρά μετακινήσεων. Το περπάτημα όπως αναφέραμε και παραπάνω διαιρείται σε δύο κύριες φάσεις. Η φάση μονόπλευρης στήριξης (φάση στάσης) είναι η μεγαλύτερη φάση κάθε κύκλου βηματισμού. Αρχίζει από την επαφή της φτέρνας με το έδαφος και τελειώνει με την άρση των δακτύλων του πέλματος. Αυτό φαίνεται στο Σχήμα 2.2. Η φάση αιώρησης αρχίζει με την άρση των δακτύλων και τελειώνει με την επαφή ποδοκνημικής άρθρωσης στο έδαφος (heel strike).

Οι δύο περίοδοι όταν και τα δύο άκρα είναι σε επαφή με το έδαφος, ονομάζονται αρχική περίοδος διπλής υπομονόπλευρης στήριξης (initial double support) και τελική περίοδος διπλής υπομονόπλευρης στήριξης (terminal double support). Η περίοδος της αρχικής διπλής υπομονόπλευρης στήριξης εμφανίζεται από την επαφή της πτέρνας με το έδαφος του ενός κάτω άκρου και την άρση των δακτύλων του αντίθετου άκρου. Η περίοδος τελικής διπλής υπομονόπλευρης στήριξης εμφανίζεται από την κρούση πτέρνας του αντίθετου άκρου και την φάση της άρσης των δακτύλων του άλλου άκρου [39].

1.2.3.1 Φάση στάσης (Φάση μονόπλευρης στήριξης)

Η περίοδος αυτή αρχίζει από την κρούση πτέρνας και διαρκεί μέχρι την άρση των δακτύλων. Η φάση μονόπλευρης στήριξης αποτελεί περίπου το 60% ενός κανονικού κύκλου βάρδισης. Η φάση αυτή όπως και προαναφέρθηκε αποτελείται από τρεις κύριες υποφάσεις. Αυτές είναι η υποφάση στήριξης, η υποφάση μεσοστήριξης και τέλος η υποφάση προώθησης. Θα δούμε στην συνέχεια για κάθε μία από αυτές ποιες ενέργειες γίνονται και τον χρονισμό αυτών [40].



Σχήμα 1.2: Χρονισμός στην φάση μονόπλευρης στήριξης.

Υποφάση Στήριξης: Η υποφάση αυτή αρχίζει όταν ο αστράγαλος χτυπά το έδαφος ελαφρώς στο κέντρο. Η περιστροφή του άκρου της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι περίπου δύο μοίρες. Το σημείο της ένωσης του αστραγάλου, αρχίζει να περιστρέφεται στην επαφή του ποδιού στο έδαφος μόνο στο σημείο της ποδοκνημικής άρθρωσης και συνεχίζεται μέχρι περίπου το 22% της φάσης. Η ολική επαφή του μπροστινού μέρους του πέλματος ολοκληρώνει την υποφάση στήριξης [40].

Υποφάση Μεσοστήριξης: Η υποφάση αυτή αρχίζει όταν το μπροστινό μέρος το πέλματος είναι σε πλήρη επαφή με το έδαφος. Αυτή η επαφή ονομάζεται φόρτωση (forefoot loading). Η κίνηση στο σημείο της ένωσης του αστραγάλου είναι αδρανής στην υποφάση αυτή μέχρι και το τέλος της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Το τέλος της υποφάσης μεσοστήριξης είναι όταν το σημείο της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι έτοιμο να απομακρυνθεί από το έδαφος (heel off). Αυτό εμφανίζεται περίπου με την ολοκλήρωση του 50% της φάσης μονόπλευρης στήριξης [40].

Υποφάση Προώθησης: Η υποφάση αυτή αποτελεί περίπου το 50% της διάρκειας της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Η ένωση των κόκαλων των δακτύλων του πέλματος σε αυτή την υποφάση βρίσκεται σε ακινησία και επίσης η μέγιστη φόρτωση του μπροστινού μέρους του πέλματος πραγματοποιείται σε περίπου 75-80% της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Μέχρι και αυτή την υποφάση το άκρο δεν μετακινείται από το έδαφος. Για αυτό το λόγο η φάση αυτή ονομάζεται και φάση μονόπλευρης στήριξης. Η μετακίνηση του ποδιού γίνεται στην 2η φάση του κύκλου βάδισης, στην φάση αιώρησης [40].

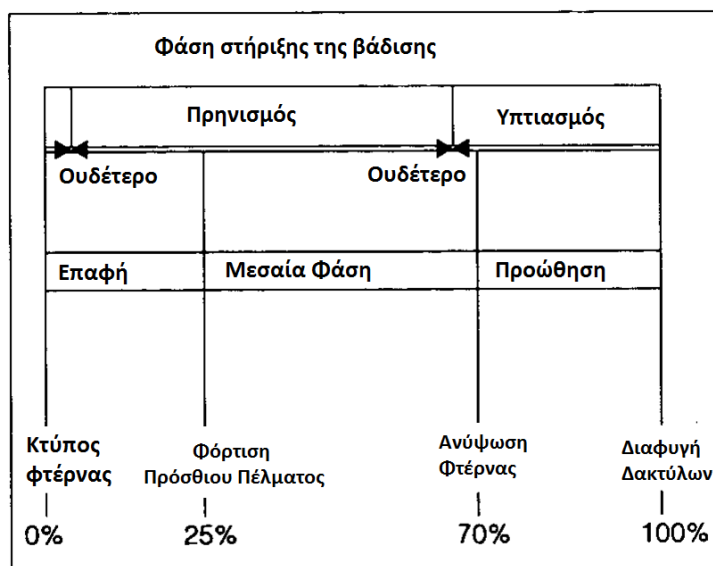
1.2.3.2. Φάση αιώρησης

Η φάση αιώρησης αποτελεί το 40% του κανονικού κύκλου βάδισης και εμφανίζεται από την άρση των δακτύλων μέχρι την κρούση της πτέρνας με το έδαφος. Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης, το άκρο πρώτα ακολουθεί μία συντονισμένη κίνηση κατά την οποία το άκρο μαζεύει (pronates) και στην συνέχεια ακολουθεί μία κίνηση κατά την οποία το άκρο τεντώνει (supinates). Κατά την κίνηση pronation το άκρο μαζεύει έτσι ώστε να απομακρυνθεί από το έδαφος. Κατά την κίνηση supinate τεντώνεται το 20 άκρο και σταθεροποιεί την οστεώδη αρχιτεκτονική του ποδιού, προετοιμάζοντας το άκρο για την κρούση της πτέρνας όπου θα πρέπει το άκρο να απορροφήσει τον κλονισμό του χτυπήματος με το έδαφος [40].

1.3 Αναλυτική επεξήγηση του κύκλου βάδισης.

Ο κύκλος βηματισμού διακρίνεται στις εξής φάσεις[41]:

- **ΦΑΣΗ ΣΤΑΣΕΩΣ:** Αποτελεί το 65% του κύκλου βάδισης και χωρίζεται ως εξής:
 - Περίοδος Επαφής
 - Κτύπος φτέρνας έως φόρτιση πρόσθιου ποδός
 - Περίοδος Μέσης Στάσεως
 - Φόρτιση Πρόσθιου Ποδός έως σήκωμα της φτέρνας
 - Προωστική Περίοδος
 - Σήκωμα φτέρνας έως διαφυγή δακτύλων
- **ΦΑΣΗ ΤΑΛΑΝΤΕΥΣΗΣ:** Αποτελεί το 35% του κύκλου βάδισης και χωρίζεται ως εξής:
 - Επιτάχυνση
 - Επιβράδυνση



Σχήμα 1.3 Σχηματική παράσταση της φάσης στήριξης της βάδισης.

Στην συνέχεια θα αναφέρουμε τα επιμέρους στάδια στα οποία χωρίζεται κάθε περίοδος του κύκλου βάδισης.

Η περίοδος επαφής είναι το 20% της φάσης στάσης. Η φάση στάσης χωρίζεται στη φάση στήριξης, στην φάση μεσοστήριξης και στην φάση προώθησης. Ξεκινάει ο βηματισμός.

Η υποφάση που ακολουθεί αρχίζει όταν ο αστράγαλος χτυπά το έδαφος ελαφρώς στο κέντρο.

ΠΕΡΙΟΔΟ ΕΠΑΦΗΣ

- Χτύπος Φτέρνας έως φόρτωση πρόσθιου ποδός
- Το πόδι πρηνίζει στην υποστραγαλική άρθρωση
- Μόνη φορά που (φάση στάσης) εμφανίζεται κανονικά πρηνισμού
- Αυτό απορροφά τον κραδασμό και προσαρμόζει το πόδι σε ανώμαλες επιφάνειες
- Η αντίδραση του εδάφους γίνεται μέγιστη
- Ο μηρός περιστρέφεται εσωτερικά
- Τελειώνει με την κεφαλή του μεταταρσίου να εφάπτεται στο έδαφος

Στην επόμενη περίοδο αφότου έχει ολοκληρωθεί ο βηματισμός του πρώτου ποδιού ξεκινάει ο βηματισμός του δεύτερου ποδιού με την διαφυγή της φτέρνας. Η υποφάση που ακολουθεί αρχίζει όταν το μπροστινό μέρος του πέλματος είναι σε πλήρη επαφή με το έδαφος.

ΠΕΡΙΟΔΟΣ ΜΕΣΗΣ ΣΤΑΣΗΣ

- Φόρτωση του πρόσθιου ποδός έως διαφυγή φτέρνας
- Το πόδι σταματά να πρηνίζει & ξεκινάει να υππιάζει λόγω της οπίσθιας κνημιαίας και υποκνημίδιας συστολής
- Εξωτερική περιστροφή του ποδός
- Το άλλο πόδι σε φάση ταλάντευσης – όλο το βάρος σε ένα πόδι
- Η κάθετη αντίδραση του εδάφους μειώνεται – το σώμα είναι άνω του ποδός
- Τελειώνει καθώς η φτέρνα αφήνει το έδαφος

Στην προωστική περίοδο ξεκινάει η φάση προώθησης Η υποφάση αυτή αποτελεί περίπου το 50% της διάρκειας της φάσης μονόπλευρης στήριξης.

ΠΡΟΩΣΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΔΟΣ

- Διαφυγή φτέρνας έως διαφυγή δακτύλων
- Ο υππιασμός της υποστραγαλικής άρθρωσης συνεχίζει έως αμέσως μετά την διαφυγή των δακτύλων
- Ο μηρός συνεχίζει την εξωτερική περιστροφή
- Η δύναμη κάθετης αντίδρασης του εδάφους μεγιστοποιείται – το πρόσθιο πόδι φέρει το βάρος μόνο σε αυτή την πλευρά
- Οι δυνάμεις μετακινούνται από πλευρικές σε έσω και διέρχονται από την ποδοκνημική
- Η πρώτη MPJ πρέπει να λειτουργεί σωστά για μέγιστη απόδοση
- Οι δάκτυλοι φορτίζονται για την σταθεροποίηση των MPJ

Με την ολοκλήρωση της προωστικής περιόδου και το τέλος της φάσης στάσης ξεκινάει η φάση αιώρησης που αποτελεί το 35% του κανονικού κύκλου βάρδισης και εμφανίζεται από την άρση των δακτύλων μέχρι την κρούση της φτέρνας με το έδαφος.

ΦΑΣΗ ΤΑΛΑΝΤΕΥΣΗΣ

- Το πόδι επιταχύνει για να προλάβει το σώμα
- Ο μηρός περιστρέφεται εσωτερικά (από εξωτερική θέση)
- Το πόδι πρηνίζει προς βοήθεια της διαφυγής από το έδαφος
- Το πόδι επιβραδύνει και ελαφρώς υππιάζει ως προετοιμασία για τον κτύπο της φτέρνας

«ΚΑΝΟΝΙΚΗ» ΘΕΣΗ ΣΤΑΣΗΣ

- Τα πόδια ελαφρώς αποκλίνουν & οι ώμοι σε έκταση
- Τα γόνατα προς τα εμπρός & σε έκταση
- Οι φτέρνες κάθετες
- Οι αστράγαλοι περίπου 90° με τους μηρούς
- Όλες οι MPJ's & οι δάκτυλοι σε επαφή με το έδαφος

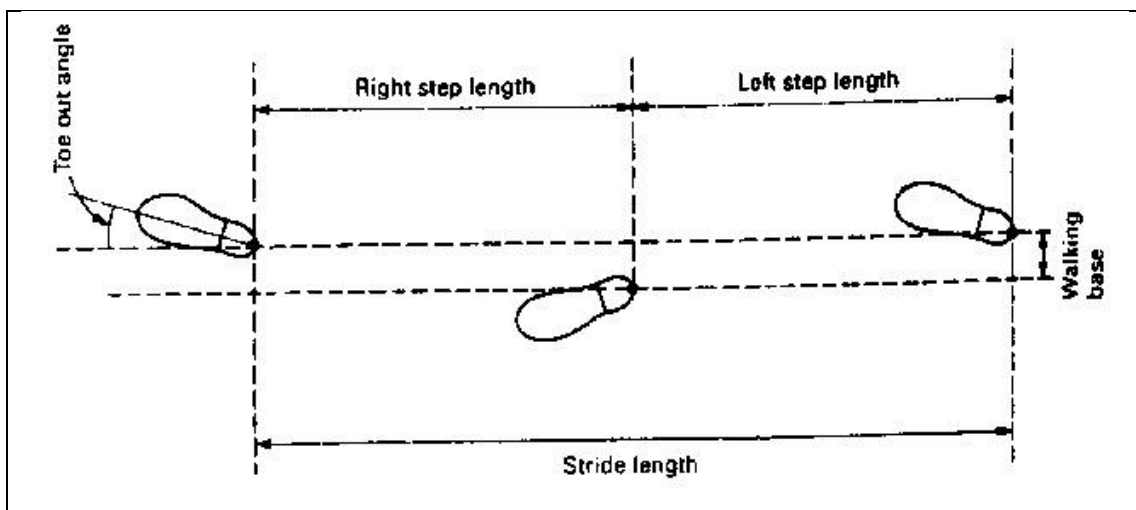
Με το πέρας της κανονικής θέσης στάσης έχει ολοκληρωθεί ένας πλήρης κύκλος βάρδισης.

1.4 Σχηματική κατανόηση του κύκλου βάδισης

Στις προηγούμενες ενότητες αναπτύξαμε μια γενική εικόνα της ανάλυσης της βάδισης. Στην συγκεκριμένη ενότητα θα αναπτυχθεί η σχηματική κατανόηση του κύκλου βάδισης καθώς και οι ορισμοί των παραμέτρων που αναλύουν τον κύκλο βάδισης.

Κύκλος βάδισης – Ορισμοί[42]:

- ▶ Κανονικό Βήμα =
 - Σειρά ρυθμικών , εναλλασσόμενων κινήσεων του κορμού και των άκρων που έχουν ως αποτέλεσμα την εμπρόσθια πρόοδο του Κέντρου Βάρους
 - Σειρά «ελεγχόμενων πτώσεων»

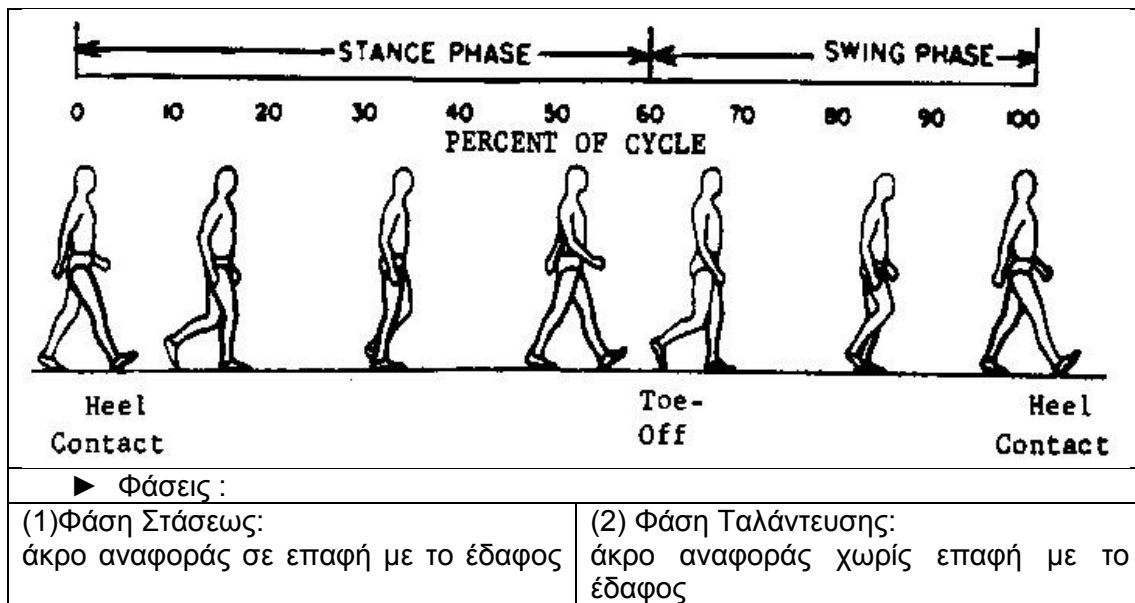


Σχήμα 1.4 απεικόνιση του κύκλου βάδισης

- ▶ Κύκλος Βάδισης =
 - Απλή ακολουθία λειτουργιών από **ένα άκρο**
 - Εκκινεί όταν η σχετική γραμματοσειρά αγγίζει το έδαφος
 - Τελειώνει με υπ' ακόλουθη επαφή στο έδαφος του αυτού ποδός
- ▶ Μήκος Βήματος =
 - Απόσταση μεταξύ διαδοχικών αντίστοιχων σημείων επαφής της φτέρνα του αντίθετου ποδός
 - Δεξί μήκος Βήματος = Αριστερό μήκος βήματος (σε κανονική βάδιση)
- ▶ Μήκος Διασκελισμού =
 - Απόσταση μεταξύ Διαδοχικών σημείων επαφής της φτέρνας του **ιδίου ποδός**
 - Διπλάσιο του μήκους βήματος (σε κανονική βάδιση)
- ▶ Βάση Βάδισης =
 - Η από πλευρά-σε πλευρά απόσταση μεταξύ της γραμμής των δύο ποδιών. Επίσης γνωστή ως «πλάτος διασκελισμού»

- ▶ Ρυθμός =
 - Ο αριθμός των βημάτων στην μονάδα του χρόνου
 - Κανονικός: 100 – 115 **steps/min**
 - Πολιτιστικές / κοινωνικές διαφορές
- ▶ Ταχύτητα =
 - Η απόσταση που καλύπτεται από το σώμα στην μονάδα του χρόνου
 - Συνήθως μετράται σε **m/s**
 - Στιγμιαία ταχύτητα ποικίλει κατά τον κύκλο βάδισης
 - Μέση ταχύτητα (m/min) = μήκος βήματος (m) x ρυθμό (steps/min)
- ▶ Άνετη ταχύτητα βάδισης (CWS) =
 - Ελάχιστη κατανάλωση ενέργειας ανά μονάδα απόστασης
 - Μέση = **80 m/min** (~ 5 km/h , ~ 3 mph)

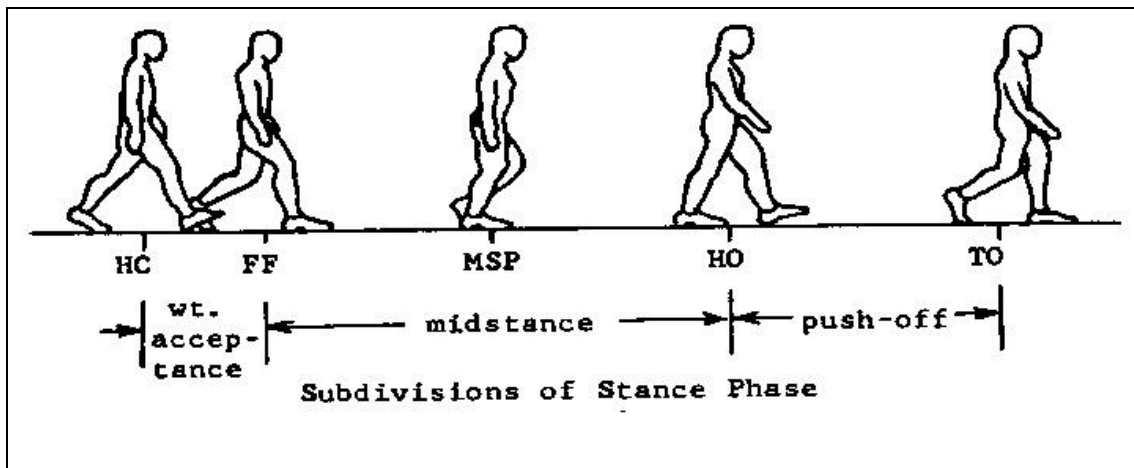
Κύκλος βάδισης - Συνιστώσες:



Σχήμα 1.5 απεικόνιση των φάσεων του κύκλου βάδισης

- ▶ Στήριξη:
 - (1) Απλή στήριξη: μόνο ένα πόδι σε επαφή με το έδαφος
 - (2) Διπλή στήριξη: και τα δύο πόδια σε επαφή με το έδαφος

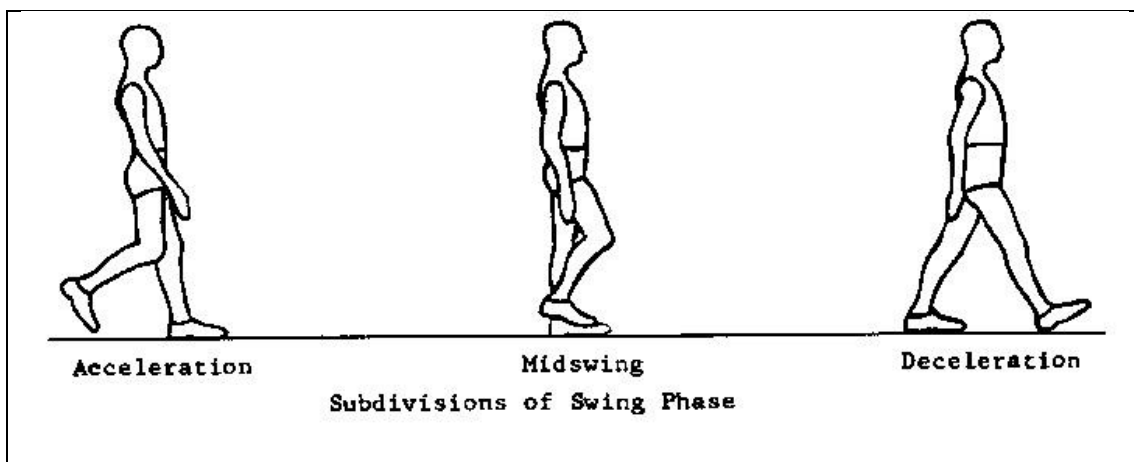
Κύκλος βάρδισης - Υποδιαιρέσεις:



Σχήμα 1.6 απεικόνιση της φάσης στάσεως

A. Φάση Στάσεως:

1. **Επαφή φτέρνας:** «Αρχική επαφή»
2. **Πόδι ευθύ:** «Απόκριση φόρτου», αρχική επαφή του πρόσθιου ποδός με το έδαφος
3. **Μέση Στάση:** Ο μείζον τρεχαντήρας σε ευθυγράμμιση με την κάθετη διχοτόμο των ποδιών
4. **Διαφυγή φτέρνας:** «Τερματική Στάση»
5. **Διαφυγή Δακτύλων:** «Προ Ταλάντευσης»



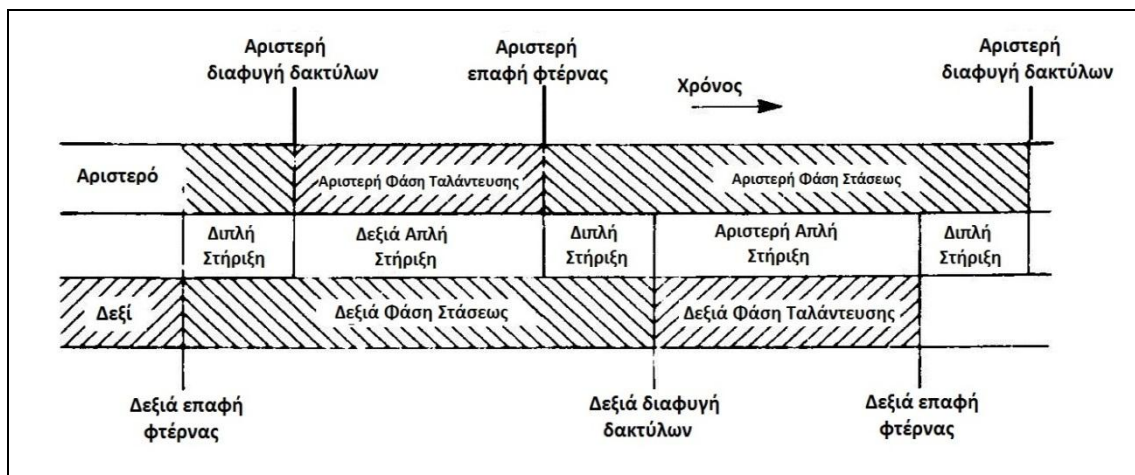
Σχήμα 1.7 απεικόνιση της φάσης ταλάντευσης

B. Φάση Ταλάντευσης:

1. **Επιτάχυνση:** «Αρχική Ταλάντευση»
2. **Μέση Ταλάντευση:** Το ταλαντευόμενο άκρο προσπερνάει το σταθερό
3. **Επιβράδυνση:** «Τερματική ταλάντευση»

Ακολουθεί το χρονικό πλαίσιο του κύκλου βάρδισης.

Κύκλος Βάδισης



Σχήμα 1.8 απεικόνιση του χρονικού πλαισίου του κύκλου βάδισης

- ▶ Χρονικό Πλαίσιο:
 - A. Στάση vs. Ταλάντευση:
 - ▶ Φάση Στάσεως= 60% κύκλου Βάδισης
 - ▶ Φάση Ταλάντευσης= 40%
 - B. Απλή vs. Διπλής στήριξης:
 - ▶ Απλή = 40% κύκλου Βάδισης
 - ▶ Διπλή=20%
 - ▶ Με αυξανόμενες ταχύτητες βάδισης:
 - ▶ Φάση στάσεως: μειώνεται
 - ▶ Φάση Ταλάντευσης: αυξάνει
 - ▶ Διπλή στήριξη : μειώνεται
 - ▶ Τρέξιμο:
 - ▶ Εξ' ορισμού: Βάδιση άνευ διπλής στήριξης
 - ▶ Αναλογία στάσεως/ταλάντευσης ανεστραμμένη
 - ▶ Η διπλή στήριξη εξαφανίζεται . Η «Διπλή ταλάντευση» αναπτύσσεται

Διαδρομή του Κέντρου Βάρους:

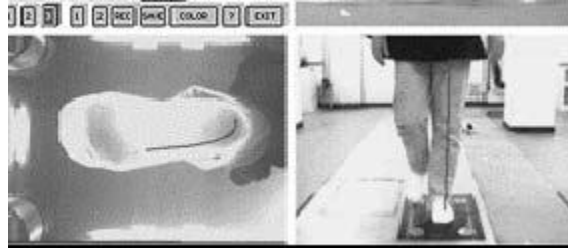
- ▶ Κέντρο Βάρους (KB):
 - Ήμισυ της απόστασης μεταξύ των ισχίων
 - Λίγα cm εμπρός από την S2
- ▶ Ελάχιστη κατανάλωση ενέργειας εάν το KB κινείται ευθεία

1.5 Συστήματα Λήψης Δεδομένων Βάδισης

Οι μελέτες για την ανάλυση βάδισης άρχισαν το 1878 όταν ο φωτογράφος Έντουαρτ Μάμπριτζ πήρε τις πρώτες αναλυτικές φωτογραφίες ανθρώπων που κινούνται. Το 1890 ανακαλύφθηκε η κινηματογραφική κάμερα με την οποία και άρχισε η μελέτη κίνησης. Σήμερα έχουμε την δυνατότητα συλλογής σημάτων είτε με χρήση κάμερας είτε με χρήση αισθητήρων όπως είναι τα γωνιόμετρα [43-47].

1.5.1. Πλατφόρμες δύναμης και πίεσης

Χρησιμοποιείται διαδρομή βάδισης, περίπου 52 πόδια σε μήκος. Σε αυτή τη διαδρομή, υπάρχουν διάφορες πλατφόρμες που θα καταγράφουν το ποσό της δύναμης και την πίεση που ασκούνται από τα διαφορετικά μέρη των ποδιών. Αυτές οι πληροφορίες στέλνονται σε υπολογιστή που παρουσιάζει εικόνες δύο και τριών διαστάσεων και με κατάλληλη επεξεργασία λαμβάνονται πληροφορίες για την βάδιση.



Εικόνα 3: Πλατφόρμα μέτρησης δύναμης αλληλεπίδρασης του εδάφους κατά την βάδιση.

1.5.2 Αργό βίντεο κινήσεων

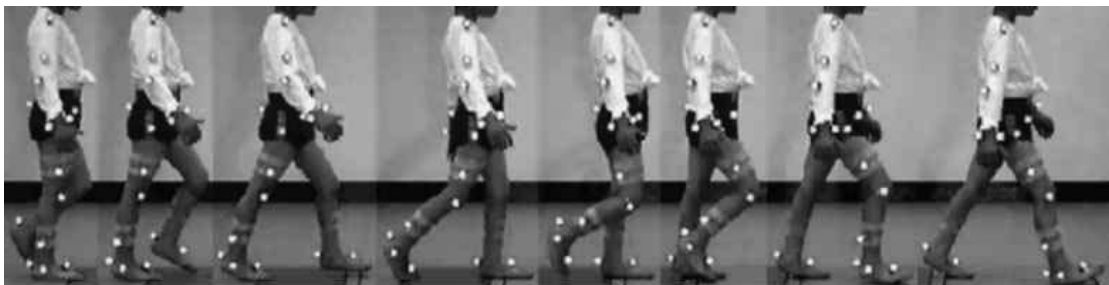
Κατά την διάρκεια της βάδισης, γίνεται καταγραφή από τις ειδικές για αργή κίνηση φωτογραφικές μηχανές. Αυτό επιτρέπει την ανάλυση στιγμιότυπων στάσης του σώματος κατά την διαδρομή.

1.5.3 Επιταχυνσιόμετρα

Χρησιμοποιούνται επιταχυνσιόμετρα για την μέτρηση της επιτάχυνσης του ποδιού κατά την βάδιση. Λόγω του νόμου του Newton έχουμε ότι οποιαδήποτε επιτάχυνση του σώματος θα απεικονιστεί σε μια αντίδραση από το έδαφος όταν τουλάχιστον ένα άκρο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

1.5.4 Τρισδιάστατη ανάλυση κινήσεων με κάμερα

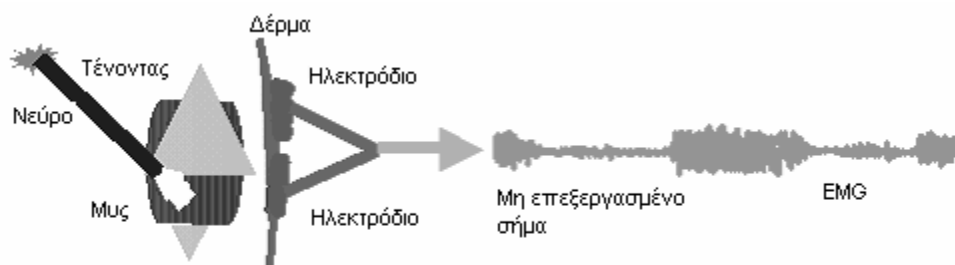
Με την βοήθεια φορούμενων οπτικών αισθητήρων (markers) που αντανακλούν και καταγράφουν την κίνηση από κάμερες που υπάρχουν στο χώρο, γίνεται ανάλυση της βάδισης και στην συνέχεια επεξεργασία από υπολογιστή στον οποίο μεταφέρονται τα δεδομένα.



Εικόνα 4: Ανάλυση βάδισης με χρήση κάμερας και οπτικών αισθητήρων

1.5.5. Μετρήσεις λειτουργίας μυών

Η μέτρηση αυτή γίνεται με μικρά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο δέρμα για να μετρήσουν πώς οι μύες λειτουργούν κατά την βάρδια. Όταν ο μύς λειτουργεί, παράγεται ηλεκτρικό σήμα το οποίο ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα (EMG). Τα ηλεκτρόδια στο δέρμα μετρούν το EMG και με κατάλληλη βοήθεια καθορίζεται εάν υπάρχει ένα πρόβλημα με τους μύς ή τα νεύρα.



Εικόνα 5: Ηλεκτρόδιο για την μέτρηση EMG.

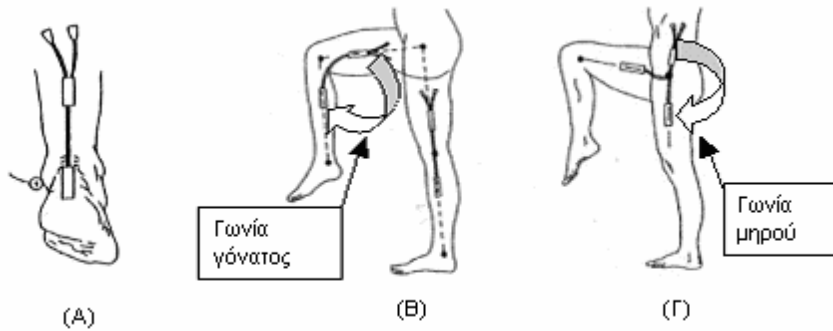
1.5.6 Μετρήσεις γωνιών με ηλεκτρογωνιόμετρα

Με την βοήθεια αισθητήρων που ονομάζονται ηλεκτρογωνιόμετρα μετράμε την κλίση κάποιων σημείων του σώματος (σε μοίρες). Ένα σύστημα ηλεκτρογωνιόμετρων αποτελείται από τα ηλεκτρογωνιόμετρα και ένα συλλέκτη σημάτων. Τα ηλεκτρογωνιόμετρα, τοποθετούνται στις ανθρώπινες κλειδώσεις και δίνουν τις γωνίες των κλειδώσεων κατά την κίνηση στα σημεία αυτά τα οποία επηρεάζονται ανάλογα με το πρόβλημα το οποίο μελετάμε. Η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων γίνεται με την χρήση κολλητικής ταινίας διπλής όψευς στο δέρμα στο σημείο της άρθρωσης της οποίας θέλουμε να τα τοποθετήσουμε. Στο σύστημά μας θα χρησιμοποιήσουμε τα ηλεκτρογωνιόμετρα τα οποία τοποθετούνται στο γόνατο και στο ισχίο (εικ. 6). Ωστόσο δεδομένου ότι οι γωνίες που μας παρέχουν είναι στους δύο άξονες μπορούν να τοποθετηθούν και σε σημεία του ανθρώπινου σώματος όπως είναι ο καρπός, ο αγκώνας και η πλάτη. Η τοποθέτηση σε αυτά τα σημεία γίνεται κυρίως όταν υπάρχουν προβλήματα υγείας τα οποία επηρεάζουν την συνολική στάση του σώματος και όχι μόνο των κάτω άκρων κατά την κίνηση όπως για παράδειγμα η παραπληγία.

Όσον αφορά το σημείο στο οποίο γίνεται η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή. Πρέπει η τοποθέτηση στα αντίθετα άκρα να γίνει όσο το δυνατόν πιο ακριβής. Για να γίνει η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων θα πρέπει ο άνθρωπος να βρίσκεται σε όρθια θέση και σε ακινησία. Η τοποθέτηση στην περιοχή του γόνατος (εικ.6.(B)), γίνεται στην εξωτερική πλευρά του ποδιού, έτσι ώστε τα άκρα από τα ηλεκτρογωνιόμετρα να έχουν ίση απόσταση με κέντρο την περιοχή της κλείδωσης του γόνατος. Με παρόμοιο τρόπο γίνεται και η τοποθέτηση στην περιοχή του ισχίου (εικ.6.(Γ)). Η τοποθέτηση σε αυτό το σημείο γίνεται επίσης και στα δύο άκρα στην εξωτερική πλευρά έτσι ώστε το κέντρο του ηλεκτρο γωνιόμετρου να βρίσκεται στην κλείδωση του ισχίου.

Τα κυρίως πλεονεκτήματα αυτού του συστήματος είναι ότι δεν απαιτεί ειδικό εργαστηριακό χώρο και ότι πρόκειται για μικρούς και ελαφρούς αισθητήρες οι οποίοι δεν αλλοιώνουν τα χαρακτηριστικά της κίνησης. Επίσης μπορούν να τοποθετηθούν και σε άλλα σημεία και να χρησιμοποιηθούν για την μελέτη διαφορετικών προβλημάτων κίνησης του ανθρώπινου σώματος. Το κόστος σε σχέση με άλλες τεχνολογίες για την ανάλυση βάρδιας είναι χαμηλό και μπορούν να χρησιμοποιηθούν με πολλά υπολογιστικά συστήματα. Βέβαια υπάρχουν δύο μειονεκτήματα τα οποία έχουν κυρίως πρακτικό ενδιαφέρον κατά την διάρκεια των μετρήσεων. Το πρώτο

είναι ότι πρόκειται για μη ασύρματο σύστημα που έχει ως αποτέλεσμα κατά την καταγραφή κυρίως της έντονης κίνησης (τρέξιμο, γρήγορο περπάτημα), κάποιες φορές να φεύγουν τα καλώδια από τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της καταγραφής της κίνησης. Το δεύτερο μειονέκτημα αφορά επίσης κυρίως την έντονη κίνηση που πολλές φορές απομακρύνει τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της μέτρησης.



Εικόνα.6: Τοποθέτηση ηλεκτρογωνιομέτρων σε τρία σημεία των κάτω άκρων ((A) πέλμα, (B) γόνατο, (Γ) μηρός)

2.ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ-ΕΡΕΥΝΑ ΑΓΟΡΑΣ.

2.1 Εισαγωγή

Φυσική δραστηριότητα(ΦΔ) νοείται κάθε σωματική κίνηση που παράγεται από τους σκελετικούς μύες και έχει ως αποτέλεσμα δαπάνη ενέργειας[48]. Η ΦΔ έχει μελετηθεί στην επιδημιολογική έρευνα για την διερεύνηση των ανθρωπίνων κινήσεων και την σχέση τους με την κατάσταση της υγείας τους, ειδικά στις καρδιαγγειακές ασθένειες, του σακχαρώδη διαβήτη και της παχυσαρκία. Ένα μειούμενο επίπεδο ΦΔ αντιπροσωπεύει έναν μείζον παράγοντα σε πολλαπλές ασθένειες και συμπτώματα που σχετίζονται με λειτουργικές βλάβες[49]. Η οργάνωση Υγιείς Άνθρωποι 2020 με επικεφαλής την κυβέρνηση των Η.Π.Α. έχει αναγνωρίσει την ΦΔ ως έναν από τους κορυφαίους δείκτες υγείας (ΚΔΥ), οι οποίοι είναι μέτρο της υγείας ενός έθνους.

Διάφορες μέθοδοι των υποκειμενικών και αντικειμενικών εργαλείων αξιολόγησης ΦΔ έχουν αναπτυχθεί. Οι υποκειμενικές μέθοδοι, όπως ημερολόγια, ερωτηματολόγια, και έρευνες, είναι φθηνά εργαλεία. Ωστόσο, αυτοί οι μέθοδοι συχνά εξαρτώνται από τις ατομικές παρατηρήσεις και την υποκειμενική ερμηνεία, η οποία καθιστά τα αποτελέσματα αξιολόγησης ασυνεπή[50]. Μερικές τυποποιημένες δοκιμές αξιολόγησης της ΦΔ απαιτούν επίσης υποκειμενικές κρίσεις. Για παράδειγμα, η χρονομετρημένη up-and-go δοκιμή (TUG-T), είναι ένα απλό τεστ για να αξιολογηθεί η ικανότητα κάποιου να εκτελέσει μια σειρά από βασικές δραστηριότητες και το αποτέλεσμα της TUG-T μπορεί να είναι προγνωστικός δείκτης για τον κίνδυνο πτώσης[51]. Η διάκριση μετάβασης στάσης του σώματος στο TUG-T, ωστόσο, εξαρτάται από την υποκειμενική αξιολόγηση που μετράει τον χρόνο που απαιτείται για κάθε μετάβαση στάσης του σώματος σε άλλη. Η Κλίμακα Ισορροπίας Berg (BBS), μια έγκυρη μέτρηση για την αξιολόγηση του ελέγχου ισορροπίας των ηλικιωμένων ατόμων, απαιτεί επίσης την υποκειμενική παρατήρηση και καθορισμό για τη βαθμολόγηση ορισμένων στοιχείων της δοκιμής[52].

