



ΤΕΙ ΗΠΕΙΡΟΥ

ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΤΕ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

"Gait analysis systems overview. Clinical and nonclinical applications"

Αριστέα Αλαφογιάννη

Επιβλέπων: Δημόπουλος Δημήτριος

Άρτα, Σεπτέμβριος 2019



ΤΕΙ ΗΠΕΙΡΟΥ

ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΤΕ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

"Gait analysis systems overview.Clinical and nonclinical applications"

Αριστέα Αλαφογιάννη

Επιβλέπων: Δημόπουλος Δημήτριος

Άρτα, Σεπτέμβριος 2019

"Gait analysis systems overview. Clinical and nonclinical applications"

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή

Τόπος, Ημερομηνία

ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

1. Επιβλέπων καθηγητής

Όνομα Επίθετο,

τίτλος, βαθμίδα

2. Μέλος επιτροπής

Όνομα Επίθετο,

τίτλος, βαθμίδα

3. Μέλος επιτροπής

Όνομα Επίθετο,

τίτλος, βαθμίδα

Ο/Η Προϊστάμενος/η του Τμήματος

Όνομα Επίθετο,

τίτλος, βαθμίδα Υπογραφή

© Αλαφογιάννη Αριστέα, 2019

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Δήλωση μη λογοκλοπής

Δηλώνω υπεύθυνα και γνωρίζοντας τις κυρώσεις του Ν. 2121/1993 περί Πνευματικής Ιδιοκτησίας, ότι η παρούσα πτυχιακή εργασία είναι εξ ολοκλήρου αποτέλεσμα δικής μου ερευνητικής εργασίας, δεν αποτελεί προϊόν αντιγραφής ούτε προέρχεται από ανάθεση σε τρίτους. Όλες οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν (κάθε είδους, μορφής και προέλευσης) για τη συγγραφή της περιλαμβάνονται στη βιβλιογραφία.

Αλαφογιάννη Αριστέα

Υπογραφή

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κύριο Δημήτριο Δημόπουλο, που μου έδωσε την δυνατότητα να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα και για την υποστήριξη, την καθοδήγηση και τις πολύτιμες συμβουλές του καθ' όλη την διάρκεια διεκπεραίωσης της πτυχιακής μου εργασίας. Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου ,τους συναδέλφους μου και τους φίλους μου για την στήριξη και την συμπαράσταση που μου παρείχαν.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σε αυτή την πτυχιακή εργασία πραγματοποιείται μια περιγραφή στα διάφορα συστήματα ανάλυσης της βάδισης. Συγκεκριμένα, στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια ιστορική αναδρομή της ανθρώπινης βάδισης και αναλύονται τα χαρακτηριστικά και οι φάσεις βάδισης. Στη συνέχεια αναλύονται πολλές διαφορετικές τεχνικές ανάλυσης βάδισης. Η βάδιση μπορεί να αναλυθεί με διάφορους φορέσιμους αισθητήρες. Μερικοί από αυτούς είναι : το επιταχυνσιόμετρο, το γυροσκόπιο, το εύκαμπτο γωνιόμετρο, αισθητήρες δύναμης, και κάποια συστήματα ηλεκτρομαγνητικής παρακολούθησης. Επιπλέον περιγράφεται η αρχιτεκτονική του συστήματος in-sole με ενσωματωμένους αισθητήρες πίεσης και IMU καθώς και οι λειτουργικές απαιτήσεις του συστήματος αυτού. Παράλληλα αναφέρεται το ασύρματο σύστημα in-shoe πελματικών πιέσεων Moticon και Medicapteurs. Εκτός από αυτά παρατίθενται κάποιες τεχνολογίες όπως οι βιντεοκάμερες και περιγράφονται κάποια εμπορικά συστήματα για την ανάλυση βάδισης. Στο τρίτο κεφάλαιο αναφέρονται ιατρικές εφαρμογές και γίνεται παρουσίαση του τρόπου διεξαγωγής της κλινικής ανάλυσης βάδισης και στη συνέχεια οι κατηγορίες των ασθενών που αφορά αυτή η ανάλυση. Επιπλέον αναλύεται η βάδιση στα κάτω άκρα σε ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα και η βάδιση στην προσθετική. Τέλος παρουσιάζονται και μερικές μη ιατρικές εφαρμογές. Αρχικά περιγράφεται η αναγνώριση βάδισης με βάση κάποια μοντέλα. Στη συνέχεια αναλύεται ένα οικιακό σύστημα εκτίμησης της βάδισης για ηλικιωμένους όπως και ένα σύστημα μέτρησης της πίεσης του πέλματος. Τέλος παρουσιάζεται η αναγνώριση βάδισης μέσω διαφόρων σημάτων Wifi.

ABSTRACT

In this thesis, become a description of the various gait analysis systems. Specifically, in the first chapter there is a historical overview in human gait and analyzed the characteristics and phases of the gait. Subsequently, analyzed many different gait techniques. The gait can be analyzed with various wearable sensors. Some of them are: accelerometer, gyroscope, flexible goniometer , force sensors ,electromyography sensors and some electromagnetic trapping systems. In addition, it describes the architecture of the wireless shoe sole system and the functional requirements of this system. At the same time, refers the wireless system in-shoe plantar pressure Moticon and Medicapteurs. Apart from these, it seems some current technologies such as video cameras and some commercial systems for gait analysis. In the third chapter, discusses clinical gait applications and shows how to perform a clinical gait analysis and then shows categories of the patient which related with this analysis. In addition, is analyzed the gait in the lower limbs in patients with rheumatoid arthritis and the gait in prosthetic. Finally, shows many non-clinical applications. Initially, gait recognition is described based on some models. Afterwards, analyzed an in-home gait system for the elderly , and also analyzed foot Plantar Pressure Measurement System. Finally, shows gait recognition through various Wifi signals.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ανάλυση βάρδισης είναι η συστηματική μελέτη της ανθρώπινης κίνησης. Αυτός ο τύπος ανάλυσης περιλαμβάνει μέτρηση, περιγραφή και αξιολόγηση των ποσοτήτων που χαρακτηρίζουν την ανθρώπινη κίνηση. Στον τομέα της βιοιατρικής εφαρμοσμένης μηχανικής η ανάλυση βάρδισης είναι η θεμελιώδης μέθοδος και βοηθητικό εργαλείο για να χαρακτηρίσει την ανθρώπινη κίνηση.

Η ανάλυση της βάρδισης απαιτεί μια εξειδικευμένη διαγνωστική τακτική η οποία στηρίζεται στην πλήρη κατανόηση των φυσιολογικών μηχανισμών της κίνησης του ανθρώπινου σώματος .

Ο αναγνώστης της παρούσας εργασίας θα ενημερωθεί για τις σύγχρονες και νέες τεχνολογίες για την ανάλυση βάρδισης. Εκτός από αυτό θα γίνει ανάλυση πολλών ιατρικών και μη ιατρικών εφαρμογών.

Πίνακας περιεχομένων

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	- 7 -
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	- 8 -
ABSTRACT	- 9 -
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	- 10 -
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	- 12 -
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή στην ανθρώπινη βάδιση	- 14 -
1.1 Ιστορική αναδρομή	- 14 -
1.2 Χαρακτηριστικά της βάδισης.....	- 15 -
1.3 Εισαγωγή των φάσεων βάδισης.....	- 16 -
Κεφάλαιο 2:Τεχνικές ανάλυσης βάδισης	- 20 -
2.1Φορητοί αισθητήρες για την ανάλυση βαδισησ	- 20 -
2.1.1 Επιταχυνσιόμετρο, Γυροσκόπιο, ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΙ Αισθητήρες.....	- 20 -
2.1.2 Εύκαμπτο γωνιόμετρο.....	- 26 -
2.1.3 Σύστημα ηλεκτρομαγνητικής παρακολούθησης (ETS).....	- 27 -
2.1.4 ύφασμα με αισθητήρα.....	- 27 -
2.1.5 Αισθητήρες δύναμης	- 28 -
2.1.6 Αισθητήρες για την ηλεκτρομυογραφία (EMG).....	- 28 -
2.2 Μέθοδοι ανάλυσης βάδισης βασισμένες στους φορέσιμους αισθητήρες	- 29 -
2.2.1 Κινηματική ΒΑΔΙΣΗΣ	- 30 -
2.2.2 Κινητική βάδισης	- 34 -
2.2.3 Ηλεκτρομυογραφία (emg) και δύναμη μυών	- 38 -
2.3 Συστήματα μετρήσης πελματικών πιεσεων.....	- 41 -
2.3.1 Ανάλυση της IN-SOLE ME ΕΝΣΩΜΑΤΩΜΕΝΟΥΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ IMU για την ανάλυση ΒΑΔΙΣΗΣ	- 43 -
2.3.2 Λειτουργικές απαιτήσεις συστήματος.....	- 45 -
2.3.3 Αρχιτεκτονική του συστήματος	- 46 -
2.3.4 ΑΣΥΡΜΑΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ MOTICON IN-SHOE ΠΕΛΜΑΤΙΚΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ .-	49 -
-	-
2.4 Συγχρονες τεχνολογίες	- 53 -
2.4.1 Βιντεοκάμερες.....	- 53 -
2.4.2 Εμπορικά συστήματα ανάλυσης της βάδισης.....	- 53 -
Κεφάλαιο 3: Ιατρικές εφαρμογές	- 57 -
3.1 Τρόπος διεξαγωγής της Κλινικής Ανάλυσης Βάδισης.....	- 58 -
3.2 Κατηγορίες των ασθενών που αφορά η Κλινική Ανάλυση Βάδισης	- 61 -
3.3 Ανάλυση βάδισης του κάτω άκρου σε ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα	- 66 -

3.4 Ανάλυση βάδισης στην προσθετική	- 67 -
Κεφάλαιο 4: Μη ιατρικές εφαρμογές.....	- 71 -
4.1 Ταυτοποίηση χρήστη χρησιμοποιώντας μοτίβα βάδισης.....	- 71 -
4.1.1 Αναγνώριση βάδισης με βάση την όραση	- 72 -
4.1.2 Αναγνώριση βάδισης με βάση το δάπεδο	- 72 -
4.1.3 Αναγνώριση βάδισης με φορέσιμους αισθητήρες.....	- 75 -
4.2 Μη φορεσιμοι αισθητήρες.....	- 75 -
4.3 Κατευθυνόμενοι προς ένα οικιακό, σύστημα εκτίμησης βαδίσσης ηλικιωμένων	- 78 -
4.4 Αναγνώριση βάδισης χρησιμοποιώντας σήματα Wifi	- 80 -
4.4.1 Δραστηριότητα και αναγνώριση βάδισης χρησιμοποιώντας ραντάρ σήματα	- 82 -
4.4.2 Ανθρώπινη αναγνώριση με βάση το βήδισμα	- 83 -
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	- 83 -
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	- 86 -

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Φάσεις βάδισης σε κανονικό κύκλο βάδισης.....	- 17 -
Εικόνα 2: Κινήσεις της λεκάνης κατά την βάδιση	- 19 -
Εικόνα 3: Ροή μεθόδου επεξεργασίας σήματος για την αναγνώριση βημάτων	- 22 -
Εικόνα 4: Πειραματική εγκατάσταση με αισθητήρες που συνδέονται με το κάτω άκρο του συμμετέχοντα	- 23 -
Εικόνα 5: Γενική επισκόπηση της αρχιτεκτονικής του συστήματος.....	- 24 -
Εικόνα 6: Μοντέλο μαγνητιστικού αποτελέσματος.	- 25 -
Εικόνα 7: Βιομετρικά ελαστικά γωνιόμετρα	- 26 -
Εικόνα 8: Εμπορικοί ασύρματοι αισθητήρες EMG.....	- 29 -
Εικόνα 9: Κινηματική μέτρηση βασισμένη σε επιταχυντές και γυροσκόπια.....	- 32 -
Εικόνα 10: Ένα φορητό σύστημα αισθητήρων GRF κατασκευασμένο χρησιμοποιώντας πέντε μικρές τριαξονικές δυνάμεις αισθητήρων.	- 35 -
Εικόνα 11: Triaxial GRF που μετράται από το σύστημα του φορητού αισθητήρα.....	- 37 -
Εικόνα 12: Διάγραμμα εφαρμογής EMG στο βήδισμα του ανθρώπου χρησιμοποιώντας EMG αισθητήρες.	- 40 -
Εικόνα 13: Διάγραμμα "απενεργοποίησης" των κανονικών δραστηριοτήτων EMG κατά τη διάρκεια της τροποποίησης βάδισης	- 40 -
Εικόνα 14: Αισθητήρες πίεσης με βάση την πλατφόρμα	- 42 -
Εικόνα 15: Αισθητήρας πίεσης ενσωματωμένος σε παπούτσι	- 43 -
Εικόνα 16: Αισθητήρας πίεσης ενσωματωμένος σε παπούτσι F-Scan	- 43 -
Εικόνα 17: Σύστημα ARTISTIC	- 44 -

Εικόνα 18: Επισκόπηση της αρχιτεκτονικής του συστήματος.	- 46 -
Εικόνα 19: α) Επισκόπηση του συστήματος ευαίσθητου στοιχείου β) Μετρήσεις για τα ευαίσθητα στην πίεση στοιχεία	- 48 -
Εικόνα 20: Επισκόπηση της συσκευής: αισθητηριακή εσωτερική σόλα.	- 50 -
Εικόνα 21: Ανάλυση συστήματος Moticon.....	-50-
Εικόνα 22: Εμπορικό σύστημα WS βασισμένο σε αδρανή αισθητήρες: XsensMVN ...	- 52-
Εικόνα 23: Σύστημα βιομετρικών στοιχείων.	- 53 -
Εικόνα 24: Γραφικά που λαμβάνονται από ηλεκτρογωνιόμετρα και EMG αισθητήρες, σε πραγματικό χρόνο.....	- 54 -
Εικόνα 25: Xsens MVN Biomech Link.....	- 54 -
Εικόνα 26: Σύστημα φορέσιμων αισθητήρων που βασίζεται σε (α) αδρανειακούς αισθητήρες και (β) φορέσιμες δυναμόπλακες	- 55 -
Εικόνα 27 Η εγκατάσταση ενός σύγχρονου εργαστηρίου ανάλυσης βάρδισης.	- 56 -
Εικόνα 28 Τοποθέτηση ανακλαστήρων με βάση Schwartz & Rozumalski,	- 58 -
Εικόνα 29: Αισθητήρας δαπέδου	- 66 -
Εικόνα 30 Ανάλυση σχήματος α)εικόνα φόντου β) αρχική εικόνα γ)εξαγωγή σιλουέτας.....	- 68 -
Εικόνα 31: Σύστημα με δείκτες για την εξαγωγή σιλουέτας	- 70 -
Εικόνα 32: Περιγραφή του συστήματος αξιολόγησης της βάρδισης.....	- 71 -
Εικόνα 33 : α)Στις δύο πρώτες εικόνες φαίνεται η κάμερα που παρακολουθεί την ίδια σκηνή ενός αντικειμένου βάρδισης στο εργαστήριο β) ανθρώπινες σιλουέτες γ)αναπαράσταση ανθρώπου 3-D Voxel.....	- 72-
Εικόνα 34: Προεπισκόπηση συστήματος WifiU	- 73 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ

1.1 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

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

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

Παρ'όλα αυτά το μεγαλύτερο άλμα στην μελέτη της βάδισης έγινε με τη ανακάλυψη της φωτογραφίας, καθώς μόνο τότε έγινε δυνατό να ακινητοποιηθούν και να αναλυθούν οι διαφορετικές κινήσεις των μελών του σώματος κατά την βάδιση. Ο Muybridge το 1878 ήταν ο πρώτος που χρησιμοποίησε την φωτογραφία για αυτόν τον σκοπό. Από τότε η φωτογραφική τεχνική και αργότερα οι τεχνικές με κινηματογραφικές μηχανές και μηχανές video έγιναν το κατ' εξοχήν μέσο για την επιστημονική μελέτη της κίνησης.