Από την άλλη πλευρά, οι αντικειμενικές τεχνικές χρησιμοποιούν φορετούς ή στερεωμένους στο σώμα αισθητήρες κίνησης, οι οποίοι ποικίλλουν από διακόπτες, βηματόμετρα, μετρητές ενέργειας, γωνιόμετρα, επιταχυνσιόμετρα και γυροσκόπια, για την αξιολόγηση της ΦΔ. Τα μηχανικά βηματόμετρα, ή αλλιώς μετρητές βήματος, είναι οι πιο απλοί φορετοί αισθητήρες για τη μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης. Τα βηματόμετρα χρησιμοποιούν ένα ελατήριο μάζας ή κάποιον άλλον μηχανισμό αυτόματης προσαρμογής για τον εντοπισμό των προφανών επιπτώσεων που παράγονται από τα βήματα κατά τη διάρκεια της κινήσεως. Ο αριθμός των βημάτων κατά τη διάρκεια της κίνησης μπορούν να εγγραφούν για να εκτιμηθεί η απόσταση που διανύθηκε και η κατανάλωση ενέργειας. Αν και τα βηματόμετρα είναι φθηνά και απλά, τα σημαντικότερα μειονεκτήματα τους είναι ότι δεν απεικονίζουν την ένταση της κίνησης και συνεπώς οδηγούν σε ανακριβείς εκτιμήσεις των ενεργειακών δαπανών[53]. Η ΦΔ μπορεί επίσης να μετρηθεί αντικειμενικά με τη βοήθεια μαγνητικών συστημάτων, οπτικών συστημάτων ή με την εγγραφή βίντεο. Τα μαγνητικά και οπτικά συστήματα παρακολούθησης της ΦΔ, είναι δαπανηρά και απαιτούν πολύπλοκα όργανα και περιβαλλοντικές ρυθμίσεις. Τα προσωπικά δεδομένα είναι ένα σημαντικό μειονέκτημα σε συστήματα παρακολούθησης της ΦΔ που βασίζονται σε καταγραφή βίντεο. Τα συστήματα αυτά μπορεί να μην είναι πρακτικά για θέματα καταγραφής της ΦΔ σε περιβάλλον ελεύθερης διαβίωσης.

Τα επιταχυνσιόμετρα είναι αισθητήρες οι οποίοι μετρούν τις επιταχύνσεις των αντικειμένων σε κίνηση, κατά μήκος αξόνων αναφοράς. Η μέτρηση της ΦΔ με τη χρήση επιταχυνσιόμετρων, προτιμάται επειδή, η επιτάχυνση είναι ανάλογη της εξωτερικής δύναμης και επομένως μπορεί να απεικονιστεί η ένταση και η συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης. Τα δεδομένα της επιταχυνσιομετρίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό της ταχύτητας και των πληροφοριών μετατόπισης με την αντιστοίχιση των δεδομένων επιταχυνσιομετρίας ως προς το

χρόνο[54]. Μερικά επιταχυνσιόμετρα μπορούν να ανταποκριθούν στην βαρύτητα για την παροχή ανίχνευσης κλίσης σε σχέση με επίπεδα αναφοράς, όταν τα επιταχυνσιόμετρα περιστρέφονται με τα αντικείμενα. Τα δεδομένα κλίσης που προκύπτουν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ταξινόμηση των στάσεων του σώματος (προσανατολισμοί). Με αυτά τα χαρακτηριστικά, η επιταχυνσιομετρία είναι σε θέση να παρέχει επαρκείς πληροφορίες για τη μέτρηση της ΦΔ και μια σειρά από ανθρώπινες δραστηριότητες. Τα επιταχυνσιόμετρα έχουν γίνει ευρέως αποδεκτά ως χρήσιμοι και πρακτικοί αισθητήρες για φορητές συσκευές μέτρησης και αξιολόγησης της ΦΔ είτε σε κλινικές / εργαστηριακές συνθήκες ή σε περιβάλλον ελεύθερης διαβίωσης[55].

Τα επιταχυνσιόμετρα για πρώτη φορά ερευνήθηκαν στη δεκαετία του 1950 για τη μέτρηση της ταχύτητας βάρδισης και της επιτάχυνσης[56]. Η επιταχυνσιομετρική μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης, μελετήθηκε με περισσότερες λεπτομέρειες κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 1970 λόγω της τεχνολογικής προόδου[57]. Διαπιστώθηκε επίσης ότι τα επιταχυνσιόμετρα είχαν πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες τεχνικές στην ποσοτική μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης. Η τεχνολογία των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (MEMS) έχει μειώσει το κόστος των επιταχυνσιόμετρων μικρότερων διαστάσεων. Στο μεταξύ, η απόδοση των αισθητήρων έχει βελτιωθεί, ενώ η κατανάλωση ενέργειας έχει μειωθεί σημαντικά. Η πρώτη κατασκευασμένη παρτίδα επιταχυνσιόμετρων MEMS αναφέρθηκε το 1979[58]. Από τότε, διάφορες ερευνητικές και εμπορικές εφαρμογές έχουν χρησιμοποιήσει επιταχυνσιόμετρα MEMS στα φορητά συστήματα για την παρακολούθηση της ΦΔ.

Η συγκεκριμένη εργασία παρέχει μια σφαιρική ανασκόπηση σχετικά με τις αρχές λειτουργίας, τις ικανότητες, και διάφορες εφαρμογές με βάση την επιταχυνσιομετρία φορητών ανιχνευτών κίνησης για την παρακολούθηση και την αξιολόγηση της ΦΔ. Οι συγγραφείς αναζήτησαν υπάρχουσα βιβλιογραφία μετά το έτος 2000, χρησιμοποιώντας μια σειρά από σχετικές λέξεις-κλειδιά, όπως επιταχυνσιομετρία, επιταχυνσιόμετρο, φορητός, φυσική δραστηριότητα, ανθρώπινη δράση, ανθρώπινη κίνηση, ταξινόμηση δραστηριότητας, ενεργειακή δαπάνη, ανίχνευση πτώσης, ισορροπία και σταθερότητα, βάρδιση. Επιλεγμένες βιβλιογραφίες πριν από το 2000 περιλαμβάνονται επίσης. Το παρόν έγγραφο εξετάζει πρώτα τις αρχές και τους βασικούς μηχανισμούς της επιταχυνσιομετρίας, σχετικά με διάφορες τοποθετήσεις του αισθητήρα. Ποικίλες έρευνες που χρησιμοποιούν φορητούς ανιχνευτές κίνησης με βάση την επιταχυνσιομετρία για την παρακολούθηση και την αξιολόγηση της ΦΔ, συμπεριλαμβανομένης της ταξινόμησης στάσης και κίνησης, την εκτίμηση των ενεργειακών δαπανών, την ανίχνευση πτώσεων και την αξιολόγηση του ελέγχου της ισορροπίας, στη συνέχεια αναθεωρούνται. Τέλος αυτό το έγγραφο εξετάζει και συγκρίνει τα υπάρχοντα εμπορικά προϊόντα για να παρέχει μια ολοκληρωμένη προοπτική της τρέχουσας κατάστασης της ανάπτυξης και των πιθανών αναδυόμενων τεχνολογιών.

2.2 Τεχνικές ανίχνευσης βηματισμού.

Οι δυναμικές του βηματισμού μπορούν με ακρίβεια να μετρηθούν με την χρήση συστημάτων οπτικής σύλληψης της κίνησης και υπέρυθρης κάμερας υψηλής ταχύτητας για την καταγραφή των τρισδιάστατων θέσεων ανακλαστικών δεικτών προσαρμοσμένων στις αρθρώσεις και τους τομείς του σώματος [59]. Τεχνικές ανίχνευσης βηματισμού που χρησιμοποιούν αισθητήρες πίεσης ενσωματωμένους σε επιπέδιο διάδρομο [60] έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί. Αυτές οι τεχνικές μπορούν να ανιχνεύσουν την επαφή του ποδιού (χτύπο της φτέρνας και διαφυγή των δακτύλων) και ακόμα την κατανομή της πίεσης του ποδιού για την διερεύνηση χρονικών παραμέτρων βηματισμού. Ωστόσο, αυτά τα συστήματα είναι ακριβά, και τα εξελιγμένα όργανα τους απαιτούν ειδικευμένο προσωπικό. Επιπλέον, η χρήση αυτών

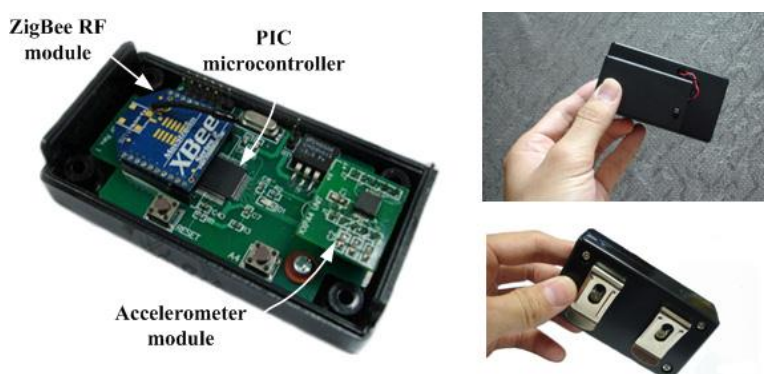
των συστημάτων είναι συνήθως περιορισμένη σε εργαστηριακό ή κλινικό περιβάλλον. Απλούστερα συστήματα βασισμένα στην ανίχνευση πίεσης, όπως το φορητό εντός του υποδήματος σύστημα μέτρησης της πίεσης, μπορούν να παρέχουν μόνο απλές χρονικές μετρήσεις βηματισμού, ενώ τα βασισμένα στα επιταχυνσιόμετρα ή την εικονοληψία συστήματα μπορούν να παρέχουν χρονικές και χωρικές μετρήσεις βηματισμού, ακόμα και ακριβείς μετρήσεις της κίνησης των κάτω άκρων και του σώματος.

Η επιταχυνσιομετρία με την χρήση φορητών συστημάτων έχει δημιουργήσει ένα ευρύτατο πεδίο ερευνητικού ενδιαφέροντος στην μελέτη της ανθρώπινης κίνησης. Τα επιταχυνσιόμετρα έχουν ευρέως χρησιμοποιηθεί στα φορητά συστήματα για την κατάταξη της κίνησης, την ανίχνευση πτώσεων, την εκτίμηση της ενεργειακής δαπάνης και την ανάλυση του βηματισμού [61,62]. Τα επιταχυνσιόμετρα σε συνδυασμό με τα γυροσκόπια που μετρούν γωνιακή ταχύτητα και ακριβή προσανατολισμό έχουν επίσης αναπτυχθεί [63,64]. Παρ' όλο που οι παθολογικοί βηματισμοί έχουν επαρκώς μελετηθεί και περιγραφεί, μόνο λίγες μελέτες έχουν ερευνήσει την αναγνώριση ανώμαλων βηματισμών με την χρήση φορητών συστημάτων επιταχυνσιομετρίας.

2.3 Όργανα μέτρησης

2.3.1 Όργανα μέτρησης

Ο φορητός ανιχνευτής κίνησης είναι μία μόνο συσκευή που προσαρμόζεται στην μέση και μετράει τις επιταχύνσεις του κορμού κατά τις κινήσεις του ανθρώπου. Η Εικ.7 δείχνει την συναρμολόγηση της πλακέτας των κυκλωμάτων και το πρωτότυπο του φορητού ανιχνευτή κίνησης. Χρησιμοποιεί μια μονάδα με ένα επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων (KXPA4-2050, Kionix) που αισθάνεται τις επιταχύνσεις στην ευαισθησία των 660 mV/g πάνω από το επιλεγθέν εύρος των +2g. Η μονάδα του επιταχυνσιομέτρου έχει ένα εσωτερικό φίλτρο χαμηλής διαπερατότητας σε συχνότητα αποκοπής στα 50Hz. Αυτό το κύκλωμα περιορίζει το εύρος του εξαγόμενου σήματος και επιπλέον μειώνει τις συνιστώσες υψηλών συχνοτήτων που δεν σχετίζονται με συγκεκριμένες ανθρώπινες κινήσεις. Ένας μικροελεγκτής PIC (PIC18LF6722, Microchip) προσφέρει flash μνήμη 128 kbytes και SRAM της τάξης των 3,936 bytes. Πραγματοποιεί δειγματοληψία των αναλογικών εξαγόμενων σημάτων μέσω ενός 10-bit A/D μετατροπέα με ρυθμό 50Hz. Η επεξεργασία του δείγματος σε πραγματικό χρόνο μπορεί να εφαρμοστεί στον μικροελεγκτή PIC. Ο φορητός ανιχνευτής κίνησης επίσης χρησιμοποιεί μία ασύρματη μονάδα 2.4 GHz ZigBee RF (XBee 2.0, Digi International) για την μετάδοση σε πραγματικό χρόνο των αναγνωρισμένων παραμέτρων του κύκλου βηματισμού σε έναν Η/Υ. Οι παράμετροι του κύκλου βηματισμού μπορούν να εμφανιστούν στην οθόνη του Η/Υ για τηλεπαρακολούθηση και καταγραφή δεδομένων. Λαμβάνει ισχύ λειτουργίας από τρεις 3AAA μπαταρίες (DC 4.5 V) και έχει διαστάσεις 90 mm × 50 mm × 25 mm και βάρος 120g. Ο χρόνος ζωής των μπαταριών μπορεί να διαρκέσει έως και 50 ώρες συνεχούς λειτουργίας.



Εικ7 το πρωτότυπο του φορητού ανιχνευτή κίνησης

Ο φορετός ανιχνευτής κίνησης προσαρμόζεται στην ζώνη του παντελονιού των ατόμων. Ο ανιχνευτής τοποθετείται κοντά στην μέση ανάμεσα στην πρόσθια άνω λαγόνιο σπόνδυλο και το δεξί λαγόνιο ακρολόφιο γύρω από την μέση του παντελονιού. Η ζώνη του παντελονιού δένεται μεσαία έως σφιχτά ώστε να μην δημιουργεί δυσφορία στο άτομο, καθώς αυτή η προσαρμογή μπορεί να μειώσει την μετατόπιση του προσανατολισμού και τους κραδασμούς του οργάνου που θα προκαλούσαν αλλοιώσεις στο σήμα και θόρυβο[65].

2.4 Αρχές σχεδιάσμου για βάση επιταχυνσιομετρίας φορετών ανιχνευτών κίνησης.

2.4.1 Επιταχυνσιομετρία: Αρχές και αισθητήρες.

Οι αδρανειακοί αισθητήρες είναι κατά βάση αισθητήρες δύναμης που ανιχνεύουν την γραμμική επιτάχυνση κατά μήκος μίας ή διάφορων κατευθύνσεων, ή γωνιακή κίνηση σε έναν ή περισσότερους άξονες. Το πρώτο αναφέρεται ως επιταχυνσιόμετρο, και το τελευταίο ως γυροσκόπιο. Η κοινή αρχή λειτουργίας του επιταχυνσιομέτρου βασίζεται σε ένα μηχανικό αισθητήριο το οποίο αποτελείται από μια μάζα αναφοράς (ή σεισμική μάζα) που συνδέεται με ένα μηχανικό σύστημα ανάρτησης σε σχέση με ένα πλαίσιο αναφοράς. Η δύναμη αδράνειας λόγω της επιτάχυνσης ή της βαρύτητας θα προκαλέσει την εκτροπή της μάζας αναφοράς σύμφωνα με τον Δεύτερο Νόμο του Νεύτωνα. Η επιτάχυνση μπορεί να μετρηθεί ηλεκτρικά με τις φυσικές αλλαγές στη μετατόπιση του βάρους αναφοράς σε σχέση με το πλαίσιο αναφοράς. Πιεζοστατικά, πιεζοηλεκτρικά και διαφορικού πυκνωτή επιταχυνσιόμετρα είναι οι πιο κοινοί τύποι [66,67].

2.4.2. Πιεζοστατικά Επιταχυνσιόμετρα.

Το αισθητήριο στοιχείο αποτελείται από μια δοκό πρόβολο και η μάζα αναφοράς της είναι κατασκευασμένη με μικροχύτευση. Η κίνηση της μάζας αναφοράς λόγω της επιτάχυνσης μπορεί να ανιχνευθεί από πιεζοηλεκτρικές αντιστάσεις επί της δοκού και της μάζας αναφοράς. Οι πιεζοηλεκτρικές αντιστάσεις είναι διατεταγμένες ως γέφυρα Wheatstone και παράγουν τάση ανάλογη με την εφαρμοζόμενη επιτάχυνση. Τα επιταχυνσιόμετρα πιεζοηλεκτρικών αντιστάσεων είναι απλά και χαμηλού κόστους. Αυτά τα επιταχυνσιόμετρα είναι DC-απόκρισης και μπορούν να μετρήσουν σταθερή επιτάχυνση, όπως η βαρύτητα. Τα βασικά μειονεκτήματα των πιεζοηλεκτρικών ανιχνευτών είναι η ευαισθησία στην θερμοκρασία, στην μετατόπιση και το χαμηλό επίπεδο των σημάτων εξόδου.

2.4.3. Πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα.

Σε ένα πιεζοηλεκτρικό επιταχυνσιόμετρο, το αισθητήριο στοιχείο κάμπτεται λόγω της εφαρμογής της επιτάχυνσης και προκαλεί μια μετατόπιση της σεισμικής μάζας, που έχει ως αποτελέσματα μια τάση εξόδου ανάλογη με την εφαρμοζόμενη επιτάχυνση. Τα πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα δεν ανταποκρίνονται σε σταθερές επιταχύνσεις.

2.4.4. Επιταχυνσιόμετρα διαφορικού πυκνωτή.

Η μετατόπιση της μάζας αναφοράς μπορεί να μετρηθεί χωρητικά. Σε έναν χωρητικό μηχανισμό ανίχνευσης, η σεισμική μάζα βρίσκεται έγκλειστη ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια. Η διαφορική χωρητικότητα είναι ανάλογη της μετατόπισης της σεισμικής μάζας ανάμεσα στα ηλεκτρόδια. Τα πλεονεκτήματα των επιταχυνσιομέτρων διαφορικής χωρητικότητας είναι η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, το ισχυρό σήμα εξόδου, και η γρήγορη απόκριση στην κίνηση. Η καλύτερη ευαισθησία επιτυγχάνεται

λόγο του χαμηλού επιπέδου θορύβου της χωρητικής ανίχνευσης. Τα επιταχυνσιόμετρα διαφορικής χωρητικότητας έχουν επίσης απόκριση DC. Προς το παρόν αυτό το είδος επιταχυνσιόμετρου χρησιμοποιείται ευρέως στις περισσότερες εφαρμογές, ειδικά σε κινητά και φορητά συστήματα και σε ηλεκτρονικά καθημερινής χρήσης.

2.5 Δυνατότητες των φορετών συστημάτων που χρησιμοποιούν επιταχυνσιομετρία.

Τα επιταχυνσιόμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε κινητή παρακολούθηση για την συνεχή μέτρηση μακροχρόνιων δραστηριοτήτων των ατόμων σε περιβάλλον καθημερινότητας. Τα καταγεγραμμένα διαχρονικά δεδομένα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό θέσεων και για την κατάταξη αρκετών ημερήσιων κινήσεων που σχετίζονται με την κατάσταση κινητικότητας ενός ατόμου. Η ανάλυση του σήματος και του αλγορίθμου χρησιμοποιούνται για την κατάταξη ημερήσιων ανθρωπίνων κινήσεων που είναι του ενδιαφέροντος και δυσμενείς δραστηριότητες, όπως πτώσεις, μπορούν να ανιχνευθούν επίσης. Σημαντικά χαρακτηριστικά έχουν εξαχθεί από την ταλάντευση των θέσεων. Το μοτίβο του βηματισμού, έχει επίσης μελετηθεί για τους σκοπούς της αξιολόγησης του ρίσκου πτώσης και της κινητικότητας. Επί προσθέτως, η δαπάνη ενέργειας είναι η τυπική χαρακτηριστική εφαρμογή των περισσότερων εμπορικών διαθέσιμων επιταχυνσιόμετρων.

2.5.1. Τοποθέτηση του αισθητήρα.

Η ομάδα του Gemperle πρότεινε την εργονομική οδηγία της "φορετότητας" για να περιγράψει την διάδραση ανάμεσα στο ανθρώπινο σώμα και τα φορετά αντικείμενα. Ο "χάρτης φορετότητας" χρησιμοποιήθηκε για να δείξει τις κατάλληλες τοποθεσίες του ανθρωπίνου σώματος για την διακριτική τοποθέτηση του αισθητήρα. Οι τοποθεσίες αυτές περιλαμβάνουν την περιοχή του λαιμού, το πίσω άνω μέρος του βραχίονα, το αντιβράχιο, το εμπρός και πίσω μέρος του θώρακα, η μέση, οι μηροί, η κνήμη, και η κορυφή του ποδός. Αυτές οι τοποθεσίες έχουν κοινά χαρακτηριστικά σε άνδρες και γυναίκες, μία σχετικά μεγαλύτερη συνεχή επιφάνεια και χαμηλή κινητικότητα και ελαστικότητα.

Η τοποθέτηση του αισθητήρα των φορετών συσκευών αναφέρεται στις θέσεις όπου είναι τοποθετημένοι οι αισθητήρες και τον τρόπο με τον οποίο είναι προσαρμοσμένοι σε αυτές. Οι αισθητήρες φορετής δραστηριότητας μπορούν να τοποθετηθούν σε διάφορα σημεία του ανθρωπίνου σώματος των οποίων η κίνηση έχει μελετηθεί. Σε πολλές περιπτώσεις, είναι απαραίτητη η μέτρηση της κίνησης ολόκληρου του σώματος. Ως εκ τούτου, οι αισθητήρες τοποθετούνται κοινώς στο στήθος[68], χαμηλά στην πλάτη[69] και στην μέση[70]. Οι περισσότερες μελέτες υιοθετούν την τοποθέτηση των αισθητήρων κίνησης στην μέση λόγω του γεγονότος ότι η μέση είναι πλησιέστερα στο κέντρο βάρους ενός ανθρωπίνου σώματος και ότι ο κορμός καταλαμβάνει την περισσότερη μάζα ενός ανθρωπίνου σώματος. Αυτό συνεπάγεται ότι η επιτάχυνση που μετράται από έναν μόνο αισθητήρα σε αυτήν την θέση μπορεί καλύτερα να αντιπροσωπεύει την μείζον ανθρώπινη κίνηση. Από εργονομικής απόψεως, ο κορμός μπορεί να φέρει ευκολότερα πρόσθετο βάρος όταν κουβαλάει μία φορετή συσκευή. Οι αισθητήρες ή οι συσκευές μπορούν εύκολα να προσαρμοστούν ή να αποσπαστούν με την χρήση μίας ζώνης γύρω από το ύψος της μέσης. Επιπλέον, η τοποθέτηση στην μέση προκαλεί λιγότερο περιορισμό στην κίνηση και η δυσφορία ελαχιστοποιείται επίσης. Μία ποικιλία βασικών καθημερινών δραστηριοτήτων, περιλαμβανομένης της βάδισης, μεταβάσεις από θέση σε θέση και από δραστηριότητα σε δραστηριότητα μπορούν να ταξινομηθούν σύμφωνα με τις μετρούμενες επιταχύνσεις από ένα φερόμενο στην μέση επιταχυνσιόμετρο[70-72]. Μία προσέγγιση που χρησιμοποιεί επί του θώρακος φορετό επιταχυνσιόμετρο

παρουσιάστηκε για την ανίχνευση αναπνευστικών και του ροχαλητού χαρακτηριστικών για διάγνωση άπνοιας κατά την διάρκεια του ύπνου[73].

Τα επιταχυνσιόμετρα μπορούν επίσης να προσαρμοστούν στον καρπό, τον μηρό, ή τους αστραγάλους. Η διάρκεια του ύπνου μπορεί να προσδιοριστεί από ένα επιταχυνσιόμετρο που είναι τοποθετημένο στον καρπό[74] και να μετρηθούν και τα επίπεδα δραστηριότητας [75]. Τα προσαρμοσμένα στους αστραγάλους επιταχυνσιόμετρα μπορούν να αντικατοπτρίσουν σημαντικά χαρακτηριστικά που σχετίζονται με τον βηματισμό κατά την κίνηση ή την βάδιση. Τα βήματα, η διανυθείσα απόσταση, η ταχύτητα και η δαπάνη ενέργειας μπορούν επίσης να μετρηθούν από επί των αστραγάλων επιταχυνσιόμετρα [76,77]. Μία ειδική τοποθέτηση κατά την οποία μία μονάδα επιταχυνσιόμετρου ενσωματώνεται σε μία συσκευή ενίσχυσης της ακοής χρησιμοποιείται για την ανίχνευση πτώσεων [78]. Η αιτιολογία αυτής της τοποθέτησης βασίστηκε στην υπόθεση του συγγραφέα ότι το άτομο τείνει στο να προστατέψει το κεφάλι του έναντι των επιταχύνσεων που προκαλούνται από ασυνήθεις δραστηριότητες. Τα επιταχυνσιόμετρα έχουν επίσης τοποθετηθεί στην κορυφή της κεφαλής για την μέτρηση της ισορροπίας κατά την βάδιση [79,80].

Μία άλλη μελέτη για την τοποθέτηση του αισθητήρα είναι στο πώς προσαρμόζεται ο αισθητήρας επί του σώματος. Οι φορετοί αισθητήρες μπορούν να προσαρμοστούν απ' ευθείας στο δέρμα [68,78], ή με κάποια έμμεση προσαρμογή χρησιμοποιώντας αυτοκόλλητα, ζώνες παντελονιών και περικάρπια ή άλλα βοηθήματα [74,76,79,80]. Οι αισθητήρες και οι φορετές συσκευές μπορούν να ενσωματωθούν και στον ρουχισμό [81]. Κυρίως, τα επιταχυνσιόμετρα ή οι αισθητήρες κίνησης, πρέπει να προσαρμόζονται και να τοποθετούνται ασφαλώς ώστε να αποφευχθεί σχετική κίνηση ανάμεσα σε αυτούς και τα μέρη του ανθρωπίνου σώματος. Η χαλαρή προσαρμογή ή η επισφαλής τοποθέτηση προκαλούν κραδασμούς και μετατοπίσεις των φορητών συστημάτων και είναι ικανές να προκαλέσουν πρόσθετες αλλοιώσεις στο σήμα και να υποβαθμίσουν την ακρίβεια ανίχνευσης.

2.5.2 Ταξινόμηση θέσεις και κίνησης.

Η ταξινόμηση της κίνησης με την χρήση μεθοδολογιών που βασίζονται στην επιταχυνσιομετρία έχει μελετηθεί εκτενώς. Οι προσεγγίσεις για την ταξινόμηση της κίνησης μπορούν να βασίζονται στα όρια, ή να χρησιμοποιούνται σχήματα στατιστικής ταξινόμησης. Η βάση ορίου ταξινόμησης της κίνησης εκμεταλλεύεται τη υπάρχουσα γνώση και πληροφορία που αφορά τις κινήσεις που είναι να ταξινομηθούν. Χρησιμοποιεί μια ιεραρχική δομή αλγορίθμου για την διάκριση ανάμεσα στις καταστάσεις δραστηριότητας. Μια ομάδα προερχόμενη από εμπειρικά όρια (δέντρο αποφάσεων) για κάθε υποκατηγορία της κάθε κατάταξης, απαιτείται. Η ομάδα του Kiani[82] παρουσίασε μία συστηματική προσέγγιση στην κατάταξη της κίνησης που βασίζεται στο ιεραρχικό δέντρο αποφάσεων που ενεργοποιεί την αυτόματη ανίχνευση της κίνησης και την κατάταξη της. Η ομάδα του Mathief[83] αργότερα, παρουσίασε ένα πλαίσιο εργασιών γενικής κατάταξης αποτελούμενο από ένα ιεραρχικό δυαδικό δέντρο για να κατατάσσει μεταβάσεις θέσεων, πτώσεις, βάδιση και άλλες κινήσεις χρησιμοποιώντας σήματα από φορετό επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων. Αυτό το αρθρωτό πλαίσιο εργασιών επίσης επιτρέπει την μετατροπή ενός αλγορίθμου κατάταξης για συγκεκριμένους σκοπούς.

Η ανίχνευση κλίσης είναι μία λειτουργία που παρέχεται από τα επιταχυνσιόμετρα που αντιδρούν στην βαρύτητα ή στην σταθερή επιτάχυνση. Ως εκ τούτου, οι ανθρωπίνες θέσεις, όπως ορθή και ξαπλωμένη, μπορούν να διακριθούν σύμφωνα με το μέγεθος του σήματος επιτάχυνσης κατά μήκος ευαίσθητων αξόνων από ένα μόνο επιταχυνσιόμετρο φερόμενο στην μέση ή τον θώρακα [70,71]. Ωστόσο, η ενός επιταχυνσιόμετρου προσέγγιση έχει δυσκολία στην διάκριση ανάμεσα σε όρθια και καθήμενη στάση καθώς και οι δύο είναι ορθές, παρ' όλα αυτά ένα απλοποιημένο σχέδιο με όριο κλίσης για την διάκριση όρθιας και καθήμενης θέσης προτάθηκε[70]. Η όρθια και η καθιστή θέση μπορούν να διακριθούν παρατηρώντας διάφορους

προσανατολισμούς των τμημάτων του σώματος όπου πολλαπλά επιταχυνσιόμετρα είναι προσαρμοσμένα. Για παράδειγμα, δύο επιταχυνσιόμετρα μπορούν να προσαρμοστούν στον κορμό και στον μηρό για να διακρίνουν την ορθή από την καθήμενη θέση από στατικές δραστηριότητες[84-84]. Η μεταβολή της κλίσης του κορμού λόγω της μετάβασης από όρθιο σε καθιστό μπορεί να μετρηθεί ενσωματώνοντας το σήμα από ένα γυροσκόπιο που βρίσκεται προσαρμοσμένο στο στήθος του ατόμου[85]. Η μετάβαση από όρθιο σε καθιστό, μπορεί να προσδιοριστεί σύμφωνα με τα μοτίβα της κάθετης επιτάχυνσης από ένα επιταχυνσιόμετρο φορετό στην μέση[71].

Τα σήματα της επιτάχυνσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό της βάρδισης στην περιπατητική κίνηση. Η βάρδιση μπορεί να προσδιοριστεί από την ανάλυση του πεδίου συχνοτήτων[70,86]. Χαρακτηρίζεται από μία μεταβολή μεγαλύτερη από 0.02g σε κάθετη επιτάχυνση και από μέγιστη συχνότητα εντός του 1-3 Hz στο φάσμα του σήματος[86]. Διακριτές μεταβολές του κύματος χρησιμοποιούνται για την διάκριση μεταξύ βάρδισης επί εδάφους και βάρδισης επί κλίμακας[72].

Η κατάταξη της κίνησης με την χρήση στατιστικών συστημάτων χρησιμοποιεί μία επιβλεπόμενη μηχανική μαθησιακή διαδικασία, που σχετίζει μία παρατήρηση (ή χαρακτηριστικό) της κίνησης με πιθανές καταστάσεις κίνησης από την άποψη της πιθανότητας της παρατήρησης. Αυτά τα συστήματα περιλαμβάνουν, για παράδειγμα, την κατάταξη των k-εγγύτερων γειτόνων (kNN)[87,88], μηχανές υποστήριξης διανυσμάτων (SVM)[36,37], Naive Bayes κατάταξη [89,90], μεικτό μοντέλο Gauss (GMM)[40] και κρυφό μοντέλο Markov (HMM)[91,92]. Η Naive Bayes κατάταξη καθορίζει τις δραστηριότητες σύμφωνα με τις πιθανότητες του μοτίβου του σήματος των δραστηριοτήτων. Στην προσέγγιση GMM η λειτουργία της πιθανότητας δεν είναι μία τυπική κατανομή Gauss. Οι συντελεστές στάθμισης και οι παράμετροι που περιγράφουν την πιθανότητα των δραστηριοτήτων λαμβάνονται με τον αλγόριθμο μεγιστοποίησης της εμπιστοσύνης. Η μετάβαση ανάμεσα στις δραστηριότητες μπορούν να περιγραφούν σαν αλυσίδα Markov που παρουσιάζει τις πιθανότητες των μεταβάσεων ανάμεσα σε πιθανές δραστηριότητες (καταστάσεις). Το HMM εφαρμόζεται για τον καθορισμό αγνώστων καταστάσεων ανά πάσα στιγμή σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά της παρατηρούμενης δραστηριότητας (εξάγεται από τα δεδομένα της επιταχυνσιομετρίας) αντίστοιχα με τις καταστάσεις. Αφού το HMM ελεγχθεί από ενδεικτικά δεδομένα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον καθορισμό πιθανών μεταβάσεων καταστάσεων στις δραστηριότητες.

2.5.3 Εκτίμηση της δαπάνης ενέργειας.

Η δαπάνη ενέργειας (ΔΕ) μπορεί να εκτιμηθεί μετρώντας την φυσική δραστηριότητα. Η διπλή ένδειξη νερού (DLW) και η έμμεση θερμιδομετρία που μετρούν την πρόσληψη οξυγόνου, την παραγωγή διοξειδίου του άνθρακα και καρδιοπνευμονικούς παράγοντες θεωρούνται ως το χρυσό πρότυπο αναφοράς της ΔΕ. Παρά το ότι είναι ακριβείς, οι συσκευές ανάλυσης αερίων για έμμεση θερμιδομετρία είναι ακριβοί και απαιτούν ειδικές γνώσεις για την λειτουργία τους. Η παραγωγή και η ανάλυση ισωτόπων για την μέθοδο DLW είναι δαπανηρά και ακατάλληλα για μεγάλες μελέτες [93]. Τα επιταχυνσιόμετρα παρέχουν μία εναλλακτική μέθοδο για την εκτίμηση της ΔΕ σε περιβάλλον ελεύθερης διαβίωσης. Η ΔΕ λόγω της ΦΔ μπορεί να προβλεφθεί καλύτερα από το ολοκλήρωμα της επιτάχυνσης της προσθοπίσθιας διεύθυνσης ενός επιταχυνσιόμετρου [94], παρ' όλο που η κάθετη επιτάχυνση είναι πιο ευαίσθητη σε μείζονες δραστηριότητες όπως το περπάτημα και το τρέξιμο. Το ολοκλήρωμα του σήματος εξόδου ενός επιταχυνσιόμετρου τριών αξόνων έχει βρεθεί πως έχει γραμμική σχέση με την δαπάνη μεταβολικής ενέργειας λόγω εκτεταμένων ημερήσιων δραστηριοτήτων [95].

Τα εμπορικά επιταχυνσιόμετρα συνήθως μετατρέπουν το μέγεθος των επιταχύνσεων για να παρέχουν "μέτρηση δραστηριότητας" για δεδομένο χρονικό διάστημα. Η μέτρηση δραστηριότητας αντιπροσωπεύει την εκτιμώμενη ένταση των

μετρούμενων δραστηριοτήτων κατά την διάρκεια κάθε χρονικής περιόδου. Επομένως, η καταγεγραμμένες μετρήσεις δραστηριότητας μπορούν να συγκριθούν με ερωτηματολόγια, ή πιο ακριβώς, με την μέθοδο DLW [96] ή την έμμεση θερμιδομετρία για την εκτίμηση της ΔΕ λόγω των δραστηριοτήτων [97]. Πολλές εξισώσεις οπισθοδρόμησης μπορούν να προέλθουν ή να επικυρωθούν για διάφορα επιταχυνσιόμετρα για καλύτερη αντιστοίχιση της εκτίμησης ΔΕ από ΦΔ για κάθε άτομο.

Παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια της εκτίμησης ΔΕ με την χρήση επιταχυνσιομετρίας είναι η θέση και η προσαρμογή του επιταχυνσιόμετρου, εξωτερικές δόνησης, δημιουργήματα της βαρύτητας, και το είδος των δραστηριοτήτων που εκτελούνται σε περιβάλλον ελεύθερης διαβίωσης. Η προσαρμογή του αισθητήρα στον κορμό, χαμηλά στην πλάτη ή στον δεύτερο οσφυϊκό σπόνδυλο, προτιμάται επειδή ο κορμός αντιπροσωπεύει το μεγαλύτερο μέρος της σωματικής μάζας και κινείται με τις περισσότερες δραστηριότητες. Η βαρυτική επιρροή είναι σχετικά μικρή σε αυτό το σημείο του σώματος [95]. Από την άλλη, τα επιταχυνσιόμετρα που είναι προσαρμοσμένα στην μέση δεν είναι ικανά να μετρήσουν την κίνηση των άνω άκρων και έχουν ανακριβή αποτελέσματα στην εκτίμηση της ΔΕ όταν το άτομο φέρει διάφορα φορεία κατά την δραστηριότητα [83]. Επιπλέον, η ΔΕ κατά την βάδιση μπορεί να είναι ανακριβείς όταν η κίνηση δεν είναι οριζόντια, πχ βάδιση με κλίση και επί κλίμακας. Ένα βαρόμετρο που μετράει την ατμοσφαιρική πίεση ενσωματώνεται με το επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων [86]. Αυτή η προσέγγιση μπορεί να χρησιμοποιήσει της επιπρόσθετες πληροφορίες αλλαγής υψομέτρου για τον προσδιορισμό της κίνησης με κάθετη μετατόπιση, όπως συμβαίνει με την χρήση ανελκυστήρα και την βάδιση επί κλίμακας.

2.5.4 Ανίχνευση πτώσης και αξιολόγηση ελέγχου ισορροπίας.

Οι τραυματισμοί που σχετίζονται με πτώσεις προκαλούν κατάγματα και τραύματα που επιδεινώνουν σημαντικά την υγεία και την λειτουργική κατάσταση των ηλικιωμένων ανθρώπων, οδηγούν σε εξαρτώμενη διαβίωση και υψηλότερο ρίσκο ασθένειας και θνησιμότητας. Πτώση, εννοιολογικά θεωρείται ως μία ταχεία αλλαγή στάσης από ορθή σε μία ξαπλωμένη στο έδαφος ή σε χαμηλότερο επίπεδο όχι ως συνέπεια βίαιου χτυπήματος, λιποθυμίας, ξαφνική παράλυση όπως σε καρδιακό επεισόδιο ή επιληπτική κρίση [98].

Η πρώτη προσέγγιση στην ανίχνευση πτώσης με την χρήση επιταχυνσιομετρίας δημοσιεύθηκε από την ομάδα του Williams [99] και παρουσιαζόταν ένας ανιχνευτής πτώσης μετά από έναν αριθμό πιλοτικών μελετών [100]. Στην σχεδιαστική του υλοποίηση, ο ανιχνευτής πτώσης αποτελούταν από δύο πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες κραδασμών για την ανίχνευση της επαφής και έναν διακόπτη κλίσης για τον προσδιορισμό του προσανατολισμού. Μια διαδικασία ανίχνευσης δύο σταδίων που ανίχνευε και την επαφή (επιτάχυνση) και τον προσανατολισμό, χρησιμοποιήθηκε για την καλύτερη εξάλειψη εσφαλμένης διέγερσης. Η διαδικασία των δύο σταδίων πρώτα έλεγχε κάθε επαφή μεγαλύτερη από ένα συγκεκριμένο υπάρχων όριο (πρώτο στάδιο). Ένα ενδεχόμενο πτώσης καταγραφόταν μετά το πρώτο στάδιο εάν η ξαπλωμένη στάση παρέμενε χωρίς αλλαγή (ο φέρων δεν σηκωνόταν) για μία συγκεκριμένη χρονική διάρκεια. Αυτή η σχεδιαστική υλοποίηση στην εμπορικοποίηση του προϊόντος του ανιχνευτή πτώσης από το Tunstall Group [<http://www.tunstall.co.uk/>]. Παρόμοιες προσεγγίσεις έχουν ενσωματωθεί στους αλγόριθμους ανίχνευσης πτώσεων χρησιμοποιώντας ένα επιταχυνσιόμετρο προσαρμοσμένο στην μέση [70,71].

Η ομάδα του Lindemann [78] αξιολόγησε έναν ανιχνευτή πτώσης ο οποίος ήταν προσαρμοσμένος πίσω από το αυτί. Δύο επιταχυνσιόμετρα υψηλού g (50 g) ήταν τοποθετημένα ορθογωνικά στον ανιχνευτή έτσι ώστε οι επιταχύνσεις επί όλων των ευαίσθητων αξόνων να μπορούν να μετρηθούν. Ο αλγόριθμος ανίχνευσης πτώσης χρησιμοποίησε τρία όρια σκανδαλισμού του αθροίσματος των διανυσμάτων της επιτάχυνσης σε ένα επίπεδο (>2g), την ταχύτητα πριν την αρχική επαφή (>0.7 m/s)

και το άθροισμα των διανυσμάτων σε όλους τους χωρικούς άξονες (>6g) για την αναγνώριση της πτώσης. Παρ' όλο την υψηλή ευαισθησία και προσδιοριστικότητα του αλγορίθμου που αναφέρθηκε, τέτοια τοποθέτηση του αισθητήρα θα γινόταν θέμα όταν θα λαμβάνοταν υπ' όψιν η εργονομία και το ολοκληρωμένο σχέδιο των φορετών συστημάτων.

Ο έλεγχος της ισορροπίας ή η ορθοστατική σταθερότητα του σώματος όταν στέκεται ακίνητο ή βαδίζει έχει θεωρηθεί σαν σημαντικό προγνωστικό του ρίσκου πτώσης των ηλικιωμένων [101]. Η αξιολόγηση του ψυχολογικού προφίλ (PPA) που προτάθηκε από τον Lord και την ομάδα του επίσης υιοθετεί την ορθοστατική ταλάντευση σαν μία από τις έξι δοκιμές για την ανίχνευση του ρίσκου πτώσης. Στην δοκιμή ισορροπίας του PPA, η ταλάντευση μπορεί να μετρηθεί με την χρήση οργάνου μέτρησης αυτής που καταγράφει την τροχιά του κέντρου πίεσης (COP) του σώματος που αντιπροσωπεύει επίσης την ορθοστατική ταλάντευση [102]. Η ορθοστατική ταλάντευση μετράται από τον μετρητή ταλάντευσης και από δίσκου δύναμης δείχνουν ισχυρή σχέση και μπορούν να παρέχουν όμοιες πληροφορίες για την διακύμανση της ισορροπίας.