Όσο αυξάνονταν τα εργαλεία που είχαν οι επιστήμονες στην διάθεσή τους για την πειραματική μελέτη της βάδισης (δυναμόπλακα, ηλεκτρογωνιόμετρο, επιταχυνσιόμετρο, ηλεκτρομυογράφος κλπ.), κατέστη δυνατό να αναλυθούν περισσότερο εξειδικευμένες πλευρές του θέματος. Έτσι, παρουσιάστηκαν μελέτες για τον προσδιορισμό των κινηματικών παραμέτρων της βάδισης, όπως μήκος βήματος ταχύτητα βάδισης γωνίες κάμψης και έκτασης των μελών (Murray (1967), Winter (1984), Wooten et al (1987)). Μελέτες για την μέτρηση των δυνάμεων και των πιέσεων που ασκούνται από το έδαφος

στο πέλμα κατά την διάρκεια της βάδισης (Elftman (1938, 1939), Draganich et al. (1980), Bobbert et al.(1991)). Για την δράση των μυών κατά την βάδιση (Elftman (1940), Morrison (1970), Hyges and Jacobs (1979), για την μέτρηση των δυνάμεων και ροπών που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις (Carpozzo et al. (1976), Boccardi et al. (1981), Rohrlé et al. (1984). Εργασίες πάνω στην μεταφορά και κατανάλωσης ενέργειας κατά την βάδιση(Cavagna et al. (1964, 1966), Margaria (1968, 1976), Winnter et al (1976), Contini (1972), Cavagna (1975), Ντούνης (1980)) και εργασίες σχετικά με την σχεδίαση πειραματικών και μαθηματικών μοντέλων για την περιγραφή της βάδισης (At L. Hof 1992, Tine Alkjaer et al. 2000).

1.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η βάδιση είναι μία μακροχρόνια διαδικασία εκμάθησης και εξέλιξης. Επίσης, ο κάθε άνθρωπος έχει διαφορετικό σωματότυπο (μυϊκό και οστεϊκό σύστημα). Αυτά έχουν ως αποτέλεσμα ο τρόπος βαδίσματος του κάθε ανθρώπου να είναι μοναδικός και να παρουσιάζει πολλές ιδιομορφίες. Παρ'όλα αυτά υπάρχουν ορισμένα κοινά βασικά στοιχεία που χαρακτηρίζουν την ανθρώπινη βάδιση.

Το πιο φανερό κοινό χαρακτηριστικό της βάδισης είναι η ρυθμική αντίρροπη μπρος και πίσω κίνηση των κάτω άκρων, με τέτοιο τρόπο ώστε να ταιριάζει στα ανατομικά στοιχεία του ανθρώπινου σώματος και στις δυνατότητες των αρθρώσεων. Επίσης βασικό χαρακτηριστικό το οποίο μάλιστα διαχωρίζει τον ανθρώπινο τρόπο βάδισης από τον δίποδο τρόπο βάδισης άλλων οργανισμών, είναι το γεγονός ότι ο άνθρωπος εκτείνει το γόνατο κατά την βάδιση και επιτρέπει στις πτέρνες να στηρίζονται στο έδαφος.

Έτσι, το τελικό αποτέλεσμα της βάδισης αποτελεί σύνθεση πολλών παραμέτρων οι οποίες την χαρακτηρίζουν φυσιολογική ή μη. Η σύνθεση των παραμέτρων αυτών, για την φυσιολογική βάδιση, αποσκοπεί στην επίτευξη ομαλής τροχιάς του κέντρου βάρους με

όσο το δυνατόν μικρότερες μεταβολές της ταχύτητας, έτσι ώστε η κίνηση του βαδιστή να γίνεται με την μικρότερη δυνατή δαπάνη ενέργειας.

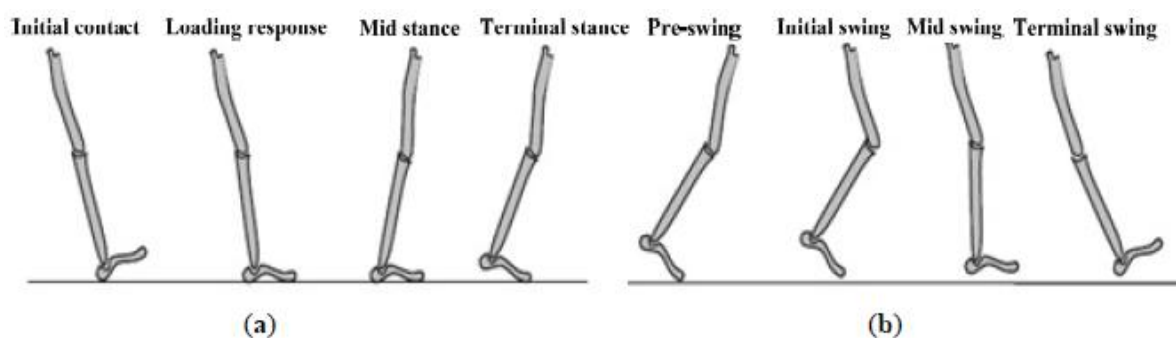
Σύμφωνα με τον Elftman (1967) η απαιτούμενη ενέργεια για την μετακίνηση καθορίζεται από τη δυνατότητα επίτευξης τροχιάς του σώματος, η οποία κάνει βέλτιστη χρήση της εναλλαγής μεταξύ δυναμικής και κινητικής ενέργειας. Επίσης, η αντίρροπη αιώρηση των σκελών με ελάχιστη ταχύτητα επιτυγχάνεται όταν το σώμα επιταχύνεται ή επιβραδύνεται με γρήγορο ρυθμό και τέλος την κατάλληλη χρησιμοποίηση των μυών για την ελάττωση του μεταβολικού κόστους.

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

1.3 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΤΩΝ ΦΑΣΕΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ

Γενικά το ανθρώπινο περπάτημα είναι μια περιοδική κίνηση των τμημάτων του σώματος και περιλαμβάνει επαναλαμβανόμενες κινήσεις. Για να καταλάβουμε αυτή τη περιοδική βάδιση καλύτερα, πρέπει να χρησιμοποιηθεί η φάση βηματισμού για να περιγράψουμε μια ολόκληρη περίοδο βάδισης. Στο παρελθόν, φυσιολογικά γεγονότα χρησιμοποιούνταν ως κρίσιμες ενέργειες των ξεχωριστών φάσεων βηματισμού. Όμως, αυτή η πρακτική αποδείχθηκε κατάλληλη μόνο για τους ακρωτηριασμένους αλλά απέτυχε επίσης να λάβει υπόψη τις αποκλίσεις βηματισμού των ασθενών που πάσχουν από παράλυση ή αρθρίτιδα. Για παράδειγμα η αρχική στάση της βάδισης είναι το πάτημα πτέρνας. Ωστόσο, η πτέρνα του παραλυτικού ασθενή δεν μπορεί ποτέ να έρθει σε επαφή με το έδαφος ή μπορεί να το

κάνει αρκετά αργότερα στον κύκλο βάδισης. Για να αποφευχθούν αυτές οι δυσκολίες, ο Rancho Los Amigos ανέπτυξε μια γενική ορολογία για τις λειτουργικές φάσεις της βάδισης. Η ανάλυση της ανθρώπινης βάδισης με βάση τις φάσεις προσδιορίζει αμεσότερα τη λειτουργική σημασία των διαφορετικών κινήσεων που δημιουργούνται στις μεμονωμένες αρθρώσεις και τμήματα. Η κίνηση των κάτω άκρων χωρίζεται σε δύο κύριες φάσεις. Τη φάση της αιώρησης, κατά την οποία το πόδι αιωρείται και στην φάση της στήριξης, κατά την διάρκεια της οποίας αυτό βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Και ενώ κατά την φάση της αιώρησης του ενός σκέλους το άλλο βρίσκεται πάντα στην φάση της στήριξης, κατά την φάση της στήριξης υπάρχει ένα χρονικό διάστημα κατά το οποίο και το άλλο σκέλος βρίσκεται στην ίδια φάση. Το στάδιο αυτό ονομάζεται φάση διπλής στήριξης. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



Εικόνα 1:Φάσεις βηματισμού σε κανονικό κύκλο βάδισης. α)φάση της στήριξης β)φάση της αιώρησης(Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

- 1)Επαφή πτέρνας: Αυτή η φάση περιλαμβάνει τη στιγμή που το πόδι αγγίζει το δάπεδο.
- 2)Πλήρης επαφή: Αυτή η φάση είναι η αρχική περίοδος διπλής κατεύθυνσης. Η φάση αρχίζει με την αρχική επαφή με το δάπεδο και συνεχίζει μέχρι το άλλο πόδι να ανυψωθεί για αιώρηση. Χρησιμοποιώντας τη πτέρνα σαν αιώρηση, το γόνατο είναι λυγισμένο για

απορρόφηση κραδασμών. Η κάμψη του αστραγάλου του πέλματος περιορίζει την κάμψη της πτέρνας μέσω της επαφής του μπροστινού ποδιού με το πάτωμα.

3) Μέσο στήριξη: Αυτή η φάση είναι το πρώτο μισό του διαστήματος υποστήριξης ενός άκρου. Σε αυτή τη φάση, το άκρο προχωρεί πάνω από το σταθερό πόδι μέσω του αστραγάλου ενώ το γόνατο και το ισχίο επεκτείνονται. Η μέση αρχή ξεκινά όταν το άλλο πόδι ανυψώνεται και συνεχίζεται έως ότου ευθυγραμμιστεί το σωματικό βάρος πάνω από το μπροστινό πόδι.

4) Άρση πτέρνας: Αυτή η φάση ολοκληρώνει την στήριξη ενός μόνο σκέλους. Η στάση αρχίζει καθώς η πτέρνα ανυψώνεται και συνεχίζεται μέχρι το άλλο πόδι να ακουμπήσει το έδαφος. Σε όλη αυτή τη φάση, το σωματικό βάρος μετατοπίζεται μπροστά από το πρώτο πόδι.

5) Επιτάχυνση: Σε αυτή τη φάση το κινούμενο πόδι επιταχύνεται προς τα εμπρός.

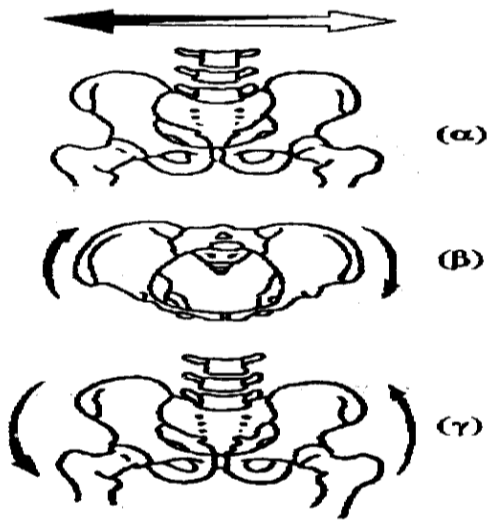
6) Μέσο αιώρηση: Σε αυτή τη φάση το πόδι ανυψώνεται, αιωρείται και το άκρο προωθείται από την κάμψη του ισχίου και την αυξημένη κάμψη στο γόνατο.

7) Επιβράδυνση: Αυτή η φάση τελειώνει όταν το αιωρούμενο άκρο βρίσκεται εμπρός και η κνήμη είναι κατακόρυφη. Το πόδι επιβραδύνει για να ξεκινήσει και πάλι η φάση της στήριξης με την επαφή της πτέρνας.

8) Επαφή πτέρνας: Αυτή η τελική φάση της αιώρησης αρχίζει όταν η κνήμη είναι κάθετη και τελειώνει όταν το πόδι ακουμπήσει το πάτωμα. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

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

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



Εικόνα 2: Κινήσεις της λεκάνης κατά την βάδιση

(α) πλευρική μετατόπιση

(β) περιστροφή περί κατακόρυφο άξονα

(γ) βύθιση

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2:ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

2.1ΦΟΡΕΤΟΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η ανάλυση της βάδισης έχει χρησιμοποιήσει διαφορετικούς τύπους αισθητήρων κίνησης και συστημάτων όπως το επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητικοί αισθητήρες, εύκαμπτο γωνιόμετρο, σύστημα ηλεκτρομαγνητικής παρακολούθησης (ETS), αισθητήριο ύφασμα και αισθητήρες δύναμης. Με βάση αυτούς τους αισθητήρες ένας μόνο τύπος ή ένα συνδυασμένο σύστημα αισθητήρων με πολλαπλούς τύπους αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν στις εφαρμογές για την ανάλυση της βάδισης. Οι βασικές αρχές και τα βασικά γνωρίσματα των αισθητήρων και συστημάτων κίνησης περιγράφονται παρακάτω (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012).

2.1.1 ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΙΟΜΕΤΡΟ, ΓΥΡΟΣΚΟΠΙΟ, ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ

Ένα επιταχυνσιόμετρο είναι ένας τύπος αδρανούς αισθητήρα που μπορεί να μετρήσει την επιτάχυνση κατά μήκος του ευαίσθητου άξονά του. Η κοινή αρχή λειτουργίας των επιταχυνσιόμετρων βασίζεται σε ένα μηχανικό στοιχείο ανίχνευσης το οποίο περιλαμβάνει μια μάζα απόσβεσης που συνδέεται με ένα μηχανικό σύστημα αναστολής, σε σχέση με ένα πλαίσιο αναφοράς. Η σεισμική μάζα μπορεί να αναγκαστεί να εκτραπεί από την αδρανή δύναμη λόγω της επιτάχυνσης ή της βαρύτητας σύμφωνα με το δεύτερο νόμο του Νεύτωνα ($\text{δύναμη} = \text{μάζικη} \times \text{επιτάχυνση}$). Με βάση αυτήν την αρχή, η επιτάχυνση μπορεί να μετρηθεί ηλεκτρικά χρησιμοποιώντας τις φυσικές αλλαγές στη μετατόπιση της μάζας ,σε σχέση με το σημείο αναφοράς. Υπάρχουν τρεις κοινοί τύποι επιταχυνσιόμετρων πιεζοηλεκτρικοί, και χωρητικά επιταχυνσιόμετρα. Οι αισθητήρες πίεσης και τα χωρητικά επιταχυνσιόμετρα μπορούν να παρέχουν επιταχύνσεις σε δυο άξονες και έχουν μεγαλύτερη σταθερότητα. Αυτοί οι τύποι

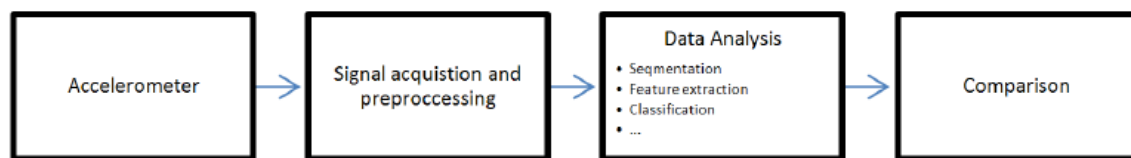
επιταχυνσιόμετρων είναι κατάλληλοι για μέτρηση της κίνησης στην ανθρώπινη βάδιση. Τοποθετώντας αυτά τα επιταχυνσιόμετρα στις πατούσες ή στα πόδια, η επιτάχυνση της ταχύτητας των πατουσών ή των ποδιών στο βηματισμό μπορεί να καθοριστεί για να πραγματοποιηθεί η ανάλυση της βάδισης. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

➤ **Ανάλυση βάδισης βασισμένη σε επιταχυνσιόμετρο**

Εκτός από την αναγνώριση βάδισης που βασίζεται στον αισθητήρα μηχανής (MV) και αισθητήρα δαπέδου (FS) με βάση την αναγνώριση βάδισης η προσέγγιση της βάσης αισθητήρων που βασίζεται στον αισθητήρα είναι η νεότερη. Αυτό βασίζεται στην προσάρτηση ή φορώντας αισθητήρες εγγραφής κίνησης στο σώμα του ατόμου σε διαφορετικούς χώρους. Για παράδειγμα στη μέση, τσέπες, παπούτσια και ούτω καθεξής. Οι φορέσιμοι αισθητήρες (WS) μπορούν να έχουν πολλούς σκοπούς λόγω της ανάκτησης πολλών τύπων δεδομένων.

Ένα παράδειγμα θα ήταν να εφαρμόσουμε μια εφαρμογή στα κινητά τηλέφωνα. Εξαιτίας του διακριτικού τρόπου συλλογής δεδομένων που μπορεί να εφαρμοστεί για συνεχή επαλήθευση της ταυτότητα στα κινητά τηλέφωνα. Αυτό σημαίνει ότι για κάθε βήμα που εκτελεί ένας χρήστης, η ταυτότητα των χρηστών θα επαληθευτεί εκ νέου για να διασφαλιστεί ότι δεν πρόκειται για άλλο πρόσωπο που έχει το κινητό τηλέφωνο στο χέρι, αλλά να ταυτοποιηθεί ο,τι είναι ο ίδιος χρήστης. Ορισμένα από τα νεότερα κινητά τηλέφωνα στις μέρες μας, π.χ. το iPhone, χρησιμοποιεί ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο για να ανιχνεύσει πότε η συσκευή περιστρέφεται, ώστε να μπορεί να πει εάν θα εμφανίσει τι είναι στην οθόνη σε κάθετη ή οριζόντια μορφή. Αυτό επιτρέπει στον χρήστη να αποφασίσει ποιά μορφή είναι καλύτερη για προβολή, όπως φωτογραφία, ιστοσελίδα,

βίντεο. Επιπλέον, η συσκευή μπορεί να προχωρήσει περαιτέρω όταν ανυψώνεται στο αυτί, έτσι ώστε να απαντώνται αυτόματα οι τηλεφωνικές κλήσεις. Η έρευνα σε διαφορετικές μεθοδολογίες για την ανάλυση των χαρακτηριστικών της πορείας αυξάνεται και θα γίνει μια δημοφιλής περιοχή της έρευνας, ειδικά σε βιομετρικά βήματα. Η εξαγωγή χαρακτηριστικών από τα σήματα βάδισης είναι ζωτικής σημασίας για την αποτελεσματική αναγνώριση βάδισης. Για μια γενική ανάλυση βάδισης η ροή επεξεργασίας σημάτων φαίνεται παρακάτω(WeijunTao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



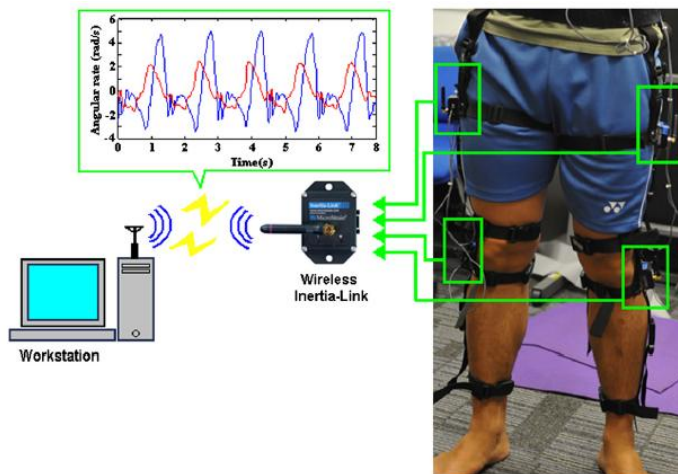
Εικόνα 3: Ροή μεθόδου επεξεργασίας σήματος για την επαλήθευση/αναγνώριση βημάτων (WeijunTao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Το γυροσκόπιο είναι ένας αισθητήρας γωνιακής ταχύτητας. Το γυροσκόπιο βασίζεται στην έννοια της μέτρησης της δύναμης Coriolis, η οποία είναι μια εμφανής δύναμη ανάλογη προς το γωνιακό ρυθμό περιστροφής σε ένα περιστρεφόμενο σημείο αναφοράς. Με την ανίχνευση της γραμμικής κίνησης από την προσπάθεια Coriolis και την εκτέλεση η ολοκλήρωση του γυροσκοπικού σήματος, μπορεί να βρούμε το γωνιακό ρυθμό. Επιπλέον, υπάρχουν γυροσκόπια που βασίζονται σε άλλες λειτουργικές αρχές, όπως το ηλεκτρονικό και συσκευές με μικροσίπ MEMS που τοποθετούνται στις καταναλωτικές ηλεκτρονικές. Επίσης, το γυροσκόπιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση κίνησης και τη στάση του ανθρώπινου σώματος στην ανάλυση βάδισης μετρώντας το γωνιακό ρυθμό. Για παράδειγμα, με την τοποθέτηση ενός γυροσκοπίου στις πατούσες ή στα πόδια, είναι δυνατό να καθοριστεί η γωνιακή ταχύτητα και η γωνία των πατουσών ή των ποδιών κατά τη διάρκεια της

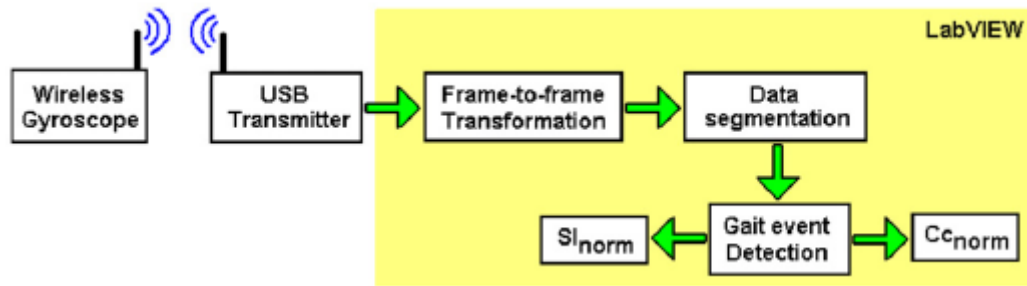
βάδισης στις διάφορες φάσεις βάδισης. Στην ανάλυση της βάδισης, ένα γυροσκόπιο συνδυάζεται συνήθως με ένα επιταχυνσιόμετρο για να κατασκευαστεί ένα πλήρες αρχικό σύστημα αισθητήρων. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

➤ **Ασύρματο γυροσκόπιο**

Το Inertia-Link (Microstrain, Inc.) είναι ένας ασύρματος αισθητήρας αδράνειας που περιέχει τριών αξόνων επιταχυνσιόμετρο και τριών αξόνων γυροσκόπιο για τη μέτρηση της επιτάχυνσης και της γωνιακής ταχύτητας ενός αντικειμένου σε τρισδιάστατο χώρο (Εικόνα 4). Το Inertia-Link θεωρείται ένα ασύρματο γυροσκόπιο. Ένα διαδραστικό λογισμικό σύστημα αναπτύχθηκε με τη χρήση του LabVIEW8.5 για την εκτέλεση των απαραίτητων υπολογισμών (Εικόνα 5).(Darwin Gouwanda,Arosha Senanayake,2011)



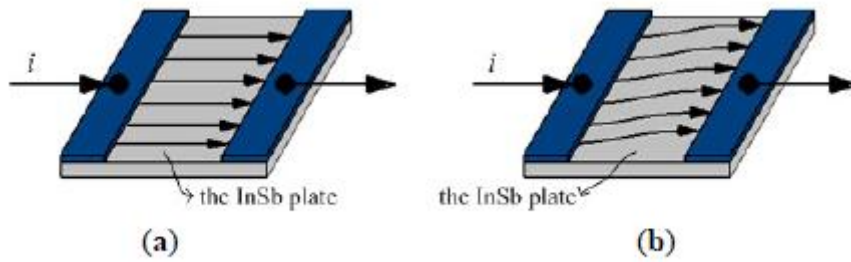
Εικόνα 4: Πειραματική εγκατάσταση με αισθητήρες που συνδέονται με το κάτω άκρο του συμμετέχοντα (Darwin Gouwanda,Arosha Senanayake,2011)



Εικόνα 5:Γενική επισκόπηση της αρχιτεκτονικής του συστήματος(Darwin Gouwanda, Arosha Senanayake,2011)

Δεν αναμένεται παρεμβολή των σημάτων καθώς ο ασύρματος πομποδέκτης φιλτράρει το σήμα θορύβου. Αυτό το χαρακτηριστικό είναι ενσωματωμένο στον πομποδέκτη από τον κατασκευαστή, κι έτσι δεν απαιτείται προσαρμογή. Για να αποφευχθούν τυχόν αλλοιώσεις των δεδομένων, κάθε γυροσκόπιο είναι ρυθμισμένο να λειτουργεί σε διαφορετικό κανάλι και πειράματα διεξήχθησαν εντός του επιτρεπόμενου εύρους μετάδοσης. Ο ρυθμός δειγματοληψίας ρυθμίστηκε στα 200Hz. (Darwin Gouwanda,Arosha Senanayake,2011)

Υπάρχουν επίσης οι αισθητήρες που βασίζονται στην αλληλεπίδραση με το μαγνητικό πεδίο (σχήμα 6). Εάν δεν εφαρμόζεται μαγνητική ροή (μαγνητικό πεδίο), το ρεύμα ρέει κατ' ευθείαν μέσω της πλάκας InSb. Εάν όμως εφαρμόζεται μαγνητική ροή, μια δύναμη Lorentz ανάλογη προς την πυκνότητα μαγνητικής ροής θα εκτρέψει την τρέχουσα πορεία. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



Εικόνα 6: Μοντέλο μαγνητικού αποτελέσματος. α) τρέχουσα λειτουργία υπό μη μαγνητικό πεδίο β) τρέχουσα λειτουργία υπό μαγνητικό πεδίο (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Δεδομένου ότι η τρέχουσα πορεία εκτρέπεται , το ρεύμα ρέει μέσω της πλάκας για μεγαλύτερη απόσταση προκαλώντας την αύξηση της αντίστασης. Δηλαδή η επίδραση της μαγνητικής αντίστασης αναφέρεται στην αλλαγή της αντίστασης από ένα ρεύμα που φέρνει το σιδηρομαγνητικό υλικό που προκύπτει από ένα μαγνητικό πεδίο, με την αλλαγή αντίστασης που είναι ανάλογη με τη γωνία κλίσης σε σχέση με την κατεύθυνση μαγνητικών πεδίων. Με βάση την επίδραση της μαγνητικής αντίστασης οι αισθητήρες αυτοί μπορούν να υπολογίσουν τις αλλαγές στον προσανατολισμό του σώματος σε σχέση με το μαγνητικό Βορρά ή τον κάθετο άξονα στην ανάλυση βάδισης. Τέτοιοι αισθητήρες μπορούν να παρέχουν πληροφορίες που δεν μπορούν να προσδιοριστούν από τα επιταχυνσιόμετρα. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

2.1.2 ΕΥΚΑΜΠΤΟ ΓΩΝΙΟΜΕΤΡΟ

Τα γωνιόμετρα είναι αισθητήρες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μέτρηση των γωνιών των ανθρώπινων αρθρώσεων, όπως οι αστράγαλοι, τα γόνατα, οι γοφοί, αλλά και άλλων αρθρώσεων. Τα γωνιόμετρα θα μπορούσαν να είναι: βασισμένα σε μετρητές, επαγωγικά ή μηχανικά γωνιόμετρα. Τα γωνιόμετρα που βασίζονται σε μετρητές (Εικόνα 7) λειτουργούν με αντίσταση που αλλάζει ανάλογα με το πόσο κάμπτεται ο αισθητήρας. Όταν ο αισθητήρας κάμπτεται, η αντίσταση του αυξάνεται αναλογικά με τη γωνία κάμψης. Ο Dominguez et al ανέπτυξε ένα ψηφιακό γωνιόμετρο με βάση τους κωδικοποιητές οι οποίοι μετρούν τη θέση του γονάτου. Αυτοί οι αισθητήρες είναι συνήθως τοποθετημένοι σε όργανα υποδημάτων για να μετρήσουν τον αστράγαλο τις γωνίες του αστραγάλου και της πατούσας. (Rom J Morphol Embryol, 2016)



Εικόνα 7:Βιομετρικά ελαστικά γωνιόμετρα. Έχουν ίδια αρχή αλλά διαφορετικές distâncias ανάλογα με τις ανθρώπινες αρθρώσεις (Rom J Morphol Embryol, 2016)

Οι φορέσιμοι αισθητήρες προσφέρουν έναν βολικό τρόπο αξιολόγησης πτυχές της κίνησης μετά από κάποια χειρουργική επέμβαση. Ευέλικτη ηλεκτρομετρία χρησιμοποιήθηκε για να ποσοτικοποιηθούν οι διαφορές κάμψης / επέκτασης γόνατος πριν την χειρουργική επέμβαση ολική αντικατάσταση γόνατος για ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα. Αισθητήρες αδράνειας WS τοποθετημένοι στον κορμό και στον μηρό χρησιμοποιήθηκαν για να

συγκριθούν η κινηματική πριν και μετά τη χειρουργική ανακατασκευή πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. (Rom J Morphol Embryol, 2016)

2.1.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ (ETS)

Το σύστημα ηλεκτρομαγνητικής παρακολούθησης είναι μία συσκευή 3D μέτρησης που βασίζεται στον νόμο του Faraday για την μαγνητική επαγωγή. Όταν ένα αντικείμενο που φέρει αισθητήρα πηνία εκτελεί μια κίνηση μέσα σε ελεγχόμενα μαγνητικά πεδία, οι επαγόμενες τάσεις στους αισθητήρες πηνία θα αλλάξουν, σε σχέση με την αλλαγή της θέσης και του προσανατολισμού του αντικειμένου, σχετική με την πηγή των ελεγχόμενων μαγνητικών πεδίων. Στα ηλεκτρομαγνητικά συστήματα εντοπισμού (ETS) του εμπορίου, τα ελεγχόμενα μαγνητικά πεδία παράγονται από έναν σταθερό πομπό και ανιχνεύονται από τους δέκτες που είναι τοποθετημένο στο αντικείμενο σε κίνηση. Επομένως, οι θέσεις και οι προσανατολισμοί του αντικειμένου σε σχέση με το πομπό μπορούν να υπολογιστούν. Βάση αυτής της αρχής λειτουργίας, μερικοί αναπτυγμένοι ETS του εμπορίου έχουν εφαρμοστεί στη βιοτεχνολογία, συμπεριλαμβανομένης της ανάλυσης βάδισης και της κινηματικής μελέτης του σώματος. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng, 2012)

2.1.4 ΥΦΑΣΜΑ ΜΕ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ

Το ύφασμα με αισθητήρα είναι ένας συνδυασμός τεχνολογίας αισθητήρων και υφάσματος που κυμαίνεται από επιφανειακά συνδεδεμένα ηλεκτρονικά εξαρτήματα μέχρι ίνες και νήματα με ιδιότητα ανίχνευσης που εισάγονται σε κανονικά υφάσματα και σε ηλεκτρονικά εξαρτήματα κατασκευασμένα από υφασμάτινα υλικά. Σε σύγκριση με άλλους αισθητήρες που μπορούν να φορεθούν, το ύφασμα με αισθητήρες είναι πιο ευέλικτο και άνετο στη μέτρηση της ανθρώπινης στάσης και κίνησης. Γενικά, οι αισθητήριες ιδιότητες του αισθητήριου υφάσματος μπορούν να επιτευχθούν με την εφαρμογή αισθητήρων