Η ορθοστατική διακύμανση μπορεί επίσης να μετρηθεί με την χρήση επιταχυνσιόμετρων τοποθετημένα στην πλάτη των ατόμων [103-106]. Τα επιταχυνσιόμετρα τριών αξόνων έχουν χρησιμοποιηθεί για την λήψη της ορθοστατικής ισορροπίας στο επίπεδο του εδάφους [106]. Με δεδομένο το ύψος από τον αισθητήρα έως το έδαφος, και το σήμα εξόδου του αισθητήρα να δείχνει την γωνία κλίσης, μπορούν να εφαρμοστούν τριγωνομετρικοί υπολογισμοί για την λήψη της τροχιάς σε προσθοπίσθια και μεσοπλευρική κατεύθυνση στο ύψος ενός επιπέδου κατά την όρθια θέση. Το πλεονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι το επιταχυνσιόμετρο είναι πιο ευαίσθητο στην διαφορά των συνθηκών δοκιμής και είναι απολύτως φορητό χωρίς την χρήση πάτου δύναμης. Μελέτες επίσης δείχνουν μία μέση συσχέτιση ανάμεσα στην επιτάχυνση του κορμού και του μοτίβου του COP [107].

Σημαντικές παράμετροι του βηματισμού έχουν παρουσιαστεί για την αξιολόγηση του ελέγχου ισορροπίας, την λειτουργική ικανότητα και το ρίσκο πτώσης. Οι παράμετροι του βηματισμού κατά την ελεύθερη βάδιση μπορούν να μετρηθούν με την χρήση επιταχυνσιόμετρων. Τα δεδομένα της επιταχυνσιομετρίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό κτύπου της φτέρνας [108], συχνότητα κύκλου βάδισης, συμμετρία του διασκελισμού και κανονικότητα [109]. Η μέτρηση χρονικών παραμέτρων του βηματισμού για μεγάλες περιόδους βάδισης με την χρήση επιταχυνσιόμετρων παρουσιάζεται [110], και οι χωροχρονικές παράμετροι. Επίσης μετρώνται με την χρήση ενός μικροσκοπικού γυροσκοπίου [111]. Η ομάδα των Moe - Nilssen [112,113], εκτίμησε τα χαρακτηριστικά του κύκλου βάδισης των ατόμων κατά την διάρκεια χρονομετρημένης βάδισης. Ένα επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων προσαρμόστηκε χαμηλά στον κορμό (περιοχή L3 της σπονδυλικής στήλης) και τα σήματα αναλύθηκαν από μία διαδικασία αυτοσυσχετισμού για την λήψη του ρυθμού, του μήκους βήματος και την βηματική κανονικότητα και συμμετρία.

Τα χαρακτηριστικά βηματισμού ανάμεσα σε νεαρά και ηλικιωμένα άτομα έχουν συγκριθεί ερευνώντας τα δεδομένα της επιταχυνσιομετρίας. Τα μεγέθη των διανυσμάτων (μέση τετραγωνική ρίζα) των επιταχύνσεων που ελήφθησαν από την λεκάνη και την κεφαλή (κάθετα μέρη) ηλικιωμένων ατόμων είναι μικρότερα από αυτά που ελήφθησαν από νεαρά άτομα [79,80]. Τα ηλικιωμένα άτομα παρουσίασαν μικρότερη ταχύτητα, μικρότερο μήκος βήματος και μεγαλύτερη χρονική μεταβλητότητα βήματος βαδίζοντας σε επίπεδο και ανώμαλες επιφάνειες από τις χωροχρονικές παραμέτρους βηματισμού από τα νεαρότερα άτομα. Ο λόγος αρμονικών προτάθηκε σαν μέτρηση της ομαλότητας της βάδισης, και προσδιορίζεται ως ο λόγος των αθροισμένων εύρων των ζυγών αρμονικών προς των αθροισμένων εύρων των μονών αρμονικών που ελήφθησαν από πεπερασμένο μετασχηματισμό Fourier [114]. Οι γηραιότεροι με αυξημένο κίνδυνο πτώσης παρουσίασαν μικρότερο λόγο αρμονικών [80].

2.6. Έρευνα αγοράς συστημάτων καταγραφής / ανάλυσης βάρδισης (συγκριτική μελέτη).

Υπάρχουν πολλοί μετρητές βήματος διαθέσιμοι σε πολύ χαμηλές τιμές που παρέχουν βασικές μετρήσεις βημάτων και υπολογισμούς ΔΕ. Από την άλλη, μόνο μερικοί από τους εμπορικούς καταγραφείς δραστηριότητας χρησιμοποιούν επιταχυνσιόμετρα. Αυτό το κεφάλαιο κρίνει αρκετά εμπορικώς διαθέσιμους καταγραφείς δραστηριότητας που χρησιμοποιούν επιταχυνσιόμετρα, που χρησιμοποιούνται συχνότερα, έχουν συγκριθεί και επικυρωθεί σε βιβλιογραφία ερευνών, για να παρέχει μια κατανοητή ματιά της τρέχουσας κατάστασης ανάπτυξης και του τρόπου που κάθε καταγραφέας αποδίδει σε κάθε εφαρμογή. Τα βασικά χαρακτηριστικά των προϊόντων που αναλύονται συνοψίζονται στον πίν. 1.

1. SenseWear (BodyMedia Inc.).

Ο SenseWear (BodyMedia Inc.) είναι ένας καταγραφέας δραστηριότητας που φοριέται στα άνω άκρα για την μέτρηση των ΦΔ. Συνδυάζει ένα επιταχυνσιόμετρο δύο αξόνων για την μέτρηση της κίνησης και πολλαπλούς αισθητήρες για την μέτρηση της θερμοκρασίας του δέρματος, της διάχυσης της θερμότητας και την γαλβανική αντίδραση του δέρματος. Αυτό το σύστημα μπορεί να αναφέρει την συνολική ΔΕ, το μεταβολικό ισοδύναμο των δράσεων (METs), τα συνολικά βήματα και την διάρκεια του ύπνου. Χρησιμοποιήθηκε σε ένα πρόγραμμα παρέμβασης στο βάρος [115]. Συγκρινόμενο με άλλα προϊόντα και την έμμεση θερμιδομετρία, ο SenseWear Armband (Περιβραχιόνιο) αξιολόγησε ακριβώς την ΔΕ κατά αυξανόμενες ταχύτητες βάρδισης [116]. Σε σύνδεση με ένα σύστημα ασαφούς συναγωγής χρησιμοποιήθηκε επίσης για την διάκριση καταστάσεων κινητικότητας και καταστάσεις έκτακτης ανάγκης [117].

2. CT1 and RT3 (StayHealthy Inc.).

Η εταιρία StayHealthy έχει δύο καταγραφείς κίνησης, τον CT1 Calorie Tracker και τον RT3. Και τα δύο προϊόντα μπορούν να φορεθούν με κλιπ στην μέση. Ο CT1 είναι εγκεκριμένος από το FDA ως Class II ιατρική συσκευή για ακριβή εκτίμηση της ΔΕ. Ο RT3 είναι ένας καταγραφέας δραστηριότητας που χρησιμοποιεί πιεζοηλεκτρικό επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων για να παρέχει METs για εφαρμογές κλινικών ερευνών. Επίσης αντικαθιστά την προηγούμενη συσκευή Tritrac-R3D, που είχε χρησιμοποιηθεί σε έναν αριθμό μελετών και ερευνητικών εφαρμογών.

Η επικύρωση του RT3 για την αξιολόγηση της ΦΔ αναφέρει ότι είναι κατάλληλος για μέτρηση της ΦΔ σε άνδρες και αγόρια [118]. Έχει χρησιμοποιηθεί για την καταγραφή χρονικών μοτίβων δραστηριότητας σε ασθενής με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (COPD) [119]. Μια μελέτη για τη επίδραση μίας παρέμβασης τηλευγείας για ασθενείς μετά από επέμβαση αορτοστεφανιαίας παράκαμψης με μόσχευμα (CABS) με την χρήση του RT3 μετράει την ΦΔ και την ΔΕ στους ασθενείς [120].

3. AMP 331 (Dynastream Innovations Inc.).

Ο AMP 331 είναι ένας καταγραφέας δραστηριότητας που τοποθετείται πίσω από τον αστράγαλο. Με την πρωτοποριακή τεχνολογία "SpeedMax", ο AMP 331 χρησιμοποιεί επιταχυνσιόμετρα για την μέτρηση της πρόσθιας και κάθετης επιτάχυνσης για τον προσδιορισμό της θέσης του ποδός στον χώρο. Μείζονες παράμετροι του βηματισμού, όπως το μήκος του διασκελισμού, η ταχύτητα και η διανυθείσα απόσταση κατά την βάρδιση ή το τρέξιμο μπορούν να υπολογιστούν. Τα καταγραφόμενα δεδομένα μπορούν να μεταφορτωθούν σε Υπολογιστή μέσω δέκτη ραδιοσυχνότητας 916 MHz.

Η εταιρία έδειξε ότι η ακρίβεια στον υπολογισμό της απόστασης είναι περίπου 97% και 99% μετά από κατάλληλη βαθμονόμηση. Μια μελέτη διεξήχθη για την επικύρωση του AMP 331 στην αξιολόγηση της ΔΕ. Αυτή η μελέτη χρησιμοποίησε 41 άτομα των οποίων οι 12ωρες δραστηριότητες τους στο περιβάλλον τους καταγράφηκαν. Η ΔΕ που εκτιμήθηκε από το AMP 331 και καταγραφές ημερολογίου συγκρίθηκε και ο συντελεστής συσχέτισης Pearson ήταν 0.651 [76]. Το AMP 331 αναφέρθηκε ότι εκτιμά καλύτερα την ΔΕ από άλλους φορητούς αισθητήρες (συγκρινόμενους με αναφορές ΔΕ από έμμεση θερμιδομετρία) κατά την διάρκεια της βάδισης με την εξίσωση εκτίμησης του κατασκευαστή [97]. Η ακρίβεια του AMP 331 στην ανίχνευση άτυπου βηματισμού επίσης μελετήθηκε. Το AMP 331 απέδωσε καλύτερα από άλλους αισθητήρες (σε σύγκριση με δεδομένα που ελήφθησαν από καταγραφές βίντεο) στην ανίχνευση δομημένης βάδισης και ανάβαση / κατάβαση κλίμακως [77].

4.GT3X, GT1M (ActiGraph LLC).

Το GT1M χρησιμοποιεί ένα μονοαξονικό επιταχυνσιόμετρο και μετράει επιτάχυνση με ρυθμό δειγματοληψίας στα 30 Hz και ανάλυση 12-bit σε απόκριση από 0.05g έως 2.5g. Τα δείγματα των σημάτων εν συνεχεία φιλτράρονται ανάμεσα στα 0.25 έως 2.5 Hz. Το GT1M μπορεί να φορεθεί στην μέση για την μέτρηση των δραστηριοτήτων, του αριθμού των βημάτων, τα επίπεδα δραστηριότητας και την ΔΕ. Μπορεί επίσης να φορεθεί στον καρπό για την παρακολούθηση του ύπνου. Τα δεδομένα μπορούν να μεταφερθούν στο λογισμικό H/Y "ActiLife" μέσω σύνδεσης USB.

Το GT1M έχει χρησιμοποιηθεί στην αξιολόγηση της ΦΔ σε παιδιά και εφήβους [121]. Αυτή η συσκευή μπορεί με ακρίβεια να μετρήσει τον αριθμό των βημάτων και την ΔΕ ανάμεσα σε άτομα διαφορετικής ηλικίας [122]. Ο de Vries [123] ανέφερε ότι τα προϊόντα της σειράς "ActiGraph" είναι οι πιο μελετημένοι καταγραφείς δραστηριότητας, και πολλές μελέτες έχουν επικυρώσει την αξιοπιστία του και την απόδοσή τους. Το πιο πρόσφατο μοντέλο GT3X χρησιμοποιεί επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων για ακριβέστερη παρακολούθηση της ΦΔ. Είναι νέο και έχει χρησιμοποιηθεί σε μία μελέτη ΦΔ σε σχέση με την αγγειακή λειτουργία [124]. Επί προσθέτως, η εταιρία κυκλοφόρησε το ActiTrainer που χρησιμοποιεί το ίδιο επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων με το GT3X, και έχει ενσωματώσει και έναν καταγραφέα καρδιακού ρυθμού.

5.StepWatch (Orthocare Innovations).

Το StepWatch (επίσης γνωστό ως Step Activity Monitor, SAM) είναι ένα φορητός στον αστράγαλο, ελεγχόμενος από μικροεπεξεργαστή καταγραφέας δραστηριότητας για την μέτρηση του βηματισμού. Καταγράφει τα βήματα σε μία ποικιλία στυλ βάδισης και ρυθμών. Έχει λάβει άδεια από την FDA ως Class II συσκευή.

Η ομάδα του Foster [125], ερεύνησε την ακρίβεια στην μέτρηση των βημάτων του StepWatch και βρήκε αμελητέες διαφορές σε όλες τις ταχύτητες βάδισης. Αναφέρθηκε ελάχιστη διαφορά στον αριθμό των βημάτων από τον ακριβώς μετρηθέντα κατά την διάρκεια βάδισης επί ΜΔΓ. Το StepWatch επέδειξε καλύτερη μέτρηση των βημάτων σε μικρές ταχύτητες βάδισης επί ΜΔΓ [126], αλλά υπερεκτίμησε τα βήματα σε 24ωρη παρακολούθηση [127].

6.activPAL (PAL Technologies Ltd.).

Το activPAL είναι ένας αισθητήρας κίνησης βασιζόμενος σε ένα μονοαξονικό πιεζοστατικό επιταχυνσιόμετρο. Φοριέται και τοποθετείται στον μηρό με άμεση προσκόλληση στο δέρμα, το activPAL κατατάσσει την καθημερινή στάση, την ορθή και το περπάτημα σε περιβάλλον ελεύθερης δραστηριότητας. Τα καταγεγραμμένα δεδομένα μπορούν να μεταφερθούν σε υπολογιστή μέσω σύνδεσης USB. Η ομάδα του Ryan [128] ερεύνησε την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του activPAL δείχνοντας

ότι είναι έγκυρο και αξιόπιστο για την μέτρηση των βημάτων και του ρυθμού κατά την βάδιση υγιών ατόμων. Το activPAL επίσης συγκρίθηκε με ένα διακριτικό επιταχυνσιόμετρο στα ίδια υγιή ενήλικα άτομα. Η μελέτη έδειξε ότι το activPAL πέτυχε πολύ κοντινή αντιστοιχία με τα αποδεδειγμένα επιταχυνσιομετρικά δεδομένα [129]. Για γηραιότερους ενήλικες, το activPAL παρουσίασε επίσης ακριβής μέτρηση βημάτων και ρυθμού συγκρινόμενο με δύο άλλα ποδόμετρα (New-Lifestyles Digi-Walker SW-200 and NL2000) [130].

7.IDEEA (MiniSun).

Η Έξυπνη Συσκευή για την ΔΕ και την Δραστηριότητα (Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity (IDEEA)) είναι μία συσκευή σχεδιασμένη για παρακολούθηση ΦΔ και συμπεριφοράς, ανάλυσης βηματισμού, εκτίμηση ΔΕ και ανίχνευσης θέσης. Μία εξωτερική ομάδα αποτελούμενη από 5 επιταχυνσιόμετρα δύο αξόνων είναι προσαρμοσμένη στα κάτω άκρα και καλωδιωμένη με έναν φορητό καταγραφέα που φοριέται στην μέση. Χρησιμοποιεί μικροεπεξεργαστή 32-bit που επιτρέπει την λήψη και επεξεργασία δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Το IDEEA έχει χρησιμοποιηθεί σε παρακολούθηση της ΦΔ σε παχύσαρκα άτομα σε περιβάλλον ελεύθερης διαβίωσης [131], και έχει επικυρωθεί σε μελέτη κινητής μέτρησης για ανάλυση βηματισμού [132], και εκτίμηση ΔΕ της ΦΔ [133].

8.Kenz Lifecorder EX.

Το Kenz Lifecorder EX (LC, Suzuken Co., Ltd., Nagoya, Japan) είναι ένα μονοαξονικό επιταχυνσιόμετρο διαστάσεων 70X40X25mm και βάρους 30 gr. Σε αυτή την μελέτη, οι συσκευές προσαρμόστηκαν στην πλευρά της μέσης στην κεντρική γραμμή του μηρού. Αυτό το επιταχυνσιόμετρο λαμβάνει δείγματα με ρυθμό 32Hz και αξιολογεί της τιμές εύρους από 0.06 έως 1.94G. Το LC χρησιμοποιεί τέσσερα όρια για μέγιστη τιμή της κάθετης επιτάχυνσης που προσδιορίζει τα επίπεδα έντασης. Το σήμα φιλτράρεται και ψηφιοποιείται. Η μέγιστη τιμή του αισθητήρα επιτάχυνσης και της μέτρησης των βημάτων που παράγονται από την κάθετη κίνηση προσδιορίζουν τα επίπεδα έντασης. Δέκα επίπεδα έντασης (0.5 και 1-9) χρησιμοποιούνται για την κατηγοριοποίηση των εντάσεων. Στο LC αρχικά τέθηκε η ακριβής ημερομηνία και ώρα καθώς και το φύλλο, η ηλικία, το ύψος και το βάρος του κάθε ατόμου. Μετά την ολοκλήρωση όλων των δοκιμασιών τα δεδομένα μεταφορτώθηκαν σε H/Y με την χρήση του λογισμικού Physical Activity Analysis Software (Version 1.0, Suzuken Co., Ltd., Nagoya, Japan). Οι εντάσεις λαμβάνονταν κάθε 4 δευτερόλεπτα και μετατρέποντουσαν σε METs με την εξίσωση Kumahara που ελήφθη κατά το προοδευτικό περπάτημα και τρέξιμο σε ΜΔΓ. Η σχέση ανάμεσα σε METs και επίπεδο δραστηριότητας ήταν πολύ σημαντική ($r^2=0.929$): $METs=0.043x^2+0.379x+1.361$ (Kumahara et al., 2004) όπου X το επίπεδο έντασης (0.5, 1-9)[134].

9.Actimarker.

Το Actimarker (AM; Panasonic Electronic Works, Ltd., Osaka, Japan) είναι ένα τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο διαστάσεων 60X35X12 mm και βάρους 30 gr. Στην παρούσα μελέτη, η συσκευή ήταν τοποθετημένες και στις δύο πλευρές της μέσης στην μέση γραμμή του αριστερού μηρού. Αυτή η συσκευή διατέθηκε για πώληση το 2008 και έχει αποδεδειγμένη αξιοπιστία στο πεδίο της για την εκτίμηση ποικίλων δραστηριοτήτων (Yamada et al., 2009). Το AM έχει φιλικό προς τον χρήστη λογισμικό που παρέχει τις κατηγορίες έντασης δραστηριότητας, ημερίσια δαπάνη ενέργειας, τα βήματα, και τα METs*hr. Αυτή η συσκευή έλαβε τρισδιάστατες επιταχύνσεις με ευαισθησία 4mG και με φίλτρο διαπερατότητας από 0.3 έως 100Hz. Η μετρηθείσα επιτάχυνση υπολογίστηκε ως η μέση των απόλυτων τιμών από επιτάχυνση σε κάθε κατεύθυνση για δεδομένο χρονικό διάστημα 12 δευτερολέπτων.

Τα δεδομένα της επιτάχυνσης μεταφέρθηκαν σε προσωπικό υπολογιστή και μετατράπηκαν σε METs από την ακόλουθη εξίσωση: Δαπάνη ενέργειας ΦΔ (PAEE) (kcal/min)=ax X [βασικός μεταβολικός ρυθμός (BMR)]/1440+RMR όπου a ένας συντελεστής και χ τα εξαγόμενα δεδομένα της σύνθεσης των επιταχύνσεων 3 διαστάσεων.

Το RMR υπολογίστηκε από το BMR X 1.2

METs=PAEE/RMR.

Το BMR εκτιμήθηκε σύμφωνα με την έκτη Προτεινόμενη Διαιτητική Ελευθερία για τους Ιάπωνες (Ministry of Welfare Japan, 1999). Επίσης λάβαμε τα δεδομένα από την προσθοπίστια, την μεσοπλευρική και την κάθετη επιτάχυνση από ειδικό λογισμικό του AM που δεν διατίθεται στο εμπόριο[134].

10.Active Style Pro.

Το Active Style Pro (ASP, Omron Health Care Co., Ltd., Kyoto, Japan)) είναι ένα τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο διαστάσεων 80X20X50 mm και βάρους 61 gr.Το ASP διατέθηκε προς πώληση το 2008 και έχει αποδεδειγμένη αξιοπιστία στην εκτίμηση ποικίλων δραστηριοτήτων (Oshima et al., 2010). Στην παρούσα μελέτη, οι συσκευές ήταν τοποθετημένες στην δεξιά πλευρά της μέσης. Η προσθοπίστια, η μεσοπλευρική και η κάθετη επιτάχυνση ελήφθησαν από επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων κατά την διάρκεια κάθε δραστηριότητας με ευαισθησία 3mG και ρυθμό δειγματοληψίας 32Hz. Με 12-bit αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα, η μέγιστη κλιμάκωση των δεδομένων επιτάχυνσης ήταν +- 2048 μετρήσεις. Εν συνεχεία, τα δεδομένα μεταφέρθηκαν σε προσωπικό υπολογιστή. Τα σήματα που ελήφθησαν από το επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων επεξεργάστηκαν ως ακολούθως. Κάθε από τα 3 σήματα περάστηκαν από ένα φίλτρο υψηλής διαπερατότητας με συχνότητα αποκοπής στα 0.7 Hz για την αφαίρεση του παράδοντα της βαρυτικής επιτάχυνσης από το σήμα. Υπολογίσαμε το ολοκλήρωμα της απόλυτης τιμής των εξαγόμενων δεδομένων για κάθε ένα από τους 3 άξονες χρησιμοποιώντας σήματα επιτάχυνσης διάρκειας μεγαλύτερης από 10 δευτερόλεπτα. Μέτα το φιλτράρισμα της συντιθέμενης επιτάχυνσης, κατηγοριοποιήσαμε και σε είδος ζωής και σε κινητική δραστηριότητα με την χρήση λόγου αφιλτράριστης προς φιλτραρισμένη συνθετική επιτάχυνση. Η συνθετική επιτάχυνση των 3 διαστάσεων μετατράπηκε σε METs με τις ακόλουθες εξισώσεις:

If Counts/min: <=A, Καθιστικά METs είναι b+ax

If Counts/min: >A και λόγος: <=B, τύπος δραστηριότητας τρόπου ζωής METs είναι d+cx

If Ratio: >B, τύπος κινητικής δραστηριότητας METs is f+ex

όπου A και B είναι όρια, και a έως f είναι συντελεστές.

x είναι εξαγόμενα δεδομένα συνθετικής επιτάχυνσης 3 διαστάσεων.[134]

- ▶ Ακολουθεί ο συγκριτικός πίνακας των βασικών τεχνικών χαρακτηριστικών των επιταχυνσιομέτρων.

	Sense Wear	CT1/RT3	AMP331	GT3X/GT1M	Step Watch	activPAL	IDEEA
Διαστάσεις(m m)	88.4 × 56.4 × 24.1	71 × 56 × 28	71.3 × 24 × 37.5	38 × 37 × 18	75 × 50 × 20	53 × 35 × 7	70 × 54 × 17
Βάρος (g)	82.2	71.5	50	27	38	20	59
Τύπος Επιταχυνσιόμετρου	--	Πιεζοηλεκτρικό	--	--	--	Πιεζοστατικό	Πιεζοηλεκτρικό
Αριθμός επιταχυνσιόμετρων	1	1	2	1	1	1	5
Αριθμός Αξόνων επιταχυνσιόμετρων	2	1/3	1μονού άξονα 1διπλού άξονα	3/1	2	1	2
Τοποθέτηση αισθητήρα	Άνω Βραχίονας	Μέση	Αστράγαλος	Μέση ή καρπός	Αστράγαλος	Μηρός	Στήθος, Μηρός, Πόδι
Ρυθμός Δειγματοληψίας	33Hz	0.017–1Hz	--	30 Hz (12 bit)	128Hz	10 Hz (8 bit)	32Hz
Εύρος ευαισθησίας	2g	--	--	0.05–2.5 g	--	2g	5g
Τύπος μπαταρίας	1.5 V AAA × 1	1.5 V AAA × 1	--	3.7 V Ιόντα Λιθίου	750mAh Λιθίου	3V Λιθίου Επαναφορτιζόμενη	11.5V AA
Διάρκεια μπαταρίας	3μέρες (συνεχώς)	30 ημέρες	--	20 μέρες	--	7-10 ημέρες	60 ώρες
Μετάδοση δεδομένων	RF/USB	USB (βάση)	916MHz RF (USB ασύρματο)	USB	USB (βάση)	USB (βάση)	USB
Χωρητικότητα αποθήκευσης δεδομένων	--	3ώρες - 21μέρες (αναλόγος ανάλυσης)	--	16 MB (40 μέρες)	2 μήνες	--	7 ημέρες
Αναφερόμενες παράμετροι	Εκτίμηση ΔΕ, Διάρκεια άσκησης, Διάρκεια ύπνου	Ένταση άσκησης, ΔΕ, MET	Βήματα, Ρυθμός, Ταχύτητα Βάδισης, Μήκος διασκελ/μού απόσταση, ΔΕ	Μέτρηση ασκήσεων Βήματα, MET, Επίπεδο έντασης ασκήσεων	Χαρακτηριστικά βηματισμού	Στάση (ορθή, καθιστή) Βήματα Χρόνος βηματισμού, Ρυθμός Από ορθή σε καθιστή Άσκηση MET, PAL, kCal	Τύπος Άσκησης Τύπος Βάδισης, ΔΕ

Πίνακας 1. Συγκριτικός Πίνακας Τεχνικών Στοιχείων Επιταχυνσιόμετρων

2.7 Αποτελέσματα από την σύγκριση των επιταχυνσιόμετρων που έχουν πάρει μέρος σε πείραμα.

Ακρίβεια στην ανίχνευση του αριθμού των βημάτων.

Το LC υποτίμησε σημαντικά τον αριθμό των βημάτων σε κανονική και υψηλή βηματική συχνότητα στα 55m/min. Το AM υποτίμησε σημαντικά τον αριθμό των βημάτων σε όλες τις βηματικές συχνότητες στα 55m/min, ενώ το ASP σε καμία από τις εννέα δοκιμές. Στο ποσοστιαίο σφάλμα ανάμεσα στον μετρηθέν και προβλευθέντα αριθμό των βημάτων για κάθε επιταχυνσιόμετρο, η αμφίδρομη ανάλυση ANOVA επέδειξε ασήμαντες διαδράσεις ανάμεσα στην βηματική συχνότητα και την ταχύτητα σε όλα τα επιταχυνσιόμετρα. Η ταχύτητα συνέβαλε σημαντικά στο ποσοστιαίο σφάλμα σε όλα τα επιταχυνσιόμετρα ενώ η βηματική συχνότητα όχι. Μια ανάλυση πολλαπλής σταδιακής παλινδρόμησης των προγνωστικών παραγόντων του ποσοστιαίου σφάλματος περιλαμβανόμενων (βηματική συχνότητα, ταχύτητα, βηματική συχνότητα X ταχύτητα, φύλλο, ύψος και βάρος) στα LC και AM αποκάλυψαν ότι η ταχύτητα ήταν ο μοναδικός σημαντικός προγνωστικός παράγοντας ($\beta=0.32$, $p<0.001$ για το LC; $\beta=0.57$, $p<0.001$ για το AM), αλλά δεν επιλέχτηκαν άλλοι παράγοντες. Τα τελικά μοντέλα των LC και AM υπολογίστηκαν για 11% και 32% της μεταβολής του ποσοστιαίου σφάλματος, αντίστοιχα. Στην περίπτωση του ASP, η βηματική συχνότητα από την ταχύτητα ήταν ο μόνος σημαντικός προγνωστικός παράγοντας ($\beta=0.21$, $p=0.007$), και το τελικό μοντέλο υπολογίστηκε για 5% της μεταβολής του ποσοστιαίου σφάλματος.

Μετρούμενα METs με την μέθοδο του σάκου Douglas.

Τα METs που μετρήθηκαν σε όλες τις βηματικές συχνότητες αναλύονται. Δεν υπάρχουν διαφορές στα METs που μετρήθηκαν σε όλες τις βηματικές συχνότητες στα 55m/min. Ωστόσο, στα 75 και 95 ($p=0.003$ and $p<0.001$, αντίστοιχα), τα μετρούμενα METs στην χαμηλή βηματική συχνότητα ήταν σημαντικά υψηλότερα από αυτά της κανονικής βηματικής συχνότητας.

Ακρίβεια των προβλευθέντων METs στα επιταχυνσιόμετρα.

Το LC υποτίμησε σημαντικά τα METs στην χαμηλή βηματική συχνότητα σε όλες τις ταχύτητες βάδισης. Το AM στην χαμηλή βηματική συχνότητα σε όλες τις ταχύτητες βάδισης και επίσης στην υψηλή βηματική συχνότητα στα 95m/min. Το ASP μόνο στην χαμηλή βηματική συχνότητα των 95m/min. Στο ποσοστιαίο σφάλμα ανάμεσα στα μετρημένα και προβλευθέντα METs για κάθε επιταχυνσιόμετρο, η αμφίδρομη ανάλυση ANOVA έδειξε σημαντική διάδραση ανάμεσα στην βηματική συχνότητα και την ταχύτητα στο LC. Η ανάλυση απλής βασικής επιρροής στο LC έδειξε ασήμαντες διαφορές στα ποσοστιαία σφάλματα ανάμεσα στις τρεις χαμηλές βηματικές συχνότητες (55 m/min vs. 75 m/min: $p=0.788$; 75 m/min vs. 95 m/min: $p=0.647$; 55 m/min vs. 95 m/min: $p=0.060$), της τρεις κανονικές ($p=1.000$) και τις τρεις υψηλές (55 m/min vs. 75 m/min and 75 m/min vs. 95 m/min: $p=1.000$; 55 m/min vs. 95 m/min: $p=0.612$). Η βηματική συχνότητα συνέβαλε σημαντικά στο ποσοστιαίο σφάλμα στα AM και ASP, ενώ η ταχύτητα όχι. Όπως φαίνεται μία ανάλυση σταδιακής παλινδρόμησης των προγνωστικών παραγόντων στο ποσοστιαίο σφάλμα ανάμεσα στα μετρηθέντα και προβλευθέντα METs για κάθε επιταχυνσιόμετρο αποκάλυψε ότι η βηματική συχνότητα ήταν ο σημαντικότερος προγνωστικός παράγοντας στο LC. Η ταχύτητα και το ύψος ήταν σημαντικά συσχετισμένα, αλλά η βηματική συχνότητα επί την ταχύτητα, το φύλλο, και το σωματικό βάρος δεν επιλέχτηκαν για το μοντέλο. Το τελικό μοντέλο υπολογίστηκε για 58% της μεταβολής του μοντέλου. Το ποσοστιαίο σφάλμα στο AM έδειξε ότι το ύψος και το φύλλο συνέβαλαν σημαντικά στο ποσοστιαίο σφάλμα αλλά η ταχύτητα, η βηματική συχνότητα και η βηματική

συχνότητα επί την ταχύτητα δεν επιλέχθηκαν. Το τελικό μοντέλο υπολογίστηκε για 8.8% της μεταβολής του. Με το ASP, η βηματική συχνότητα και η ταχύτητα συνέβαλλαν σημαντικά στο ποσοστιαίο σφάλμα και το τελικό μοντέλο υπολογίστηκε για 10% της μεταβολής του.

Προσθοπίσθια, μεσοπλευρική και κάθετη επιτάχυνση.

Η μεσοπλευρική στα 55m/min ήταν σημαντικά υψηλότερη στην υψηλή βηματική συχνότητα από ότι στην κανονική. Η μεσοπλευρική επιτάχυνση στα 75m/min και στα 95m/min ήταν σημαντικά υψηλότερη στην χαμηλή βηματική συχνότητα από ότι στην κανονική. Η κάθετη επιτάχυνση ήταν σημαντικά υψηλότερη στην υψηλή βηματική συχνότητα στα 55m/min και στην χαμηλή βηματική συχνότητα στα 95m/min από ότι στην κανονική. Η προσθοπίσθια επιτάχυνση ήταν σημαντικά χαμηλή στην βηματική συχνότητα σε όλες τις ταχύτητες βάδισης όταν συγκρίθηκε με την κανονική συχνότητα. Η συνολική τιμή των τριών επιταχύνσεων ήταν σημαντικά υψηλότερη στην υψηλή βηματική συχνότητα στα 55m/min από ότι στην κανονική συχνότητα και επίσης υψηλότερη στην χαμηλή βηματική συχνότητα στα 75 και 95m/min.

2.8 Συμπεράσματα από τις συγκρίσεις.

Αυτή είναι η πρώτη μελέτη που ερευνά εάν οι αλλαγές στην βηματική συχνότητα έχουν ανεξάρτητες επιρροές στην εγκυρότητα στην λειτουργία μέτρησης των βημάτων και στην προβλεπόμενη ενεργειακή δαπάνη που εκτιμάται από τα επιταχυνσιόμετρα. Το LC υποτίμησε τον αριθμό των βημάτων στην κανονική και την υψηλή βηματική συχνότητα στην χαμηλή ταχύτητα βάδισης. Το AM επίσης υποτίμησε αυτά σε όλες της βηματικές συχνότητες στην χαμηλή ταχύτητα βάδισης ενώ το ASP σε καμία δοκιμή. Ο βαθμός του ποσοστιαίου σφάλματος του αριθμού των βημάτων σε όλα τα επιταχυνσιόμετρα επηρεάστηκε από την ταχύτητα αλλά όχι από την βηματική συχνότητα. Το LC υποτίμησε τα METs στην χαμηλή και κανονική βηματική συχνότητα σε όλες της ταχύτητες βάδισης ενώ η συνολική υποτίμηση ήταν μικρότερη στις δοκιμές για το AM και το ASP.

Η παρούσα μελέτη ξεκάθαρα επέδειξε ότι τα LC, AM και ASP έχουν πολύ ακριβής λειτουργία μέτρησης βημάτων στην κανονική ταχύτητα βάδισης, δηλαδή εκεί που κάθε άτομο αισθάνεται να βαδίζει άνετα. Ο Schneider το 2003 επέδειξε ότι το LC έχει την ακριβέστερη λειτουργία μέτρησης βημάτων συγκρινόμενο με άλλα 7 ποδόμετρα σε μία διαδρομή 400 μέτρων με ενήλικες που βαδίζουν στην επιθυμητή για αυτούς ταχύτητα και το σφάλμα στην ανίχνευση των βημάτων ήταν μεταξύ +3%. Μάλιστα ο Cao το 2010 ανέφερε ασήμαντες διαφορές ανάμεσα στα LC και AM σε καθημερινής βάδισης μέτρηση βημάτων για ενήλικες. Το σφάλμα -2.4% για το LC, -1.2% για το AM και 0% για το ASP σε κανονική ταχύτητα βάδισης και κανονική βηματική συχνότητα στην παρούσα μελέτη ανταποκρίνεται στα Ιαπωνικά Βιομηχανικά πρότυπα που τίθενται από το Υπουργείο Βιομηχανίας και Εμπορίου της Ιαπωνίας και θέτει το σφάλμα εντός του 3%. Επιπλέον, θεωρείται ότι τα 3 αυτά ποδόμετρα είναι εντός των ακριβέστερων και επαρκώς αξιόπιστων για να χορηγούνται σε μεγάλες ομάδες.

Στην χαμηλή ταχύτητα βάδισης, το LC υποτίμησε τον αριθμό των βημάτων στην κανονική και την υψηλή βηματική συχνότητα ενώ το AM υποτίμησε αυτά σε όλες τις συχνότητες. Εν αντιθέσει, το ASP είχε ακριβή λειτουργία αριθμού βημάτων σε όλες τις δοκιμές. Τα παρόντα αποτελέσματα συμφωνούν με αυτά άλλων μελετών που χρησιμοποιούν ηλεκτρονικά ποδόμετρα που υποτιμούν τον αριθμό των βημάτων σε ταχύτητες χαμηλότερες από 55m/min (Crouter et al.,2003; Le Masurier and Tudor-Locke, 2003, Le Masurier et al.,2004). Έτσι, η επαφή στα επιταχυνσιόμετρα (ευαισθησία) κατά την αργή βάδιση για τα LC και AM μπορεί να είναι πολύ αδύναμη για την ανίχνευση ενός ορίου καταγραφής ενός βήματος, ενώ το ASP έχει μεγαλύτερη αξιοπιστία στην ανίχνευση των βημάτων ακόμα και με αργή βάδιση. Ήταν δύσκολο να προσδιοριστεί ο λόγος για τον οποίο το ASP έχει μεγαλύτερη

ακρίβεια από το AM στην ανίχνευση του αριθμού των βημάτων, ωστόσο η διαφορά στο σύστημα φιλτραρίσματος ανάμεσα τους ίσως το εξηγεί. Ακόμα και έτσι, η ταχύτητα συμβάλλει σημαντικά στον βαθμό του ποσοστιαίου σφάλματος σε όλα τα επιταχυνσιόμετρα. Επιπλέον, προτάθηκε ότι τα επιταχυνσιόμετρα πρέπει προσεκτικά να χρησιμοποιούνται όταν αξιολογείται ο ημερήσιος αριθμός των βημάτων, ειδικά σε ανθρώπους που βαδίζουν αργά.

Η παρούσα μελέτη αποκάλυψε ότι το LC υποτίμησε τα METs στην χαμηλή και κανονική βηματική συχνότητα σε όλες τις ταχύτητες βάδισης, και μείζον υποτίμηση βρέθηκε ειδικά στην χαμηλή βηματική συχνότητα των υψηλών ταχυτήτων βάδισης. Μία πιθανή εξήγηση για το σφάλμα του LC είναι η ίδια του η διαδικασία που αναλύει τα δεδομένα, όπου τα επίπεδα έντασης κατηγοριοποιούνται με την χρήση και του αριθμού των βημάτων και του μέγιστου μεγέθους της κάθετης επιτάχυνσης κάθε 4 δευτερόλεπτα. Σε αυτή την μελέτη, παρ' όλο που υψηλή δαπάνη ενέργειας απαιτείται σε μία χαμηλή βηματική συχνότητα ειδικά σε υψηλές ταχύτητες βηματισμού, ο αριθμός των βημάτων από το LC θα είχε αντίθετα μειωθεί λόγω του μεγαλύτερου μήκους βήματος (χαμηλότερη βηματική συχνότητα). Επιπλέον, μία μείωση του αριθμού των βημάτων στην χαμηλή βηματική συχνότητα μπορεί να προκαλούσε την υποτίμηση του LC. Η πιθανότητα ότι η βηματική συχνότητα μπορεί να επηρέαζε σημαντικά την εγκυρότητα του LC υποστηρίχθηκε από τα ακόλουθα αποτελέσματα: Η βηματική συχνότητα ήταν ο ισχυρότερος προγνωστικός παράγοντας ($\beta=0.87$) και η ταχύτητα ο δεύτερος ισχυρότερος ($\beta=-0.51$) του σφάλματος ανάμεσα στα μετρηθέντα και προβλεφθέντα METs στην ανάλυση πολλαπλή σταδιακής παλινδρόμησης. Επιπλέον, οι αλλαγές στην βηματική συχνότητα θα επηρέαζαν ατομικά και έντονα την ακρίβεια του LC.

Μία άλλη πιθανή αιτία για την υποτίμηση του LC μπορεί να είναι ότι η διαδικασία ανάλυσης των δεδομένων χρησιμοποιεί μόνο 4 όρια από τις μέγιστες τιμές κάθετης επιτάχυνσης στον προσδιορισμό των επιπέδων έντασης δηλαδή ασυνεχείς μεταβλητές. Για παράδειγμα, εάν τα μέγιστα ύψη κάθετης επιτάχυνσης κατά την βάδιση που εναλλάσσονται από χαμηλή και κανονική βηματική συχνότητα σε σταθερή ταχύτητα είναι ανάμεσα σε 0.15 και 0.76 G, η διαφορά στα επίπεδα έντασης ανάμεσα στην χαμηλή και την κανονική βηματική συχνότητα θα προσδιορίζεται από την διαφορά στον αριθμό των βημάτων. Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, ο αριθμός των μετρούμενων βημάτων από το LC θα είχε μειωθεί λόγω της χαμηλής βηματικής συχνότητας, παρά την μεγαλύτερη δαπάνη ενέργειας. Αυτή μπορεί να είναι μία εξήγηση για το σφάλμα του LC.