πίεσης, πιεζοηλεκτρικών υλικών, συνήθως με τη μορφή πολυμερών, για την ελαστική τους ιδιότητα. Διαφορετικά πολυμερή υλικά για χρήση ως επικαλύψεις μπορούν να επιλεγούν με βάση τον σκοπό κάθε εφαρμογής.(Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

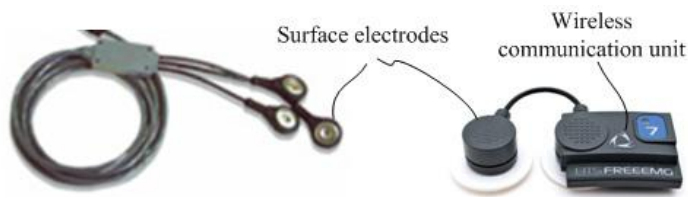
2.1.5 ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΔΥΝΑΜΗΣ

Οι αισθητήρες δύναμης μπορούν να ενσωματωθούν σε υποδήματα για να πραγματοποιήσουν κινητικές μετρήσεις της αντίδρασης από το έδαφος (Ground Reaction Force-GRF) κατά τη βόδιση. Η GRF είναι ένας τρισδιάστατο διάνυσμα, του οποίου η πραγματική κατεύθυνση βασίζεται στη φύση της επαφής μεταξύ του πέλματος και του εδάφους. Για την ανάπτυξη φορέσιμων αισθητήρων δύναμης μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφοροι μετατροπείς δύναμης όπως πιεζοηλεκτρικοί, μετρητές παραμόρφωσης. Επιπλέον, οι Hessert et al σχεδίασαν έναν τύπο αισθητήρα δυνάμεως που μπορεί να φορεθεί με βάση ένα φωτοελαστικό τριών αξόνων μετατροπέα δύναμης για τη μέτρηση του GRF στην ανάλυση βόδισης. Οι αισθητήρες δύναμης με βάση την οπτική ίνα αναπτύχθηκαν για να ανιχνεύσουν την συμπιεστική δύναμη κατά την ανθρώπινη βόδιση. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

2.1.6 ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ (EMG)

Για να μετρήσουμε τη κίνηση των μυών στο κάτω άκρο κατά την ανθρώπινη βόδιση, αναπτύχθηκε το EMG για να εκτελεί μια έμμεση μέτρηση της μυϊκής δραστηριότητας χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια επιφάνειας ή συρμάτων. Αυτά τα ηλεκτρόδια είναι ένα είδος αισθητήρα για EMG και μπορούν να ανιχνεύσουν δυναμικό τάσης για την παροχή πληροφοριών σχετικά με το χρόνο και την ένταση της συστολής των μυών, τα οποία έχουν

διατεθεί στο εμπόριο σε συνδυασμό με την ασύρματη τεχνολογία, όπως αυτό φαίνεται στο σχήμα 8. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



Εικόνα 8:Εμπορικοί ασύρματοι αισθητήρες EMG. Περιλαμβάνουν τα ηλεκτρόδια και την μονάδα ασύρματης επικοινωνίας (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Γενικά, τα επιφανειακά ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται όταν απαιτούνται μόνο γενικές πληροφορίες σχετικά με τη μυϊκή δραστηριότητα, ενώ τα ηλεκτρόδια καλωδίων πρέπει να εισάγονται στον συγκεκριμένο μυ χρησιμοποιώντας μια υποδερμική βελόνα ώστε να μετρήσουν συγκεκριμένες πληροφορίες σχετικά με το συγκεκριμένο μυ. Ως αποτέλεσμα, οι αισθητήρες EMG μπορούν να χρησιμοποιηθούν για κατανόηση της αξιολόγησης της μυϊκής δραστηριότητας κατά το ανθρώπινο βάδισμα καθώς διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην αξιολόγηση ατόμων με προβλήματα στα κάτω άκρα. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

2.2 ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΕΣ ΣΤΟΥΣ ΦΟΡΕΣΙΜΟΥΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ

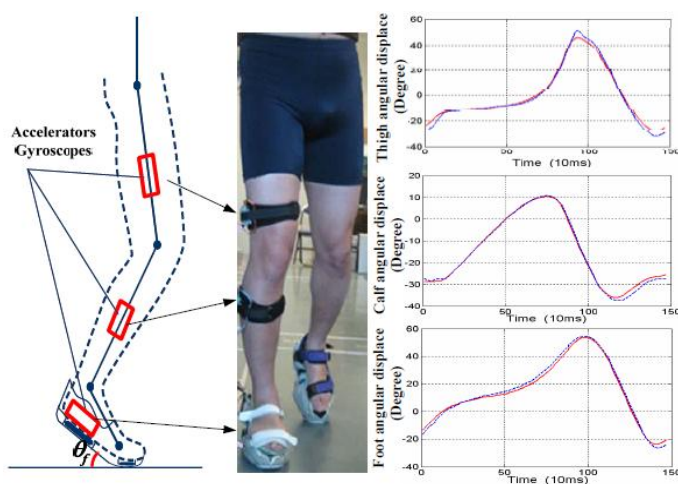
Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, έχει δοθεί μεγάλη προσοχή στην ανάλυση βάδισης χρησιμοποιώντας φορέσιμους αισθητήρες και έχει επιτευχθεί σημαντική πρόοδος στον τομέα αυτό. Τα επιτεύγματα της ανθρώπινης ανάλυσης βάδισης μπορούν να διαιρεθούν σε τρεις τομείς, δηλαδή, την κινητική, την κινηματική και την ηλεκτρομυογραφία(EMG). Η κινηματική της ανθρώπινης βάδισης περιγράφει τις κινήσεις των κύριων αρθρώσεων του κάτω άκρου στην ανθρώπινη βάδιση. Η κινητική βάδισης επικεντρώνεται στη μελέτη των

δυνάμεων και ροπών που έχουν ως αποτέλεσμα την κίνηση του ανθρώπινου σώματος. Ο προσανατολισμός στον χώρο όλων των τμημάτων του ποδιού συχνά απαιτείται για μια τέτοια μελέτη. Η ηλεκτρομυογραφία της ανθρώπινης βάρδισης χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και την ανάλυση της μυϊκής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια της ανθρώπινης βάρδισης. Σε αυτό το κεφάλαιο, οι μέθοδοι ανάλυσης βάρδισης με βάση τους φορέσιμους αισθητήρες επανεξετάζονται χωριστά με βάση αυτούς τους τρεις ερευνητικούς τομείς. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

2.2.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η εφαρμογή της ανάλυσης βάρδισης στη βιοϊατρική μηχανική, βασίζεται σε κινηματικές μετρήσεις και ανάλυση των αποτελεσμάτων τους. Γίνονται μετρήσεις για την συλλογή δεδομένων βάρδισης χρησιμοποιώντας διάφορους αισθητήρες. Με βάση αυτά τα δεδομένα, μπορεί να υπάρξει μια κινηματική ανάλυση για να αναγνωρίσουμε τις φάσεις βάρδισης, καθώς και να αποκτήσουμε τις γενικές παραμέτρους βάρδισης και πληροφορίες κίνησης στα τμήματα του σώματος. Δύο κύριες τεχνικές χρησιμοποιούνται στην κινηματική μέτρηση της ανθρώπινης βάρδισης. Υπάρχει μια τεχνική που βασίζεται σε συστήματα κάμερας, η οποία χρησιμοποιείται σε μεγάλο αριθμό εξειδικευμένων εργαστηρίων. Η άλλη τεχνική για κινηματική μέτρηση είναι η χρήση φορέσιμων αισθητήρων, που προτάθηκε αρχικά από τον Morris το 1973 και έχει αναπτυχθεί ουσιαστικά ως ανάλυση βάρδισης κατά τις τελευταίες δύο δεκαετίες.[9]Μεταξύ των δύο τεχνικών, η τελευταία αντιπροσωπεύει την κατεύθυνση της μελλοντικής ανάπτυξης και είναι το κύριο σημείο στη συζήτηση στο συγκεκριμένο θέμα. Η εφαρμογή του επιταχυνσιομέτρου σηματοδότησε την έναρξη της ανάλυσης βάρδισης χρησιμοποιώντας φορέσιμους αισθητήρες και παρέχει μια αποτελεσματική μέθοδο για την ανάλυση της βάρδισης του ανθρώπου. Οι Mathie et al επανεξέτασαν τη χρήση συστημάτων με βάση το επιταχυνσιόμετρο στην ανθρώπινη κίνηση, όπως παραδείγματος χάρι την παρακολούθηση μιας σειράς διαφορετικών

κινήσεων, τη μέτρηση των επιπέδων σωματικής δραστηριότητας καθώς και τον προσδιορισμό και την ταξινόμηση των κινήσεων που εκτελούνται από τα αντικείμενα τις έρευνας. Επίσης οι Mathie et al ανέπτυξαν έναν ταξινομητή της ανθρώπινης κίνησης σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιώντας ένα επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων για να παρακολουθεί την κίνηση στην βάδιση. Οι Godfrey et al έδωσαν μια εκτενή σύγκριση όλων των αποτελεσμάτων που αποκτήθηκαν με τη χρήση επιταχυνσιομέτρων για την ανθρώπινη κίνηση και κινητικότητα από το 1991 έως το 2006, συνοψίζοντας τις διάφορες μεθόδους ερμηνείας των δεδομένων από τα επιταχυνσιόμετρα. Σε μερικές μελέτες, τα επιταχυνσιόμετρα τοποθετήθηκαν στον μηρό και την γάμπα για να μετρηθούν οι επιταχύνσεις κατά τη διάρκεια της βάδισης. Αναλύοντας αυτά τα δεδομένα επιτάχυνσης, καθορίζουν τα στάδια της κίνησης των κάτω άκρων. Ο χρόνος του κύκλου βάδισης και ο αριθμός των βημάτων μπορούν να καθοριστούν με τη χρήση ενός επιταχυνσιομέτρου στερεωμένο στη μέση του ατόμου. Με βάση δύο σύνολα δεδομένων που συλλέχθηκαν από 20 άτομα, συγκρίθηκαν διάφορες μέθοδοι εξαγωγής χαρακτηριστικών για την ταξινόμηση των δεδομένων του επιταχυνσιομέτρου. (Weijun Tao, Rencheng Zheng and Hutian Feng, 2012)



Εικόνα 9: Κινηματική μέτρηση βασισμένη σε επιταχυνσιόμετρα και γυροσκόπια. Χρησιμοποιώντας τρία ζεύγη επιταχυνσιομέτρων και γυροσκόπια προσαρτημένα στο πόδι

,στη γάμπα και στο μηρό. Οι γωνιακές μετατοπίσεις του κάτω άκρου μετριοούνται ξεχωριστά (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

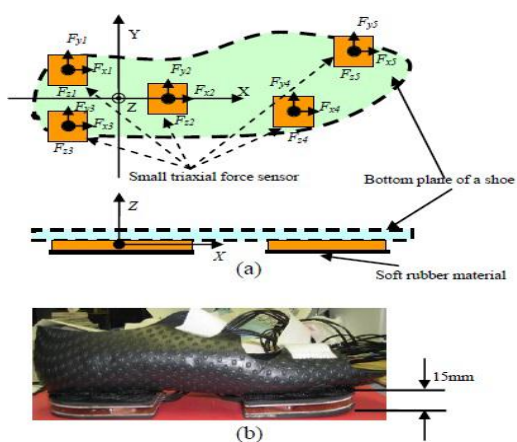
Άλλοι φορέσιμοι αισθητήρες, όπως γυροσκόπια και αισθητήρες που βασίζονται στην αλληλεπίδραση με το μαγνητικό πεδίο, συνδυάζονται με επιταχυνσιόμετρα για την κινηματική ανάλυση βάδισης. Τα γυροσκόπια μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση της γωνιακής ταχύτητας και της γωνίας διαφόρων αρθρώσεων στα κάτω άκρα. Τέτοιες συσκευές μπορούν να τοποθετηθούν στο πέλμα, τη γάμπα ή το μηρό για να μετρήσουν τη γωνιακή ταχύτητα και να λάβουν πληροφορίες για διάφορες αρθρώσεις. Στην εικόνα 9 παρατηρείται η κινηματική μέτρηση βασισμένη σε επιταχυνσιόμετρα και γυροσκόπια. Σε αυτή τη μέτρηση μετρήθηκαν και συγκρίθηκαν η γωνιακή μετατόπιση του ποδιού, η γωνιακή μετατόπιση της γάμπας και η γωνία του μηρού (που φαίνεται από τις κόκκινες γραμμές) στο δεξί κάτω άκρο σε έναν κύκλο βάδισης με τα αποτελέσματα (φαίνονται από τις μπλε γραμμές) που βασίζονται σε multi-camera σύστημα. Ως εκ τούτου, μια τέτοια συσκευή είναι κατάλληλη για τον προσδιορισμό και την εκτίμηση αλλαγών στον προσανατολισμό του κάτω άκρου σε σχέση με τον μαγνητικό πεδίο ή τον κατακόρυφο άξονα στην ανάλυση βάδισης. Επίσης, το εύκαμπτο γωνιόμετρο, ETS και το αισθητήριο ύφασμα μπορούν επίσης να χρησιμεύσουν ως φορέσιμοι αισθητήρες και να αναλύσουν τη βάδιση. Οι άμεσες μετρήσεις των γωνιών άρθρωσης μπορούν να πραγματοποιηθούν μέσω εύκαμπτων γωνιομετρών, που έχουν χρησιμοποιηθεί στην κλινική έρευνα. Οι αισθητήρες ETS μπορούν να μετρήσουν απευθείας τη θέση 3D και τον προσανατολισμό των τμημάτων του σώματος στο ανθρώπινο βάδισμα. Ο κύριος περιορισμός των ETS είναι η ευαισθησία σε μαγνητικές παρεμβολές από μεταλλικά αντικείμενα. Όταν αντιμετωπιστεί αυτός ο περιορισμός, η ακρίβεια της θέσης και του προσανατολισμού των δεδομένων που συλλέγονται από τα ETS είναι συγκρίσιμα με εκείνα που προέρχονται από τα συστήματα με βάση την εικόνα. Η λειτουργική ανάλυση,

με βάση τις μαθηματικές μεθόδους για τη σκιαγράφηση των καμπυλών είναι μια κοινή προσέγγιση που χρησιμοποιείται για να υποδείξει ορισμένες φάσεις ή γεγονότα βάρδισης. Η επαγωγική μηχανική μάθηση, όπως τα νευρωνικά δίκτυα, οι ταξινομητές αμοιβαίας πληροφόρησης, οι ασαφείς υπολογιστικοί αλγόριθμοι και οι μηχανές φορέων υποστήριξης, έχουν επίσης εφαρμοστεί σε ανίχνευση βάρδισης με φορέσιμους αισθητήρες. Κατά την ταυτοποίηση των χαρακτηριστικών της ανθρώπινης βάρδισης έχουν χρησιμοποιηθεί επιταχυνσιόμετρα και γυροσκοπία στην εκτίμηση των τμημάτων του σώματος και του προσανατολισμού που βασίζονται σε μια ποικιλία αλγορίθμων. Ωστόσο, άγνωστες αρχικές γωνίες άρθρωσης και η συσσώρευση σφαλμάτων στην τιμή του γυροσκοπίου αποτελεί σημαντικό πρόβλημα. Για να μετριαστεί αυτό το πρόβλημα, αρκετές μελέτες έχουν προτείνει και εφαρμόσει μια ποικιλία αλγορίθμων. Για παράδειγμα οι Cikajlo et al εφαρμόσαν ένα φίλτρο Kalman για τη διόρθωση της κλίσης του κορμού που μετρήθηκε με γυροσκοπία. Για να ενσωματώσει την εξαιρετική δυναμική ενός γυροσκοπίου και την σταθερή, χωρίς παραμόρφωση της απόδοσης ενός επιταχυνσιομέτρου, εφαρμόστηκε ένας αλγόριθμος σύντηξης με βάση το Kalman για να διορθωθεί η κλίση που είχε μετρηθεί σε τμήματα του σώματος. Ο Takeda et al πρότεινε μια νέα μέθοδο οπτικής απεικόνισης της τρισδιάστατης βάρδισης χρησιμοποιώντας μετρήσεις επιταχυνσιομέτρων και γυροσκοπίων που γίνονται σε παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων. Επιπλέον, το εκτεταμένο φίλτρο Kalman και το Gaussian particle φίλτρο χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της γωνίας του ισχίου σε έναν κύκλο βάρδισης από τις μετρήσεις του φορέσιμου αισθητήρα ώστε να βελτιωθεί η ακρίβεια. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της κινηματικής ανάλυσης, οι πληροφορίες σχετικά με την επιτάχυνση και την ταχύτητα του τμήματος, την κοινή γωνία και τα γεγονότα βάρδισης, όπως τα χτυπήματα πτέρνας μπορεί να παρέχεται και να χρησιμοποιείται σε κλινικές εφαρμογές. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