Συγκρινόμενα με τα αποτελέσματα του LC, τα AM και ASP έδειξαν λιγότερο σφάλμα στην μέτρηση των METs κατά τις δοκιμές. Η ανάλυση πολλαπλής παλινδρόμησης κατέδειξε ότι η βηματική συχνότητα δεν επηρεάζει την ακρίβεια του AM. Παρ' όλο που η ακρίβεια του ASP επηρεάστηκε από την βηματική συχνότητα, αυτό δικαιολόγησε μόνο το 10% του σφάλματος. Η καλύτερη εγκυρότητα των δύο σε σχέση με το LC μπορεί εν μέρει να είναι λόγω της υψηλότερης ικανότητας των επιταχυνσιόμετρων τριών αξόνων στην αξιολόγηση πολυκατευθυντικών επιταχύνσεων ως συνεχείς μεταβλητές. Σε πρότερες μελέτες, η προσθοπίστια και η κάθετη επιτάχυνση συνέβαλλαν σε υψηλότερης ακρίβειας εκτίμηση της ΦΔ υπό κανονικές συνθήκες βάδισης στις οποίες η βηματική συχνότητα άλλαζε ταυτόχρονα με την αύξηση της ταχύτητας (Bouten et al., 1994; Kumahara et al., 2004). Ωστόσο, στο δικό μας πειραματικό πρωτόκολλο, δηλαδή, οι διάφορες βηματικές συχνότητες αλλάζουν υπό σταθερή ταχύτητα, η διαφορά στην κάθετη επιτάχυνση ανάμεσα στην χαμηλή και κανονική βηματική συχνότητα ήταν πολύ λιγότερη από την διαφορά της χαμηλής και κανονικής βηματικής συχνότητας στην μέτρηση των METs με την μέθοδο του σάκου Douglas. Επιπλέον, η μέγιστη συνιστώσα της επιτάχυνσης στην χαμηλή βηματική συχνότητα δεν ήταν στην προσθοπίστια διεύθυνση, αλλά στην κάθετη σε υψηλή βηματική συχνότητα. Βασισμένοι στα αποτελέσματα μας, προτείνουμε ότι τα AM και ASP διασφαλίζουν μεγαλύτερη ακρίβεια από το LC για την εκτίμηση της έντασης της ενεργειακής δαπάνης υπό ποικίλες συνθήκες βάδισης.

Στην παρούσα μελέτη, ο βαθμός του ποσοστιαίου σφάλματος των METs επηρεάστηκε από την βηματική συχνότητα και στο AM και στο ASP. Σημαντική υποτίμηση βρέθηκε στο AM σε όλες τις χαμηλές βηματικές συχνότητες όλων των ταχυτήτων βάρδισης, αλλά στο ASP μόνο στην χαμηλή βηματική συχνότητα της υψηλής ταχύτητας βάρδισης. Όπως φαίνεται στα ακατέργαστα δεδομένα των τριών επιταχύνσεων, η συνολικές τιμές χρησιμοποιώντας το εξαγόμενο των τριών επιταχύνσεων στην υψηλή ταχύτητα βάρδισης, ήταν 16% υψηλότερες στην χαμηλή βηματική συχνότητα από ότι στην κανονική. Ωστόσο, η διαφορά στα μετρούμενα METs από την μέθοδο του σάκου Douglas την υψηλή ταχύτητα βάρδισης ήταν περίπου 25% υψηλότερη στην χαμηλή βηματική συχνότητα από ότι στην κανονική. Η διαφορά του 16% και του 25% μπορεί επιπλέον να οδηγήσει σε υψηλότερο σφάλμα στην χαμηλή βηματική συχνότητα της υψηλής ταχύτητας βάρδισης στο AM και το ASP. Ακόμα, η παρούσα μελέτη έδειξε ότι τα METs που εκτιμήθηκαν από το AM έτειναν να είναι τελείως υποτιμημένα σε όλες τις δοκιμές συγκρινόμενα με τα METs του ASP. Επειδή το ελάχιστο ύψος του αισθητήρα επιτάχυνσης ήταν όμοιο ανάμεσα στο AM (4mG) και το ASP (3mG), η ευαισθησία του ελάχιστου ύψους του αισθητήρα επιτάχυνσης δεν επηρέασε το σφάλμα στο AM. Επιπλέον, θεωρούμε ότι η ακρίβεια του AM μπορεί να βελτιωθεί με την χρήση καταλληλότερων εξισώσεων για την ακριβή μέτρηση της ενεργειακής δαπάνης που εναλλάσσεται από τα διάφορα βαδιστικά μοτίβα.

Η παρούσα μελέτη έχει τους ακόλουθους περιορισμούς. Πρώτον, τα αποτελέσματα μας χρησιμοποιώντας νεαρά υγιή άτομα μπορεί να μην είναι άμεσα γενικοποιημένα σε παιδιά και γηραιότερους ενήλικες λόγω των διαφορών στα χαρακτηριστικά όπως μάζα, ύψος κάτω άκρων και κινήσεων του σώματος. Επί προσθέτως, οι γηραιότεροι είναι γνωστό ότι βαδίζουν τόσο αργά όπου οι βαδιστικές κινήσεις τους είναι μεγαλύτερες στην μεσοπλευρική κατεύθυνση (Dean, 2007). Επιπλέον, περαιτέρω έρευνα χρειάζεται για την αξιολόγηση της ακρίβειας ενός επιταχυνσιόμετρου για άλλης ηλικίας άτομα υπό τις ίδιες συνθήκες και η βαθμονόμηση του για ακριβέστερες εκτιμήσεις. Δεύτερων, δεν μπορούμε να εξαιρέσουμε τις διαφορές ανάμεσα στην βάρδιση επί διαδρόμου σε κλειστό χώρο και επί εδάφους σε ανοικτό ελεύθερο περιβάλλον. Ωστόσο, γενικά, η δαπάνη ενέργειας και στην επί μηχανικού διαδρόμου βάρδιση και επί εδάφους σε σταθερή επιφάνεια είναι όμοια (Hall, 2004). Επομένως, σκεφτήκαμε ότι η χρήση του μηχανικού διαδρόμου στο πειραματικό μας πρωτόκολλο ήταν επαρκείς για την λήψη ακριβέστερων και αξιόπιστων δεδομένων ως βασική μελέτη.

Συμπερασματικά, αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα επιταχυνσιόμετρα μπορεί να προκαλέσουν σφάλματα στην λειτουργία μέτρησης των βηματων σε χαμηλή ταχύτητα βάρδισης. Ακόμα, στην μέτρηση των ενεργειακών δαπανών, το LC μπορεί να προκαλέσει μεγάλα σφάλματα ειδικά για την ομάδα με τις ποικίλες βηματικές συχνότητες και ταχύτητες, ενώ τα AM και ASP τα οποία είναι τριών αξόνων επιταχυνσιόμετρα, προκαλούν λιγότερα σφάλματα αλλά ο βαθμός του ποσοστιαίου σφάλματος επηρεάζεται από την βηματική συχνότητα[134].

2.9 Επιλογή της διάταξης.

2.9.1 Βασικά χαρακτηριστικά της διάταξης.

Χαρακτηριστικό	Σκοπός	Στοιχείο/Δυνατότητες
I/O	Συλλογή δεδομένων αισθητήρα και χρήστη	<p>Ενσωματωμένα</p> <ul style="list-style-type: none"> • Επιταχυνσιόμετρο 3 αξόνων που χρησιμοποιεί Freescale MMA7361 1.5/6g MEMs επιταχυνσιόμετρο. • LED κατάστασης λειτουργίας 3 χρωμάτων. • Κουμπί χαμηλής ισχύος. • Αισθητήρα κλίσης και δόνησης SignalQuest SQ-SEN200 Passive MEMs πολυκατευθυντικό. <p>Επέκταση</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hirose ST60 series 18 θέσεων εξωτερική κεφαλή επέκτασης για φόρτιση και προγραμματισμό με 12 I/O πολλαπλού σκοπού. • Hirose DF12 series 20 θέσεων εσωτερική κεφαλή επέκτασης για εσωτερικές θυγατρικές μονάδες με 14 I/O πολλαπλού σκοπού. • Βάση ανεξέλεγκτης τάσης για λειτουργίες υψηλής ισχύος. • JTAG επιθέματα δοκιμής <p>Μονάδες Επέκτασης</p> <ul style="list-style-type: none"> • Κινηματικής: Γυροσκόπιο ή αισθητήρας μαγνητικού πεδίου. • 3 οδηγοί ECG • EMG • Ανίχνευση κίνησης με υπέρυθρες • “AnEx” πλακέτα • Αισθητήρας Γαλβανικού Δέρματος (GSR) • UV αισθητήρας • Γέφυρα μέτρησης παραμόρφωσης
Επεξεργασία	Ελέγχει την κατάσταση λειτουργίας Παρέχει βέλτιστη ποιότητα σήματος Λειτουργικοί συναγερμοί και μηνύματα	<p>MSP430F1611 CPU</p> <ul style="list-style-type: none"> • 10Kbyte RAM, 48Kbyte Flash • Έως 8 MHz • 2 έξοδοι DAC • 8 12-bit A/D είσοδοι • Εξαιρετικά χαμηλή ισχύς κατά τις περιόδους αδράνειας • Αποδεδειγμένη λύση στις ιατρικές εφαρμογές ανίχνευσης

Αποθηκευση	Μη απώλεια δεδομένων κατά την μεταφορά, όταν είναι εκτός εμβέλειας σήματος και κατά την αλλαγή των μπαταριών	Υποδοχή MicroSD <ul style="list-style-type: none"> • Έως 2Gbyte πλέον διαθέσιμη • Ανώτατη ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων με σύνδεση USB • Έλεγχος χαμηλής ισχύος
Επικοινωνία	Υψηλή αξιοπιστία Κινητικότητα βάση προδιαγραφών	802.15.4 Radio <ul style="list-style-type: none"> • Shimmer Research SR7 (CC2420) Class 2 Bluetooth Radio <ul style="list-style-type: none"> • Roving Networks RN-42 • Έλεγχος χαμηλής ισχύος
Παράγοντας Μορφής	Φορετό	<ul style="list-style-type: none"> • Διαστάσεις: 53x32x15 mm • Περιλαμβάνονται 3 τεμάχια (Αισθητήρας, βάση, ζώνη προσαρμογής) • On/Off κουμπί διαθέσιμο
Χρόνος λειτουργίας και ισχύς	Μεγάλος χρόνος λειτουργίας. Εύκολη συντήρηση και εφαρμογή	<ul style="list-style-type: none"> • 280mAh μπαταρία • Ενσωματωμένος φορτιστής μπαταριών Li-ion • Μέτρηση της κλίμακας τάσης της μπαταρίας • Στιγμιαία μέτρηση ρεύματος • Κουμπί χαμηλής ισχύος με αυτόματη παύση λειτουργίας όταν η μπαταρία δεν επαρκεί Βοηθήματα <ul style="list-style-type: none"> • 6-SHIMMER αυτόνομοι πολυφορτιστές • Βάση ανάγνωσης USB • Μετασχηματιστής USB 802.15.4 Radio • Αυτοκόλλητα • Χρήση με κανονικά καλώδια, ακροδέκτες, ηλεκτρόδια

2.10 Υλικό(HARDWARE).

2.10.1.Εισαγωγή

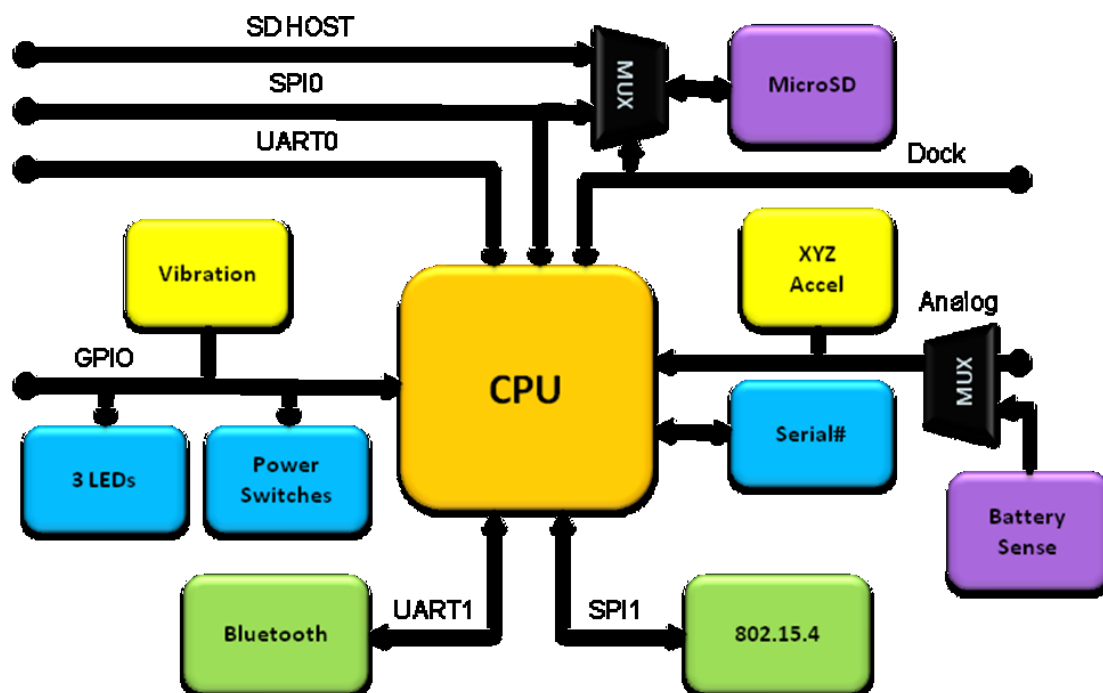
Αυτό το κεφάλαιο παρέχει μία επισκόπηση στην αρχιτεκτονική των υλικών της διάταξης και συζητά τα υποσυστήματα που περιέχονται σε αυτό. Σημασία επίσης δίνεται στην εσωτερική και εξωτερική επέκταση που είναι διαθέσιμη[135].

2.10.2 Επισκόπηση υλικών της διάταξης.

Η Εικ.8 απεικονίζει ένα διάγραμμα του βασικού πίνακα της διάταξης με τις διασυνδέσεις και τις ενσωματωμένες συσκευές.

Το βασικό στοιχείο της πλατφόρμας είναι ο χαμηλής ισχύος μικροεπεξεργαστής MSP430F1611 που ελέγχει την λειτουργία της συσκευής. Σχεδόν κάθε χαρακτηριστικό της CPU ασκείται στην εφαρμογή της διάταξης. Η CPU ρυθμίζει και ελέγχει ποικίλα ενσωματωμένα περιφερειακά μέσω των ακροδεκτών I/O, μερικοί από

τους οποίους είναι διαθέσιμοι στους εσωτερικούς / εξωτερικούς συνδετήρες επέκτασης. Η CPU έχει έναν 8-κάναλο 12-bit αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (ADC) που χρησιμοποιείται για την λήψη δεδομένων από το επιταχυνσιόμετρο, την μπαταρία, η επέκτασης του αισθητήρα όπως ECG, κινηματικά, GSR, και EMG. Η εξωτερική επέκταση επιτρέπει την επικοινωνία από και προς τον βασικό πίνακα με την χρήση του σταθμού σύνδεσης. Ο πίνακας της διάταξης έχει μία εσωτερική MicroSD Flash υποδοχή για πρόσθετο χώρο αποθήκευσης και τρία LED για λόγους επίδειξης. Για ασύρματη ροή δεδομένων η πλατφόρμα εξοπλίζεται και με BlueTooth και ασύρματη μονάδα 802.15.4[135].



Εικ. 8, Διάγραμμα συστήματος της διάταξης.

2.11 Λεπτομέρειες των υποσυστημάτων του υλικού.

Σε συνδυασμό με τις πληροφορίες της πλακέτας τα φύλλα δεδομένων του προμηθευτή και οι σημειώσεις των εφαρμογών είναι η καλύτερη πηγή πληροφόρησης, εκπαίδευσης και διόρθωσης των εξαρτημάτων στη διάταξη. Ωστόσο, η λειτουργική περιγραφή της επικοινωνίας, το μέσο αποθήκευσης MicroSD και τα υποσυστήματα ισχύος θα αναλυθούν.

2.11.1 Ραδιοεπικοινωνίες.

Μία από τις λειτουργίες κλειδί της πλακέτας της διάταξης είναι η ικανότητα στο να επικοινωνεί με ασύρματες πλατφόρμες. Η διάταξη έχει και 802.15.4 και BlueTooth επικοινωνιακές λύσεις αλλά δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν ταυτόχρονα.

Τα χαρακτηριστικά και οι στόχοι και των δύο ραδιοτεχνολογιών είναι επαρκώς διαφορετικοί στο να οδηγήσουν σε μία επιλογή βασισμένη στις ανάγκες της εφαρμογής και τους διαθέσιμους πόρους[135].

2.11.1.1 Ασύρματος 802.15.4

Το IEEE 802.15.4 είναι μία προδιαγραφή ενός πρωτοκόλλου μίας πολύ χαμηλής ισχύος ασύρματης προσωπικής περιοχής (WPAN). Προσδιορίζει το φυσικό στρώμα (στρώμα διεπαφής αέρα 1) και τα συνοδευτικά στρώματα πρωτοκόλλων MAC. Το

802.15.4 είναι ένα σε CSMA/CA MAC βασισμένο σύστημα με σύνολο 27 καναλιών προσδιορισμένα στο εύρος συχνότητας των 2.4 GHz, των 902-928 MHz και των 868.3 MHz. Τρεις διαφορετικές μέσω αέρος ταχύτητες μεταφοράς δεδομένων μπορούν να διατεθούν: 16 κανάλια δεδομένων με ρυθμό δεδομένων 250 kb/s, 10 κανάλια δεδομένων με ρυθμό δεδομένων 40 kb/s και 1 κανάλι δεδομένων με ρυθμό δεδομένων 20 kb/s. Ένα τέτοιο δίκτυο μπορεί να επιλέξει ένα από τα 27 κανάλια αναλόγως την διαθεσιμότητα, την κατάσταση της συμφόρησης και του ρυθμού δεδομένων κάθε καναλιού. Είναι βελτιστοποιημένο για μικρές αποστάσεις (30-50 μέτρα), για χαμηλή μετάδοση δεδομένων με ένταξη στο δίκτυο της τάξης των 30 ms και υποστηρίζει ευέλικτες τοπολογίες, δηλαδή αστέρα ή peer to peer (ομότιμες βάσεις) τοπολογίες. Επίσης υποστηρίζει έναν μεγάλο αριθμό κόμβων. Ένα μόνο δίκτυο 802.15.4 μπορεί να φιλοξενήσει έως και 216 συσκευές, που έχουν μεταβιβάσει κατά τη διάρκεια της διαδικασίας σύνδεσης. Είναι σχεδιασμένο να επιτυγχάνει καλή ενεργειακή απόδοση και στα φυσικά και στα MAC στρώματα. Ο κύκλος λειτουργίας των επικοινωνιών στο 802.15.4 δίκτυο είναι περίπου 1%, συντελώντας σε πολύ χαμηλή μέση ενεργειακή κατανάλωση για στατικό και δυναμικό περιβάλλον. Ωστόσο, είναι επίσης θέμα των πρωτοκόλλων υψηλών στρωμάτων η παρατήρηση του χαμηλού κύκλου λειτουργίας. Οι περισσότεροι μηχανισμοί οικονομίας ισχύος στα 802.15.4 βασίζονται στην δυνατότητα λειτουργίας αναγνωριστικού σήματος. Η απλότητα, το χαμηλό κόστος, και τα χαρακτηριστικά χαμηλής ισχύος του 802.15.4 προορίζονται να ενεργοποιήσουν ευρεία ανάπτυξη των ασυρμάτων δικτύων που είναι ικανά να λειτουργούν για χρόνια με συμβατικές μπαταρίες για τυπικές εφαρμογές παρακολούθησης [136].

Τα κανάλια 15, 20, 25, 26 των 802.15.4 συνιστώνται καθώς είναι σχετικά ελεύθερα από παρεμβολές κοινών 802.11b δικτύων [137].

Για το IEEE 802.15.4 συμβατό σύστημα ασύρματης επικοινωνίας, η πλατφόρμα της διάταξης περιέχει την μονάδα κεραίας SR7, μία συσκευή της διάταξης που ενσωματώνει έναν πομποδέκτη TI Chipcon CC2420 και μία κεραία τύπου ολοκληρωμένου κυκλώματος (Chip). Το SR7 είναι ιδανικό για την διάταξη καθώς είναι σχεδιασμένο για περιορισμένου μεγέθους και χαμηλού ρεύματος εφαρμογές (17.4mA για μετάδοση και 18.8 για υποδοχή). Η κεραία μπορεί να απενεργοποιηθεί από το MSP430 για λειτουργία χαμηλής ισχύος. Οι χρήστες μπορούν να αναμένουν επίδοση 5 -10 μέτρων σε εσωτερικό χώρο και μέχρι 30m σε ελεύθερο περιβάλλον. Οι χρήστες ενθαρρύνονται να πειραματίζονται με τον προσανατολισμό και την τοποθέτηση καθώς η κεραία είναι πολική.

Το ασύρματο CC2420 έχει ένα εγγενή άμεσης εξάπλωσης ακολουθίας φάσματος μόντεμ και έναν θεωρητικό ρυθμό δειγματοληψίας στα 250 Kbps. Ελέγχεται από μία σύνδεση SPI επί του USART1 και με το CC2420 να έχει υποστήριξη για εφαρμογές όπως διαχείριση συστήματος, μετάδοση δεδομένων, κρυπτογράφηση δεδομένων, ισχύς ληφθέντος σήματος, ποιότητα σύνδεσης και χρονισμού συστήματος, το φόρτο εργασίας του MSP430 μειώνεται. Τέλος απαιτεί μόνο λίγα επιπρόσθετα εξαρτήματα όπως κρυσταλλικό ταλαντωτή αναφοράς και δεν απαιτεί εξωτερικά φίλτρα.

2.11.1.2 Bluetooth (IEEE 802.15.1).

Το Bluetooth είναι ένα χαμηλού κόστους, χαμηλής ισχύος, ανθεκτικό μικρού εύρους πρωτόκολλο επικοινωνίας που πρωτοπαρουσιάστηκε από την Ericsson το 1994 για να αντικαταστήσει τα παραδοσιακά καλώδια των κινητών τηλεφώνων και των H/Y με ασύρματες συνδέσεις. Λειτουργεί στην ελεύθερη συχνότητα των 2.4GHz (βιομηχανική, επιστημονική, ιατρική) με μικρή απόσταση (εξαρτάται από την κλάση ισχύος: 1m, 10m ,100m) βάση χαμηλού κόστους μικροσίπ πομποδεκτών σε κάθε συσκευή. Με την εισαγωγή του EDR (βελτιωτής ρυθμού δειγματοληψίας) [138] οι συσκευές μπορούν να επικοινωνούν μεταξύ τους έως και στα 3Mbps. Η ομάδα ειδικού ενδιαφέροντος του Bluetooth (SIG) ιδρύθηκε από εταιρίες όπως η Ericsson, η Nokia και η Intel και το πρωτογενές σύστημα αποτελούταν από έναν RF πομποδέκτη, την βασική ζώνη και την στοίβα του πρωτοκόλλου. Τα Bluetooth είναι

σχεδιασμένα για πολυσύχναστα περιβάλλοντα με πολλούς χρήστες. Έως και 8 συσκευές Bluetooth μπορούν να επικοινωνήσουν μεταξύ τους σε ένα δίκτυο που ονομάζεται piconet. Το piconet είναι ένα δίκτυο από σημείο σε πολλαπλά σημεία που αποτελείται από 1 master συσκευή και 7 slaves. Πολλαπλά piconet μπορούν να συνυπάρχουν και δημιουργούν έτσι δίκτυα διασποράς. Το Bluetooth χρησιμοποιεί 79 κανάλια του 1MHz για την μετάδοση δεδομένων. Παρεμβολές ανάμεσα σε άλλες συσκευές ISM και Bluetooth ελαχιστοποιούνται με την χρήση του φάσματος μεταπηδήσεων συχνοτήτων (FHSS) όπου ο διακομιστής μεταπηδά ταχύτατα ανάμεσα στα 79 κανάλια που είναι διαθέσιμα. Αυτό το σύστημα ελέγχεται από το master εντός του piconet. Άλλες τεχνικές μειώσεων των παρεμβολών περιλαμβάνουν προσαρμοζόμενο έλεγχο ισχύος, ρυθμό δειγματοληψίας οδηγούμενο από την ποιότητα του καναλιού (CQDDR) και προσαρμοζόμενη μεταπήδηση συχνοτήτων (AFH) [139]. Εκτεταμένη βιβλιογραφία για το Bluetooth μπορεί να ληφθεί από τον διαδικτυακό τόπο του Bluetooth.

Το λογισμικό Microsoft Windows έως τώρα υποστηρίζει μόνο ένα piconet Bluetooth περιορίζοντας τους χρήστες σε 7 ταυτοχρόνως προσαρμοσμένες συσκευές. Το Linux υποστηρίζει πολλαπλά δίκτυα και εκθέτει όλα τα Bluetooth σε ένα λογισμικό ανοικτής πηγής για χρήστες που ενδιαφέρονται σε προηγμένου ή ειδικού σκοπού ανάπτυξη με τα Bluetooth.

Η πλατφόρμα της διάταξης χρησιμοποιεί την μονάδα Roving Networks RN-42 [140] Class 2 Bluetooth για να επικοινωνεί μέσω μίας ενσωματωμένης 2.4 GHz κεραίας. Αυτή η μονάδα χαρακτηρίστηκε καλά μελετημένη και ρυθμίσιμη, αξιόπιστη και ανθεκτική. Περιέχει μία πλήρης έκδοση του Version 2 Bluetooth Protocol Stack και υποστηρίζει το προφίλ σειριακών εισόδων που διευκολύνει την γρήγορη ανάπτυξη εφαρμογών. Η μονάδα Bluetooth συνδέεται στο MSP430 απ' ευθείας μέσω σειριακής σύνδεσης USART1. Μπορεί να ελεγχθεί και με σειρά ASCII από την σύνδεση της κεραίας του Bluetooth. Το RN-42 έχει εύρος άνω των 10 μέτρων και η μεταδιδόμενη ισχύς μπορεί να προσαρμοσθεί αναλόγως την απόσταση της εφαρμογής. Το σύστημα έχει 79 κανάλια του 1 MHz και προσφέρει ισχυρή ασφαλείς σύνδεση μέσω του FHSS και σύστημα διόρθωσης σφαλμάτων. Οι χρήστες μπορούν να αναμένουν επικοινωνία με την διάταξη USART σε ταχύτητες μέχρι 230kbaud, με τα 115kbaud ως την κανονική και συνιστώμενη τιμή.

Όπως την εφαρμογή του 802.15.4, η κεραία στην μονάδα RN-42 είναι πολική. Οι χρήστες ενθαρρύνονται να πειραματίζονται με τον προσανατολισμό και την τοποθέτηση.

2.11.2 MicroSD Flash Storage.

2.11.2.1 Γενικά περί MicroSD

Η πλακέτα της διάταξης περιέχει μία υποδοχή κάρτας τύπου MicroSD ενσωματωμένη για μεγαλύτερο απόθεμα αποθηκευτικής μνήμης έως 2Gb. Αυτό επιτρέπει την επιπρόσθετη αποθήκευση δεδομένων την στιγμή που η διάταξη δεν μεταδίδει και διασφαλίζει την μη απώλεια δεδομένων όταν κινείται ή όταν δεν υπάρχει δίκτυο και όταν αλλάζονται οι μπαταρίες.

Για συμβατότητα με την διάταξη η κάρτα MicroSD πρέπει να εφαρμόζει λειτουργία 1-bit SPI.

2.11.2.2 Λειτουργία παράκαμψης υποδοχής δεδομένων.

Για τη βελτίωση της χρηστικότητας, η διάταξη ενσωματώνει ένα μεγάλου εύρους αναλογικό MUX και τριών καταστάσεων ρυθμιστικής λογικής ορισμένων σημάτων κατευθυνόμενα προς την εξωτερική σύνδεση για την παροχή άμεσης και απευθείας πρόσβασης στην στιγμιαία μνήμη χρησιμοποιώντας έναν εξωτερικό ελεγκτή της κάρτας SD (SDHOST) για υψηλής ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων.

Όταν τοποθετείται σε μία τροφοδοτούμενη υποδοχή, ο φορτιστής της μπαταρίας δείχνει ισχύς "καλή". Το σήμα ειδοποιεί την CPU για το γεγονός και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εναλλαγή των διακοπών MUX. Οι εξωτερικές ADC εισοδοί, οι ακροδέκτες ελέγχου σειριακής ροής, η MicroSD Flash κάρτα και ο εξωτερικός SPI δίαυλος σύνδεσης δεν είναι πλέον διαθέσιμες λειτουργίες στις εφαρμογές της διάταξης. Αυτή η εναλλαγή συνήθως συμβαίνει αυτόματα όταν η διάταξη τοποθετείται σε μία βάση όταν δεν χρησιμοποιείται η MicroSD από την εφαρμογή της διάταξης.

Οι εφαρμογές της διάταξης που χρησιμοποιούν την κάρτα MicroSD θα απαιτήσουν υλικό λογισμικό που επιτρέπει για τις απαιτήσεις της προδιαγραφής SD ενός κύκλου ισχύος να αλλάξει από λειτουργία SPI (η κάρτα επικοινωνεί με το MSP430) σε SDIO, όταν η κάρτα ελέγχεται από το ελεγκτή USB. Η εναλλαγή της ισχύος στην κάρτα απαιτεί αυστηρό έλεγχο των ακροδεκτών διασύνδεσης της και ρύθμισή τους στο Low (0 Volts).

Ειδικότερα, ο ακροδέκτης DOCK_N πρέπει να τεθεί στην έξοδο και η λειτουργία GPIO στο HIGH (3.0 Volts) για την διασφάλιση του ελέγχου της κάρτας από το MSP430 όσο είναι στην βάση. Η κανονική λειτουργία ρυθμίζει τον ακροδέκτη DOCK_N ως είσοδο και την λειτουργία GPIO με την διακοπή ενεργοποιημένη. Μια λεπτομερής μεταχείριση αυτής της λειτουργίας δεν είναι μέρος της παρούσης ανάλυσης αλλά μπορεί να ευρεθεί στους οδηγούς του TinyOS για την συσκευή SD.

In TinyOS-1.x, consult [contrib/handhelds/tos/lib/SD/SDM.nc](#)

In TinyOS-2.x, consult [tos/platforms/shimmer/chips/sd/SDP.nc](#)

2.11.3 Ισχύς.

Ο χρόνος λειτουργίας της συσκευής εξαρτάται από την εφαρμογή και την επιλογή των μπαταριών ωστόσο ο σχεδιαστικός στόχος για χρήση ως μακροχρόνια συσκευή καταγραφής κίνησης είναι 1-10 μέρες χρόνου ζωής από μία 280mAh κυψέλη ενώ καταγράφει πολυκάναλα δεδομένα με περιοδική ραδιοεπικοινωνία.

Ο σχεδιασμός επιτρέπει την χρήση και κυψελών ιόντων λιθίου και απλών αλκαλικών μπαταριών. Η ασφάλεια της συσκευής πρέπει να διατηρηθεί ενσωματώνοντας προστασία πολικότητας των μπαταριών, παρακολούθηση της φόρτισης και ασφάλειας έναντι υπερφόρτισης και υπερβολικής αποφόρτισης σε κοινά κινητικά περιβάλλοντα και κατά την χρήση ρεύματος δικτύου AC.

Ένα κουμπί πίεσης χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση και την απενεργοποίηση της πλακέτας. Στην κατάσταση "off" η πλακέτα είναι υπό χαμηλή τάση και ο ρυθμιστής ισχύος απενεργοποιημένος. Όταν πατηθεί το κουμπί ο ρυθμιστής ενεργοποιείται και ο επεξεργαστής αλλάζει κατάσταση ισχύος μετά από ένα μικρό χρονικό διάστημα. Βραχείες υπ' ακολουθίες πίεσης στο κουμπί θα επαναφέρουν την πλακέτα στην αρχική της κατάσταση (Reset). Με παρατεταμένη πίεση (ρύθμιση από τον κατασκευαστή στα 6 δευτερόλεπτα, αλλά ρυθμίζεται και από τον χρήστη) θα απενεργοποιήσει τον ρυθμιστή της πλακέτας. Όταν η τάση των μπαταριών πέσει κάτω του ορίου των 3Volt ένα σήμα "Kill" παράγεται και απενεργοποιεί την πλακέτα. Συνδυασμένα με παρακολούθηση της τάσης των μπαταριών από το λογισμικό, αυτά τα χαρακτηριστικά απλοποιούν την διάδραση με τον χρήστη και την υλικολογισμική παρακολούθηση της ισχύος ενώ διευκολύνουν την ανάπτυξη. Συνιστάται ο χρήστης να ελέγχει την ένδειξη της ισχύος στην συσκευή για όλες της εφαρμογές.

Χαμηλή εναλλαγή ισχύος παρέχεται και για το Bluetooth και για την υποδοχή MicroSD. Όταν η διάταξη τοποθετείται σε τροφοδοτούμενη βάση το λογισμικό υπερισχύει από κάθε ρύθμιση εφαρμογής και ενεργοποιεί βιαίως τα συστήματα για χρήση με εξωτερικό ελεγκτή SDHOST. Το επιταχυνσιόμετρο και το 802.15.4 έχουν ενσωματωμένη λειτουργία απενεργοποίησης. Ο ψηφιακός σειριακός αριθμός IC έχει επίσης αυτόματη λειτουργία απενεργοποίησης για οικονομία ισχύος όταν η συσκευή δεν χρησιμοποιείται.

Όταν η διάταξη είναι απενεργοποιημένη από το χρήστη η αποφόρτιση της μπαταρίας του τότε δεν μπορεί να προγραμματιστεί ή να εντοπιστεί μέχρι την επανενεργοποίησή του. Πιέζοντας το κουμπί "Reset" επανέρχεται η πλακέτα και

αποκαθίστανται οι ρυθμίσεις ακόμα και με την μπαταρία πλήρως αφόρτιστη. Δεδομένων αυτών των χαρακτηριστικών της διάταξης γίνεται αντιληπτό ότι ο διακόπτης ενεργοποίησης είναι πρωτίστως προορισμένος για μεγάλα διαστήματα αχρησίας.

Ο ενσωματωμένος ρυθμιστής της διάταξης μπορεί να παρέχει 100mA συνεχούς ρεύματος και ανέχεται υπερτάσεις μέχρι ένα θερμικό όριο. Οι συσκευές επέκτασης πρέπει να έχουν περιορισμένο ρεύμα ή ανεξάρτητη ρύθμιση στον ακροδέκτη PV_RE. Η υπέρβαση των 100mA του ρυθμιστή ενώ είναι δυνατή δεν συνιστάται χωρίς λεπτομερείς ανάλυση και εκτίμηση των ηλεκτρικών και θερμικών περιθωρίων[135].

2.12 Ενσωματωμένο Λογισμικό.

2.12.1 Εισαγωγή στο λογισμικό.

Το λειτουργικό περιβάλλον *tinycos* είναι αυστηρώς συνιστώμενο για σχεδιασμό, εφαρμογή, δοκιμή και αξιολόγηση του ενσωματωμένου λογισμικού της διάταξης. Το *tinycos* προσφέρει οικονομία λόγω της ανοικτής σε πολλαπλές πλατφόρμες βιβλιοθήκης του. Η επαναχρησιμοποίηση των εφαρμογών στη διάταξη είναι το πλεονέκτημα κλειδί του περιβάλλοντος του *tinycos* και επιταχύνει σημαντικά την ανάπτυξη του λογισμικού και της διαδικασίας επικύρωσης. Ο κωδικός της πλατφόρμας της διάταξης διατηρείται στο διαδίκτυο:

<https://tinycos-main.googlecode.com/svn/trunk/> (tinycos-2.x)

[http://tinycos.cvs.sourceforge.net/tinycos/\(tinycos-1.x and tinycos-2.x-contrib\)](http://tinycos.cvs.sourceforge.net/tinycos/(tinycos-1.x and tinycos-2.x-contrib))

Το *tinycos* περιέχει λειτουργικότητες που περιλαμβάνουν:

- MicroSD flash storage
- FAT File system
- IP για 802.15.4
- Bluetooth ρύθμιση, διαχείριση σύνδεσης και μεταφοράς δεδομένων
- Ρύθμιση χρόνου και ρολογιού
- Έλεγχος περιφερειακών και ρύθμιση
- Παρακολούθηση της διαθέσιμης ισχύος

2.12.2 Προγραμματισμός του *tinycos/nesC*.

Το κεφάλαιο αυτό διερευνά το περιβάλλον του *tinycos* και της γλώσσας προγραμματισμού του της *nesC*. Οι ερευνητές διατηρούν και διαδικτυακό τόπο.

Για εισαγωγική ενημέρωση στον προγραμματισμό του *tinycos* πρέπει να χρησιμοποιήσετε το αντίστοιχο εγχειρίδιο [141, 142]. Οι κωδικοί της *nesC* βρίσκονται στις επίσημες προδιαγραφές γλωσσών προγραμματισμού. [143].

2.12.2.1 Εισαγωγή στο *tinycos* και στην *nesC*.

Το *Tinycos* είναι ένα βάση περιπτώσεων λειτουργικό περιβάλλον σχεδιασμένο για χρήση με δικτυακούς αισθητήρες. Αυτό το προγραμματιστικό περιβάλλον υποστηρίζει μία ποικιλία συσκευών χαμηλής ισχύος με λίγα κιλομπάιτ μνήμης και δυνατότητες ασύρματης επικοινωνίας [141]. Είναι σχεδιασμένο να υποστηρίζει της ταυτόχρονες εντατικές λειτουργίες που απαιτούνται από τους δικτυακούς αισθητήρες με τις ελάχιστες απαιτήσεις σε υλικό. Το *tinycos* είναι βασισμένο στην γλώσσα προγραμματισμού *nesC*. Είναι μία επέκταση της C [144] σχεδιασμένη να εμπεριέχει τις διαρθρωτικές έννοιες και το εκτελεστικό μοντέλο του *tinycos* [145] και χρησιμοποιεί τον προσαρμοσμένο *nesC* μεταγλωττιστή. Η γλώσσα *nesC* υποστηρίζει εφαρμογές που βασίζονται σε στοιχεία δομημένου προγραμματισμού. Ο πηγαίος κώδικας της *nesC* και του *tinycos* είναι διαθέσιμος στο SourceForge. Το σύστημα του *tinycos*, οι εφαρμογές και οι βιβλιοθήκες του είναι γραμμένα σε *nesC*. Η γλώσσα υποστηρίζει το μοντέλο συγχρονισμού βασισμένη σε θέματα και χειρισμούς περιπτώσεων του

υλικού. Το `tinyos` εκτελεί ένα πρόγραμμα με την χρήση 2 πυρήνων, ο ένας περιέχει τα θέματα και ο άλλος τους χειρισμούς των περιπτώσεων του υλικού [146]. Ο μεταγλωττιστής ανιχνεύει της ομάδες δεδομένων στον χρόνο μεταγλώττισης. Τα θέματα (εργασίες) προγραμματίζονται από το `tinyos` αλλά εκτελούνται πλήρως και δεν προκαταλαμβάνουν το ένα το άλλο. Οι χειρισμοί περιπτώσεων λογισμικού ενεργοποιούνται από τις διακοπές του υλικού που μπορεί να προκαταλαμβάνουν τις εργασίες ή άλλους χειρισμούς περιπτώσεων και επίσης εκτελούνται πλήρως. Το πρόβλημα με τους πυρήνες στα λειτουργικά συστήματα πραγματικού χρόνου είναι ότι χρειάζονται σχετικά μεγάλα αποθέματα μνήμης RAM. Κάθε πυρήνας έχει την δική του ομάδα δεδομένων που πρέπει να αποθηκεύεται όταν αυτός είναι σε αναμονή ή ανενεργός. Η RAM είναι μία περιορισμένη πηγή στις πλατφόρμες κόμβων του αισθητήρα και έτσι το `tinyos` χρησιμοποιεί τους δύο πυρήνες ως συζητήση. [142].

2.12.3.2 Αρχιτεκτονική του `tinyos`.

Για έμπειρους στην C και C++ προγραμματιστές, το γράψιμο ενός μικρού `nesC` προγράμματος είναι σχετικά μία εύκολη εργασία, απαιτεί εφαρμογή μίας η περισσοτέρων μονάδων και την σύνδεση μεταξύ τους. Η δυσκολία έρχεται όταν πρέπει να γραφούν ,μεγαλύτερες εφαρμογές. Οι μονάδες του `tinyos` είναι αρκετά ανάλογες των πηγαίων φακέλων της C αλλά οι ρυθμίσεις, που ενώνουν της μονάδες, δεν είναι. Θα συζητήσουμε τις ρυθμίσεις σε μεγαλύτερο βάθος στο κεφάλαιο "Ρυθμίσεις και Σύνδεση" αλλά πριν την έναρξη της κατανόησης του `tinyos` και της `nesC`, υπάρχει ένας αριθμός σημαντικών ορισμών που πρέπει να γίνουν κατανοητοί.

2.12.3.3 Εφαρμογές.

Μια εφαρμογή συνίσταται από ένα ή περισσότερα στοιχεία συνδεδεμένα μεταξύ τους για να σχηματιστεί ένα εκτελέσιμο. Κάθε `nesC` εφαρμογή περιγράφεται από μία ρύθμιση ανωτέρου επιπέδου που ενώνει τα στοιχεία εντός της.

2.12.3.4 Στοιχεία.