2.2.2 ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η κινητική ανάλυση βάδισης είναι η μελέτη των δυνάμεων και των ροπών που οδηγούν στην κίνηση των τμημάτων του σώματος κατά το ανθρώπινο βάδισμα, συμπεριλαμβανομένης της μέτρησης της GRF και της κινητικής ανάλυσης. Η κινητική ανάλυση έχει σε μεγάλο βαθμό επικεντρωθεί στις δυνάμεις μεταξύ του πέλματος και του εδάφους, οι οποίες εξαρτώνται από την εφαρμογή των προσαρμοσμένων αισθητήρων δύναμης. Στην κινητική ανάλυση, ο σωστός και αποτελεσματικός υπολογισμός της απαιτούμενης ροπής των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του βηματισμού είναι το πιο βασικό κομμάτι της μελέτης. Η κινητική ανάλυση βάδισης είναι σημαντικό μέρος της αξιολόγησης της ανθρώπινης υγείας και της κλινικής διάγνωσης των ικανοτήτων της σωματικής κίνησης στις καθημερινές δραστηριότητες. Ορισμένες μελέτες έχουν αναφέρει ότι πολυάριθμα σταθερά συστήματα, όπως δυναμόπλακες και διάδρομοι με όργανα είναι διαθέσιμα για τη μέτρηση του GRF. Προηγούμενες μέθοδοι για τη μέτρηση του GRF βασίζονταν συνήθως στην εφαρμογή μίας σταθερής δυναμόπλακας με σταθερό αριθμό αισθητήρων δύναμης. Ωστόσο, μια σταθερή δυναμόπλακα δεν μπορεί να μετρήσει περισσότερα από ένα βήματα. Έτσι, στις μελέτες συνεχούς βάδισης, ένα πολυσύνθετο σύστημα που περιλαμβάνει μεγάλο αριθμό δυναμοπλακών και μια μέθοδος σύνθεσης δεδομένων πρέπει να κατασκευαστεί. Επιπλέον, υπάρχει μια δυναμομετρική πλατφόρμα που σχηματίζεται με την τοποθέτηση δύο δυναμοπλακών κάτω από έναν διάδρομο και μπορεί να ξεπεράσει μερικούς περιορισμούς του συστήματος που χρησιμοποιούν κατανεμημένες πλάκες πολλαπλών δυνάμεων σε διαδοχικές μετρήσεις του GRF για την αξιολόγηση βάδισης. Ωστόσο, εξακολουθούν να υφίστανται περιορισμοί, διότι ο άνθρωπος θα πρέπει να περπατάει κατά μήκος μιας ευθείας γραμμής και όχι να πραγματοποιεί στροφές ή αλλαγές κατεύθυνσης. Συμπερασματικά, τέτοιοι περιορισμοί που προέρχονται από τη μέτρηση GRF βασισμένα στα στάσιμα συστήματα δεν κάνουν

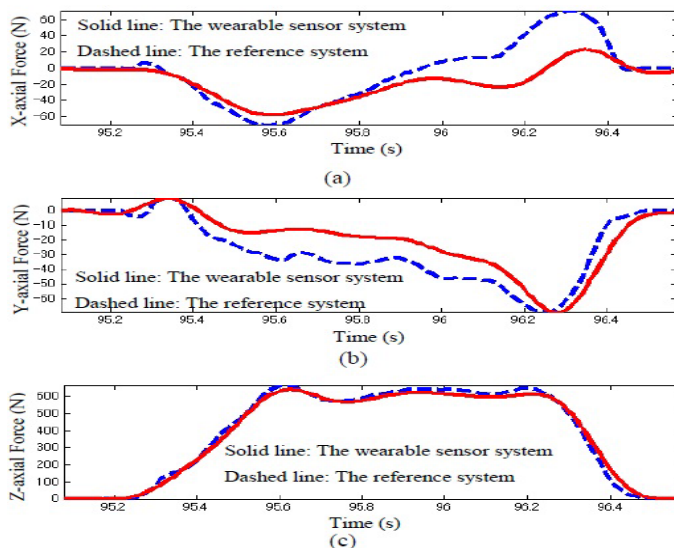
εφικτή τη μέθοδο για μετρήσεις σε καθημερινές καταστάσεις. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



Εικόνα 10: Ένα φορητό σύστημα αισθητήρων GRF κατασκευασμένο χρησιμοποιώντας πέντε μικρές τριαξονικές δυνάμεις αισθητήρων. α) Ορισμός του συστήματος τεταγμένων αισθητήρων και μηχανισμός αισθητήρων β) Ένα πρωτότυπο εκπαιδευμένο παπούτσι για το δεξί πόδι (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Για να ξεπεραστούν οι περιορισμοί των στατικών συσκευών στη μέτρηση του GRF, πολλές μελέτες έχουν αναπτύξει φορέσιμους αισθητήρες και προσαρμόζονται στα παπούτσια. Οι αισθητήρες πίεσης έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως για να μετράμε το βάδισμα και την κατανεμημένη κατακόρυφη συνιστώσα του GRF, καθώς και να αναλύσουμε το μοτίβο στο πελματικό ιστό κατά τη διάρκεια της φάσης βάδισης. Ωστόσο, στα συστήματα αυτά, οι συνιστώσες του GRF (δυνάμεις τριβής), που είναι μερικοί από τους κύριους παράγοντες που οδηγούν σε πτώση, δεν λαμβάνονται υπ'όψη. Τοποθετώντας δύο αισθητήρες κάτω από το μπροστινό και πίσω μέρος ενός παπουτσιού, μπορεί αυτό να χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις της πίεσης και της GRF εν κινήσει. Μια πρόσφατη έρευνα ανέπτυξε επίσης ένα νέο σύστημα φορέσιμων αισθητήρων GRF, το οποίο έχει μια λεπτή και ελαφριά σόλα και μπορεί να είναι τοποθετημένο σε ένα ζευγάρι παπούτσια για τη μέτρηση του GRF. Όπως φαίνεται στο σχήμα 10, ο προτεινόμενος αισθητήρας GRF

κατασκευάστηκε χρησιμοποιώντας πέντε μικρούς αισθητήρες δύναμης τοποθετώντας τους σε μια πλάκα αλουμινίου κάτω από το παπούτσι. Τα ($i = 1, 2, 3, 4,$ και 5) υποδεικνύουν τις τριαξονικές δυνάμεις που μετρώνται από τους πέντε καταναμημένους αισθητήρες και (x_i, y_i) ορίζεται η θέση κάθε αισθητήρα. Τα τρία συστήματα του GRF μετρήθηκαν με το εξελιγμένο σύστημα αισθητήρων και σύγκριναν τη μέτρηση χρησιμοποιώντας ένα σύστημα αισθητήρων αναφοράς σε μια αντιπροσωπευτική δοκιμή βάρδισης, όπως φαίνεται στο σχήμα 11. Το GRF και το CoP μπορούν εύκολα να υπολογιστούν με τη χρήση των μετρημένων τριών αξόνων δυνάμεων, F_{xi}, F_{yi} και F_{zi} , από τους πέντε μικρούς αισθητήρες τριφασικής δύναμης. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)



Εικόνα 11: Triaxial GRF που μετράται από το σύστημα του φορέσιμου αισθητήρα(συμπαγής γραμμή) και (διακεκομμενη γραμμή) κατά τη διάρκεια της δοκιμής βάρδισης.α)Συγκριτικά αποτελέσματα του x-axial δύναμης(πρόσθια-οπίσθια κατεύθυνση)β)Συγκριτικά αποτελέσματα της γ-αξονικής δύναμης γ)Συγκριτικά αποτελέσματα της z=αξονικής δύναμης(κατακόρυφη κατεύθυνση) (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Με βάση τους προσανατολισμούς όλων των τμημάτων των ποδιών που λαμβάνονται από την κινηματική ανάλυση της βάρδισης και την τιμή του triaxial GRF, στους 3 άξονες η κινητική ανάλυση μπορεί να πραγματοποιηθεί για να ληφθούν πρόσθετες κινητικές

πληροφορίες στη μορφή ροπών και δυνάμεων στις αρθρώσεις των κάτω άκρων. Κατά την πορεία της κινητικής ανάλυσης, η μέθοδος αντίστροφης δυναμικής έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τον υπολογισμό ροπών λόγω της απλότητας της και της ευκολίας της εφαρμογής. Ως παράμετροι εισόδου, οι κινηματικές πληροφορίες στο πόδι, σε συνδυασμό με το GRF, καθορίζει τις απαραίτητες ροπές και δυνάμεις από τον αστράγαλο. Οι κινητικές πληροφορίες που ελήφθησαν από τον αστράγαλο χρησιμοποιούνται για κινητικούς υπολογισμούς στη γάμπα. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται από την γάμπα στο μηρό και από το μηρό στο ισχίο. Η μηχανική ισχύς μπορεί να υπολογιστεί από την επιτευχθείσα ροπή άρθρωσης προκαλώντας γωνιακή ταχύτητα. Κατά τη διάρκεια της ανθρώπινης βάδισης μπορεί να υπολογιστεί και η μηχανική κατανάλωση ενέργειας . (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng, 2012)

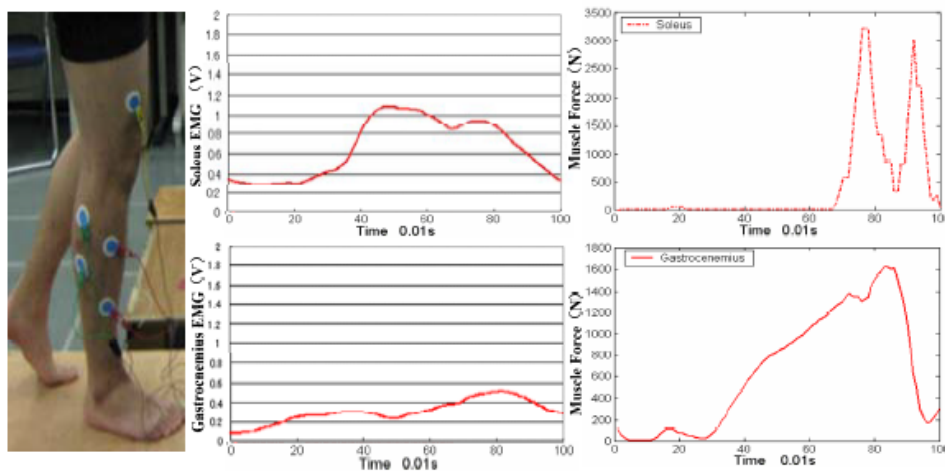
Σε ενημερωμένη έρευνα σχετικά με την ανάλυση βάδισης, φορέσιμοι αισθητήρες έχουν υιοθετηθεί για τον υπολογισμό της κινητικής ανάλυσης. Σε μια μελέτη των Schepers et al χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα βάδισης με φορέσιμο αισθητήρα και αξιολογεί τη δυναμική του πέλματος και του αστραγάλου, λαμβάνοντας υπόψη μόνο τον παράγοντα GRF και παραβλέποντας τις παραμέτρους του αδρανούς σώματος. Επίσης, σε ένα φορητό σύστημα αισθητήρων με αισθητήρα GRF και αισθητήρες κίνησης μεμονωμένων τμημάτων χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση της κινητικής των αρθρώσεων του αστραγάλου, του γόνατος και του ισχίου. Η μέτρηση της κινητικής των αρθρώσεων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για κλινικές αποφάσεις και να βοηθήσει στην ιατρική διάγνωση. Για παράδειγμα, η κινητική των αρθρώσεων, και συγκεκριμένα οι δυνάμεις και οι ροπές στις αρθρώσεις είναι ένα επιπρόσθετο εργαλείο στην αξιολόγηση της φυσιολογικής και παθολογικής βάδισης. Απαιτούνται περαιτέρω έρευνες για την τυποποίηση των μεθόδων ώστε να καθοριστούν οι κινητικές μεταβλητές για να αναπτύξουμε μια πιο αξιόπιστη

διαδικασία ανάλυσης της βάρδισης σε κλινικό περιβάλλον. (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

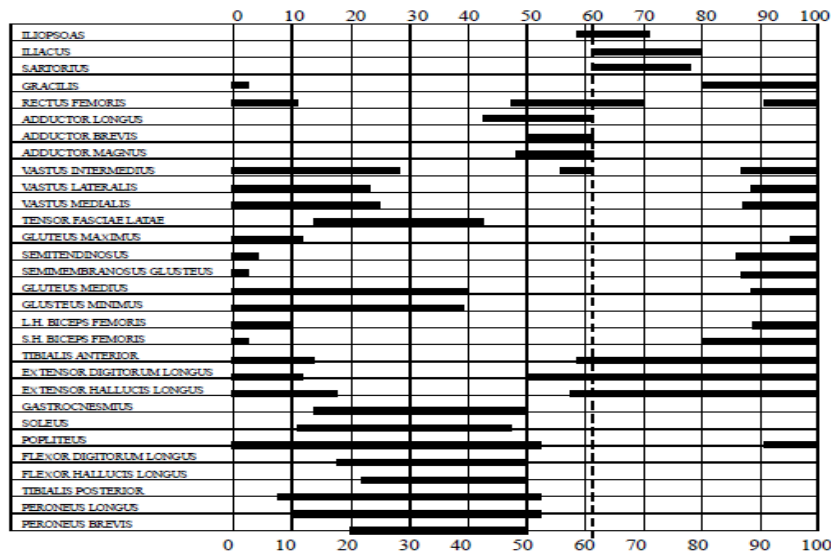
2.2.3 ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ (EMG) ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΗ ΜΥΩΝ

Οι μύες παρέχουν δύναμη για ανθρώπινη μετακίνηση, και ως εκ τούτου η ηλεκτρομυογραφία χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και τη μέτρηση μικρού ηλεκτρικού ρεύματος που παράγεται από τους μύες κατά τη συστολή. Οι φορέσιμοι αισθητήρες είναι δυνατόν να τοποθετούνται στο δέρμα για να εκτελέσουν αυτές τις μετρήσεις, όπως φαίνεται στο σχήμα 12. Η ηλεκτρομυογραφία αναπτύχθηκε στο πρώτο μισό του 20ου αιώνα και οι πρώτες μείζονες μελέτες για την ηλεκτρομυογραφία κατά τη διάρκεια της βάρδισης πραγματοποιήθηκαν τη δεκαετία του 1940 και τη δεκαετία του 1950. Στη συνέχεια, σημαντικές βελτιώσεις στις διαδικασίες και τον εξοπλισμό έχουν επιτευχθεί. Η μέτρηση της ηλεκτρομυογραφίας στην ανθρώπινη βάρδιση είναι πλέον μια σημαντική μέθοδος κλινικής ανάλυσης της βάρδισης. Με την ανάπτυξη της ασύρματης τεχνολογίας και την εφαρμογή της στους αισθητήρες, η ηλεκτρομυογραφία έχει γίνει ένα πολύ αξιόπιστο φορέσιμο εργαλείο για την ανάλυση βάρδισης. Πολλές μελέτες έχουν διερευνήσει την ηλεκτρική δραστηριότητα που είναι υπεύθυνη για τη συμβολή των μυών σε έναν κύκλο βάρδισης. Η δραστηριότητα της ηλεκτρομυογραφίας των μεμονωμένων μυών εξαρτάται όχι μόνο από την ταχύτητα βάρδισης, την ηλικία και το μέγεθος σώματος, αλλά και από τεχνικά ζητήματα που εμπλέκονται στην ηλεκτρομυογραφία. Το μέγεθος των σημάτων της ηλεκτρομυογραφίας μπορεί να μην είναι άμεσα αναλογικό με την τάση που δημιουργείται στο μυ με την μεταβολή της φάσης της ηλεκτρομυογραφίας. Έτσι, αρκετές μελέτες δείχνουν τη δραστηριότητα της ΗΜΓ σε ένα απλό διάγραμμα, όπως φαίνεται στο σχήμα 13. Οι εκτιμήσεις της φασικής μυϊκής δραστηριότητας και των 3D κινήσεων των άκρων έχουν συνδυαστεί και παρέχουν μια συνολική απεικόνιση της

βάδισης και της δράσης των μυών. Η σημαντική ποικιλία στα αναφερόμενα δεδομένα οφείλεται στην μεταβολή των μυϊκών σπασμών ανάλογα με την ταχύτητα της βάδισης, αλλά τα στοιχεία δείχνουν επίσης ότι η λειτουργία των μυών περιλαμβάνει κάποια διακύμανση από διασκελισμό σε διασκελισμό. Ανάλογα με την παρουσία ή την απουσία νευρομυϊκής νόσου και με τον συγκεκριμένο μυ, τα δεδομένα της ΗΜΓ χωρίζονται σε πέντε έως δέκα κύκλους βάδισης που μπορεί να πρέπει να υπολογιστούν κατά μέσο όρο για να ληφθεί ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα.



Εικόνα 12: Διάγραμμα εφαρμογής EMG στο βάδισμα του ανθρώπου χρησιμοποιώντας EMG αισθητήρες. Η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων μπορεί να μετρηθεί και η μυϊκή δύναμη μπορεί να υπολογιστεί (Weijun Tao, Rencheng Zheng and Hutian Feng, 2012)



Εικόνα 13: Διάγραμμα "απενεργοποίησης" των κανονικών δραστηριοτήτων EMG κατά τη διάρκεια της τροποποίησης βάδισης (Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng,2012)

Η ΗΜΓ του ενεργού μυός μπορεί να δώσει πληροφορίες σχετικά με τη μυϊκή φυσιολογία και τον έλεγχο της κινητήριας δύναμης πέραν των θεμάτων συγχρονισμού κατά τη διάρκεια της βάδισης. Το σύγχρονο διαγνωστικό ΗΜΓ μπορεί να εντοπίσει νευρικό τραυματισμό ή συμπίεση, νευρικούς μύες ή πρωτογενείς παθολογικές διεργασίες. Συγκεκριμένα, η ικανότητα χρήσης της ΗΜΓ στην ποσοτικό προσδιορισμό της εξατομικευμένης μυϊκής κόπωσης έχει σημαντική σημασία στη μελέτη της φυσιολογίας κατά την άσκηση, την αθλητική εκπαίδευση, την εργονομία και τις θεραπείες του σώματος. Από την άλλη πλευρά, η επεξεργασία της μετατροπής της ΗΜΓ σε δύναμη έχει επίσης γίνει μια αξιόπιστη τεχνική στην εκτίμηση της μυϊκής δύναμης, η οποία ανήκει στο πεδίο της μυϊκής κινητικής. Σε αυτό το πεδίο, αρκετές μελέτες πρότειναν τη στατική μέθοδο βελτιστοποίησης για τον υπολογισμό της δύναμης των μυών, η οποία θα μπορούσε να ανακτήσει πιο ακριβή αποτελέσματα μυϊκής δύναμης συγκριτικά με την προσέγγιση επεξεργασίας ΗΜΓ. Αυτή η έρευνα οδηγεί σε μια άλλη σημαντική εξέλιξη για την ανάλυση βάδισης, η οποία είναι η βιομηχανική των μυών με βάση τη μέθοδο της

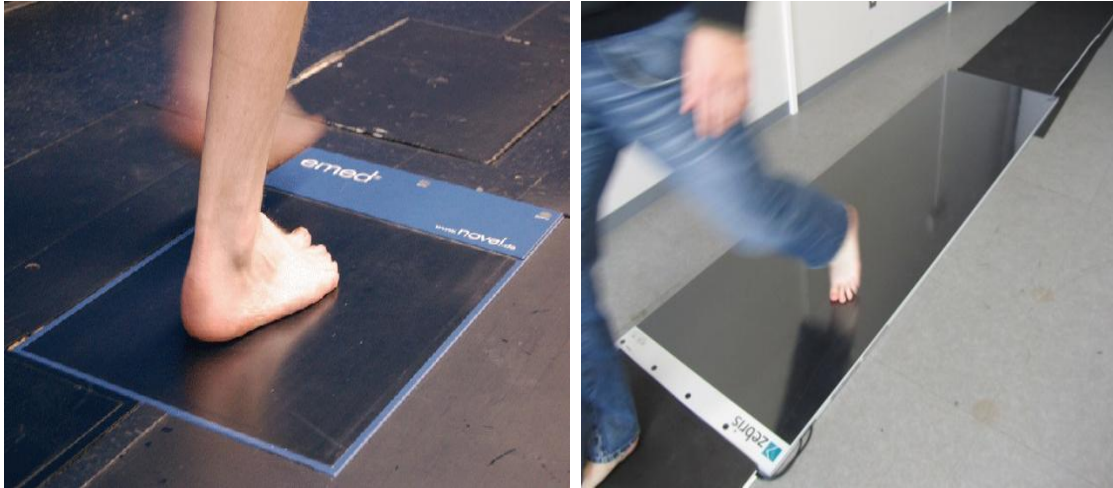
μυοσκελετικής μοντελοποίησης. Κατά το βάδισμα του ανθρώπου, οι μύες του κάτω άκρου προκαλούν κίνηση της άρθρωσης δημιουργώντας γραμμική δύναμη σε απόσταση από το κέντρο της άρθρωσης. Όσο πιο πολύ απομακρύνεται ο τένοντας από το κέντρο των αρθρώσεων, τόσο μεγαλύτερη θα είναι η ροπή που παράγει κίνηση. Η στατική και δυναμική λύση βελτιστοποίησης είναι μια αντίστροφη μέθοδος για την εκτίμηση της δύναμης των μυών για την ανάλυση βάδισης. Η οπτικοποίηση ενός μυϊκού σκελετικού συστήματος του κάτω άκρου στην ανάλυση βάδισης γίνεται δυνατή χρησιμοποιώντας δύο πακέτα λογισμικού, συγκεκριμένα το OpenSim και Anybody χωριστά.(Weijun Tao ,Rencheng Zheng and Hutian Feng, 2012)

2.3 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΠΕΛΜΑΤΙΚΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ

➤ Αισθητήρες πίεσης με βάση την πλατφόρμα

Οι πλατφόρμες αποτελούνται από αισθητήρες που παρατάσσονται σε ένα άκαμπτο επίπεδο και σχηματίζουν ένα πίνακα. Το επίπεδο αυτό είναι ενσωματωμένο στο πάτωμα για να επιτρέπει τη φυσιολογική βάδιση. Οι πλατφόρμες αυτές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για στατικές και δυναμικές μελέτες αλλά είναι κυρίως περιορισμένες σε ερευνητικά εργαστήρια. Ένα πλεονέκτημα αυτού του συστήματος είναι η ευκολία χρήσεως του επειδή είναι ακίνητο και επίπεδο. Το μειονέκτημα είναι ότι οι χρήστες χρειάζονται χρόνο για να οικειοποιηθούν με το σύστημα και να έχουν φυσιολογικό περπάτημα. Επιπλέον, είναι σημαντικό το πέλμα να έρχεται σε επαφή με το κέντρο της επιφάνειας για να έχουμε ακριβή μέτρηση. Το σύστημα αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο σε κλειστούς χώρους.

(Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab , Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012)



Εικόνα 14: Αισθητήρες πίεσης με βάση την πλατφόρμα (Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab , Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012)

➤ **Συστήματα εντός παπουτσιού**

Τα συστήματα αυτά είναι ενσωματωμένα μέσα στο παπούτσι έτσι ώστε η μέτρηση να αντικατοπτρίζει την επαφή του πέλματος με το παπούτσι. Το σύστημα είναι εύκαμπτο και φορητό κι έτσι έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί σε διάφορες μελέτες με διαφορετικά σχέδια παπουτσιών και σε διάφορα είδη δαπέδων.



Εικόνα 15: Αισθητήρας πίεσης ενσωματωμένος σε παπούτσι (Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab , Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012)

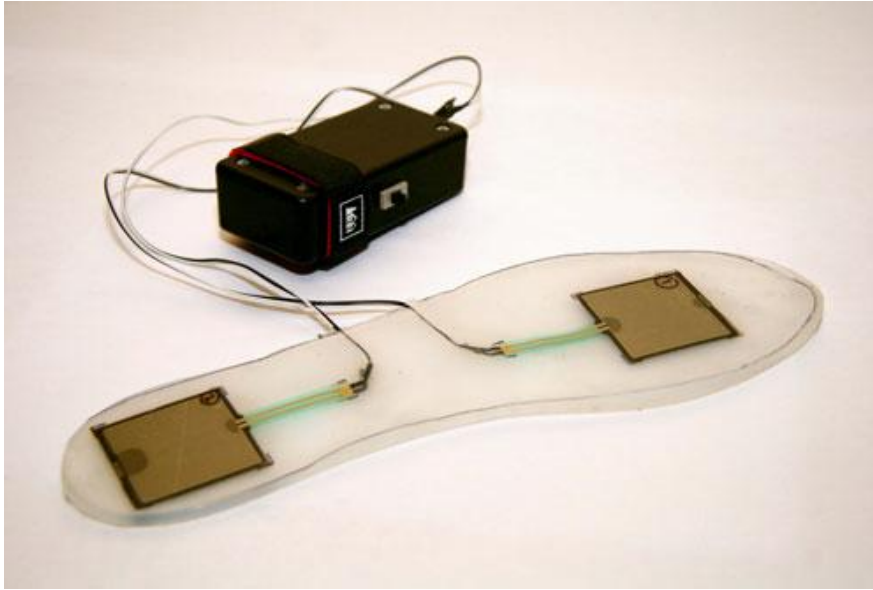


Εικόνα 16 : Αισθητήρας πίεσης ενσωματωμένος σε παπούτσι F-Scan (Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab , Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012)

Επομένως προτείνονται μελέτες για σχεδιασμό υποδημάτων, αλλά υπάρχει η πιθανότητα να γλιστρήσει ο αισθητήρας. Οι αισθητήρες θα πρέπει να είναι ασφαλισμένοι κατάλληλα για να αποτρέψουν την ολίσθηση και να αποδώσουν ασφαλή αποτελέσματα. Ένας επιπλέον περιορισμός είναι η χαμηλής ποιότητας χωρική ανάλυση των δεδομένων συγκριτικά με τα συστήματα-πλατφόρμες λόγω του μικρότερου αριθμού αισθητήρων. Η εικόνα 15,16 απεικονίζει ένα σύστημα ενσωματωμένο σε παπούτσι. (Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab , Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012)

2.3.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ IN-SOLE ΜΕ ΕΝΣΩΜΑΤΩΜΕΝΟΥΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ IMU ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Το in-sole με ενσωματωμένους αισθητήρες πίεσης και imu χρησιμοποιεί αντιστάσεις ευαίσθητες στη δύναμη ώστε να πάρει δεδομένα της πελματικής πίεσης. Η εσωτερική σόλα φτιάχτηκε με δύο τετραγωνικά Force Sensing Resistors (FSRs) ενσωματωμένα ανά πόδι, έναν αισθητήρα κάτω από το μπροστινό πόδι και έναν αισθητήρα κάτω από το πίσω πόδι, όπως φαίνεται στο σχήμα 17.



Εικόνα 17: Σύστημα ARTISTIC. Μέσα στο κουτί που τοποθετείται στον αστράγαλο περιέχεται ένας μικροελεγκτής, τσιπ bluetooth και μπαταρία 9-V

Αυτό το σχέδιο ξεφεύγει από τις προηγούμενες επαναλήψεις στις οποίες η διάταξη περιλάμβανε έως και δέκα Force Sensing Resistors (FSRs) ανά σόλα. Αυτή η αλλαγή στο σχέδιο μειώνει σημαντικά την ποσότητα των δεδομένων που συλλέγονται και αναλύονται, απλοποιώντας έτσι ολόκληρο το σύστημα και αυξάνοντας το ποσοστό δειγματοληψίας. Δύο αισθητήρες ανά σόλα είναι επαρκείς για να υπολογίζεται το χρονοδιάγραμμα βάρδισης και να παρέχει πληροφορίες σχετικά με τις ασυνήθιστες μεταβολές της. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για τον προσδιορισμό του επιπέδου των μεταβολών αυτών, μπορούν να υπολογιστούν αποτελεσματικά χωρίς τη λήψη επιπλέον περιττών δεδομένων. Το μειονέκτημα αυτής της απλούστευσης είναι ότι το σύστημα ARTISTIC δεν είναι σε θέση να αξιολογήσει το κέντρο της πελματικής πίεσης, δυνατότητα που το προηγούμενο σύστημα είχε. Τα υπόλοιπα εξαρτήματα στο σύστημα είναι αρθρωτά στο σχεδιασμό τους, ωστόσο, και το σύστημα ARTISTIC θα μπορούσε εύκολα να τροποποιηθεί για να δεχθεί ένα μεγαλύτερο αριθμό in-sole με ενσωματωμένους αισθητήρες πίεσης και imu στο μέλλον. Τα FSR είναι τοποθετημένα με τέτοιο τρόπο ώστε να πιέζονται άμεσα κατά την

κρούση της πτέρνας, και να απελευθερώνεται αφού το δάχτυλο σηκωθεί από το έδαφος. Τα FSR είναι διατεταγμένα σε ένα κύκλωμα διαιρέτη τάσης που μετατρέπει την αλλαγή της αντίστασης που προκαλείται από την ενεργοποίηση του αισθητήρα σε μια αλλαγή ηλεκτρικής τάσης. Αυτή η αντίστοιχη αλλαγή τάσης λαμβάνεται ως δείγμα χρησιμοποιώντας το τσιπ του μικροελεγκτή που μετατρέπει το αναλογικό σε ψηφιακό σήμα για την ανάλυση δεδομένων. Οι αισθητήρες εσωτερικής σόλας χωρίζονται σε δύο διαφορετικά τμήματα, το τμήμα του μπροστινού ποδιού και το τμήμα του οπίσθιου ποδιού. Διαφορετικά μεγέθη παπουτσιών μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέσω διαρρύθμισης των τμημάτων εσωτερικής σόλας μέσα στο παπούτσι. (Christian B. Redd ,Stacy J. Morris Bamberg, 3, JUNE 2012)