Τα στοιχεία είναι τα υλικά για το χτίσιμο μιας εφαρμογής `nesC`. Ένα στοιχείο παρέχει και χρησιμοποιεί καλώς ορισμένες αμφίδρομες διασυνδέσεις. Με κάποιο τρόπο, τα στοιχεία της `nesC` είναι όμοια με αυτά της C++ και της Java [147]. Για παράδειγμα, ενσωματώνουν την απλή κατάσταση και την διπλή με την λειτουργικότητα. Ωστόσο, σε διαφορά με τις δύο προαναφερθείσες γλώσσες προγραμματισμού, όπου αναφέρονται σε συναρτήσεις και μεταβλητές εντός ενός γενικού πεδίου ονομάτων, τα στοιχεία της `nesC` χρησιμοποιούν ένα αμιγώς τοπικό πεδίο ονομάτων. Αυτό σημαίνει ότι επιπρόσθετα στην δήλωση της συνάρτησης που εφαρμόζεται, ένα στοιχείο πρέπει να δηλώνει και την συνάρτηση την οποία καλεί. Κάθε στοιχείο έχει μία "προδιαγραφή", έναν πίνακα κωδικών που δηλώνει την συνάρτηση που παρέχει (εφαρμόζει) και την καλούμενη (χρησιμοποιούμενη). Για παράδειγμα, αυτή είναι η προδιαγραφή για ένα πλασματικό στοιχείο `SmoothingFilterC`, που εξομαλύνει τα ακατέργαστα δεδομένα:

```
module SmoothingFilterC {
  provides command uint8_t topRead(uint8_t* array, uint8_t len);
  uses command uint8_t bottomRead(uint8_t* array, uint8_t len);
}
```

Η `nesC` έχει δύο τύπους στοιχείων: τις ρυθμίσεις και τις μονάδες. Οι ρυθμίσεις ενώνουν τα στοιχεία μεταξύ τους [148]. Οι μονάδες, εν αντιθέσει, είναι εφαρμογές. Οι ρυθμίσεις συνδέουν τις δηλώσεις διαφόρων στοιχείων, ενώ οι μονάδες προσδιορίζουν συναρτήσεις και καταστάσεις κατανομής.

2.12.3.5. Μονάδες.

Μία μονάδα παρέχει τον κώδικα της εφαρμογής, εφαρμόζοντας μία ή περισσότερες διασυνδέσεις.

2.12.3.6. Ρυθμίσεις.

Οι ρυθμίσεις χρησιμοποιούνται για την συγκέντρωση διαφόρων στοιχείων μαζί και για να συνδέσουν διασυνδέσεις που χρησιμοποιούνται από στοιχεία, με διασυνδέσεις που παρέχονται από άλλα. Αυτό καλείται "καλωδίωση".

2.12.3.6 Διασυνδέσεις.

Μία διασύνδεση είναι αμφίδρομη και ενεργεί ως το μοναδικό σημείο πρόσβασης σε ένα στοιχείο. Μία διασύνδεση δηλώνει μία ομάδα συναρτήσεων που καλούνται "εντολές" και ο πάροχος της διασύνδεσης πρέπει να εφαρμόσει, και μία άλλη ομάδα συναρτήσεων που καλείται "περιπτώσεις" όπου πρέπει να εφαρμοστούν από τον χρήστη της διασύνδεσης. Για ένα στοιχείο που καλεί τις εντολές σε μία διασύνδεση, πρέπει να εφαρμόσει τις περιπτώσεις αυτής της διασύνδεσης. Ένα στοιχείο μπορεί να χρησιμοποιεί ή να παρέχει πολλαπλές διασυνδέσεις και πολλαπλές περιπτώσεις της ίδιας [141]. Οι εντολές είναι συναρτήσεις που ο πάροχος μίας διασύνδεσης πρέπει να εφαρμόσει. Καλούνται με την χρήση της λέξης "call". Οι περιπτώσεις δηλώνονται από τον πάροχο μίας διασύνδεσης αλλά ο χρήστης της διασύνδεσης πρέπει να της εφαρμόσει βάση των απαιτήσεών τους. Οι περιπτώσεις ενεργοποιούνται με την χρήση της λέξης "signal".

Σημείωση: Η nesC χρησιμοποιεί την επέκταση ".nc" για όλα τα πηγαία αρχεία περιλαμβανομένων και των διασυνδέσεων, των μονάδων και των ρυθμίσεων. Για λεπτομέρειες δείτε τις προδιαγραφές κωδικοποίησης της nesC [143].

2.12.3.7. Μοντέλο ταυτοχρονισμού του TinyOS.

Όπως αναφέρθηκε στο κεφάλαιο εισαγωγή tinyos εκτελεί ένα πρόγραμμα χρησιμοποιώντας δύο πυρήνες, ο ένας περιέχει τις εργασίες και ο άλλος τους χειρισμούς περιπτώσεων του λογισμικού. Οι εργασίες είναι λειτουργίες (συναρτήσεις) που η εκτέλεση τους διαφέρει. Από την στιγμή που θα χρονολογηθούν, εκτελούνται πλήρως και δεν προκαταλαμβάνουν η μία την άλλη. Οι χειρισμοί των περιπτώσεων του υλικού εκτελούνται σε ανταπόκριση με μία διακοπή του υλικού πλήρως, αλλά μπορεί να προκαταλαμβάνουν την εκτέλεση μίας εργασίας ή ενός άλλου χειρισμού περίπτωσης λογισμικού. Επειδή οι κόμβοι του αισθητήρα έχουν ευρεία ακτίνα ικανοτήτων του υλικού, το tinyos έχει ένα ευέλικτο υλικό/λογισμικό όριο. Σε πραγματικό χρόνο οι λειτουργίες του υλικού των ενσωματωμένων συστημάτων είναι περισσότερο διαιρούμενης φάσης αντί αναστελλόμενης [148]. Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό της διαιρούμενης φάσης διασυνδέσεων είναι ότι είναι αμφίδρομες, υπάρχει μία κάτω κλίση για την έναρξη της λειτουργίας και μία άνω (ασύγχρονό γεγονός) που σηματοδοτεί το πέρας αυτής.

Οι αναστελλόμενες από την άλλη αναφέρονται στον αποκλεισμό μίας εφαρμογής πλήρως και αναμένουν (μερικές φορές αναφέρεται ως αναμονή) μέχρι το πέρας μίας λειτουργίας. Για παράδειγμα, για την λήψη των δεδομένων από έναν αισθητήρα με έναν μετατροπέα αναλογικό σε ψηφιακό (ADC), το λογισμικό γράφει σε έναν αριθμό μητρώων ρυθμίσεων για την έναρξη ενός δείγματος. Όταν το ADC δείγμα ολοκληρωθεί, το υλικό εκδίδει μία διακοπή, και το λογισμικό διαβάζει την τιμή από τα μητρώα δεδομένων. Στο tinyos οι λειτουργίες που είναι διαιρούμενης φάσης στο λογισμικό είναι και στο υλικό. Αυτό σημαίνει ότι πολλές κοινές λειτουργίες, όπως η δειγματοληψία από αισθητήρες και αποστολή των όγκων δεδομένων, είναι διαιρούμενης φάσης.

2.12.3.8. Εργασίες.

Σε κάποια λειτουργικά συστήματα πραγματικού χρόνου, οι εργασίες και οι πυρήνες μπορούν να εννοηθούν ως το ίδιο ή τουλάχιστον σαν δύο έννοιες που χρησιμοποιούνται εναλλάξ. Ωστόσο, εργασίες στο *tinyos* δεν είναι το ίδιο με τους πυρήνες: υπάρχουν μόνο δύο πυρήνες εκτέλεσης και οι εργασίες απασχολούν τον ένα από αυτούς. Οι εργασίες δεν είναι προληπτικές. Αυτό σημαίνει ότι μόνο μία εργασία την φορά εκτελείται, και το *tinyos* δεν την διακόπτει για την εκτέλεση άλλης. Καμιά έταιρη εργασία δεν εκκινεί εάν δεν ολοκληρωθεί η τρέχουσα. Αυτό σημαίνει ότι οι εργασίες εκτελούνται ανεξάρτητα με την αντιστοιχία η μια της άλλης. Αυτό έχει ως πλεονέκτημα ότι δεν χρειάζεται να ανησυχείτε για την παρεμβολή της μίας εργασίας στην άλλη και την φθορά των δεδομένων της μίας από την άλλη. Ωστόσο, σημαίνει ότι τα δεδομένα πρέπει να παραμείνουν μικρά. Αν ένα στοιχείο έχει μεγάλο χρονικό διάστημα εκτέλεσης πρέπει να διασπαστεί σε μικρότερες και περισσότερες εργασίες. Μία μονάδα μπορεί να εκδώσει μία εργασία στον χρονολογητή του *tinyos* με την χρήση της λέξης "post". Μία εργασία δεν καλείται αμέσως αλλά σε κάποια στιγμή αργότερα ο χρονολογητής θα εκτελέσει την εργασία[135].

3.ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 Εισαγωγή

Η βάδιση των εξεταζομένων πραγματοποιήθηκε σε επίπεδο διάδρομο, γυμναστηρίου στην Αθήνα μήκους 40 μέτρων.

Οι βασικότεροι παράμετροι ήταν:

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

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

- Ενημέρωση του εξεταζομένου για την μέθοδο μέτρησης
- Συμπλήρωση του ιστορικού του εξεταζομένου.
- Ενημέρωση του εξεταζομένου για τις παραμέτρους που θα πληρεί κατά τη διάρκεια της μέτρησης
- Τοποθέτηση της επιταχυνσιομετρικής διάταξης στο ύψος Ο5.
- Βάδιση στον διάδρομο. Η διάρκεια μέτρησης ήταν περίπου 30 δευτερόλεπτα.
- Λήψη και την αποθήκευση μέτρησης
- Επεξεργασία της μέτρησης

Σε κάθε μελέτη, αποκλείστηκαν άτομα με καρδιαγγειακές, αναπνευστικές και νευρομυϊκές παθήσεις.

3.2 Ενημέρωση εξεταζομένου.

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

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

Διευκρινίστηκε ότι σκοπός της μεθόδου, ήταν η εκτίμηση της περιοδικότητας της βάδισης του εξεταζομένου. Καταγραφή των στοιχείων και του ιατρικού ιστορικού του εξεταζομένου.

3.2.1. Προετοιμασία

Αρχικά θα πραγματοποιηθεί ενημέρωση των εξεταζομένων για την διαδικασία μέτρησης. Στη συνέχεια θα ακολουθήσει η συμπλήρωση του ιατρικού ιστορικού και θα καταγραφούν τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά κάθε εξεταζόμενου. Οι εξεταζόμενοι θα φορέσουν τα παπούτσια 10 min πριν την διαδικασία μέτρησης. Κάθε μέτρηση στον διάδρομο θα επαναληφθεί τρεις φορές

3.2.2. Κριτήρια εισόδου εξεταζομένου.

Από το δείγμα των εξεταζομένων αποκλείστηκαν άτομα με καρδιαγγειακές, αναπνευστικές, νευρομυϊκές και μυοσκελετικές παθήσεις ή τραυματισμούς, αφού έχει διαπιστωθεί ότι η διακύμανση της βάδισης εκτός από φυσιολογικούς παράγοντες, επηρεάζεται και από καρδιομυϊκές αρρυθμίες αλλά και από την πνευματική κατάσταση του ατόμου.

Το δείγμα αποτελούνταν από 15 υγιείς ενήλικες (15 άντρες). Η επιλογή των ατόμων που αποτελούσαν το δείγμα ελέγχου έγινε έτσι ώστε να υπάρχει η ίδια κατανομή ως προς την ηλικία, το βάρος και το ύψος με την κατανομή του δείγματος των ασθενών.

3.2.3. Τοποθέτηση διάταξης.

Η διάταξη τοποθετείται στο ύψος του πέμπτου οσφυϊκού σπονδύλου (Ο5) [149, 150,151,152]. Το κέντρο βάρους, θεωρείται ότι απεικονίζει τις κινήσεις του ανθρωπίνου σώματος, ενώ επίσης έχει σημαντικό ρόλο για την διατήρηση της σταθερότητας κατά τη διάρκεια της βάδισης [150,151,]. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, η διάταξη ήταν σταθεροποιημένη, χωρίς ωστόσο να ενοχλεί την βάδιση του εξεταζόμενου (εικόνα 9).



Εικόνα 9: Τοποθέτηση διάταξης στον εξεταζόμενο

3.2.4.Χρονική διάρκεια μέτρησης.

Πριν την έναρξη της διαδικασίας μέτρησης προηγούνταν χρονικό διάστημα ανάπαυσης πέντε (5) λεπτών, ενώ ανά μέτρηση μεσολαβούσαν δύο λεπτά ξεκούρασης των εξεταζομένων. Κάθε μέτρηση επαναλήφθηκε τρεις φορές [153]. Ο μέσος όρος των μετρήσεων, έδωσε το τελικό αποτέλεσμα. Η διάρκεια κάθε μέτρησης ήταν 30sec με ρυθμό δειγματοληψίας 120Hz, 80Hz και με φυσιολογικό ρυθμό βαδίσματος.

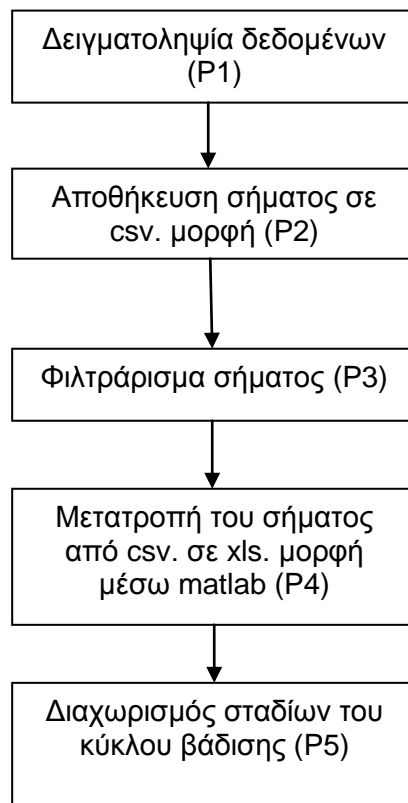
Η διάρκεια βάδισης και ο ρυθμός δειγματοληψίας ήταν προρυθμισμένες παράμετροι, αν και προσφερόταν στον χρήστη, η δυνατότητα τροποποίησής τους. Η δειγματοληψία του αισθητηρίου είχε καθοριστεί με βάση την μέγιστη συχνότητα που αναμένεται να παρουσιαστεί κατά την ανθρώπινη βάδιση. Η βασική συχνότητα του ανθρώπινου βαδίσματος είναι της τάξης του 1Hz μιας και η διάρκεια κάθε βήματος είναι 1sec. Συνεπώς ορίστηκε ως ελάχιστη συχνότητα δειγματοληψίας τα 80Hz, όπου καλύπτονται πλήρως οι ανάγκες της μέτρησης

3.2.5.Παράμετροι μέτρησης.

- Οι μετρήσεις έγιναν πρωινές ώρες (9:00-12:00).
- Χρήση παπουτσιών με σκληρή σόλα, παπούτσι με τακούνι και με κάλτσες. Οι εξεταζόμενοι φόρεσαν τα παπούτσια 10 min πριν την διαδικασία μέτρησης
- Οι εξεταζόμενοι έφεραν ελαφριά ένδυση, η οποία δεν εμποδίζει τη βάδισή τους.
- Προϋπόθεση για κάθε μέτρηση, ήταν η πραγματοποίηση δεκατεσσάρων (14), τουλάχιστον, κύκλων βάδισης.
- Ο υπεύθυνος της μέτρησης επέτρεπε την πραγματοποίησή της, μόνο σε περίπτωση που διαπίστωνε ότι οι εξεταζόμενοι βρισκόταν σε ήρεμη ψυχολογική κατάσταση.
- Κατά τη διάρκεια της μέτρησης δεν αποσπώταν η προσοχή του εξεταζομένου από οποιοδήποτε ερέθισμα, ενώ ο υπεύθυνος της μέτρησης βρισκόταν πίσω από τους εξεταζόμενους. Οι εξεταζόμενοι δεν μιλούσαν και δεν πραγματοποιούσαν απότομες κινήσεις. Οι εξεταζόμενοι κοίταζαν ευθεία και σε ύψος περίπου 140 cm . Σε περίπτωση που σημειώνονταν οποιαδήποτε απότομη κίνηση ή έντονη ομιλία των εξεταζομένων, η μέτρηση επαναλαμβάνονταν.
- Η κλίση του τάπητα ήταν μηδενική, ενώ είχαν απομακρυνθεί όλα τα εμπόδια που εμποδίζουν την ομαλή, συνεχή και ευθύγραμμη κίνηση των εξεταζομένων.
- Δεν χρησιμοποιήθηκε μηχανοκίνητος ταινιόδρομος, μιας και έχει διαπιστωθεί ότι η έλλειψη εξοικείωσης με τον ταινιόδρομο, μπορεί να επηρεάσει την αξιοπιστία των μετρήσεων. Μελέτες έχουν δείξει ότι για την αποφυγή οποιασδήποτε διαφοροποίησης μεταξύ των αποτελεσμάτων που προέρχονται από μετρήσεις σε ταινιόδρομο και σε τάπητα, απαιτείται εξοικείωση με τον ταινιόδρομο, διάρκειας 30-75 λεπτών . Κάτι τέτοιο αποτέλεσε απαγορευτική παράμετρο στην περίπτωση των ασθενών που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

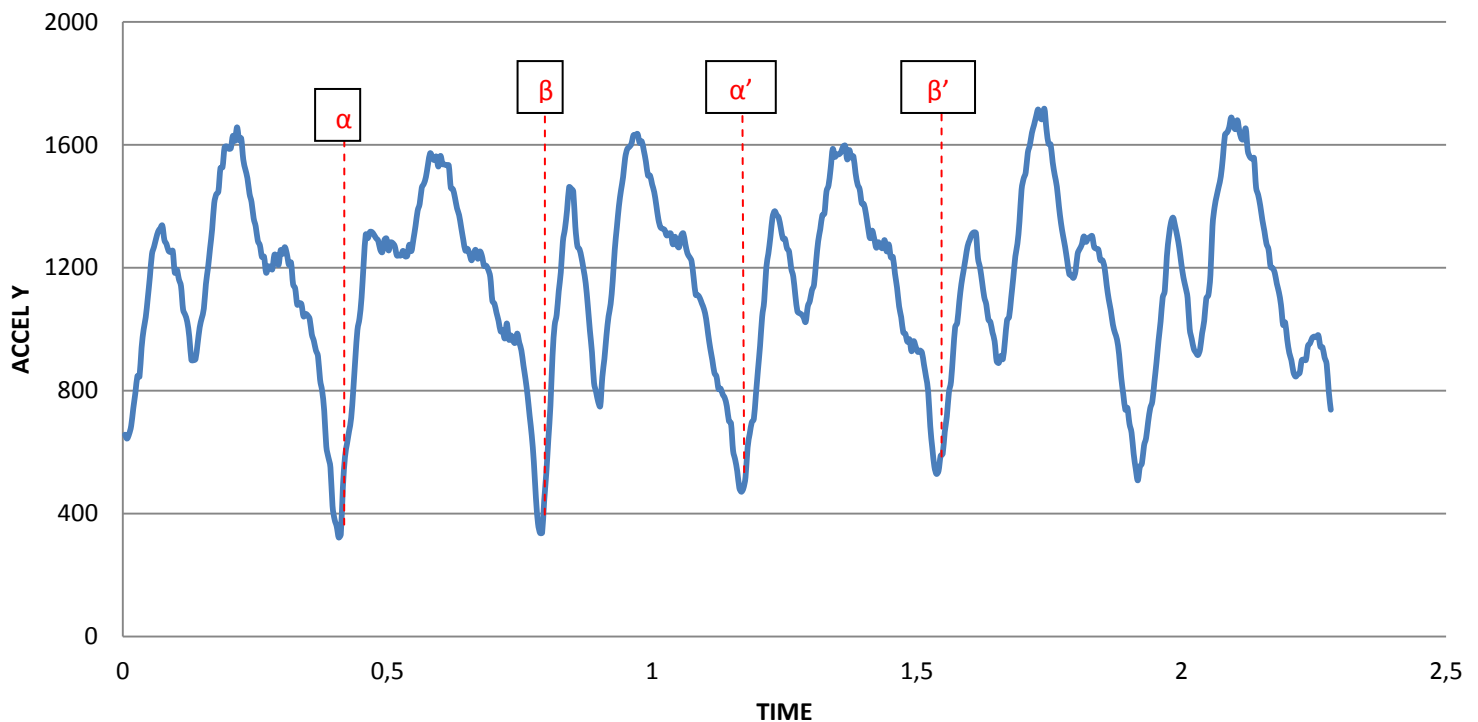
3.3 Τρόπος υπολογισμού του σήματος.

Το σχέδιο 1 δείχνει το διάγραμμα ροής του αλγόριθμου. Μετά την δειγματοληψία των δεδομένων (P1) έγινε αποθήκευση του σήματος σε csv. μορφή (P2). Έπειτα γίνεται φιλτράρισμα του σήματος μέσω ενσωματωμένου φίλτρου που υπάρχει εντός της διάταξης για την μείωση του θορύβου και την ευδιάκριτη θέση των κορυφών (P3). Στην διαδικασία (P4) πραγματοποιείται η μετατροπή του σήματος από csv μορφή σε xls μέσω matlab. Στην διεργασία (P5) γίνεται ο διαχωρισμός των σταδίων του κύκλου βάρδισης στα οποία θα γίνει ο υπολογισμός του κάθε σήματος για κάθε εξεταζόμενο. Τα στάδια του κύκλου βάρδισης που υπολογίζουμε είναι: 1) gait cycle duration, 2) duration of single support-left, 3) duration of single support-right, 4) duration of double support, 5) duration of single step-left, 6) duration of single step-right, 7) gait speed, 8) frequency of gait, 9) minimum acceleration, 10) maximum acceleration. Έπειτα ακολουθεί στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων κάθε σταδίου βάρδισης και έχουμε την εξαγωγή του τελικού αποτελέσματος.



Σχέδιο 1: Διάγραμμα ροής του αλγόριθμου για τον υπολογισμό του σήματος του κύκλου βάρδισης.

- Ακολουθεί ο τρόπος υπολογισμού του σήματος καθώς και του κάθε σταδίου του κύκλου βάρδισης που εξετάζουμε.



1. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΚΥΚΛΟΥ ΒΑΔΙΣΗΣ (Gait cycle duration)

Ο χρόνος από το σημείο α έως το σημείο α'. Δηλαδή δύο ολόκληρα βήματα.

2. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΜΗΚΟΥΣ ΑΡΙΣΤΕΡΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ (Duration of single support-left)

Είναι ο χρόνος από το σημείο α έως και το β. Καταγράφει ανά ένα βήμα, δηλαδή όλα τα βήματα με το αριστερό πόδι.

3. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΜΗΚΟΥΣ ΔΕΞΙΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ (Duration of single support-right)

Είναι ο χρόνος από το σημείο β έως και το α'. Καταγράφει ανά ένα βήμα, δηλαδή όλα τα βήματα με το δεξί πόδι.

4. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΔΙΠΛΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ (Duration of double support)

Εύρεση των μέσων όρων του αριστερού και του δεξιού ποδιού και πρόσθεση αυτών.

5. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΑΠΛΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (Duration of single step left)

Ο λόγος (ως ποσοστό %) της διάρκειας μήκους αριστερού βηματισμού προς την διάρκεια του κύκλου βάρδισης.

6. ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΑΠΛΗΣ ΔΕΞΙΑΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (Duration of single step right)

Ο λόγος (ως ποσοστό %) της διάρκειας μήκους δεξιού βηματισμού προς την διάρκεια του κύκλου βάδισης.

7. ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΒΑΔΙΣΗΣ (Gait speed)

Ο λόγος των μέτρων που διένυσε ο εξεταζόμενος διά του χρόνου που χρειάστηκε για να τα διανύσει.

8. ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΒΑΔΙΣΗΣ (Frequency of gait)

Ο λόγος του αριθμού των βημάτων προς το χρόνο που χρειάστηκε. Δηλαδή πόσα βήματα ανά λεπτό κάνει ο εξεταζόμενος.

9. ΕΛΑΧΙΣΤΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ (Min acceleration)

Η μικρότερη τιμή επιτάχυνσης που αποκτά ο εξεταζόμενος.

10. ΜΕΓΙΣΤΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ (Max acceleration)

Η μεγαλύτερη τιμή επιτάχυνσης που αποκτά ο εξεταζόμενος.

3.4 Σύγκριση Μέσων Τιμών Ανεξάρτητων Πληθυσμών (T-TEST).

Στις έρευνες που περιλαμβάνουν δεδομένα με ποσοτικές μεταβλητές, είναι σύνηθες το πρόβλημα της σύγκρισης μέσων τιμών. Άλλες φορές υπάρχει η ανάγκη να συγκριθούν οι μέσες τιμές της ίδιας ποσοτικής μεταβλητής που όμως προέρχεται από δύο ανεξάρτητους πληθυσμούς, άλλοτε πρέπει να συγκριθούν δύο ποσοτικές μεταβλητές που προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό και οι τιμές τους λαμβάνονται σε ζεύγη, και ακόμη, υπάρχει η περίπτωση της σύγκρισης της μέσης τιμής ποσοτικής μεταβλητής με ένα σταθερό αριθμό.

Βασικοί ορισμοί που κρίνονται απαραίτητοι για την κατανόηση της στατιστικής επεξεργασίας είναι:

- Μηδενική υπόθεση (H_0)
Οι μέσες τιμές των δύο ομάδων, δεν διαφέρουν.
- Εναλλακτική υπόθεση (H_a)
Οι μέσες τιμές των δύο ομάδων, διαφέρουν.
- Επίπεδο σημαντικότητας (level of significance)

Η πιθανότητα πραγματοποίησης σφάλματος τύπου I. Για την αποδοχή ή όχι της εναλλακτικής υπόθεσης είναι απαραίτητο να γίνει έλεγχος του επιπέδου σημαντικότητας των αποτελεσμάτων που αποτελεί τον έλεγχο της πιθανότητας η σχέση μεταξύ των μεταβλητών να είναι τυχαία.

Οι δύο τύποι σφάλματος είναι:

- **Σφάλμα τύπου I (type I error)**, κατά την απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης, ενώ αυτή είναι σωστή και
- **Σφάλμα τύπου II (type II error)**, κατά αποδοχή της μηδενικής υπόθεσης, ενώ αυτή είναι ψευδής.

Τα επίπεδα σημαντικότητας που χρησιμοποιούνται συνήθως, είναι:

- Το 95% επίπεδο σημαντικότητας που συνεπάγεται ότι το 5% των αποτελεσμάτων επέρχεται από τύχη. Δηλαδή, υπάρχει πιθανότητα 5% να διαπράξουμε κάποιο λάθος ($p < 0.05$).
- Το 99% επίπεδο σημαντικότητας που συνεπάγεται ότι το 1% των αποτελεσμάτων επέρχεται από τύχη. Δηλαδή, υπάρχει πιθανότητα 1% να διαπράξουμε κάποιο λάθος ($p < 0.01$).

3.4.1 Σύγκριση Μέσων Τιμών Ανεξάρτητων Πληθυσμών (T-test)

Αρκετά συχνά χρειάζεται να ελεγχθεί αν δύο ομοειδείς ποσοτικές μεταβλητές, που προέρχονται από ανεξάρτητους μεταξύ τους πληθυσμούς, διαφέρουν κατά μέση τιμή. Αν δηλαδή, οι μέσες τιμές τους είναι ίσες ή διαφέρουν σημαντικά. Για παράδειγμα, αν μας ενδιέφερε να ελέγξουμε τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των υγιών αν διαφέρουν απ' τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών. Για κάθε τέτοιου είδους έλεγχο, όπου είναι πρακτικά αδύνατο να υπολογίσουμε τις μέσες τιμές των πληθυσμών, χρησιμοποιούμε δείγματα που παίρνουμε από τους δύο πληθυσμούς. Τα δείγματα αυτά δεν είναι αναγκαστικά ίδιου μεγέθους. Από αυτά τα δείγματα

υπολογίζουμε τις δειγματικές μέσες τιμές και τις δειγματικές διασπορές και στη συνέχεια, εκτελούμε ένα στατιστικό έλεγχο, το γνωστό και πολύ δημοφιλές t-test.

Εκφράζοντας τις παραπάνω αρχές με στατιστική ορολογία, υποθέτουμε ότι έχουμε δύο ανεξάρτητους πληθυσμούς με μέσες τιμές μ_1 και μ_2 και διασπορές σ_1^2 και σ_2^2 . Η υπόθεση που έχουμε να ελέγξουμε είναι:

H_0 : Οι μέσες τιμές των δύο πληθυσμών δε διαφέρουν σημαντικά ($\mu_1 - \mu_2 = 0$).
με εναλλακτική την

H_a : Οι μέσες τιμές των δύο πληθυσμών διαφέρουν σημαντικά ($\mu_1 - \mu_2 \neq 0$).

Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιούμε δύο δείγματα από τους δύο πληθυσμούς με μεγέθη n_1 και n_2 . Από τα δείγματα αυτά υπολογίζουμε τις δειγματικές μέσες τιμές \bar{x}_1 και \bar{x}_2 και τις δειγματικές διασπορές s_1^2 και s_2^2 . Σε αυτά τα στατιστικά μέτρα βασίζεται ο στατιστικός έλεγχος που είναι γνωστός με το όνομα T-test

Η διαδικασία που ακολουθείται αποτελείται από τα παρακάτω βήματα:

Βήμα 1. Διατύπωση της μηδενικής και εναλλακτικής υπόθεσης.

$$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$$

$$H_a: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$$

Βήμα 2. Σύγκριση διασπορών των δύο δειγμάτων. Εδώ ελέγχουμε την υπόθεση

$$H_0: \sigma_1^2 = \sigma_2^2$$

$$H_a: \sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$$

Ο έλεγχος γίνεται με το στατιστικό μέτρο F, που είναι ο λόγος της μεγαλύτερης δειγματικής διασποράς προς τη μικρότερη. Αν η στάθμη σημαντικότητας για το F (*significance ή two tail probability*) είναι μικρή (<0.05 συνήθως), τότε η υπόθεση H_0 απορρίπτεται, δηλαδή θεωρούμε ότι οι δύο διασπορές παρουσιάζουν σημαντική διαφορά.

Βήμα 3. Εδώ διακρίνουμε δύο περιπτώσεις:

Περίπτωση 1η: Οι δύο διασπορές των πληθυσμών βρέθηκαν ίσες στο Βήμα 2. Στην περίπτωση αυτή υπολογίζεται η κοινή διασπορά (*pooled variance*) των δύο δειγμάτων ως εκτιμητής της κοινής διασποράς των δύο πληθυσμών. Ο τύπος υπολογισμού είναι :

$$s_p^2 = \frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

Στη συνέχεια υπολογίζεται το t στατιστικό από τον τύπο :

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s_p \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}},$$

και η στάθμη σημαντικότητας (*significance ή two tail probability*) σύμφωνα με τους βαθμούς ελευθερίας της κατανομής που ακολουθεί το t (οι βαθμοί ελευθερίας υπολογίζονται από τη σχέση n_1+n_2-2). Αν η στάθμη σημαντικότητας είναι μικρή (συνήθως <0.05) τότε η μηδενική υπόθεση της ισότητας των δύο μέσων τιμών απορρίπτεται (στατιστικά σημαντική διαφορά). Στην αντίθετη περίπτωση μπορούμε να υποθέσουμε ότι οι δύο πληθυσμοί δεν διαφέρουν σημαντικά ως προς τη μέση τιμή τους.

Περίπτωση 2η: Οι δύο διασπορές των πληθυσμών βρέθηκαν άνισες (απορρίφθηκε δηλαδή η μηδενική υπόθεση στο Βήμα 2).

Στην περίπτωση αυτή, το στατιστικό μέτρο t υπολογίζεται από τον τύπο:

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}}$$

Στη συνέχεια υπολογίζεται η στάθμη σημαντικότητας του t. Αν αυτή είναι μικρή (συνήθως <0.05) τότε η μηδενική υπόθεση της ισότητας των δύο μέσων τιμών απορρίπτεται (στατιστικά σημαντική διαφορά). Στην αντίθετη περίπτωση μπορούμε να υποθέσουμε ότι οι δύο πληθυσμοί δε διαφέρουν σημαντικά ως προς τη μέση τιμή τους. Οι βαθμοί ελευθερίας της κατανομής του t εκτιμώνται εδώ με πιο πολύπλοκο τρόπο.

3.4.2 Σύγκριση μέσων τιμών σε ζευγάρια παρατηρήσεων (*paired t-test*).

Το στατιστικό κριτήριο **t (Paired samples t)** χρησιμοποιείται για να συγκρίνουμε τους μέσους όρους δύο μεταβλητών οι τιμές των οποίων προέκυψαν από μία ομάδα υποκειμένων (δηλαδή το κριτήριο αυτό συγκρίνει ανά ζεύγη τις τιμές για κάθε υποκείμενο για να διερευνήσει το μέγεθος της αλλαγής μεταξύ τους). Οι δύο μεταβλητές συνήθως μετριοούνται σε διαφορετικό χρόνο (π.χ. pre-test – post-test) εφόσον έχει παρεμβληθεί κάποιας μορφής «πειραματική» μεταχείριση ή κάτω από διαφορετικές συνθήκες (π.χ. ανάκληση λέξεων μέσα από απλό κείμενο και μέσα από σύνθετο κείμενο). Το κριτήριο t είναι παραμετρικό και έτσι τα δεδομένα θα πρέπει να είναι καταχωρημένα σε τουλάχιστον ισοδιαστημική κλίμακα.

Σε πολλές περιπτώσεις, ιδίως σε έρευνες όπου τα δεδομένα προέρχονται από «κλειστούς» και ελεγχόμενους πειραματισμούς, έχουμε αντί για ανεξάρτητα δείγματα, ζευγάρια παρατηρήσεων. Για παράδειγμα σε ένα ιατρικό πείραμα, όπου ερευνούμε την επίδραση ενός νέου φαρμάκου που καταπολεμά την υπέρταση, είναι πολύ φυσικό να επιλέξουμε ένα δείγμα ασθενών και να μετρήσουμε την πίεσή τους πριν και μετά από τη λήψη του φαρμάκου. Στην περίπτωση αυτή έχουμε ζευγάρια (pairs) από παρατηρήσεις πάνω στα ίδια άτομα του δείγματος. Σε άλλες περιπτώσεις είναι δυνατό να θεωρήσουμε σα ζευγάρια, παρατηρήσεις που λαμβάνονται σε

ζευγάρια υποκειμένων, όπως για παράδειγμα σε δίδυμα, σε αγρούς γειτονικούς κ.λ.π.

Έχουμε λοιπόν δύο δείγματα X και Y ζευγαρωτά, ή συσχετισμένα όπως συνήθως λέγονται, μεγέθους n. Η στατιστική υπόθεση την οποία πρέπει να ελέγξουμε είναι

$$H_0: \mu_X - \mu_Y = 0$$

$$H_a: \mu_X - \mu_Y \neq 0$$

Η μέθοδος που ακολουθείται είναι αρχικά η εύρεση ενός νέου δείγματος $D = X - Y$ το οποίο έχει τιμές τις διαφορές των ζευγαρωτών τιμών των δύο δειγμάτων και στη συνέχεια, ο υπολογισμός του στατιστικού t από τον τύπο :

$$t = \frac{\bar{D}}{s_d / \sqrt{n}}$$

Η στάθμη σημαντικότητας του t θα είναι αυτή που θα κρίνει την απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης. Έτσι, σημαντικότητα μικρή (<0.05 συνήθως) μας οδηγεί στην απόρριψη της H_0 , δηλαδή στο συμπέρασμα της στατιστικά σημαντικής διαφοράς στις μέσες τιμές των δειγμάτων.

Ζεύγος	1	2	...	n
Δείγμα X	X_1	X_2	...	X_n
Δείγμα Y	Y_1	Y_2	...	Y_n
Διαφορά $D=X-Y$	D_1	D_2	...	D_n

Ένας συντελεστής που έχει ουσιαστική σημασία στον παραπάνω έλεγχο, είναι ο **συντελεστής συσχέτισης** (*correlation*) ανάμεσα στα δύο δείγματα καθώς και η σημαντικότητά του. Συντελεστής συσχέτισης θετικός δείχνει ότι η επιλογή της μεθόδου των ζευγαρωτών παρατηρήσεων που κάναμε, ήταν αποδοτική.

4.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.

4.1 Εισαγωγή

Με την ολοκλήρωση της επεξεργασίας των τιμών των εξεταζομένων οι οποίοι κλήθηκαν να εξεταστούν σε όλες τις κατηγορίες(με ρυθμό βάρδισης 120,80Hz και φυσιολογικό, με παπούτσια, κάλτσες και με παπούτσι με τακούνι) που τους ζητήθηκε, προέκυψαν οι παρακάτω συγκεντρωτικοί πίνακες για το T-TEST.

Η σύγκριση των τιμών μεταξύ των διαδικασιών του πειράματος μας έδειξαν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 12 σημεία. Όλοι οι πίνακες παρουσιάζονται αναλυτικά στα παραρτήματα της παρούσης πτυχιακής εργασίας .

Παρακάτω παρουσιάζονται οι πίνακες και τα διαγράμματα στα οποία υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά με το επίπεδο σημαντικότητας να είναι $\alpha \leq 0.05$.

ΡΥΘΜΟΣ 120Hz

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,089	0,123	0,012
2	Duration of single support - left [sec]	0,238	0,247	0,080
3	Duration of single support - right [sec]	0,081	0,244	0,027
4	Duration of double support [sec]	0,083	0,124	0,011
5	Duration of single step - left [sec]	0,184	0,496	0,250
6	Duration of single step - right [sec]	0,248	0,426	0,212
7	Gait speed [m/sec]	0,123	0,335	0,008
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,244	0,359	0,416
9	Min acceleration [g]	0,251	0,410	0,235
10	Max acceleration [g]	0,153	0,454	0,147

Πίνακας 4.1:Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με ρυθμό βάρδισης 120Hz.

ΡΥΘΜΟΣ 80Hz

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,222	0,079	0,266
2	Duration of single support - left [sec]	0,376	0,040	0,138
3	Duration of single support - right [sec]	0,179	0,272	0,406
4	Duration of double support [sec]	0,222	0,079	0,266
5	Duration of single step - left [sec]	0,279	0,305	0,163
6	Duration of single step - right [sec]	0,291	0,297	0,162
7	Gait speed [m/sec]	0,242	0,496	0,004
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,416	0,217	0,269
9	Min acceleration [g]	0,003	0,358	0,002
10	Max acceleration [g]	0,058	0,361	0,005

Πίνακας 4.2: Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με ρυθμό βάρδισης 80Hz.

ΡΥΘΜΟΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,467	0,323	0,253
2	Duration of single support - left [sec]	0,183	0,145	0,432
3	Duration of single support - right [sec]	0,275	0,484	0,134
4	Duration of double support [sec]	0,468	0,323	0,253
5	Duration of single step - left [sec]	0,105	0,275	0,169
6	Duration of single step - right [sec]	0,106	0,237	0,193
7	Gait speed [m/sec]	0,473	0,192	0,108
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,151	0,121	0,287
9	Min acceleration [g]	0,019	0,322	0,001
10	Max acceleration [g]	0,207	0,396	0,139

Πίνακας 4.3: Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

4.2 Αποτελέσματα με στατιστικά σημαντική διαφορά.

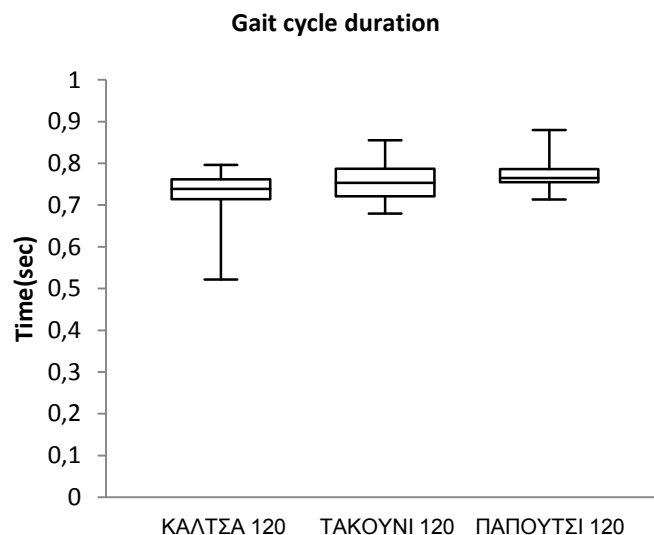
4.2.1. Με ρυθμό 120Hz.

4.2.1.1 Διάρκεια κύκλου βάδισης (Gait cycle duration).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για τον κύκλο βάδισης με ρυθμό 120Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.4 και στο διάγραμμα 4.1.

Gait cycle duration [sec] / 120Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,7202	0,7503	0,7608	0,089	0,123	0,012
No2	0,7424	0,8052	0,8052			
No3	0,7934	0,7725	0,7699			
No4	0,7385	0,7255	0,7307			
No5	0,7712	0,6797	0,7634			
No6	0,7555	0,7163	0,7385			
No7	0,7594	0,8549	0,7908			
No8	0,7634	0,6998	0,8			
No9	0,7085	0,8039	0,7817			
No10	0,7006	0,7072	0,749			
No11	0,5215	0,7529	0,7633			
No12	0,6444	0,7634	0,7137			
No13	0,796	0,7451	0,7725			
No14	0,7372	0,8013	0,7647			
No15	0,7202	0,7568	0,8797			

Πίνακας 4.4: πίνακας αποτελεσμάτων κύκλου βάδισης με ρυθμό 120Hz.



Διάγραμμα 4.1: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για τον κύκλο βάδισης με ρυθμό 120Hz.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάδιση με κάλτσα και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 5.4 και το διάγραμμα 4.1.

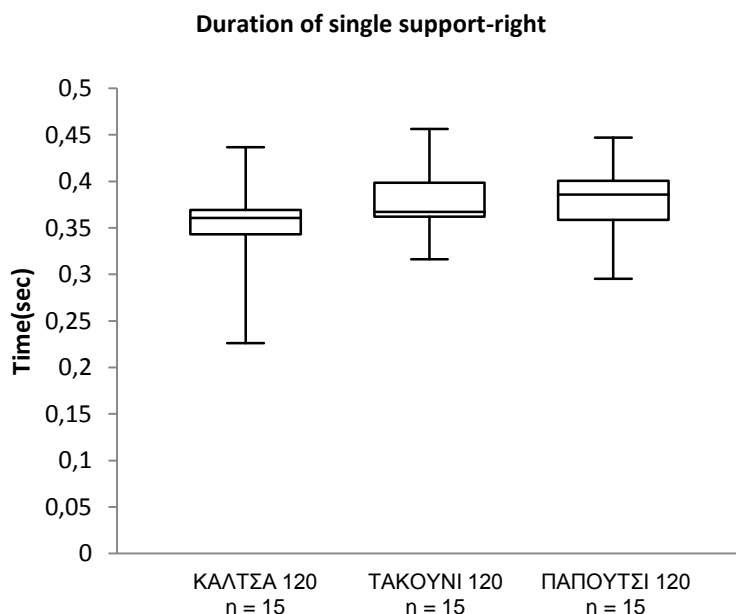
4.2.1.2 Μήκος δεξιού βηματισμού (Duration of single support – right).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για το μήκος δεξιού βηματισμού με ρυθμό βάρδισης 120Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.5 και στο διάγραμμα 4.2.

Duration of single support-right [sec]/120Hz

α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	Paired T-test		
				κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,3634	0,3686	0,3934	0,081	0,244	0,027
No2	0,3425	0,4314	0,3501			
No3	0,3606	0,3765	0,3961			
No4	0,3647	0,3647	0,4157			
No5	0,3594	0,3673	0,3542			
No6	0,3908	0,3254	0,3555			
No7	0,3791	0,4562	0,447			
No8	0,3529	0,3163	0,3908			
No9	0,3438	0,4209	0,3856			
No10	0,3268	0,3333	0,2954			
No11	0,2262	0,3621	0,3843			
No12	0,3229	0,4065	0,4052			
No13	0,4366	0,3621	0,3789			
No14	0,3738	0,3661	0,362			
No15	0,3634	0,3908	0,4444			

Πίνακας 4.5: πίνακας αποτελεσμάτων μήκους δεξιού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.



Διάγραμμα 4.2: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος δεξιού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

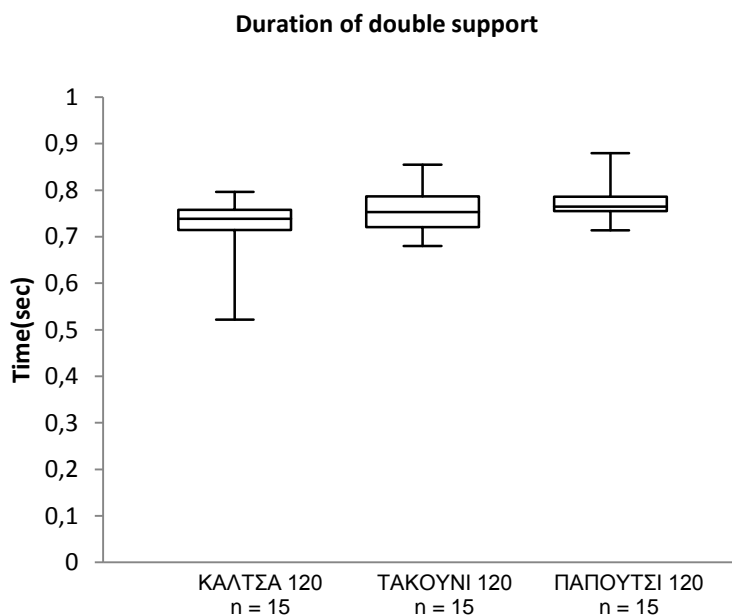
Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάρδιση με κάλτσα και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.5 και το διάγραμμα 4.2.

4.2.1.3 Μήκος διπλού βηματισμού (Duration of double support).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για το μήκος διπλού βηματισμού με ρυθμό βάρδισης 120Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.6 και στο διάγραμμα 4.3.

Duration of double support [sec]/120Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,7202	0,7503	0,7607	0,083	0,124	0,011
No2	0,7424	0,8052	0,8051			
No3	0,7934	0,7725	0,7699			
No4	0,7385	0,7255	0,7307			
No5	0,7711	0,6797	0,7633			
No6	0,7555	0,7163	0,7385			
No7	0,7594	0,8549	0,7908			
No8	0,7542	0,6998	0,7999			
No9	0,7085	0,8039	0,7817			
No10	0,7006	0,7071	0,749			
No11	0,5215	0,7529	0,7633			
No12	0,6444	0,7633	0,7136			
No13	0,796	0,7451	0,7725			
No14	0,7372	0,8013	0,7646			
No15	0,7202	0,7568	0,8797			

Πίνακας 4.6: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους διπλού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.



Διάγραμμα 4.3: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος διπλού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

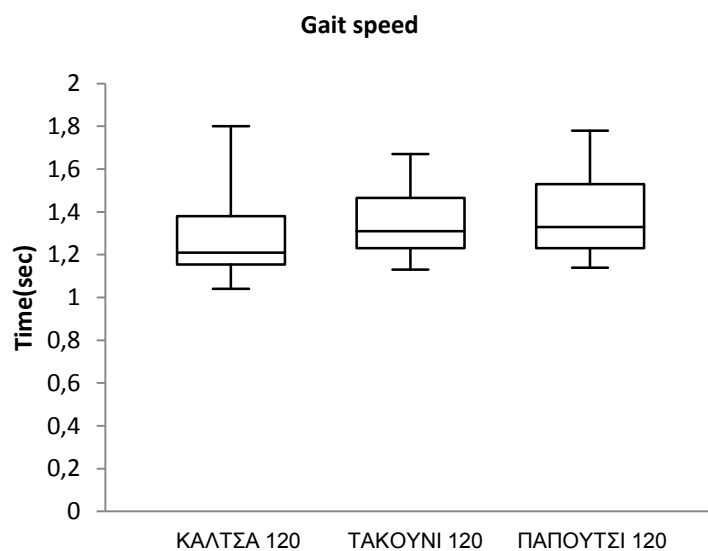
Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάρδιση με κάλτσα και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.6 και το διάγραμμα 4.3.

4.2.1.4 Ταχύτητα βάδισης(Gait speed).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 120Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.7 και στο διάγραμμα 4.4

Gait speed [m/sec]/120Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,15	1,4	1,14	0,123	0,335	0,008
No2	1,4	1,4	1,55			
No3	1,55	1,17	1,78			
No4	1,4	1,25	1,55			
No5	1,04	1,27	1,16			
No6	1,26	1,29	1,21			
No7	1,36	1,35	1,53			
No8	1,055	1,21	1,19			
No9	1,8	1,58	1,53			
No10	1,25	1,31	1,25			
No11	1,19	1,13	1,33			
No12	1,16	1,53	1,25			
No13	1,18	1,67	1,25			
No14	1,21	1,55	1,52			
No15	1,15	1,15	1,47			

Πίνακας 4.7:πίνακας αποτελεσμάτων ταχύτητας βάδισης με ρυθμό 120Hz.



Διάγραμμα 4.4: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 120Hz.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάδιση με κάλτσα και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.7 και το διάγραμμα 4.4.

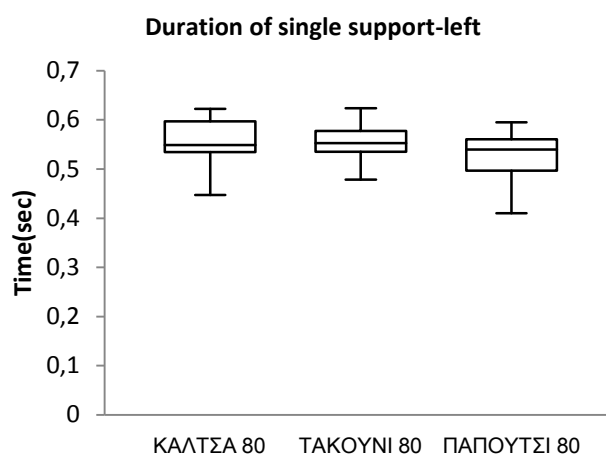
4.2.2 Με ρυθμό 80Hz.

4.2.2.1 Μήκος αριστερού βηματισμού(Duration of single support – left).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για το μήκος αριστερού βηματισμού με ρυθμό 80Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.8 και στο διάγραμμα 4.5.

Duration of single support-left[sec]/80Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,5477	0,5344	0,5790	0,376	0,040	0,138
No2	0,5307	0,5424	0,5372			
No3	0,4471	0,5542	0,5333			
No4	0,5594	0,5529	0,5947			
No5	0,5816	0,5424	0,4326			
No6	0,6117	0,4862	0,5412			
No7	0,6222	0,6078	0,5398			
No8	0,4509	0,4784	0,5150			
No9	0,5457	0,5359	0,4104			
No10	0,5555	0,5294	0,4784			
No11	0,6196	0,5791	0,5555			
No12	0,4614	0,6131	0,5660			
No13	0,6170	0,6235	0,5909			
No14	0,5385	0,5608	0,5477			
No15	0,5490	0,5764	0,4732			

Πίνακας 4.8: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους αριστερού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.



Διάγραμμα 4.5: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος αριστερής βάδισης με ρυθμό 80Hz.

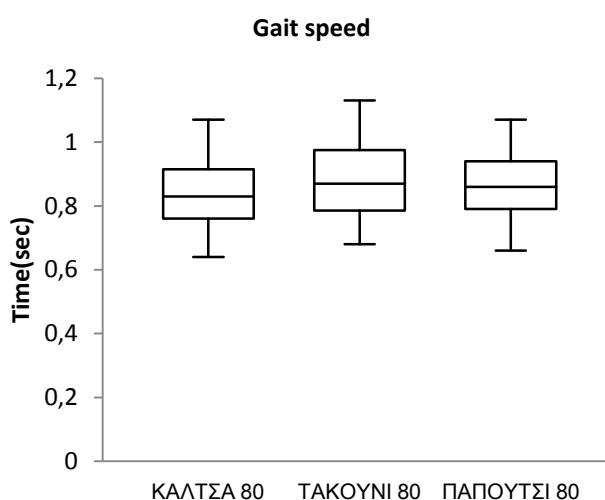
Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάδιση με τακούνι και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.8 και το διάγραμμα 4.5.

4.2.2.2. Ταχύτητα βάδισης (Gait speed).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 80Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.9 και στο διάγραμμα 4.6.

Gait speed[m/sec]/80Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,76	1	0,83	0,242	0,496	0,004
No2	0,76	0,68	0,84			
No3	0,75	0,93	0,77			
No4	0,81	1,13	0,86			
No5	0,83	0,95	0,9			
No6	0,93	0,69	0,95			
No7	0,64	0,87	0,66			
No8	0,91	1,076	1,044			
No9	0,86	0,7	0,81			
No10	0,73	1,03	0,76			
No11	0,92	0,875	0,93			
No12	1,02	0,84	1,07			
No13	1,07	0,81	1,07			
No14	0,77	0,77	0,75			
No15	0,84	0,8	0,9			

Πίνακας 4.9: Πίνακας αποτελεσμάτων ταχύτητας βάδισης με ρυθμό 80Hz.



Διάγραμμα 4.6: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 80Hz.

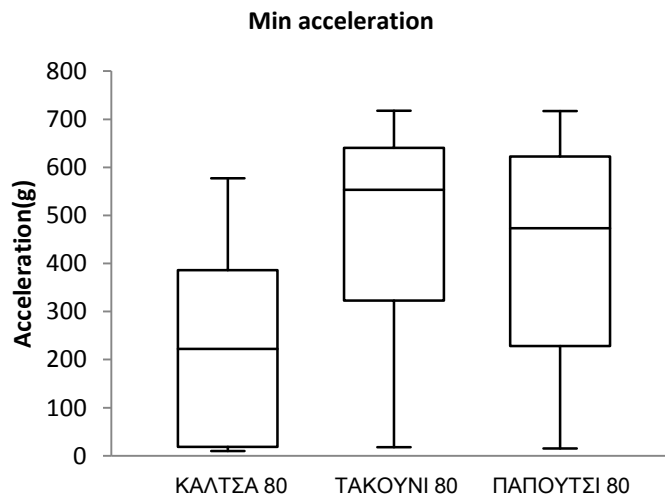
Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάδιση με κάλτσα και με παπούτσι, όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.9 και το διάγραμμα 4.6.

4.2.2.3 Ελάχιστη επιτάχυνση(*minimum acceleration*).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για την ελάχιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.10 και στο διάγραμμα 4.7.

min acceleration[g]/80Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	577	589	648	0,003	0,358	0,002
No2	497	662	592			
No3	431	300	241			
No4	20	18	597			
No5	30	199	658			
No6	16	718	94			
No7	16	553	95			
No8	268	626	383			
No9	78	491	533			
No10	418	47	717			
No11	261	583	216			
No12	10	471	15			
No13	17	687	449			
No14	354	655	683			
No15	222	346	473			

Πίνακας 4.10:πίνακας αποτελεσμάτων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz.



Διάγραμμα 4.7: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

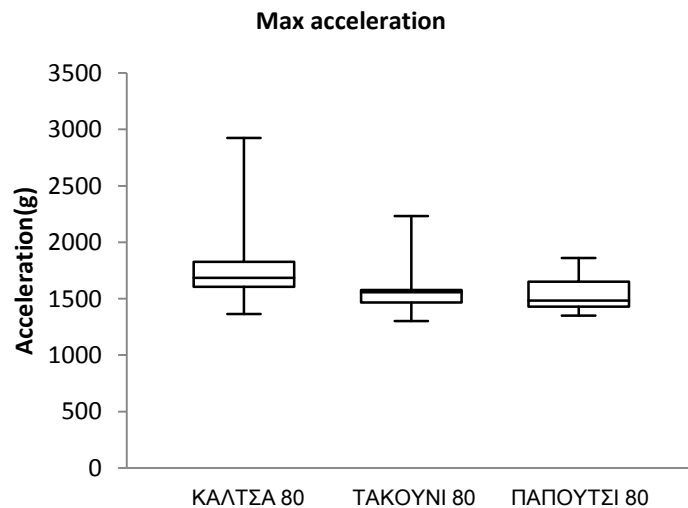
Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάρδιση με κάλτσα και με τακούνι και με κάλτσα- παπούτσι όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.10 και το διάγραμμα 4.7.

4.2.2.4 Μέγιστη επιτάχυνση(maximum acceleration).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha=0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.11 και στο διάγραμμα 4.8.

Max acceleration[g]/80Hz				Paired T-test		
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούι	τακούι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1389	1894	1349	0,058	0,361	0,005
No2	1364	1501	1421			
No3	1604	1559	1482			
No4	1756	1566	1861			
No5	1824	2233	1497			
No6	1435	1515	1354			
No7	1676	1574	1484			
No8	2265	1578	1838			
No9	2925	1431	1736			
No10	2103	1375	1690			
No11	1830	1558	1394			
No12	1621	1633	1440			
No13	1684	1545	1598			
No14	1608	1303	1479			
No15	1767	1408	1611			

Πίνακας 4.11:πίνακας αποτελεσμάτων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz.



Διάγραμμα 4.8: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάρδιση με κάλτσα και με τακούι και με κάλτσα- παπούτσι όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.11 και το διάγραμμα 4.8.

4.2.3. Με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

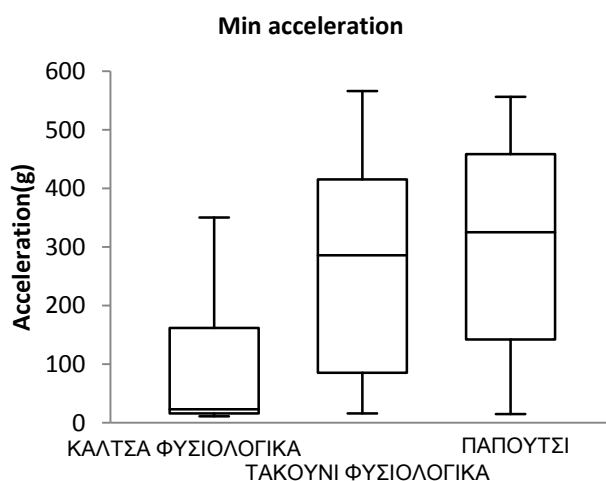
4.2.3.1 Ελάχιστη επιτάχυνση (minimum acceleration).

Με την βοήθεια της σύγκρισης μέσω τιμών ανεξάρτητων πληθυσμών (T-TEST) έγινε σύγκριση μεταξύ των τιμών ανά ζεύγη, για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης. Το επίπεδο σημαντικότητας ήταν $\alpha \leq 0.05$ για όλους τους ελέγχους. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.12 και στο διάγραμμα 4.9.

Min acceleration [g]/Φυσιολογικό ρυθμό

α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	Paired T-test		
				κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	47	319	409	0,019	0,322	0,001
No2	211	17	507			
No3	329	136	320			
No4	18	17	16			
No5	17	566	259			
No6	23	508	556			
No7	15	396	120			
No8	15	254	24			
No9	350	16	325			
No10	15	383	335			
No11	284	286	532			
No12	110	165	15			
No13	11	435	164			
No14	18	35	492			
No15	113	488	425			

Πίνακας 4.12: Πίνακας αποτελεσμάτων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό



Διάγραμμα 4.9: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση πρόεκυψε σημαντική στατιστική διαφορά κατά τη βάδιση με κάλτσα και με τακούνι και με κάλτσα- παπούτσι όπως φαίνεται από τον πίνακα 4.12 και το διάγραμμα 4.9.

4.3 Συμπεράσματα.

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η ανάπτυξη μιας νέας και σύγχρονης μεθόδου για την μελέτη της επίδρασης των υποδημάτων στη βάδιση. Μετά από εκτενή βιβλιογραφική ανασκόπηση καθώς και έρευνα της αγοράς για κατάλληλες μετρητικές διατάξεις, επιλέχθηκε η διάταξη που αποτελείται από επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων, καθώς επίσης διαμορφώθηκε και το πρωτόκολλο μέτρησης.

Για την αξιολόγηση της μεθόδου, επιλέχθηκαν δεκαπέντε (15) εξεταζόμενοι, των οποίων καταγράφηκε η επιτάχυνση της βάδισής τους με την προτεινόμενη μεθοδολογία. Μετά την ολοκλήρωση των μετρήσεων και την στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων τους, διαπιστώθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές κυρίως σε ότι αφορά τις μετρήσεις με κάλτσα και με παπούτσι.

Αναλυτικότερα, στην βάδιση με αυξημένη ταχύτητα (ρυθμός 120Hz), η διάρκεια του κύκλου βηματισμού (Gait cycle duration) ήταν σε κάθε περίπτωση σημαντικά μικρότερη. Αντίστοιχα αποτελέσματα διαπιστώθηκαν στην διάρκεια του μήκους δεξιού βηματισμού (Duration of single support – right), του μήκους διπλού βηματισμού (Duration of double support) και της ταχύτητας βάδισης (Gait speed).

Στη βάδιση με χαμηλή ταχύτητα (ρυθμός 80Hz) η διάρκεια μήκους του αριστερού βηματισμού (Duration of single support – left) ήταν σημαντικά μικρότερη στις μετρήσεις με τακούνι και με παπούτσι. Η ταχύτητα βάδισης (gait speed) ήταν μικρότερη όταν οι εξεταζόμενοι φορούσαν κάλτσα και παπούτσι, ενώ στις μετρήσεις με τον ίδιο ρυθμό, αποδείχθηκε ότι φορώντας κάλτσα, οι εξεταζόμενοι επιτυγχάνουν την μικρότερη επιτάχυνση απ' ότι φορώντας τακούνι και παπούτσι. Τέλος με φυσιολογικό βηματισμό τα αποτελέσματα οδηγούν στο συμπέρασμα ότι οι εξεταζόμενοι φορώντας κάλτσα ανέπτυσαν πάντα τις μικρότερες επιταχύνσεις βάδισης.

Επομένως τα βασικά συμπεράσματα που εξάγονται από την παρούσα πτυχιακή εργασία είναι ότι η μεγαλύτερη ταχύτητα βάδισης επιτυγχάνεται όταν οι εξεταζόμενοι φορούσαν κάλτσα καθώς επίσης ότι η χρήση κάλτσας αντιστοιχεί στις μικρότερες επιταχύνσεις της βάδισης.

Επίσης προέκυψε ότι η χρήση κάλτσας σε συνδυασμό με την αύξηση της ταχύτητας, οδηγούν σε:

- α) μικρότερη διάρκεια του κύκλου βάδισης,
- β) μικρότερη διάρκεια του δεξιού βηματισμού και σε
- γ) μικρότερη διάρκεια του διπλού βηματισμού.

Από την παρούσα μελέτη, διαμορφώθηκε μια μέθοδος που χαρακτηρίζεται από ευκολία στη χρήση, επαναληψιμότητα, χαμηλό κόστος, χωρίς να επιβαρύνει τον εξεταζόμενο.

Η παρούσα μελέτη είχε ως πρωταρχικό στόχο της, την ανάπτυξη της μεθόδου και στη συνέχεια την αξιολόγησή της. Αν και ορισμένα από τα αποτελέσματα χαρακτηρίζονται από στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα, εντούτοις είναι απαραίτητη η μελέτη περισσότερων εξεταζομένων, ενώ επίσης θα χρειαστεί και περαιτέρω ανάπτυξη του λογισμικού ανάλυσης του σήματος, ώστε κάποιοι από τους υπολογισμούς να γίνονται αυτοματοποιημένα.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Σε αυτή την ενότητα ακολουθούν όλοι οι πίνακες που προέκυψαν από την επεξεργασία των μετρήσεων των εξεταζομένων.

ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΟΙ ΠΙΝΑΚΕΣ PAIRED T-TEST.

ΡΥΘΜΟΣ 120Hz

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,089	0,123	0,012
2	Duration of single support - left [sec]	0,238	0,247	0,080
3	Duration of single support - right [sec]	0,081	0,244	0,027
4	Duration of double support [sec]	0,083	0,124	0,011
5	Duration of single step - left [sec]	0,184	0,496	0,250
6	Duration of single step - right [sec]	0,248	0,426	0,212
7	Gait speed [m/sec]	0,123	0,335	0,008
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,244	0,359	0,416
9	Min acceleration [g]	0,251	0,410	0,235
10	Max acceleration [g]	0,153	0,454	0,147

Πίνακας 1: Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με ρυθμό βάρδισης 120Hz

ΡΥΘΜΟΣ 80Hz

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,222	0,079	0,266
2	Duration of single support - left [sec]	0,376	0,040	0,138
3	Duration of single support - right [sec]	0,179	0,272	0,406
4	Duration of double support [sec]	0,222	0,079	0,266
5	Duration of single step - left [sec]	0,279	0,305	0,163
6	Duration of single step - right [sec]	0,291	0,297	0,162
7	Gait speed [m/sec]	0,242	0,496	0,004
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,416	0,217	0,269
9	Min acceleration [g]	0,003	0,358	0,002
10	Max acceleration [g]	0,058	0,361	0,005

Πίνακας 2: Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με ρυθμό βάρδισης 80Hz.

ΡΥΘΜΟΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ

PAIRED T-TEST

α/α	Μέγεθος	ΚΑΛΤΣΑ-ΤΑΚΟΥΝΙ	ΤΑΚΟΥΝΙ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ	ΚΑΛΤΣΑ-ΠΑΠΟΥΤΣΙ
1	Gait cycle duration [sec]	0,467	0,323	0,253
2	Duration of single support - left [sec]	0,183	0,145	0,432
3	Duration of single support - right [sec]	0,275	0,484	0,134
4	Duration of double support [sec]	0,468	0,323	0,253
5	Duration of single step - left [sec]	0,105	0,275	0,169
6	Duration of single step - right [sec]	0,106	0,237	0,193
7	Gait speed [m/sec]	0,473	0,192	0,108
8	Frequency of gait [steps/sec]	0,151	0,121	0,287
9	Min acceleration [g]	0,019	0,322	0,001
10	Max acceleration [g]	0,207	0,396	0,139

Πίνακας3: Συγκεντρωτικός πίνακας στατιστικής ανάλυσης αποτελεσμάτων μετρήσεων με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

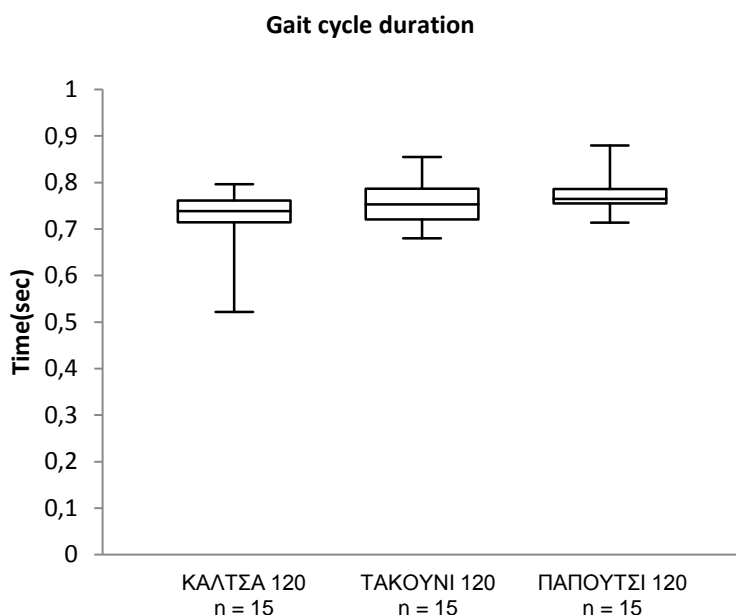
Στις επόμενες σελίδες ακολουθούν όλοι οι πίνακες όλων των κατηγοριών.

ΣΥΝΟΛΙΚΟΙ ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΟΛΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΗΓΟΡΙΩΝ-BOX PLOT MACRO

Gait cycle duration [sec]/120Hz

α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	Paired T-test		
				κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,7202	0,7503	0,7608	0,089	0,123	0,012
No2	0,7424	0,8052	0,8052			
No3	0,7934	0,7725	0,7699			
No4	0,7385	0,7255	0,7307			
No5	0,7712	0,6797	0,7634			
No6	0,7555	0,7163	0,7385			
No7	0,7594	0,8549	0,7908			
No8	0,7634	0,6998	0,8			
No9	0,7085	0,8039	0,7817			
No10	0,7006	0,7072	0,749			
No11	0,5215	0,7529	0,7633			
No12	0,6444	0,7634	0,7137			
No13	0,796	0,7451	0,7725			
No14	0,7372	0,8013	0,7647			
No15	0,7202	0,7568	0,8797			
M.O.	0,7248	0,7557	0,7723			

Πίνακας 4: πίνακας αποτελεσμάτων κύκλου βάδισης με ρυθμό 120Hz.

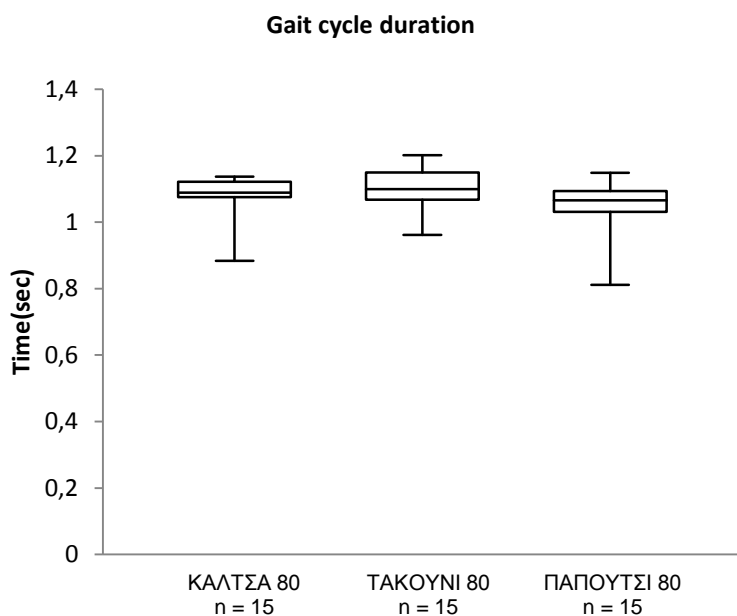


Διάγραμμα 1: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για τον κύκλο βάδισης με ρυθμό 120Hz.

Gait cycle duration [sec]/80Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,1215	1,1529	1,0653	0,222	0,079	0,266
No2	1,0927	1,1464	1,0993			
No3	1,1242	1,0993	1,1386			
No4	0,8836	1,2013	1,0483			
No5	1,1372	1,1098	1,0418			
No6	1,0863	0,9621	1,0196			
No7	1,1215	1,1529	0,8117			
No8	0,9111	1,1529	1,0653			
No9	1,1346	1,0496	1,0889			
No10	1,0888	0,9673	1,0862			
No11	1,0666	1,0353	0,9673			
No12	1,1019	1,0954	1,0706			
No13	1,0013	1,1059	0,9947			
No14	1,0849	1,0863	1,1202			
No15	1,0889	1,098	1,1490			
M.O.	1,0697	1,0944	1,0511			

Πίνακας5:πίνακας αποτελεσμάτων κύκλου βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

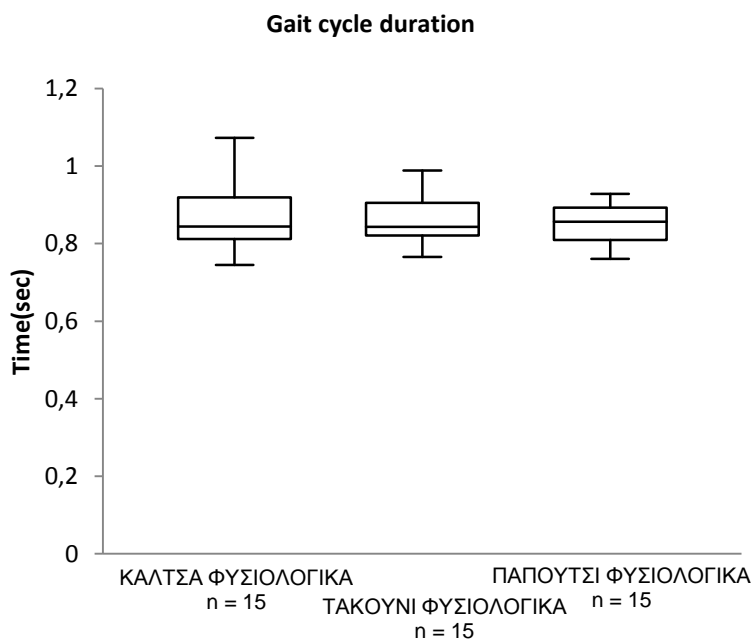


Διάγραμμα2: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για τον κύκλο βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

Gait cycle duration [sec] / Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,813	0,9529	0,8144	0,467	0,323	0,253
No2	1,0732	0,8156	0,8797			
No3	0,8235	0,9451	0,9085			
No4	0,8444	0,766	0,7974			
No5	0,8104	0,8431	0,783			
No6	0,9438	0,783	0,9281			
No7	0,7908	0,9098	0,8052			
No8	0,817	0,8353	0,8496			
No9	0,9764	0,7725	0,8562			
No10	0,8562	0,9006	0,8732			
No11	0,7791	0,8261	0,8379			
No12	0,7451	0,8431	0,7607			
No13	0,9111	0,8823	0,9202			
No14	0,8706	0,9882	0,8902			
No15	0,9281	0,8784	0,8954			
M.O.	0,8655	0,8628	0,8533			

Πίνακας6:πίνακας αποτελεσμάτων κύκλου βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

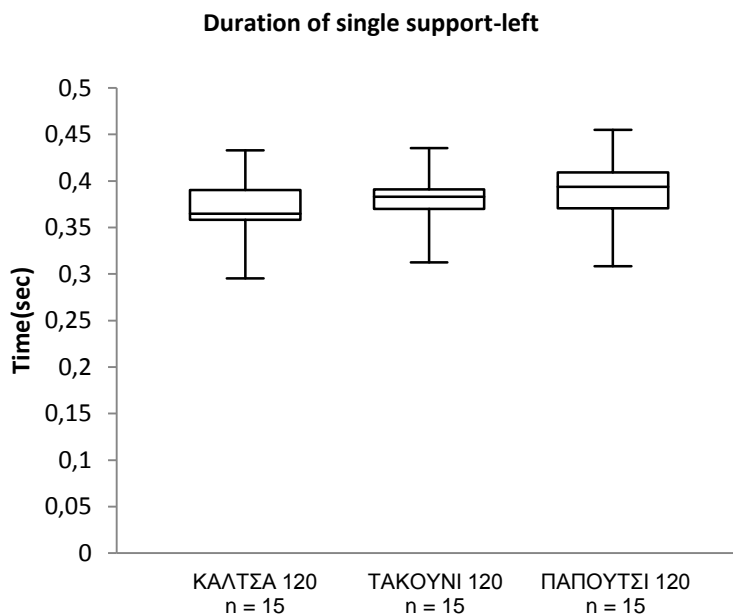


Διάγραμμα3: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για τον κύκλο βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

Duration of single support-left [sec]/120Hz

α/α				Paired T-test		
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,3568	0,3817	0,3673	0,238	0,247	0,080
No2	0,3999	0,3738	0,455			
No3	0,4328	0,396	0,3738			
No4	0,3738	0,3608	0,315			
No5	0,4117	0,3124	0,4091			
No6	0,3647	0,3909	0,383			
No7	0,3803	0,3987	0,3438			
No8	0,4013	0,3835	0,4091			
No9	0,3647	0,383	0,3961			
No10	0,3738	0,3738	0,4536			
No11	0,2953	0,3908	0,379			
No12	0,3215	0,3568	0,3084			
No13	0,3594	0,383	0,3936			
No14	0,3634	0,4352	0,4026			
No15	0,3568	0,366	0,4353			
M.O.	0,3704	0,3791	0,3883			

Πίνακας 7: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους αριστερού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

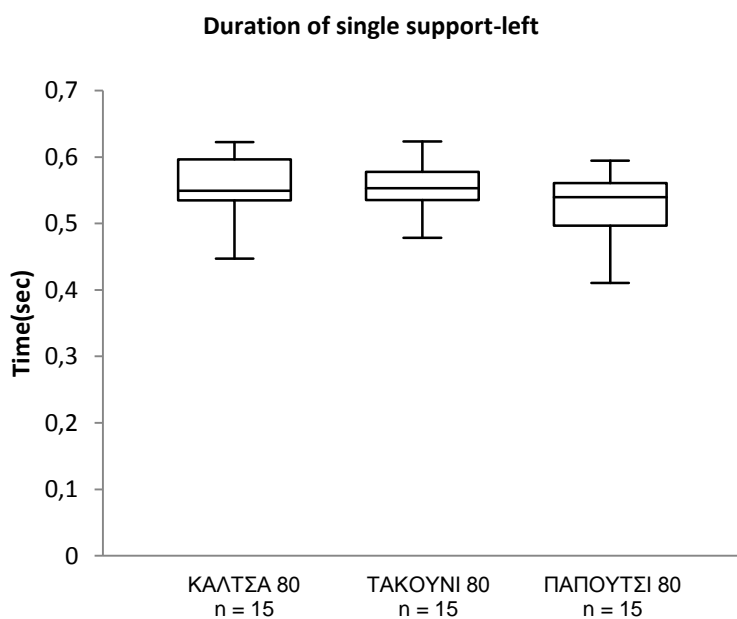


Διάγραμμα 4: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος αριστερής βάδισης με ρυθμό 120Hz.

Duration of single support-left [sec]/80Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
	με κάλτσα	με τακούνι	με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,5477	0,5344	0,5790	0,376	0,040	0,138
No2	0,5307	0,5424	0,5372			
No3	0,4471	0,5542	0,5333			
No4	0,5594	0,5529	0,5947			
No5	0,5816	0,5424	0,4326			
No6	0,6117	0,4862	0,5412			
No7	0,6222	0,6078	0,5398			
No8	0,4509	0,4784	0,5150			
No9	0,5457	0,5359	0,4104			
No10	0,5555	0,5294	0,4784			
No11	0,6196	0,5791	0,5555			
No12	0,4614	0,6131	0,5660			
No13	0,6170	0,6235	0,5909			
No14	0,5385	0,5608	0,5477			
No15	0,5490	0,5764	0,4732			
M.O.	0,5492	0,5545	0,5263			

Πίνακας 8: πίνακας αποτελεσμάτων μήκους αριστερού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.

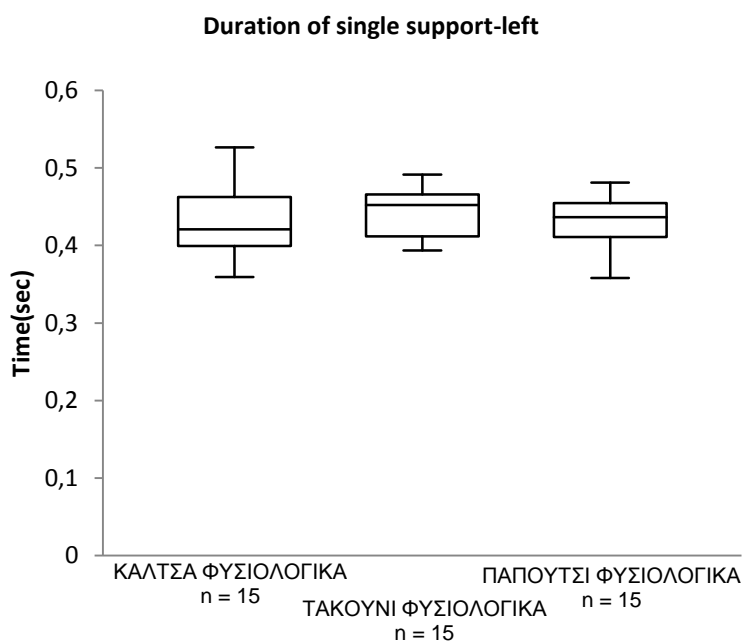


Διάγραμμα 5: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος αριστερής βάδισης με ρυθμό 80Hz.