2.3.2 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΑΠΑΙΤΗΣΕΙΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Ο σχεδιασμός της ευαίσθητης σε πίεσης εσωτερικής σόλας πληρεί τρεις κύριες λειτουργικές απαιτήσεις. Πρώτον, η κατανομή της πίεσης κάτω από τη σόλα πρέπει να εκτιμάται με μια σχετική υψηλή χωρική (1 cm²) και χρονική (0,01 s) ανάλυση. Ειδικότερα, η περιοχή ανίχνευσης πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη ώστε να επιτρέπει μια ακριβή εκτίμηση των χωρικών συντεταγμένων του κέντρου πίεσης και της κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους, οι οποίες είναι μεταβλητές σχετικές για την αξιολόγηση της βιομηχανικής βάδισης. Δεύτερον, είναι επιθυμητό το σύστημα μέτρησης να είναι ένα αυτοδύναμο φορητό ασύρματο σύστημα. Από αυτή την άποψη, αναπτύσσεται μια συσκευή μέτρησης που θα μπορούσε να ενσωματωθεί πλήρως στο παπούτσι και θα μπορούσε να μεταδώσει ασύρματα όλα τα σχετικά δεδομένα σε μια απομακρυσμένη μονάδα αποθήκευσης / επεξεργασίας δεδομένων. Τέλος, το σύστημα πρέπει να λειτουργεί με μπαταρία και να εξασφαλίζει αυτονομία τουλάχιστον οκτώ ωρών: πράγματι είναι επιθυμητό να επιτρέπεται η χρήση του συστήματος για παρατεταμένες συνεδριάσεις

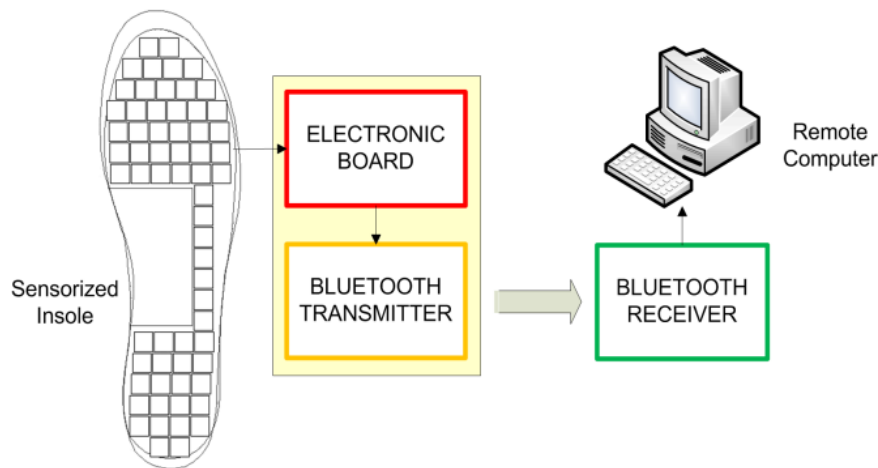
καταγραφής (π.χ. παρακολούθηση της βάρδισης στις καθημερινές δραστηριότητες). (Simona Crea, Marco Donati , Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)

2.3.3 ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΗ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Η ευαίσθητη σε πίεση σόλα αποτελείται από δύο κύρια μέρη: τη μονάδα μεταγωγής και τα ηλεκτρονικά συστήματα για την προετοιμασία του σήματος και τη μετάδοση δεδομένων.

Μια εννοιολογική περιγραφή της αρχιτεκτονικής του συστήματος δίνεται στο σχήμα 18. (

Simona Crea, Marco Donati , Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)

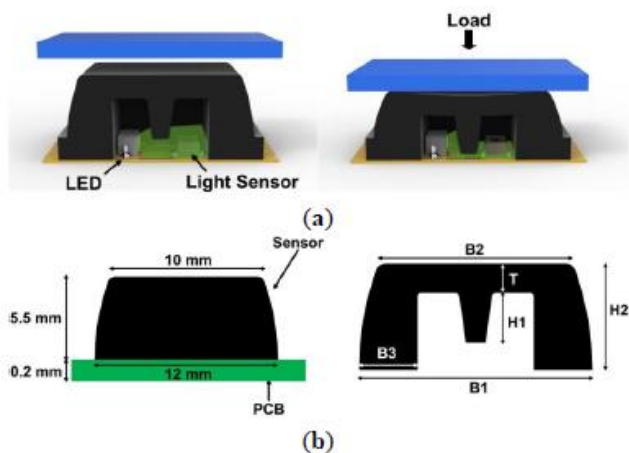


Εικόνα 18: Επισκόπηση της αρχιτεκτονικής του συστήματος .(Simona Crea, Marco Donati , Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)

Η μονάδα μεταγωγής αποτελείται από δύο βασικά μέρη: (i) μια αδιαφανή στρώση σιλικόνης μαύρου χρώματος που διαιρείται σε 64 κύτταρα και (ii) πλακέ τυπωμένου κυκλώματος πάχους 0,2 mm (PCB), το οποίο στεγάζει τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα.

Έτσι κατασκευάστηκε μια ευαίσθητη στην πίεση εσωτερική σόλα βασισμένη σε μια τροποποιημένη έκδοση του αισθητήριου στοιχείου της δεύτερης γενιάς αισθητήρων

ευαίσθητων στην πίεση (PSP), δηλαδή του PSP2.0. Η μονάδα μεταγωγής αποτελείται από ανεξάρτητα στοιχεία σιλικόνης-τα ευαίσθητα στοιχεία. Το κύτταρο σιλικόνης έχει σχήμα πυραμίδας με μία τετραγωνική βάση και μία εσωτερική κεντρική κουρτίνα (Σχήμα 19). Κάθε κυψέλη καλύπτει έναν πομπό φωτός και μια δίοδο δέκτη φωτός, συγκολλημένο στο PCB. Ο πομπός φωτός είναι μια πράσινη λυχνία LED υψηλής φωτεινότητας. Ο δέκτης είναι μια φωτοδίοδος περιβάλλοντος φωτός και είναι εξοπλισμένος με ένα ενσωματωμένο κύκλωμα αντιστάθμισης θερμοκρασίας το οποίο εμποδίζει το σήμα εξόδου να κυμαίνεται σε ένα ευρύ φάσμα λειτουργίας (10°C - 60°C): αυτό είναι κατάλληλο για όλες τις εσωτερικές εφαρμογές και την πλειοψηφία των υπαίθριων σεναρίων. (Simona Crea, Marco Donati, Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)



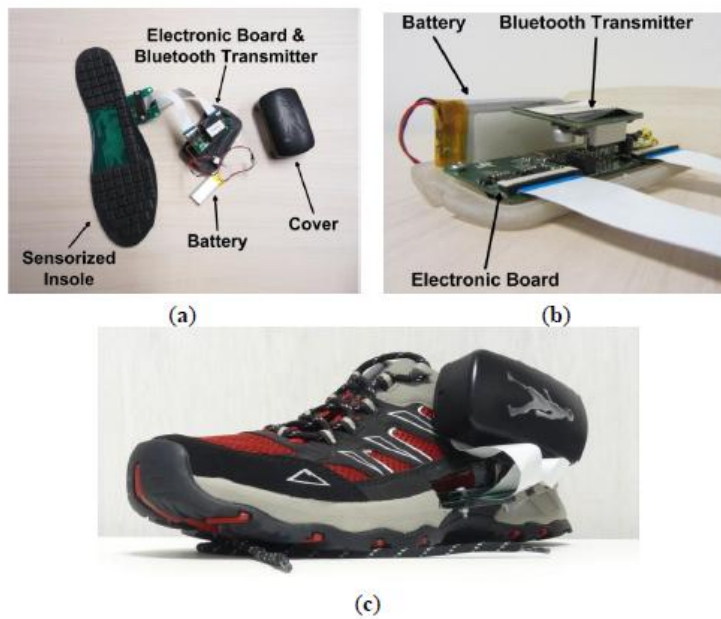
Εικόνα 19: α) Επισκόπηση του συστήματος ευαίσθητου στοιχείου β) Μετρήσεις για τα ευαίσθητα στην πίεση στοιχεία. (Simona Crea, Marco Donati, Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)

Ο μηχανισμός μεταγωγής ενεργεί όπως περιγράφεται στα επόμενα: όταν εφαρμόζεται φορτίο πάνω στην επάνω επιφάνεια του καλύμματος, ο όγκος σιλικόνης παραμορφώνεται και η κουρτίνα κλείνει σταδιακά τη διαδρομή του φωτός μεταξύ του πομπού και του δέκτη και έτσι αλλάζει η τάση εξόδου. Ο αισθητήρας λειτουργεί έτσι ως μετατροπέας δύναμης-τάσης. Η διάσταση της βάσης είναι $12 \times 12 \text{ mm}^2$, ενώ η άνω όψη είναι $10 \times 10 \text{ mm}^2$ και το ύψος είναι 5,5 mm (Σχήμα 19β). Η επιφάνεια επαφής παρέχει χωρική διακριτική ικανότητα 1 cm^2 .

Αντίθετα από το PSP2.0 προκειμένου να μειωθεί η ευαισθησία στα εφαπτομενικά φορτία (τα οποία προκύπτουν κατά την βάδιση κυρίως ως συνέπεια της ώθησης και μπορούν να επηρεάσουν την έξοδο του αισθητήρα) κάνουμε τις ακόλουθες τρεις μεταβολές στο σχήμα και στη κατασκευή της σιλικόνης του ευαίσθητου στοιχείου: (i) προστίθεται μια νέα γεωμετρική παράμετρο, δηλαδή το πάχος της βάσης (B3 στο σχήμα 19b). (ii) αλλάζουν οι τιμές των άλλων παραμέτρων. (iii) χρησιμοποιείται ένα σκληρότερο σιλικόνης από καουτσούκ. Επομένως το σχήμα του καλύμματος προσδιορίζεται από έξι γεωμετρικές παραμέτρους: (i) την πλευρά της κατώτερης βάσης B1, (ii) την πλευρά της άνω όψης B2, (iii) το πάχος της βάσης B3, (iv) το πάχος της άνω όψης T, v) το ύψος της κουρτίνας H1, (vi) και το ύψος H2. Με την αλλαγή αυτών των γεωμετρικών παραμέτρων και/ή την τροποποίηση των μηχανικών ιδιοτήτων της σιλικόνης αλλάζει η ευαισθησία του αισθητήρα στο εφαρμοζόμενο φορτίο καθώς και το μετρήσιμο εύρος δυνάμεων.

Μια συνοπτική παρουσίαση της ηλεκτρονικής πλακέτας που σχεδιάστηκε από την Robotech για την ευαίσθητη στην πίεση εσωτερική σόλα παρουσιάζεται στο σχήμα 20. Τα κύρια συστατικά του πίνακα είναι: i) τέσσερις αναλογικοί-ψηφιακοί μετατροπείς (ADC) για τη δειγματοληψία υψηλής συχνότητας και ψηφιοποίηση των σημάτων· (ii) έναν μικροελεγκτή STM32F103x8 που εκτελεί όλο τον υπολογισμό· (iii) μια πρίζα ρεύματος στην τροφοδοσία είτε με εξωτερική τροφοδοσία 3.6 V είτε με εξωτερική μπαταρία ιόντων

λιθίου · (iv) μια υποδοχή επικοινωνίας για τη σύνδεση της πλακέτας πρόσκτησης με την πλακέτα επικοινωνίας μέσω ενός σειριακού πρωτοκόλλου UART.(Simona Crea, MarcoDonati ,Stefano Marco Maria DeRossi,9 January 2014)



Εικόνα 20: (α) Επισκόπηση της συσκευής: αισθητηριακή εσωτερική σόλα συνδεδεμένη στην ηλεκτρονική πλακέτα μέσω επίπεδων καλωδίων, πομπός Bluetooth, μπαταρία ιόντων λιθίου. β) λεπτομέρειες της ηλεκτρονικής πλακέτας και του πομπού Bluetooth που συνδέονται μεταξύ τους και τοποθετούνται σε κουτί (γ) επισκόπηση της συσκευής που έχει τοποθετηθεί στο παπούτσι. .(Simona Crea, Marco Donati , Stefano Marco Maria De Rossi, 9 January 2014)

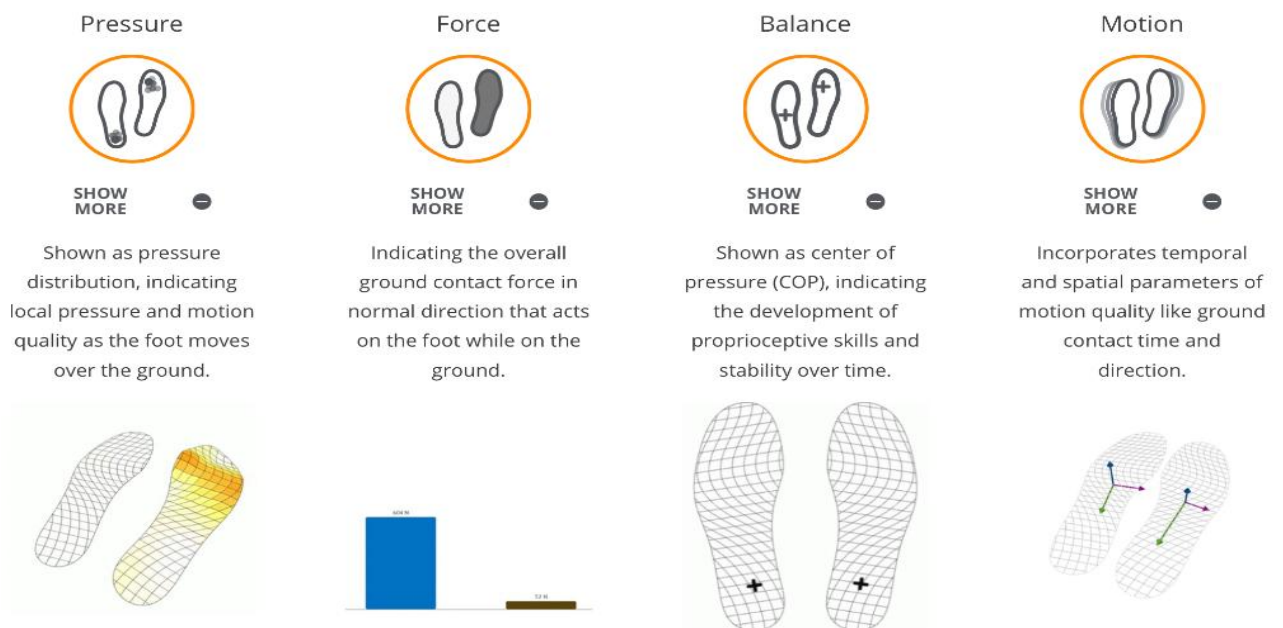
2.3.4 ΑΣΥΡΜΑΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ MOTICON IN-SHOE ΠΕΛΜΑΤΙΚΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ

Η Γερμανική εταιρία MOTICON έχει προωθήσει τον πρώτο πλήρως ενσωματωμένο ασύρματο αισθητήρα πελματικής πίεσης στον κόσμο. Μετρά την πίεση, το βάρος, την ισορροπία και την κίνηση. Κάθε πάτος αισθητήρων περιέχει 13 επιφάνειες ανίχνευσης της πίεσης και ένα επιταχυνσιόμετρο 3D για τη μέτρηση της κίνησης. Τα

δεδομένα του αισθητήρα επεξεργάζονται στο ενσωματωμένο μικρό-σύστημα. Από αυτά τα δεδομένα, υπολογίζεται μια ποικιλία βασικών παραμέτρων βάδισης και κίνησης. Η επιστήμη Moticon είναι ο πιο κομψός τρόπος για να πραγματοποιήσει την ανάλυση βάδισης και κίνησης. Είναι μια λύση για την κλινική έρευνα και για την αθλητική επιστήμη που απαιτεί ελάχιστο εξοπλισμό.