Duration of single support-left [sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,4209	0,4575	0,3973	0,183	0,145	0,432
No2	0,5267	0,4614	0,4405			
No3	0,4052	0,4889	0,4758			
No4	0,4169	0,3935	0,4078			
No5	0,4326	0,4536	0,4433			
No6	0,4745	0,481	0,481			
No7	0,3594	0,4915	0,4144			
No8	0,3804	0,4195	0,4065			
No9	0,4509	0,3967	0,4209			
No10	0,4379	0,4705	0,4366			
No11	0,3921	0,4039	0,4208			
No12	0,4196	0,4209	0,3581			
No13	0,4757	0,4522	0,4771			
No14	0,3934	0,4012	0,4509			
No15	0,4745	0,4509	0,4587			
M.O.	0,4307	0,4429	0,4326			

Πίνακας 9: πίνακας αποτελεσμάτων μήκους αριστερού βηματισμού με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

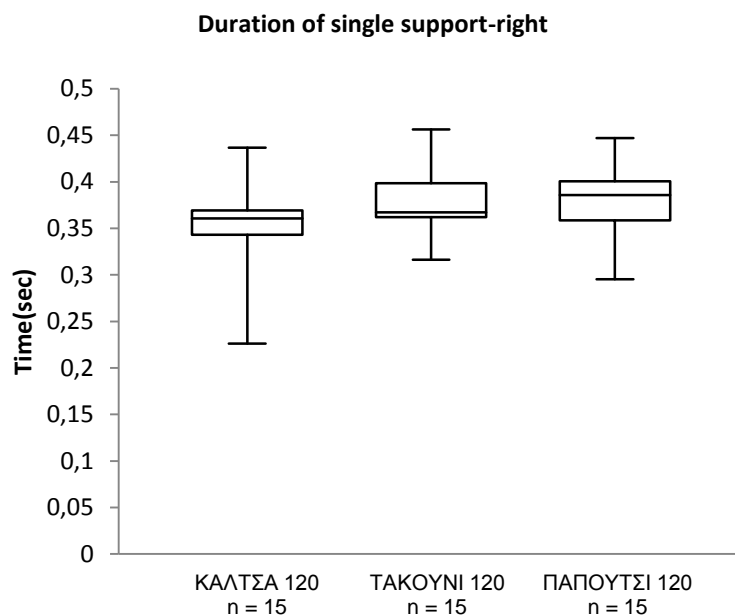


Διάγραμμα 6: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος αριστερής βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

Duration of single support-right[sec]/120Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,3634	0,3686	0,3934	0,081	0,244	0,027
No2	0,3425	0,4314	0,3501			
No3	0,3606	0,3765	0,3961			
No4	0,3647	0,3647	0,4157			
No5	0,3594	0,3673	0,3542			
No6	0,3908	0,3254	0,3555			
No7	0,3791	0,4562	0,447			
No8	0,3529	0,3163	0,3908			
No9	0,3438	0,4209	0,3856			
No10	0,3268	0,3333	0,2954			
No11	0,2262	0,3621	0,3843			
No12	0,3229	0,4065	0,4052			
No13	0,4366	0,3621	0,3789			
No14	0,3738	0,3661	0,362			
No15	0,3634	0,3908	0,4444			
M.O.	0,3538	0,3765	0,3839			

Πίνακας 10:πίνακας αποτελεσμάτων μήκους δεξιού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

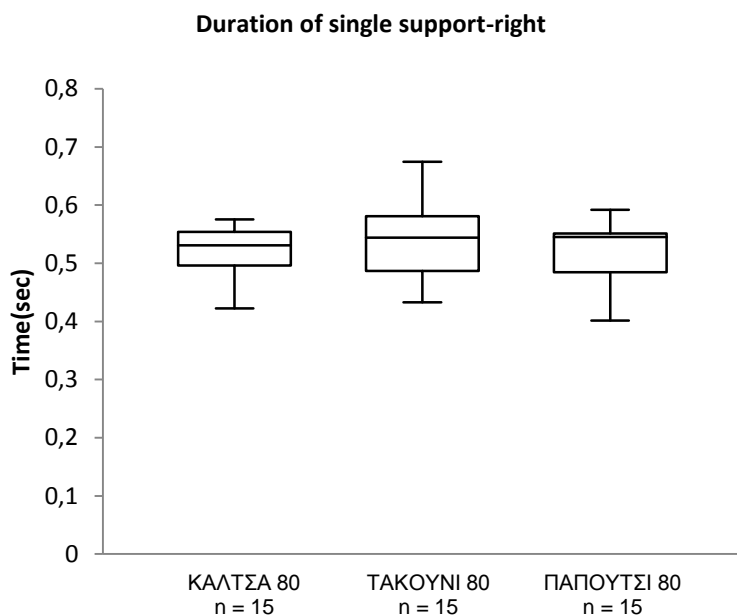


Διάγραμμα 7: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος δεξιού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

Duration of single support-right[sec]/80Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
				Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι
No1	0,5725	0,5764	0,5921	0,179	0,272	0,406
No2	0,5542	0,5856	0,5516			
No3	0,5071	0,4758	0,5477			
No4	0,4222	0,5852	0,4823			
No5	0,5176	0,5307	0,4863			
No6	0,5307	0,4327	0,5412			
No7	0,5752	0,6169	0,4013			
No8	0,4602	0,6745	0,5503			
No9	0,5124	0,4418	0,5490			
No10	0,4771	0,4811	0,5450			
No11	0,4850	0,4928	0,5346			
No12	0,5425	0,5425	0,4758			
No13	0,5542	0,5516	0,4614			
No14	0,5542	0,5438	0,5830			
No15	0,5411	0,5636	0,5699			
M.O.	0,5204	0,5397	0,5248			

Πίνακας 11: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους δεξιού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.

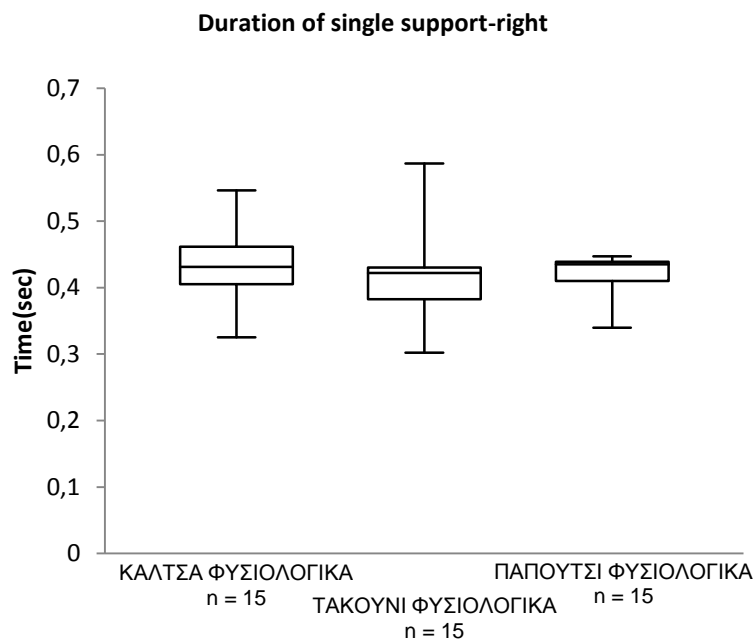


Διάγραμμα 8: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος δεξιού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.

Duration of single support-right[sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,3921	0,4954	0,417	0,275	0,484	0,134
No2	0,5464	0,3542	0,4391			
No3	0,4183	0,4562	0,4326			
No4	0,4274	0,3725	0,3896			
No5	0,3778	0,3895	0,3397			
No6	0,4693	0,302	0,447			
No7	0,4313	0,4183	0,3908			
No8	0,4366	0,4157	0,4431			
No9	0,5255	0,3757	0,4353			
No10	0,4183	0,4301	0,4366			
No11	0,3869	0,4222	0,4171			
No12	0,3254	0,4222	0,4026			
No13	0,4353	0,4301	0,4431			
No14	0,4771	0,5869	0,4392			
No15	0,4535	0,4274	0,4366			
M.O.	0,4347	0,4199	0,4206			

Πίνακας 12: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους δεξιού βηματισμού με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

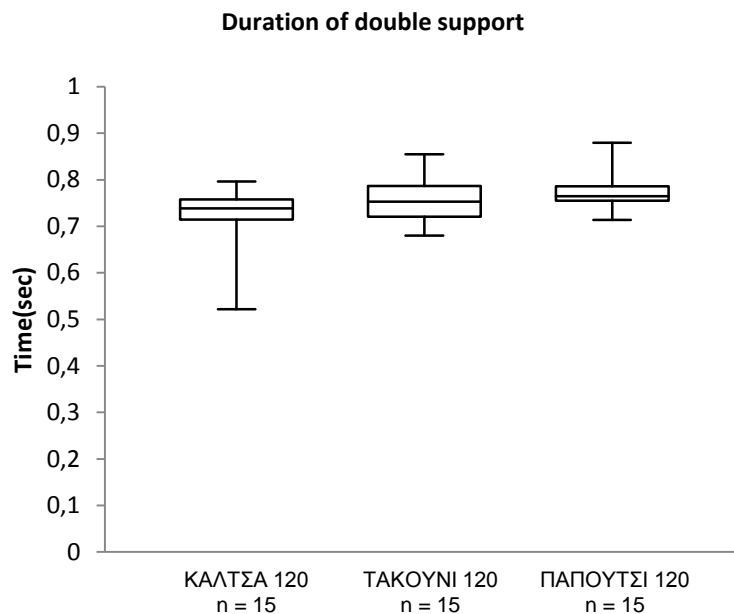


Διάγραμμα 9: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος δεξιού βηματισμού με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

Duration of double support [sec]/120Hz

α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	Paired T-test		
				κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,7202	0,7503	0,7607	0,083	0,124	0,011
No2	0,7424	0,8052	0,8051			
No3	0,7934	0,7725	0,7699			
No4	0,7385	0,7255	0,7307			
No5	0,7711	0,6797	0,7633			
No6	0,7555	0,7163	0,7385			
No7	0,7594	0,8549	0,7908			
No8	0,7542	0,6998	0,7999			
No9	0,7085	0,8039	0,7817			
No10	0,7006	0,7071	0,749			
No11	0,5215	0,7529	0,7633			
No12	0,6444	0,7633	0,7136			
No13	0,796	0,7451	0,7725			
No14	0,7372	0,8013	0,7646			
No15	0,7202	0,7568	0,8797			
M.O.	0,7242	0,7556	0,7722			

Πίνακας 13:πίνακας αποτελεσμάτων μήκους διπλού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

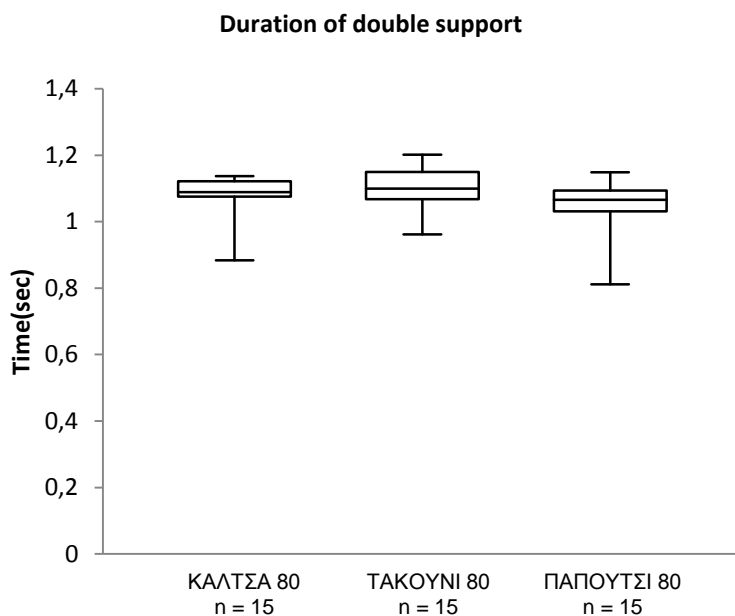


Διάγραμμα 10: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος διπλού βηματισμού με ρυθμό 120Hz.

Duration of double support [sec]/80Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
	με κάλτσα	με τακούνι	με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,0888	1,0980	1,1489	0,222	0,079	0,266
No2	1,0849	1,0862	1,1202			
No3	1,0013	1,1058	0,9947			
No4	1,1019	1,0954	1,0705			
No5	1,0666	1,0352	0,9672			
No6	1,0888	0,9673	1,0862			
No7	1,1346	1,0496	1,0888			
No8	0,9111	1,1529	1,0653			
No9	1,1209	1,1528	0,8117			
No10	1,0862	0,9621	1,0196			
No11	1,1372	1,1098	1,0418			
No12	0,8836	1,2013	1,0483			
No13	1,1241	1,0993	1,1386			
No14	1,0927	1,1464	1,0993			
No15	1,1215	1,1528	1,0653			
M.O.	1,0696	1,0943	1,0511			

Πίνακας 14: Πίνακας αποτελεσμάτων μήκους διπλού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.

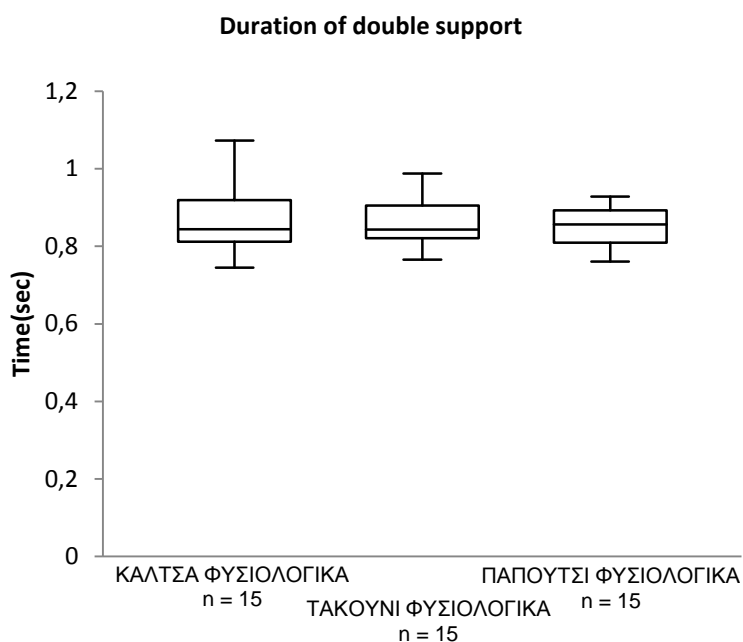


Διάγραμμα 11: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος διπλού βηματισμού με ρυθμό 80Hz.

Duration of double support [sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,813	0,9529	0,8143	0,468	0,323	0,253
No2	1,0731	0,8156	0,8796			
No3	0,8235	0,9451	0,9084			
No4	0,8443	0,766	0,7974			
No5	0,8104	0,8431	0,783			
No6	0,9438	0,783	0,928			
No7	0,7907	0,9098	0,8052			
No8	0,817	0,8352	0,8496			
No9	0,9764	0,7724	0,8562			
No10	0,8562	0,9006	0,8732			
No11	0,779	0,8261	0,8379			
No12	0,745	0,8431	0,7607			
No13	0,911	0,8823	0,9202			
No14	0,8705	0,9881	0,8901			
No15	0,928	0,8783	0,8953			
M.O.	0,8655	0,8628	0,8533			

Πίνακας 15:πίνακας αποτελεσμάτων μήκους διπλού βηματισμού με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

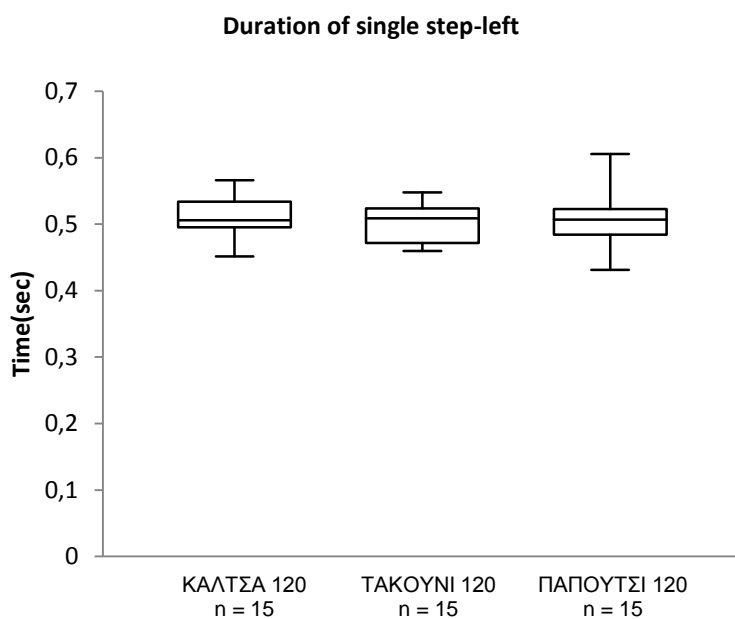


Διάγραμμα 12: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για το μήκος διπλού βηματισμού με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

Duration of single step-left [sec]%/120Hz

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	49,54%	50,87%	48,28%	0,184	0,496	0,250
No2	49,29%	46,42%	56,50%			
No3	45,15%	51,26%	48,55%			
No4	49,89%	49,73%	43,11%			
No5	56,62%	45,96%	53,58%			
No6	53,35%	54,57%	51,86%			
No7	51,47%	46,63%	43,47%			
No8	52,56%	54,80%	51,14%			
No9	50,07%	47,64%	50,67%			
No10	48,27%	52,86%	60,56%			
No11	53,38%	51,90%	49,65%			
No12	50,61%	46,74%	43,21%			
No13	54,55%	51,40%	50,95%			
No14	53,86%	54,31%	52,64%			
No15	49,54%	48,36%	49,48%			
M.O.	51,21%	50,23%	50,24%			

Πίνακας 16: πίνακας αποτελεσμάτων ποσοτών διάρκειας αριστερού βήματος με ρυθμό 120Hz.

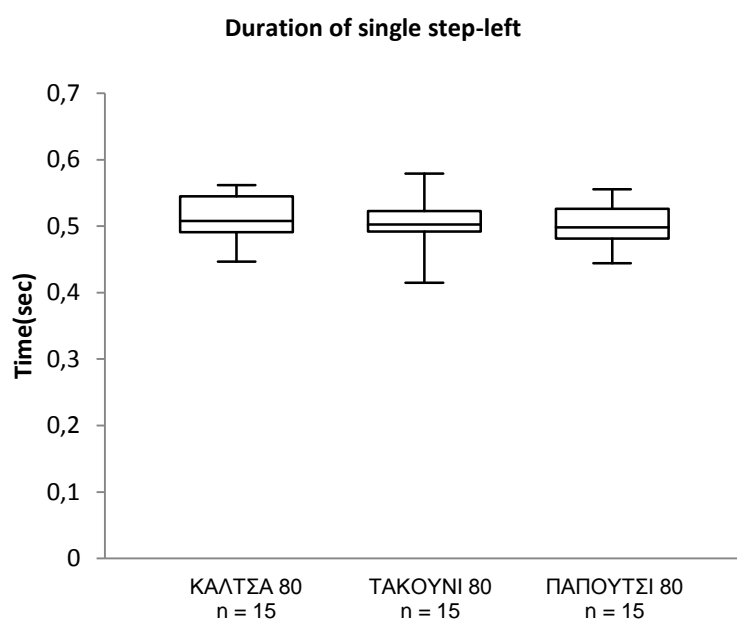


Διάγραμμα 13: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του αριστερού βήματος με ρυθμό 120Hz.

Duration of single step-left [sec]%/80Hz

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	48,95%	49,49%	44,42%	0,279	0,305	0,163
No2	49,28%	48,91%	49,82%			
No3	54,88%	56,71%	51,89%			
No4	52,21%	51,03%	53,99%			
No5	54,48%	52,18%	53,32%			
No6	51,13%	55,02%	46,92%			
No7	48,65%	46,49%	50,56%			
No8	49,49%	41,49%	48,34%			
No9	54,83%	57,90%	49,57%			
No10	56,18%	50,26%	49,82%			
No11	54,52%	52,39%	44,72%			
No12	50,76%	50,47%	55,55%			
No13	44,65%	50,11%	53,61%			
No14	48,91%	49,93%	47,95%			
No15	50,29%	48,67%	50,39%			
M.O.	51,28%	50,74%	50,06%			

Πίνακας 17: πίνακας αποτελεσμάτων ποσοτών διάρκειας αριστερού βήματος με ρυθμό 80Hz.

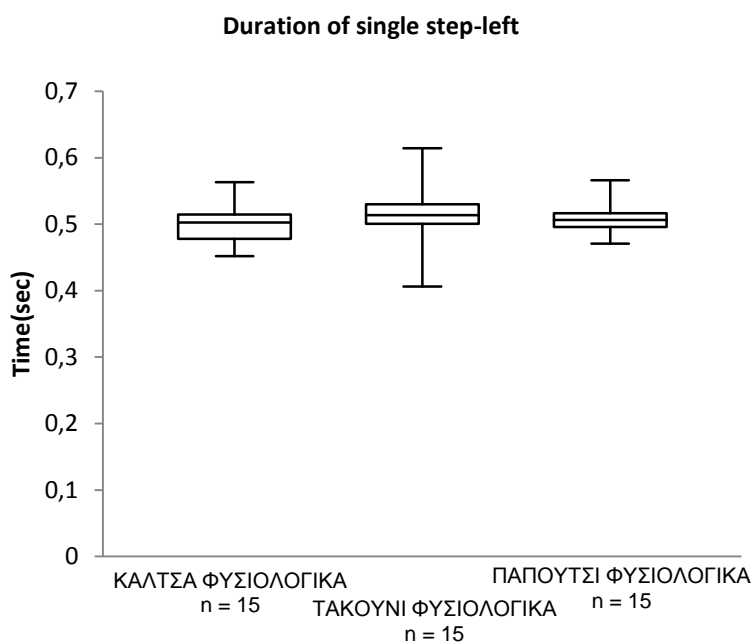


Διάγραμμα 14: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του αριστερού βήματος με ρυθμό 80Hz.

Duration of single step-left [sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	51,12%	51,33%	48,78%	0,105	0,275	0,169
No2	45,18%	40,60%	50,08%			
No3	52,21%	51,25%	52,37%			
No4	56,31%	49,92%	51,14%			
No5	50,33%	48,89%	56,61%			
No6	51,14%	52,24%	51,82%			
No7	46,18%	51,35%	51,46%			
No8	46,56%	50,22%	47,84%			
No9	45,44%	54,02%	49,16%			
No10	50,27%	61,43%	50,00%			
No11	53,38%	53,80%	50,22%			
No12	49,37%	51,37%	47,07%			
No13	49,20%	51,72%	51,84%			
No14	49,07%	56,57%	50,65%			
No15	51,77%	48,01%	51,22%			
M.O.	49,84%	51,51%	50,68%			

Πίνακας 18: Πίνακας αποτελεσμάτων ποσοστών διάρκειας αριστερού βήματος με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

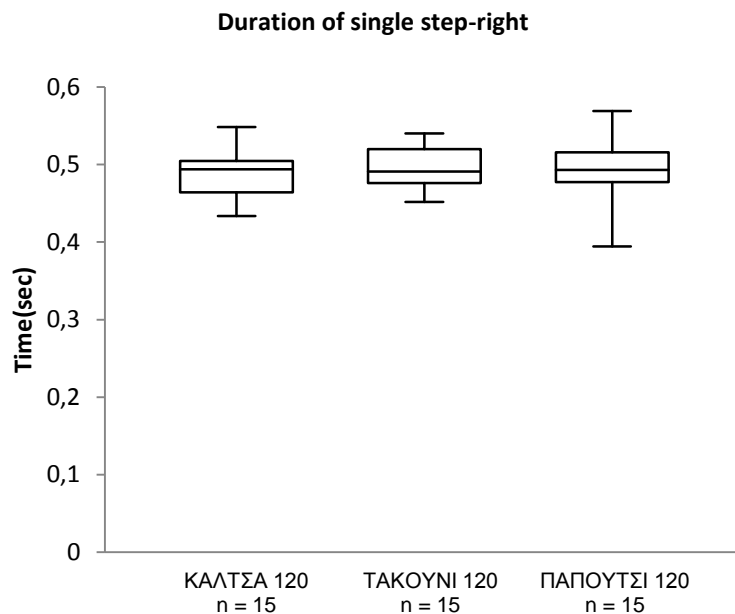


Διάγραμμα 15: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του αριστερού βήματος με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

Duration of single step-right [sec]%/120Hz

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	50,45%	49,12%	51,70%	0,248	0,426	0,212
No2	46,13%	53,57%	43,48%			
No3	45,44%	48,73%	51,44%			
No4	49,38%	50,27%	56,89%			
No5	46,60%	54,03%	46,39%			
No6	51,72%	45,42%	48,13%			
No7	49,92%	49,32%	56,52%			
No8	46,22%	45,19%	48,85%			
No9	48,52%	52,35%	49,32%			
No10	46,64%	47,12%	39,44%			
No11	43,38%	48,09%	50,34%			
No12	50,10%	53,24%	56,78%			
No13	54,84%	48,59%	49,04%			
No14	50,71%	45,68%	47,34%			
No15	50,45%	51,63%	50,51%			
M.O.	48,70%	49,49%	49,74%			

Πίνακας 19: πίνακας αποτελεσμάτων ποσοτών διάρκειας δεξιού βήματος με ρυθμό 120Hz.

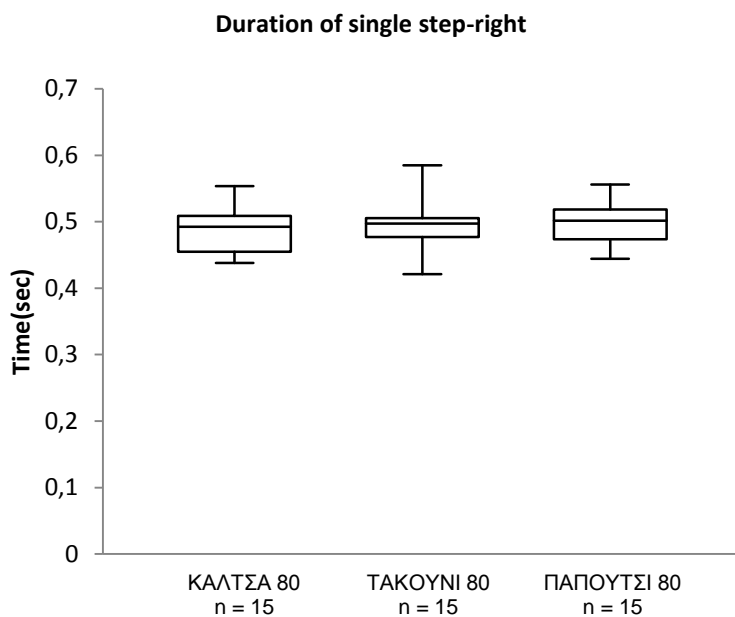


Διάγραμμα 16: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του δεξιού βήματος με ρυθμό 120Hz.

Duration of single step-right [sec]%/80Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	49,69%	51,32%	49,59%	0,291	0,297	0,162
No2	51,08%	50,04%	52,04%			
No3	55,34%	49,88%	46,38%			
No4	49,23%	49,52%	44,44%			
No5	45,47%	47,60%	55,26%			
No6	43,81%	49,73%	50,17%			
No7	45,16%	42,09%	50,41%			
No8	50,51%	58,50%	51,65%			
No9	51,28%	53,50%	49,43%			
No10	48,85%	44,97%	53,07%			
No11	45,51%	47,81%	46,67%			
No12	47,78%	48,96%	46,01%			
No13	45,11%	43,28%	48,10%			
No14	50,71%	51,08%	50,17%			
No15	51,04%	49,99%	55,58%			
M.O.	48,70%	49,22%	49,93%			

Πίνακας 20: Πίνακας αποτελεσμάτων ποσοστών διάρκειας δεξιού βήματος με ρυθμό 80Hz.

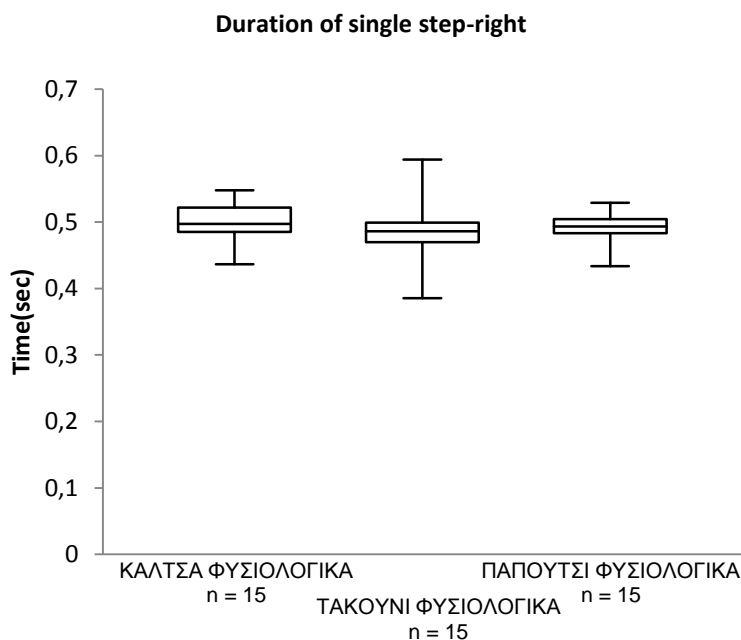


Διάγραμμα 17: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του δεξιού βήματος με ρυθμό 80Hz.

Duration of single step-right[sec]%/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	48,22%	51,98%	51,20%	0,106	0,237	0,193
No2	50,91%	43,42%	49,91%			
No3	50,79%	48,27%	47,61%			
No4	50,62%	48,62%	48,85%			
No5	46,61%	46,20%	43,38%			
No6	49,72%	38,57%	48,16%			
No7	54,53%	45,97%	48,53%			
No8	53,44%	49,76%	52,15%			
No9	53,82%	48,63%	50,84%			
No10	48,85%	47,75%	50,00%			
No11	49,65%	51,11%	49,77%			
No12	43,67%	50,07%	52,92%			
No13	47,77%	48,74%	48,15%			
No14	54,80%	59,39%	49,33%			
No15	48,86%	48,65%	48,76%			
M.O.	50,15%	48,48%	49,30%			

Πίνακας 21:πίνακας αποτελεσμάτων ποσοστών διάρκειας δεξιού βήματος με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

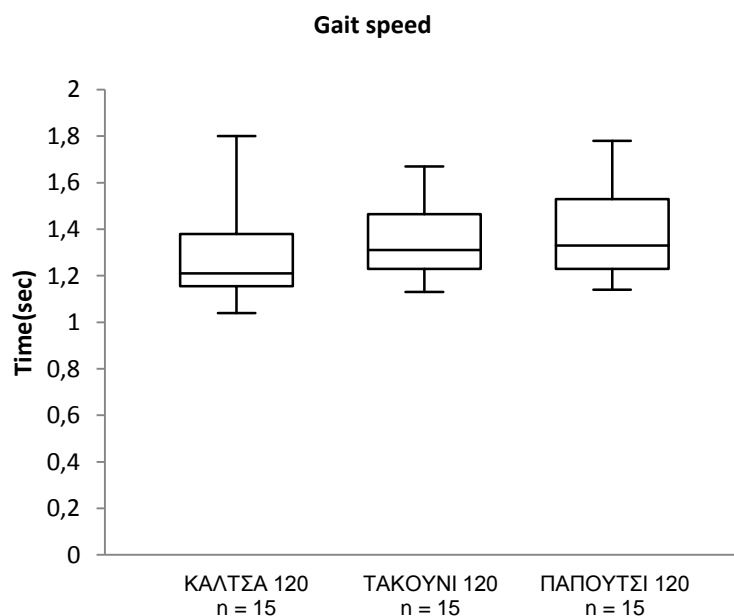


Διάγραμμα 18: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την διάρκεια του δεξιού βήματος με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

Gait speed [m/sec]/120Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,15	1,4	1,14	0,123	0,335	0,008
No2	1,4	1,4	1,55			
No3	1,55	1,17	1,78			
No4	1,4	1,25	1,55			
No5	1,04	1,27	1,16			
No6	1,26	1,29	1,21			
No7	1,36	1,35	1,53			
No8	1,055	1,21	1,19			
No9	1,8	1,58	1,53			
No10	1,25	1,31	1,25			
No11	1,19	1,13	1,33			
No12	1,16	1,53	1,25			
No13	1,18	1,67	1,25			
No14	1,21	1,55	1,52			
No15	1,15	1,15	1,47			
M.O.	1,277	1,351	1,381			

Πίνακας 22:πίνακας αποτελεσμάτων ταχύτητας βάδισης με ρυθμό 120Hz.

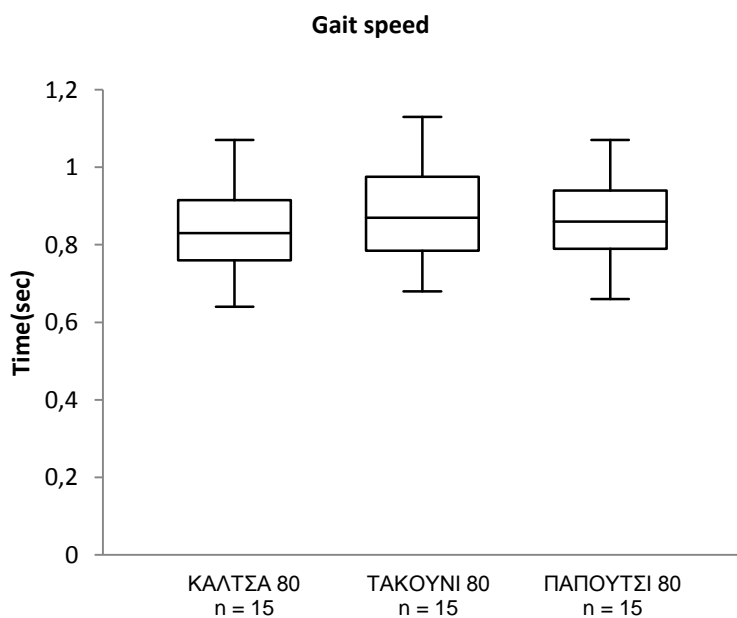


Διάγραμμα 19: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 120Hz.

Gait speed[m/sec]/80Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	0,76	1	0,83	0,242	0,496	0,004
No2	0,76	0,68	0,84			
No3	0,75	0,93	0,77			
No4	0,81	1,13	0,86			
No5	0,83	0,95	0,9			
No6	0,93	0,69	0,95			
No7	0,64	0,87	0,66			
No8	0,91	1,076	1,044			
No9	0,86	0,7	0,81			
No10	0,73	1,03	0,76			
No11	0,92	0,875	0,93			
No12	1,02	0,84	1,07			
No13	1,07	0,81	1,07			
No14	0,77	0,77	0,75			
No15	0,84	0,8	0,9			
M.O.	0,84	0,877	0,876			

Πίνακας 23:πίνακας αποτελεσμάτων ταχύτητας βάδισης με ρυθμό 80Hz.

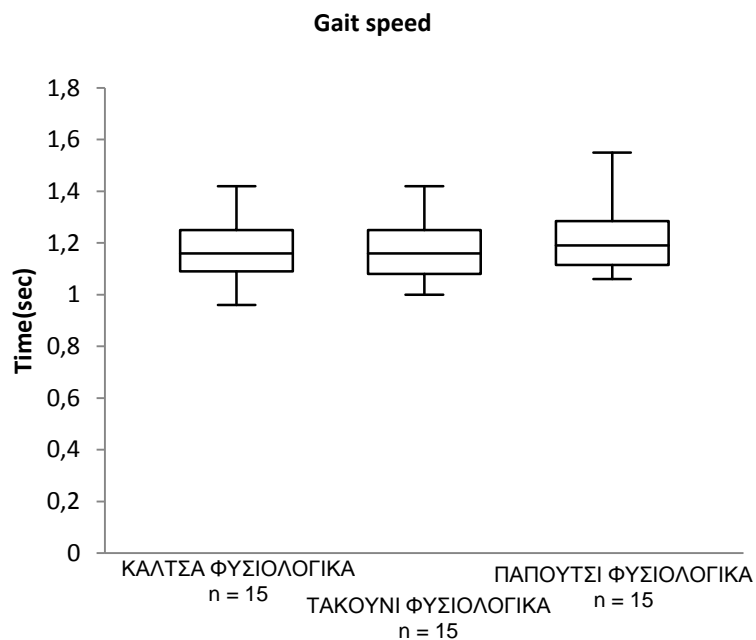


Διάγραμμα 20: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ταχύτητα βάδισης με ρυθμό 80Hz.

Gait speed[m/sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,4	1,07	1,4	0,473	0,192	0,108
No2	0,96	1,4	1,1			
No3	1,15	1,23	1,07			
No4	1,18	1,27	1,16			
No5	1,23	1,04	1,23			
No6	1,01	1,09	1,06			
No7	1,42	1,15	1,3			
No8	1,05	1,13	1,19			
No9	1,12	1,42	1,43			
No10	1,13	1,03	1,12			
No11	1,2	1	1,11			
No12	1,4	1,2	1,55			
No13	1,27	1,16	1,21			
No14	1,16	1,16	1,27			
No15	1,06	1,33	1,12			
M.O.	1,183	1,179	1,221			

Πίνακας 24:πίνακας αποτελεσμάτων ταχύτητας βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

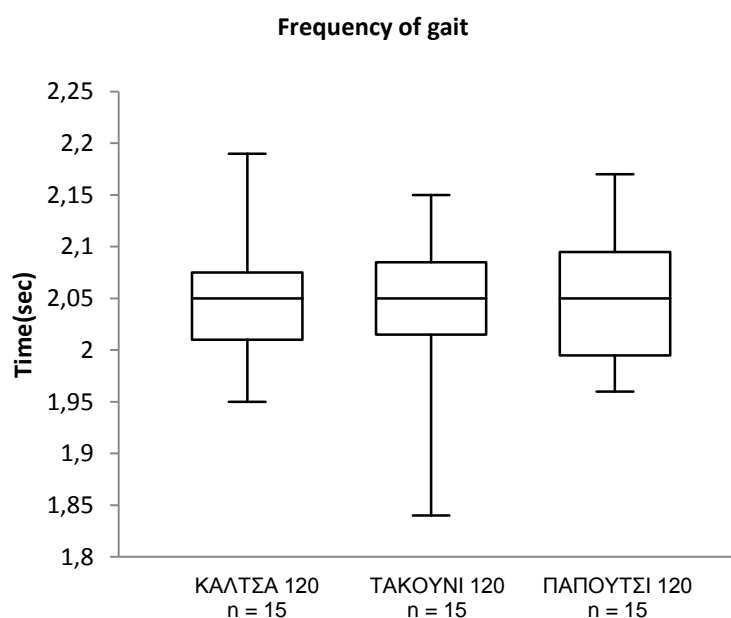


Διάγραμμα 21: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ταχύτητα βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάδισης.

Frequency of gait [steps/sec]/120Hz

α/α	Paired T-test			κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι			
No1	2,06	2,1	2,13	0,244	0,359	0,416
No2	2,1	2	2			
No3	2	2,01	2,03			
No4	2	2,05	2,1			
No5	2,02	2,09	2			
No6	1,98	2,03	1,99			
No7	1,95	1,84	1,97			
No8	2,036	1,99	1,96			
No9	2,19	2,15	2,08			
No10	2,14	2,06	1,97			
No11	2,05	2,02	2,09			
No12	2,08	2,08	2,06			
No13	2,03	2,03	2,05			
No14	2,07	2,11	2,17			
No15	2,06	2,05	2,1			
M.O.	2,05	2,04	2,05			

Πίνακας 25: πίνακας αποτελεσμάτων συχνότητας βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

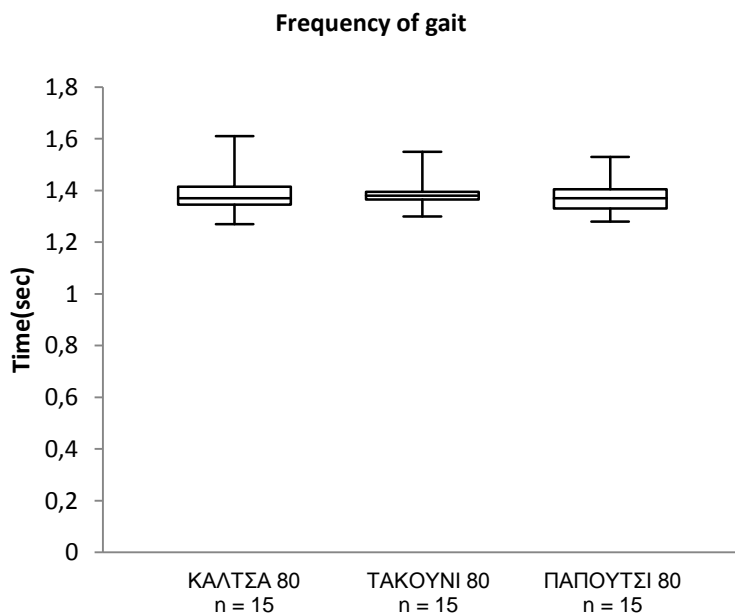


Διάγραμμα 22: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την συχνότητα βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

Frequency of gait [steps/sec]/80Hz

α/α	Paired T-test					
	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1,39	1,38	1,29	0,416	0,217	0,269
No2	1,43	1,33	1,34			
No3	1,61	1,39	1,53			
No4	1,31	1,38	1,37			
No5	1,45	1,38	1,40			
No6	1,36	1,55	1,41			
No7	1,48	1,30	1,40			
No8	1,30	1,46	1,41			
No9	1,27	1,37	1,28			
No10	1,40	1,38	1,49			
No11	1,37	1,36	1,35			
No12	1,39	1,37	1,30			
No13	1,34	1,40	1,32			
No14	1,36	1,36	1,38			
No15	1,35	1,50	1,37			
M.O.	1,3873	1,3940	1,3760			

Πίνακας 26: πίνακας αποτελεσμάτων συχνότητας βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

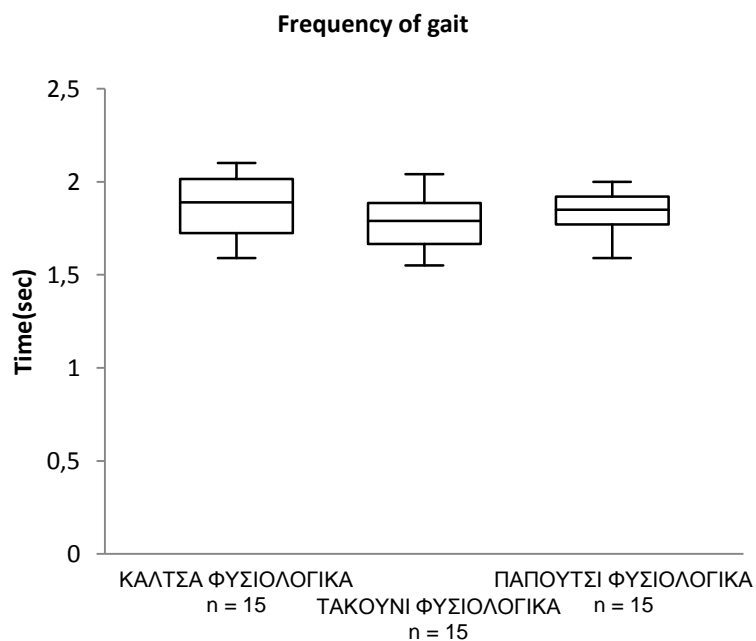


Διάγραμμα 23: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την συχνότητα βάρδισης με ρυθμό 80Hz.

Frequency of gait [steps/sec]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	2,1	1,69	1,9	0,151	0,121	0,287
No2	1,79	2	1,82			
No3	1,89	1,59	1,69			
No4	1,94	1,72	1,83			
No5	2,03	1,79	1,85			
No6	1,59	1,71	1,59			
No7	2,04	1,57	1,96			
No8	1,81	1,87	1,87			
No9	1,6	2,04	1,94			
No10	1,78	1,55	1,77			
No11	2,06	1,64	1,9			
No12	2	1,97	2			
No13	1,64	1,83	1,64			
No14	1,91	1,83	2			
No15	1,67	1,9	1,77			
M.O.	1,86	1,78	1,84			

Πίνακας 27: πίνακας αποτελεσμάτων συχνότητας βάρδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

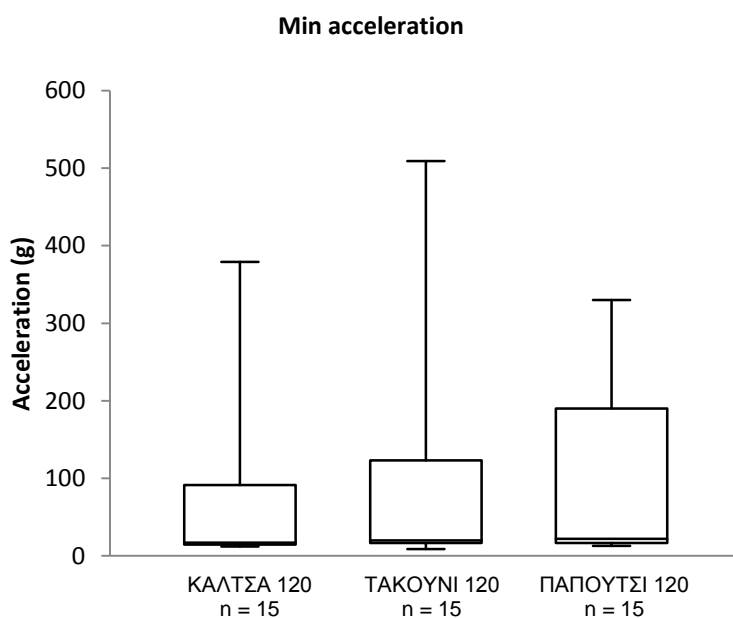


Διάγραμμα 24: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την συχνότητα βάρδισης με φυσιολογικό ρυθμό βάρδισης.

Min acceleration [g]/120Hz

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	132	372	307	0,251	0,410	0,235
No2	16	20	17			
No3	12	58	13			
No4	18	324	16			
No5	379	151	160			
No6	13	78	22			
No7	336	17	135			
No8	12	9	17			
No9	14	16	15			
No10	17	95	330			
No11	15	509	220			
No12	16	16	14			
No13	51	13	22			
No14	17	17	22			
No15	132	18	267			
M.O.	78,67	114,2	105,13			

Πίνακας 28:πίνακας αποτελεσμάτων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

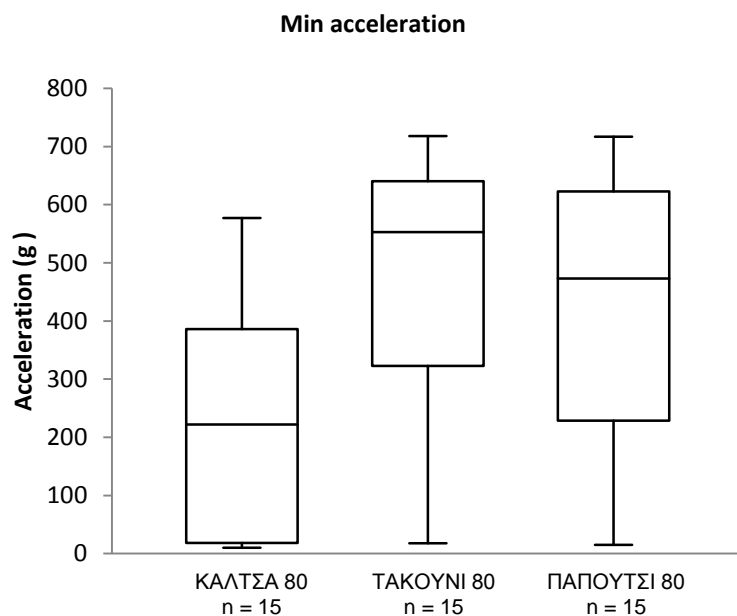


Διάγραμμα 25: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

Min acceleration [g]/80Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
	με κάλτσα	με τακούι	με παπούτσι	κάλτσα - τακούι	τακούι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	577	589	648	0,003	0,358	0,002
No2	497	662	592			
No3	431	300	241			
No4	20	18	597			
No5	30	199	658			
No6	16	718	94			
No7	16	553	95			
No8	268	626	383			
No9	78	491	533			
No10	418	47	717			
No11	261	583	216			
No12	10	471	15			
No13	17	687	449			
No14	354	655	683			
No15	222	346	473			
M.O.	214,33	463	426,27			

Πίνακας 29:πίνακας αποτελεσμάτων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με ρυθμό 80Hz.

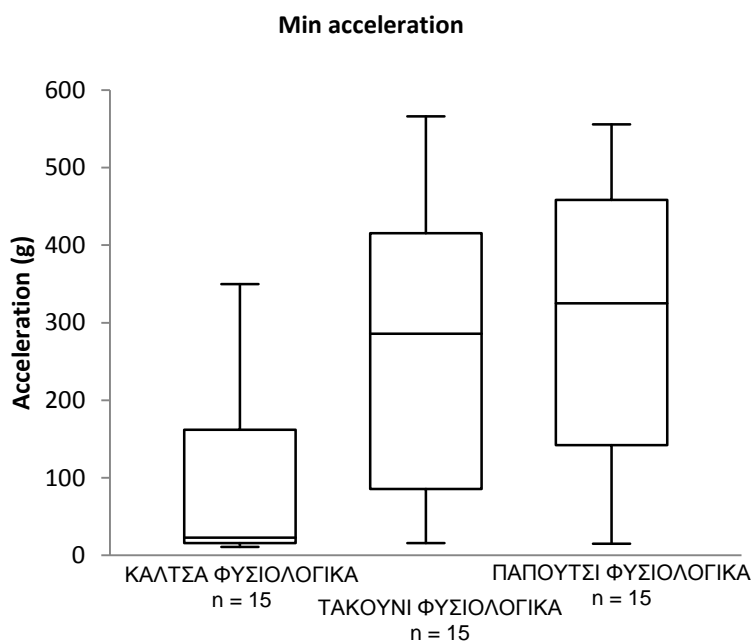


Διάγραμμα 26: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με ρυθμό 80Hz.

Min acceleration [g]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	47	319	409	0,019	0,322	0,001
No2	211	17	507			
No3	329	136	320			
No4	18	17	16			
No5	17	566	259			
No6	23	508	556			
No7	15	396	120			
No8	15	254	24			
No9	350	16	325			
No10	15	383	335			
No11	284	286	532			
No12	110	165	15			
No13	11	435	164			
No14	18	35	492			
No15	113	488	425			
M.O.	105,07	268,07	299,93			

. Πίνακας 30:πίνακας αποτελεσμάτων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό.

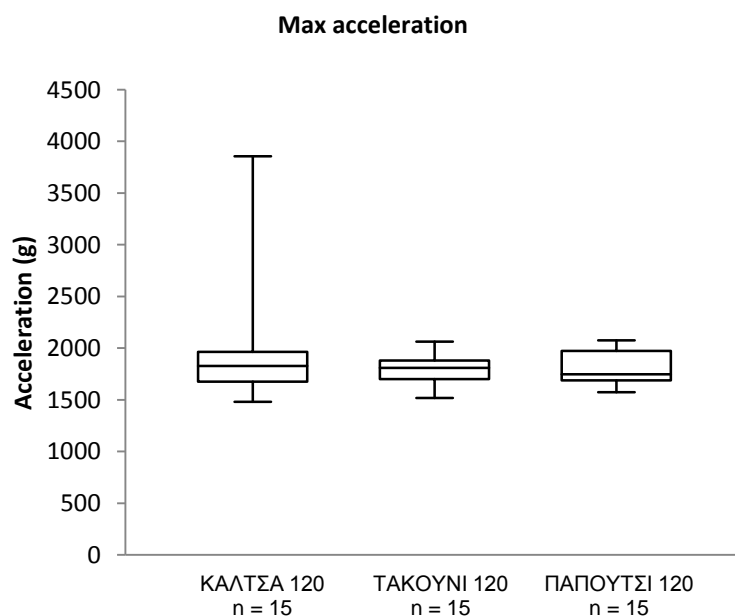


Διάγραμμα 27: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την ελάχιστη επιτάχυνση βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό.

Max acceleration [g]/120Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
	με κάλτσα	με τακούι	με παπούτσι	κάλτσα - τακούι	τακούι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1550	1622	1727	0,153	0,454	0,147
No2	1712	2025	1686			
No3	2200	1739	2009			
No4	1936	1703	2074			
No5	1482	1809	1573			
No6	1991	1842	1748			
No7	1863	1805	2030			
No8	1839	1808	1886			
No9	3856	1961	1970			
No10	1705	1697	1615			
No11	1749	1696	1708			
No12	1827	2062	1691			
No13	1650	1916	1827			
No14	2359	1814	1974			
No15	1550	1517	1595			
M.O.	1951,27	1801,07	1807,53			

Πίνακας 31: πίνακας αποτελεσμάτων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

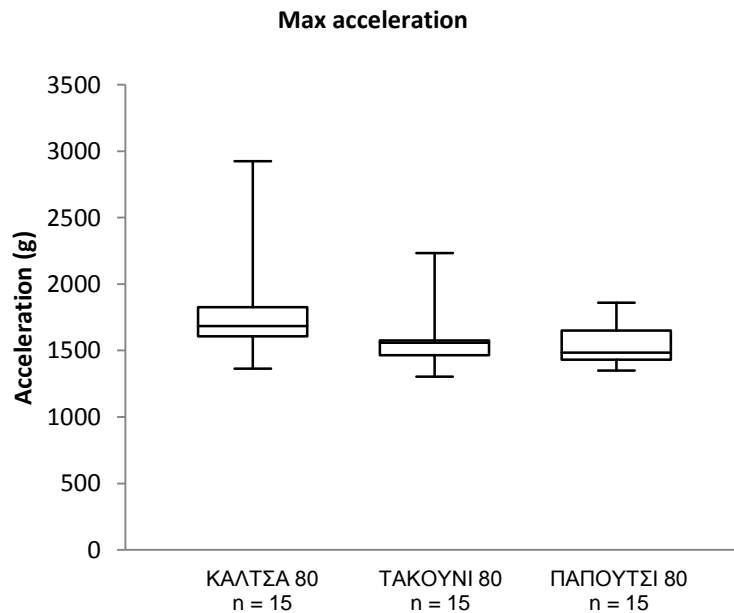


Διάγραμμα 28: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με ρυθμό 120Hz.

Max acceleration [g]/80Hz

α/α	Μετρήσεις			Paired T-test		
	με κάλτσα	με τακούνι	με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1389	1894	1349	0,058	0,361	0,005
No2	1364	1501	1421			
No3	1604	1559	1482			
No4	1756	1566	1861			
No5	1824	2233	1497			
No6	1435	1515	1354			
No7	1676	1574	1484			
No8	2265	1578	1838			
No9	2925	1431	1736			
No10	2103	1375	1690			
No11	1830	1558	1394			
No12	1621	1633	1440			
No13	1684	1545	1598			
No14	1608	1303	1479			
No15	1767	1408	1611			
M.O.	1790,07	1578,2	1548,93			

Πίνακας 32:πίνακας αποτελεσμάτων για την μέγιστη επιτάχυνση βάδισης με ρυθμό 80Hz.

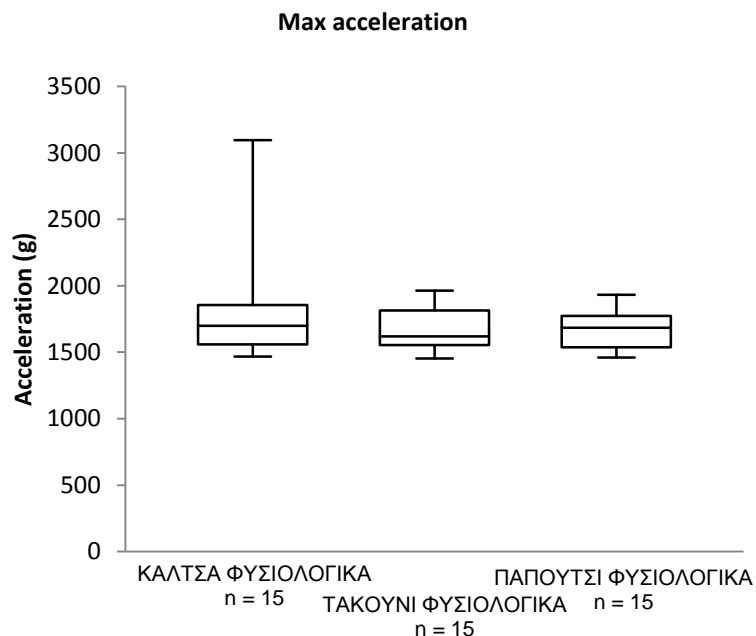


Διάγραμμα 29: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την μέγιστη επιτάχυνση βάδισης με ρυθμό 80Hz.

Max acceleration [g]/Φυσιολογικό ρυθμό

Paired T-test						
α/α	Μετρήσεις με κάλτσα	Μετρήσεις με τακούνι	Μετρήσεις με παπούτσι	κάλτσα - τακούνι	τακούνι - παπούτσι	κάλτσα - παπούτσι
No1	1468	1454	1623	0,207	0,396	0,139
No2	1924	1890	1814			
No3	1602	1620	1575			
No4	1847	1896	1932			
No5	1739	1528	1685			
No6	1567	1494	1461			
No7	1882	1736	1739			
No8	3095	1548	1740			
No9	1665	1917	1787			
No10	1715	1567	1535			
No11	1530	1612	1540			
No12	1861	1737	1840			
No13	1699	1699	1758			
No14	1551	1964	1534			
No15	1487	1559	1499			
M.O.	1775,47	1681,4	1670,8			

Πίνακας 33: πίνακας αποτελεσμάτων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με φυσιολογικό ρυθμό .



Διάγραμμα 30: Θηκόγραμμα τιμών των εξεταζομένων για την μέγιστη επιτάχυνση βάρδισης με φυσιολογικό ρυθμό.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Steindler A. *Mechanics of Normal and Pathological Locomotion in Man*. London: Bailliere, Tindall and Cox, 1936.
2. Muybridge E. *The Human Figure in Motion*. New York: Dover Publications Inc., 1955.
3. Marey EJ. *La Methode Graphique dans les Sciences Experimentales et Particulierement en Physiologie et en Medecine*. Paris: Masson, 1872. *Le Developpement de la Methode Graphique par l'Emploi de la Photographie*. 2nd ed. With supplement. Paris: Masson, 1885.
4. Marey ÈJ. *La Chronophotographie Applique a l'Etude des Actes Musculares dans la Locomotion*. *Intermed. Bio. Méd.* 1899; 1: 1.
5. Braune CW, Fischer O. *Die bewegungen des kniegelenkes nach einer neuen methode am lebenden menschen gemessen*. *Abhandl Math Physische Classe Kon Sachs Ges Wissensch* 1891;17:1–76.
6. Braune CW, Fischer O. *Der gang des menschen I*. *Abhandl Math Physische Classe Ko"n Sa"chs Ges Wissensch* 1895;21:153–322.
7. Kozlowski L. and Cutting J. *Recognizing the Sex of a Walker from Dynamic Point Ligh Display*. *Perception and Psychophysics*, 1977;21:575-580.
8. Stevenage V., Nixon M. and Vince K. *Visual Analysis of Gait as a Cue to Identity*. *Applied Cognitive Psychology*, 1999;13:513-526.
9. Weissman S. *Anthropometric photogrammetry*. *Photogrammetr Engin* 1968;34:1134 – 1140.
10. Bullock MI, Harley IA. *The measurement of three-dimensional body movements by the use of photogrammetry*. *Ergonomics* 1972;15:309 – 322.
11. Pearcy M, Gill JM, Hindle RJ, Johnson GR. *Measurement of human back movements in three dimensions by opto-electronic devices*. *Clin Biomech* 1987;2:199 – 204.
12. Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LEA, Burt C. *Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis*. *Spine* 1993;18:326 – 331.
13. Gracovetsky S, Newman N, Pawlowsky M, Lanzo V, Davey B, Robinson L. *A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements*. *Spine* 1995;20:1036 – 1046.
14. Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, Millan MM. *X Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis*. *Phys Ther* 1995;73:926 – 931.
15. Masso PD, Gorton GE. *Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using and optoelectronic measurement system*. *Spine* 2000;25:457 – 462.

16. Nault ML, Allard Paul, Hinse S, Blanc RL, Caron O, Labelle H, Sadeghi H. *Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine 2002;27:1911 – 1917.
17. Engsborg JR, Lenke LG, Uhrich ML, Ross SA, Bridwell KH. *Prospective comparison of gait and trunk range of motion in adolescents with idiopathic thoracic scoliosis undergoing anterior or posterior spinal fusion*. Spine 2003;28:1993 – 2000.
18. Baker R. *Gait analysis methods in rehabilitation*. J Neuroengineering Rehabil. 2006;3(1):4.
19. Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM. *Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy*. Gait Posture 2007;25:18-24
20. Zavaljeski N., Stevens F., Reifman J. *Support vector machines with selective kernel scaling for protein classification and identification of key amino acid positions*. Bioinformatics 2002;18:689-696.
21. Lee L., Grimson W. *Gait analysis for recognition and classification*. In: Proceedings of the Fifth International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, IEEE Computer Society, Silver Spring, MD, 2002.
22. Hayfron-Acquah JB., Nixon MS., Bennett AP. *Automatic gait recognition by symmetry analysis*. Pattern Recognition Letters 2003;24:2489-2497.
23. P. D. O'Connor, M. E. Robinson, F. R. Shirley, M. M. Millan. *The effect of Marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis*. Physical Therapy 1993;73(7):478-83
24. D. H. Sutherland, J. L. Hagy. *Measurement of gait movements from motion picture film*. Journal of Bone and Joint Surgery 1972;54:787-797.
25. Ben-Yacoub, Abdeljaoued, Mayoraz. *Fusion of face and speech data for person identity verification*. IEEE Transactions on Neural Networks 1999;10:1065-1074
26. Rydolf F., Arbab B., Orhant O. *Low power accelerometer for portable and remote instrumentation*. Proceeding of the Sensors Expo San Jose, Technical Conference. San Jose 1998:417-423.
27. Van Velzen JM. Houdijk H, Polomski W. *Usability of gait analysis in the alignment of trans-tibial prostheses: a clinical study*. Prosthet Orthot Int. 2005;29(3):255-67.
28. Sukru Solak, Behzat Kentel, Yalim Ates. *Does Bilateral Total Knee Arthroplasty Affect Gait in Women?*, The Journal of Arthroplasty 2005;20(6):745-750
29. R. Begg, J. Kamuruzzaman. *A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data*. Journal of Biomechanics 2005;38:401-408.
30. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J. *A gait analysis data collection and reduction technique*. Hum Mov Sci 1991;10:575–587
31. Gage H. *Accelerographic analysis of human gait*. Washington DC: ASME, 1964

32. Saunders J, Inman V, Eberhart H. *The major determinants in normal and pathological gait*. J Bone Jnt Surg 1953;35A:543–58.
33. J. R. W. Morris. *Accelerometetry -- a technique for the measurement of human body movements*. J. Biomech. 1973;6:729-736.
34. B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey. *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. Revue du Rhumatisme 1999;66:389-397
35. Moe-Nilssen R. *Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking*. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1377 – 1385.
36. A. TH. M. Willemsen, F. Bloemhof and H. B. K. BOOM. *Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1990;37(12):1201-1208.
37. K. Aminian, E. De Andres, K. Rezakhanlou, C. Fritsch, Y. Schutz, M. Depairon, P. F. Leyvraz and P. Robert. *Motion analysis in clinical practice using ambulatory accelerometry*. Nadia Magnenat-Thalmann, Daniel Thalmann (Eds.): CAPTECH'98, LNAI 1537, pp. 1-11, 1998.
38. ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ από την Στάμω Αυγουστάτου *ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΩΝ*.
39. M. Whittle, *Gait Analysis :An Introduction*, 2nd Edition (1997).
40. <http://www.footmaxx.com>.
41. *AN INTRODUCTION TO THE GAIT CYCLE AND GAIT EXAMINATION* Shayne Trinder DPodM, MChs, FCPodS Podiatrist
42. *UNDERSTANDING NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT* Mahmoud Sarmini, M.D. Assistant Prof. LSU-PM&R
43. http://www.isbweb.org/~byp/Motion_Capture_Analysis.html
44. <http://www.sportsci.com/adi2001/adi/services/library/projects/functional/adw-60e.asp>
45. <http://www.biopac.com/AppNotes/app140goniometer/progoniometer.htm>
46. http://www.frontiernet.net/~imaging/gait_model.html
47. http://www.frontiernet.net/~imaging/gait_model.html
48. Caspersen, C.J.; Powell, K.E.; Christenson, G.M. *Physical activity, exercise and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research*. Public. Health. Rep. 1985, 110, 126-131.
49. Steele, B.G.; Holt, R.N.L.; Belza, B.; Ferris, S.; Lakshminaryan S.; Buchner, D.M. *Quantitating physical activity in COPD using a triaxial accelerometer*. Chest 2000, 117, 1359-1367.
50. Meijer, G.A.L.; Westerterp, K.R.; Verhoeven, F.M.H.; Koper, H.B.M.; Hoor, F. *Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers*. IEEE. Trans. Biomed. Eng. 1991, 38, 221-229.

51. Podsiadlo, D.; Richardson, S. The timed —Up & Goll: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1991, 39, 142-148
52. Berg, K.O.; Wood-Dauphinee, S.L.; Williams, J.I.; Gayton, D. *Measuring balance in elderly: Preliminary development of an instrument.* *Physiother. Can.* 1989, 41, 304-311
53. Saris, W.H.M.; Binkhorst, R.A. *The use of pedometer and actometer in studying daily physical activity in man. Part I: Reliability of pedometer and actometer.* *Eur. J. Appl. Physiol.* 1977, 37, 219-228
54. Chen, K.Y.; Bassett, D.R., Jr. *The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future.* *Med. Sci. Sports. Exerc.* 2005, 37, 490-500
55. Mathie, M.J.; Coster, A.C.F.; Lovell, N.H.; Celler, B.G. *Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement.* *Physiol. Meas.* 2004, 25, 1-20
56. Saunders, J.B.; Inman, V.; Eberhart, H.D. *The major determinants in normal and pathological gait.* *J. Bone. Joint. Surg. Am.* 1953, 35, 543-558
57. Morris, J.R.W. *Accelerometry—A technique for the measurement of human body movement.* *J. Biomech.* 1973, 6, 729-736.
58. Roylance, L.M.; Angell, J.B. *A batch-fabricated silicon accelerometer.* *IEEE. Trans. Electron. Devices.* 1979, 26, 1911-1917
59. Roiz, R.M.; Cacho, E.W.A.; Pazinatto, M.M.; Reis, J.G.; Cliquet, A., Jr.; Barasnevivius-Quagliato, E.M.A. *Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects.* *Arq Neuropsiquiatr* 2010, 68, 81-86.
60. Menz, H.B.; Latt, M.D.; Tiedemann, A.; Kwan, M.M.S.; Lord, S.R. *Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporal-spatial parameters of gait in young and older people.* *Gait Posture* 2004, 20, 20-25.
61. Mathie, M.; Coster, A.C.F.; Lovell, N.H.; Celler, B.G. *Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement.* *Physiol. Meas.* 2004, 25, R1-R20
62. Yang, C.C.; Hsu, Y.L. *A review of accelerometry-based wearable motion detector for physical activity monitoring.* *Sensors* 2010, 10, 7772-7788
63. Liu, T.; Inoue, Y.; Shibata, K. *Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis.* *Measurement* 2009, 42, 978-988
64. Schepers, H.M.; Asseldonk van, E.H.F.; Baten, C.T.M.; Veltink, P.H. *Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors.* *J. Biomech.* 2010, 43, 3138-3143.
65. *Article*
Real-Time Gait Cycle Parameter Recognition Using a Wearable Accelerometry System Che-Chang Yang 1,3, Yeh-Liang Hsu 1,3,* , Kao-Shang Shih 2 and Jun-Ming Lu 3

66. Öberg, P.Å.; Togawa, T.; Spelman, F.A. *Sensors in Medicine and Health Care*; Wiley-VCH. Weinheim: Berlin, Germany, 2004; Volume 1, pp. 245-252.
67. Godfrey, A.; Conway, R.; Meagher, D.; ÓLaighin, G. *Direct measurement of human movement by accelerometry*. *Med. Eng. Phys.* 2008, 30, 1364-1386.
68. Najafi, B.; Aminian, K.; Paraschiv-Ionescu, A.; Loew, F.; Büla C.J.; Robert, P. *Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: Monitoring of daily physical activity in the elderly*. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 2003, 50, 711-723.
69. Meijer, G.A.L.; Westerterp, K.R.; Verhoeven, F.M.H.; Koper, H.B.M.; Hoor, F. *Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers*. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 1991, 38, 221-229.
70. Karantonis, D.M.; Narayanan, M.R.; Mathie, M.; Lovell, N.H.; Celler, B.G. *Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring*. *IEEE. Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2006, 10, 156-167.
71. Yang, C.C.; Hsu, Y.L. *Development of a wearable motion detector for telemonitoring and real-time identification of physical activity*. *Telemed. J. E. Health.* 2009, 15, 62-72
72. Sekine, M.; Tamura, T.; Togawa, T.; Fukui, Y. *Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record*. *Med. Eng. Phys.* 2000, 22, 285-291
73. Kawada, T.; Shimizu, T.; Fujii, A.; Kuratomi, Y.; Suto, S.; Kanai, T.; Nishime, A.; Sato, K.; Otsuka, Y. *Activity and sleeping time monitored by an accelerometer in rotating shift workers*. *Work* 2008, 30, 157-160.
74. Liszka-Hackzell, J.J.; Martin, D.P. *Analysis of nighttime activity and daytime pain in patients with chronic back pain using a self-organizing map neural network*. *J. Clin. Monit. Comput.* 2005, 19, 411-414.
75. Morillo, D.S.; Ojeda, J.L.R.; Foix, L.F.C.; Jiménez, A.L. *An Accelerometer-based device for sleep apnea screening*. *IEEE. Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2010, 14, 491-499.
76. Park, J.H.; Kim, H.J.; Kang, S.J. *Validation of the AMP331 monitor for assessing energy expenditure of free-living physical activity*. *Res. Quart. Exerc. Sport* 2006, 77, A40-A40.
77. Kuo, Y.L.; Culhane, K.M.; Thomason, P.; Tirosh, O.; Baker, R. *Measuring distance walked and step count in children with cerebral palsy: An evaluation of two portable activity monitors*. *Gait Posture* 2009, 29, 304-310
78. Lindemann U.; Hock A.; Stuber M.; Keck W.; Becker C. *Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study*. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2005, 43, 548-551
79. Menz, H.B.; Lord, S.R.; Fitzpatrick, C. *Age-related differences in walking stability*. *Age Ageing* 2003, 32, 137-142.
80. Menz, H.B.; Lord, S.R.; Fitzpatrick, R.C. *Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people*. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 2003, 58, 446-452.

81. Noury, N.; Dittmar, A.; Corroy, C.; Baghai, R.; Weber, J.L.; Blanc, D.; Klefstat, F.; Blinowska, A.; Vaysse, S.; Comet, B. *VTAMN-A smart clothe for ambulatory remote monitoring of physiological parameters and activity*. In *Proceedings of 26th. Annual. International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, 1–5 September 2004; pp. 3266-3269
82. Kiani, K.; Snijders, C.J.; Gelsema, E.S. *Computerized analysis of daily life motor activity for ambulatory monitoring*. *Technol. Health. Care* 1997, 5, 307-318.
83. Mathie, M.J.; Celler, B.G.; Lovell, N.H.; Coster, A.C.F. *Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer*. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2004, 42, 679-687.
84. Lyons, G.M.; Culhane K.M.; Hilton, D.; Grace, P.A.; Lyons, D. *A description of an accelerometer-based mobility monitoring technique*. *Med. Eng. Phys.* 2005, 27, 497-504.
85. Najafi, B.; Aminian, K.; Loew, F.; Blanc, Y.; Robert, P.A. *Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly*. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 2002, 49, 843-851.
86. Ohtaki Y.; Susumago M.; Suzuki A.; Sagawa, K.; Nagatomi, R.; Inooka, H. *Automatic classification of ambulatory movements and evaluation of energy consumptions utilizing accelerometers and a barometer*. *Microsyst. Technol.* 2005, 11, 1034-1040.
87. Foerster, F.; Smeja, M.; Fahrenberg, J. *Detection of posture and motion by accelerometry: A validation study in ambulatory monitoring*. *Comput. Human. Behav.* 1999, 15, 571-583
88. Bussmann, H.B.; Reuvekamp, P.J.; Veltink, P.H.; Martens, W.L.; Stam, H.J. *Validity and reliability of measurements obtained with an —activity monitor” in people with and without a transtibial amputation*. *Phys. Ther.* 1998, 78, 989-998.
89. Huynh, T.; Schiele, B. *Towards less supervision in activity recognition from wearable sensors*. *Proceedings of the 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, Montreux, Switzerland, 11–14 October 2006; pp. 3-10
90. Long, X.; Yin, B.; Aarts, R.M. *Single-accelerometer-based daily physical activity classification*. In *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, MN, USA, 2–6 September 2009; pp. 6107-6110
91. Mannini, A.; Sabatini, A.M. *Machine learning methods for classifying human physical activity from On-Body Accelerometers*. *Sensors* 2010, 10, 1154-1175.
92. Pober, D.M.; Staudenmayer, J.; Raphael, C.; Freedson, P.S. *Development of novel techniques to classify physical activity mode using accelerometers*. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2006, 38, 1626-1634.
93. Vanhees, L.; Lefevre, J.; Philippaerts, R.; Martens M.; Huygens, W.; Troosters, T.; Beunen, G. *How to assess physical activity? How to assess physical fitness?* *Eur. J. Cardiovasc. Prev. Rehabil.* 2005, 12, 102-114.

94. Bouten, C.V.; Westerterp, K.R.; Verduin, M.; Janssen, J.D. *Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. Med. Sci. Sports. Exerc.* 1994, 26, 1516-1523.
95. Bouten, C.V.; Koekkoek, K.T.; Verduin, M.; Kodde, R.; Janssen, J.D. *A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 1997, 44, 136-147.
96. Plasqui, G.; Westerterp, K.R. *Physical activity assessment with accelerometers: An evaluation against doubly labeled water. Obesity* 2007, 15, 2371-2379
97. Crouter, S.E.; Churilla, J.R.; Bassett, D.R. *Estimating energy expenditure using accelerometers. Eur. J. Appl. Physiol.* 2006, 98, 601-612
98. Gibson, M.J. *The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the prevention of falls by the elderly. Dan. Med. Bull* 1987, 34-4, 1-24.
99. Williams, G.; Doughty, K.; Cameron, K.; Bradley, D.A. *A smart fall and activity monitor for telecare applications. In Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Hong Kong, 29 October–1 November 1998; pp. 1151-1154.*
100. Doughty, K.; Lewis, R.; McIntosh, A. *The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare. J. Telemed. Telecare* 2000, 6, 150-154.
101. Berg, K.O.; Maki, B.E.; Williams, J.I.; Holliday, P.J.; Wood-Dauphinee, S.L. *Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1992, 73, 1073-1080.
102. Sherrington, C. *The Effect of Exercise on Physical Ability Following Fall-Related Hip fracture.* Ph.D. thesis, University of New South Wales: Sydney, Australia, 2000
103. Hageman, P.A.; Leibowitz, J.M.; Blanke, D. *Age and gender effects on postural control measures. Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1995, 76, 961-965.
104. Duarte, M.; Harvey, W.; Zatsiorsky, V.M. *Stabilographic analysis of unconstrained standing. Ergonomics* 2000, 43, 1824-1839.
105. Nichols, D.S.; Glenn, T.M.; Hutchinson, K.J. *Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. Phys. Ther.* 1995, 75, 699-706.
106. Mayagoitia, R.E.; Lötters, J.C.; Veltink, P.H.; Hermens, H. *Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. Gait Posture* 2002, 16, 55-59.
107. Adlerton, A.K.; Moritz, U.; Moe-Nilssen, R. *Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. Physiother. Res. Int.* 2003, 8 187-199
108. Evans, A.L.; Duncan, G.; Gilchrist, W. *Recording accelerations in body movement. Med. Biol. Eng. Comput.* 1991, 29, 102-104
109. Auvinet, B.; Chaleil, D.; Barrey, E. *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients. Rev. Rhum. Engl. Ed.* 1999, 66, 389-397.

110. Aminian, K.; Rezakhanlou, K.; De Andres, E.; Fritsch, C.; Leyvraz, P.F.; Robert, P. *Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: An analysis of gait improvement after hip arthroplasty. Med. Biol. Eng. Comput.* 1999, 37, 686-691.
111. Aminian, K.; Najafi, B.; Büla, C.; Leyvraz, P.F.; Robert, P. *Spatial-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscope. J. Biomech.* 2002, 35, 689-699.
112. Moe-Nilssen R.; Helbostad, J.L. *Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. J. Biomech.* 2004, 37, 121-126
113. Moe-Nilssen R.; Helbostad J.L.; Talcott J.B.; Toennesen F.E. *Balance and gait in children with dyslexia. Exp. Brain. Res.* 2003, 150, 237-244.
114. Smidt, G.L.; Arora, J.S.; Johnston, R.C. *Accelerometric analysis of several types of walking. Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1971, 50, 285-300
115. Polzien, K.M.; Jakicic, J.M.; Tate, D.F.; Otto, A.D. *The efficacy of a technology-based system in a short-term behavioral weight loss intervention. Obesity* 2007, 15, 825-830.
116. Arvidsson, D.; Slinde, F.; Larsson S. *Energy cost in children assessed by multisensory activity monitors. Med. Sci. Sports. Exerc.* 2009, 41, 603-611.
117. Jin, G.H.; Lee, S.B.; Lee, T.S. *Context awareness of human motion states using accelerometer. J. Med. Syst.* 2008, 32, 93-100.
118. Rowlands, A.V.; Thomas, P.W.; Eston, R.G.; Topping, R. *Validation of the RT3 triaxial accelerometer for the assessment of physical activity. Med. Sci. Sports. Exerc.* 2004, 36, 518-524
119. Hecht, A.; Ma, S.; Porszasz, J.; Casaburi, R. *Methodology for using long-term accelerometry monitoring to describe daily activity patterns in COPD. COPD J. Chronic Obstructive Pulm. Dis.* 2009, 6, 121-129.
120. Barnason, S.; Zimmerman, L.; Nieveen J.; Schulz, P.; Miller, C.; Hertzog, M.; Tu, C. *Influence of a symptom management telehealth intervention on older adults' early recovery outcomes after coronary artery bypass surgery. Heart Lung* 2009, 38, 364-376.
121. Martínez-Gómez, D.; Welk, G.J.; Calle, M.E.; Marcos, A.; Veiga, O.L. *Preliminary evidence of physical activity levels measured by accelerometer in Spanish adolescents; the AFINOS Study. Nutr. Hosp.* 2009, 24, 226-232.
122. Focht, B.C.; Sanders, W.M.; Brubaker, P.H.; Rejeski, W.J. *Initial validation of the CSA activity monitor during rehabilitation exercise among older adults with chronic disease. J. Aging. Phys. Act.* 2003, 11, 293-304.
123. de Vries, S.I.; Bakker, I.; Hopman-Rock, M.; Hirasings, R.A.; van Mechelen, W. *Clinimetric review of motion sensors in children and adolescents. J. Clin. Epidemiol.* 2006, 59, 670-680.
124. García-Ortiz, L.; Recio-Rodríguez, J.I.; Martín-Cantera, C.; Cabrejas-Sánchez, A.; Gómez-Arranz, A.; Gázquez-Viejo, N.; Nicolás, E.I.S.; Patino-Alonso, M.C.; Gómez-Marcos, M.A. *Physical exercise, fitness and dietary pattern and their*

relationship with circadian blood pressure pattern, augmentation index and endothelial dysfunction biological markers: Evident study protocol. BMC. Public Health 2010, 10, 1-8.

125. Foster, R.C.; Lanningham-Foster, L.M.; Manohar, C.; McCrady, S.K.; Nysse, L.; Kaufman, K.R.; Padgett, D.J.; Levine, J.A. *Precision and accuracy of an ankle-worn accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure. Prev. Med.* 2005, 41, 778-783

126. Storti, K.L.; Pettee, K.K.; Brach, J.S.; Talkowsk, J.B.; Richardson, C.,R.; Kriska, A.M. *Gait speed and step-count monitor accuracy in community-dwelling older adults. Med. Sci. Sports Exerc.* 2008, 40, 59-64

127. Karabulut, M.; Crouter, S.E.; Bassett, D.R. *Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers. Eur. J. Appl. Physiol.* 2005, 95, 335-343.

128. Ryan, C.G.; Grant, P.M.; Tigbe, W.W.; Granat M.H. *The validity and reliability of a novel activity monitor as a measure of walking. Br. J. Sports. Med.* 2006, 40, 779-784.

129. Godfrey, A.; Culhane, K.M.; Lyons, G.M. *Comparison of the performance of the activPAL(TM) Professional physical activity logger to a discrete accelerometer-based activity monitor. Med. Eng. Phys.* 2007, 29, 930-934.

130. Grant, P.M.; Dall, P.M.; Mitchell, S.L.; Granat, M.H. *Activity-monitor accuracy in measuring step number and cadence in community-dwelling older adults. J. Aging. Phys. Act.* 2008, 16, 201-214.

131. Benedetti, M.G.; Di Gioia, A.; Conti, L.; Berti, L.; Esposti, L.D.; Tarrini, G.; Melchionda, N.; Giannini, S. *Physical activity monitoring in obese people in the real life environment. J. Neuroeng. Rehabil.* 2009, 6, 1-9.

132. Huddleston, J.; Alaiti, A.; Goldvasser, D.; Scarborough, D.;Freiberg, A.; Rubash, H.; Malchau, H.; Harris, W.; Krebs, D. *Ambulatory measurement of knee motion and physical activity: preliminary evaluation of a smart activity monitor. J. Neuroeng. Rehabil.* 2006, 13, 1-10.

133. Zhang, K.; Pi-Sunyer, F.X.; Boozer, C.N. *Improving energy expenditure estimation for physical activity. Med. Sci. Sports Exerc.* 2004, 36, 883-889.

134. *Effects of Walking Speed and Step Frequency on Estimation of Physical Activity Using Accelerometers* Jonghoon Park1), Kazuko Ishikawa-Takata1), Shigeho Tanaka1), Yuko Mekata1) and Izumi Tabata1),

135. SHIMMER: Sensing Health with Intelligence Modularity, Mobility and Experimental Reusability Shimmer User Manual

136. Intel Corp, Intel Mote, Sensor Nets/ RFID, Available: <http://www.intel.com/research/exploratory/motes.htm>, (Accessed: 27th September 2006).

137. T. Hubler, Worry-Free Wireless Networks, Available at <http://www.us.sbt.siemens.com/bau/products/Wireless/HPACEprint.pdf>, 2005.

138. Bluetooth Special Interest Group, Serial port Profile Specification, Vol. 7 Part B of the Bluetooth Specification Version 2, November, 2004.
139. C. Hodgdon, *Adaptive frequency hopping for reduced interference between Bluetooth and wireless LAN*, Ericsson Technology Licensing, May 2003.
140. Roving Networks, Bluetooth Module RN-42, Available at <http://www.rovingnetworks.com>
141. Official TinyOS Website, Available at <http://www.tinyos.net/>.
142. A. Christian, The User's Manual for HP TinyOS Software Development, Available: [http://tinyos.cvs.sourceforge.net/*checkout*/tinyos/tinyos1.x/contrib/handhelds/docs/sermanual.pdf?revision=1.1](http://tinyos.cvs.sourceforge.net/*checkout*/tinyos/tinyos1.x/contrib/handhelds/docs/usermanual.pdf?revision=1.1)
143. Best Current practice for TinyOS Coding Standards. Available at <http://www.tinyos.net/tinyos-2.x/doc/html/tep3.html>.
144. B. W. Kernighan and D. M. Ritchie, *The C Programming Language*, Second Edition, 1988.
145. D. Gay, P. Levis, D. Culler, Eric. Brewer, *nesC 1.1 Language Reference Manual*.
146. W. Wolf, *High-Performance Embedded Computing: Architectures, Applications, and Methodologies*, p19-20, 2007.
147. Official (CVS) Concurrent Versioning System Website, Available at <http://www.nongnu.org/cvs/>.
148. P. Levis, TinyOS Programming, Available at <http://csl.stanford.edu/~pal/pubs/tinyos-programming.pdf>, June 2006
149. B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey. *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. *Revue du Rhumatisme* 1999;66:389-397
150. P. D. O'Connor, M. E. Robinson, F. R. Shirley, M. M. Millan. *The effect of Marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis*. *Physical Therapy* 1993;73(7):478-83
151. Rydolf F., Arbab B., Orhant O. *Low power accelerometer for portable and remote instrumentation*, Proceeding of the Sensors Expo San Jose, Technical Conference. San Jose 1998:417-423
152. A. TH. M. Willemsen, F. Bloemhof and H. B. K. BOOM. *Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1990;37(12):1201-1208
153. Perry S., Radtke A. and Goodwin C. *Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination*. *Gait & Posture* 2007;25:94-98