Οι ασύρματοι πελματικοί πάτοι αισθητήρων είναι εύκολο να χειριστούν ακόμα και σε εξωτερικούς χώρους. Το λογισμικό της επιφάνειας εργασίας του συστήματος Moticon, η εφαρμογή για κινητά τηλέφωνα και τα προϊόντα cloud προσφέρουν δυνατότητες για ανάλυση δεδομένων, συγχρονισμό βίντεο και διαχείριση δεδομένων.

- χωρίς καλώδια
- εξαιρετικά επίπεδη και ελαφριά
- άμεσα αποτελέσματα
- αυτόματος συγχρονισμός βίντεο (<https://www.moticon.de/>)



Εικόνα 21: Ανάλυση συστήματος Moticon (<https://www.moticon.de/>)

2.3.5 ΑΣΥΡΜΑΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ Medicapteurs IN-SHOE ΠΕΛΜΑΤΙΚΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ

Η εταιρία Medicapteurs είναι ο ευρωπαϊκός ηγέτης στο σχεδιασμό και την κατασκευή πλατφορμών για ποδιατρική και βιομηχανική. Η εταιρία Medicapteurs ιδρύθηκε με σκοπό τη δημιουργία εφαρμογών από ερευνητικά δεδομένα σχετικά με την αφή ως «τεχνητό δέρμα». Από τότε, η εταιρεία έχει σχεδιάσει και κατασκευάζει εξοπλισμούς για πόδια και επαγγελματικά υποδήματα. Υπάρχει μια πλήρης σειρά εξελισσόμενων προϊόντων. Η εταιρεία αναπτύσσει πάντα προϊόντα για τον ιατρικό τομέα, καθώς και τον σχεδιασμό υποδημάτων. Μερικά από αυτά είναι το Win-pod, Win-Posture, Fusyo, Win-Track και το σχετικό λογισμικό τους βελτιώνεται συνεχώς για να ταιριάζει με τις προσδοκίες των πελατών.

Προϊόντα

W-INSHOE EASY

Η W-INSHOE easy συσκευή εστιάζει στην ταχύτητα της μέτρησης πίεσης inshoe κάτω από το πόδι. Είναι η λύση για μια γρήγορη και αξιόπιστη δοκιμή της σόλα στο παπούτσι σε πραγματικές συνθήκες ή στην κλινική.

- 4 ζεύγη 8 αισθητήρες τοποθετημένα στα βασικά σημεία του ποδιού
- Πιστοποιημένη ιατρική συσκευή CE
- Μέγιστη πίεση: 8kg/cm²
- Bluetooth PC ή Android σύνδεση με smartphone
- Γρήγορη φόρτιση USB (1h30)
- Η μπαταρία πλήρους φόρτισης επιτρέπει 5 ώρες μέτρησης

- Έχει 8 λεπτούς αισθητήρες πίεσης υψηλής ακρίβειας

<https://www.medicapteurs.com/history/?fbclid=IwAR2xie95uZoAhZtreJBFoMLJLr4FzzRUYfZwEPk9s6yP6eZA7qwA5jFl6o>

W-INSHOE

Είναι ασύρματο ενσωματωμένο σύστημα αισθητήρων και έχει την καλύτερη απόδοση/αξία για τη λύση της ανάλυσης της πίεσης σε παπούτσια στην αγορά που επιτρέπει την πιο αποτελεσματική αξιολόγηση της πίεσης των ποδιών

Για τον σχεδιασμό αυτού του καινοτόμου προϊόντος που αποτελείται από δύο εξαιρετικά ελαφριές μονάδες (50 g), απαιτείται χρόνος ανάπτυξης άνω των τριών ετών, κάθε έλεγχο εννέα εξαιρετικά λεπτών, βαθμονομημένων αισθητήρων.

Το WINSHOE είναι η ιδανική τεχνολογική λύση για ανάλυση σε πραγματικό χρόνο της πίεσης σε στοχευμένες ζώνες. Οι αισθητήρες μπορούν να τοποθετούνται ελεύθερα στο πόδι, στη σόλα, ή σε οποιοδήποτε μέρος του παπουτσιού για να μετρηθεί η πίεση.

- Ελαφριά και μικρές συσκευές
- Απόκτηση 100 Hz
- Αυτόματος συγχρονισμός των δύο πλαισίων Bluetooth
- Γρήγορη φόρτιση USB (1h30)
- Η μπαταρία πλήρους φόρτισης επιτρέπει 5 είδη μέτρησης
- Έχει 9 λεπτούς αισθητήρες πίεσης υψηλής ακρίβειας

<https://www.medicapteurs.com/history/?fbclid=IwAR2xie95uZoAhZtreJBFoMLJLr4FzzRUYfZwEPk9s6yP6eZA7qwA5jFl6o>

2.4 ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ

2.4.1 ΒΙΝΤΕΟΚΑΜΕΡΕΣ

Η χρήση της καταγραφής βίντεο για ανάλυση βάδισης μπορεί να γίνει με αισθητήρες με δείκτες ή χωρίς δείκτες. Η δισδιάστατη ανάλυση απαιτεί μόνο μία κάμερα τοποθετημένη κάθετα στο επίπεδο κίνησης του ενδιαφέροντος, αλλά τα αποτελέσματα μπορούν να επηρεαστούν από κίνηση εκτός επιπέδου. Η τρισδιάστατη ανάλυση εξετάζει την κίνηση σε όλα τα επίπεδα της κίνησης και απαιτεί περισσότερες από μία κάμερες. Τα σημεία ενδιαφέροντος πρέπει να είναι ορατά από τουλάχιστον 2 κάμερες ανά πάσα στιγμή, προκειμένου να ανασυσταθούν οι θέσεις τους. Ένας ρυθμός δειγματοληψίας 60 Hz είναι επαρκής για την κινηματική ανάλυση στα σύγχρονα συστήματα με κάμερες για την ανάλυση της ταχύτητας της βάδισης. Για να αυξηθεί ο ρυθμός δειγματοληψίας, η ταχύτητα κλείστρου της κάμερας αυξάνεται και το κλείστρο θα είναι ανοιχτό για μικρότερο χρόνο που θα οδηγήσει σε μείωση της ποσότητας φωτός που φθάνει στον αισθητήρα κάμερας. Η γωνία θέασης και η εστιακή απόσταση των φωτογραφικών μηχανών θέτει όρια στο μέγεθος του όγκου σύλληψης στον οποίο πρέπει να πραγματοποιηθεί η κίνηση. (R. G. Morris)

2.4.2 ΕΜΠΟΡΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Υπάρχουν πολλά εμπορικά συστήματα WS και NWS ανάλυσης της βάδισης, τα οποία χρησιμοποιούν διαφορετικούς συνδυασμούς στους παραπάνω αισθητήρες και τις τεχνολογίες. Επιτυχημένα συστήματα ανάλυσης της βάδισης, τα οποία είναι βασισμένα σε φορέσιμους αισθητήρες κυκλοφόρησαν στο εμπόριο, όπως το Xsens MVN, το οποίο χρησιμοποιεί 17 αδρανειακούς αισθητήρες που βρίσκονται στο στήθος, στα άνω και κάτω άκρα για να πραγματοποιήσουν την καταγραφή κίνησης (εικόνα 22). Το MVN BIOMECH είναι ένα σύστημα καταγραφής της κίνησης ολόκληρου του ανθρώπινου

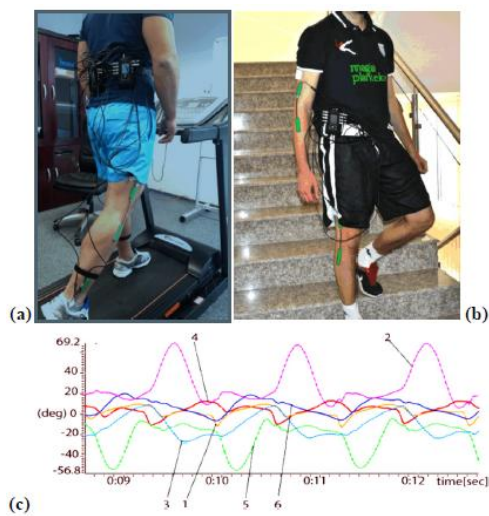
σώματος στις τρεις διαστάσεις το οποίο δεν χρησιμοποιεί κάμερα. Βασίζεται σε αισθητήρες αδράνειας MEMS και βιομηχανικά μοντέλα. Το MVN BIOMECH είναι σύστημα βάδισης , το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εσωτερικούς και εξωτερικούς χώρους ανεξάρτητα από τις συνθήκες φωτισμού. Τα αποτελέσματα μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν σε άλλες εφαρμογές λογισμικού.(*Rom J Morphol Embryol,2016*)



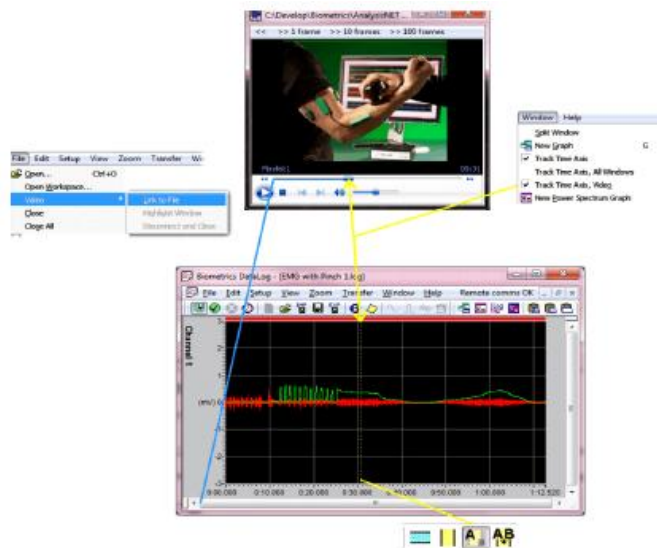
Εικόνα 22: Εμπορικό σύστημα WS βασισμένο σε αδρανή αισθητήρες: Xsens MVN.(*Rom J Morphol Embryol,2016*)

Η εταιρία Biometrics Ltd. είναι ένας παγκόσμιος ηγέτης στον σχεδιασμό, την παραγωγή και την διανομή τεχνολογικά προηγμένων αισθητήρων, οργάνων και λογισμικού για τις ανάγκες στην έρευνα στον τομέα της βιοϊατρικής και της μηχανικής. Αυτό το σύστημα μπορεί να αποκτήσει δεδομένα βασισμένα σε ηλεκτρογωνιόμετρα DataLog MWX8 τα οποία είναι από τα πιο πρόσφατα κατασκευασμένα για την τεχνολογία συλλογής δεδομένων και παρακολούθηση βάδισης στην ανθρώπινη βάδιση, στην ιατρική έρευνα και στη ρομποτική. Μια πλήρης σειρά βιομετρικών γωνιομέτρων είναι ιδανικά για απλή, γρήγορη και ακριβή μέτρηση της κίνησης των αρθρώσεων σε πολλαπλά επίπεδα. Οι

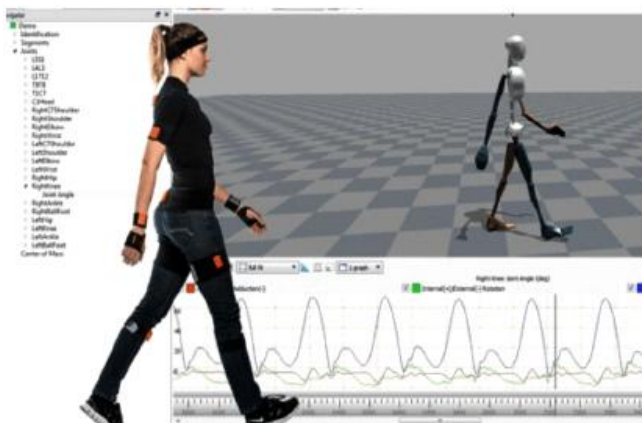
αισθητήρες, οι οποίοι είναι πολύ ανθεκτικοί, ελαφροί και ευέλικτοι, μπορούν να φορεθούν χωρίς να ανιχνεύονται και να παρεμποδίζουν την πραγματική κίνηση της άρθρωσης (Σχήμα 23). Τα συστήματα συλλογής δεδομένων της Biometrics Ltd. συλλέγουν αναλογικά και ψηφιακά δεδομένα από μια μεγάλη γκάμα αισθητήρων και χρησιμοποιούνται εντός και εκτός εργαστηρίων. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των συστημάτων της Biometrics Ltd. είναι ότι έχουν σχεδιαστεί ώστε να επικοινωνούν με τα περισσότερα συστήματα που καταγράφουν την κίνηση βασισμένα σε βίντεο και άλλα όργανα απόκτησης δεδομένων. Αυτό επιτρέπει τα δεδομένα να συγχρονίζονται και ταυτόχρονα να συλλέγονται από αισθητήρες όπως EMG επιφανείας, γωνιόμετρα, επιταχυνσιόμετρα, δυναμόμετρα και διακόπτες επαφής (Εικόνα 24).(*Rom J Morphol Embryol,2016*)



Εικόνα 23:Σύστημα βιομετρικών στοιχείων σε θέματα κατά τη διάρκεια πειραματικών δοκιμών: (α) στο διάδρομο β) Στις σκάλες γ) Διαγράμματα που συλλέγονται από τα γωνιόμετρα σε πραγματικό χρόνο. .(*Rom J Morphol Embryol,2016*)

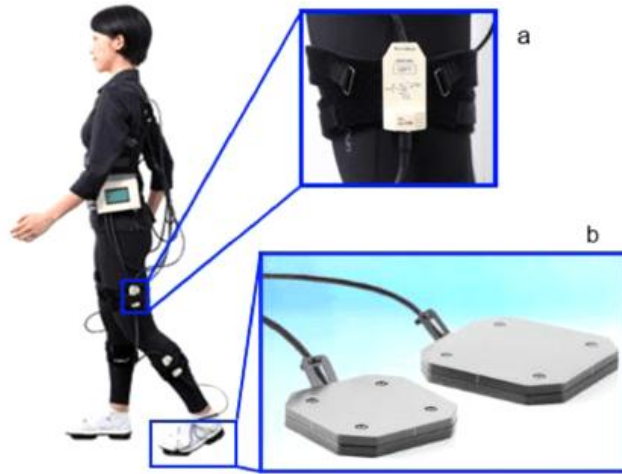


Εικόνα 24: Γραφικά που λαμβάνονται από ηλεκτρογωνιόμετρα και EMG αισθητήρες, σε πραγματικό χρόνο. .(*Rom J Morphol Embryol,2016*)



Εικόνα 25:Xsens MVN Biomech Link .(*Rom J Morphol Embryol,2016*)

Ένα άλλο εμπορικό σύστημα ανάλυσης της βαδίσσης είναι το ασύρματο M3D (σχήμα 26), που χρησιμοποιεί αισθητήρες κίνησης στο κάτω πόδι, στον μηρό, τη μέση και την πλάτη και τις φορέσιμες δυναμόπλακες στα δάχτυλα των ποδιών και την πτέρνα. (*Rom J Morphol Embryol,2016*)



Εικόνα 26: Σύστημα φορέσιμων αισθητήρων που βασίζεται σε (α) αδρανειακούς αισθητήρες και (β) φορέσιμες δυναμόπλακες. .(*Rom J Morphol Embryol,2016*)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Η Κλινική Ανάλυση Βάδισης είναι η διαδικασία συλλογής και ανάλυσης ποσοτικών δεδομένων που ενισχύουν την κατανόηση της αιτιολογίας παθολογικών καταστάσεων της βάδισης και συμβάλλουν στη θεραπευτική τους αντιμετώπιση. Βασίζεται στη χρήση τεχνολογικού εξοπλισμού, στον οποίο περιλαμβάνονται εξειδικευμένες κάμερες που καταγράφουν την κίνηση των ασθενών, ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος και συλλέγουν την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών και δυναμοπλατφόρμες, που ενσωματώνονται στο διάδρομο βάδισης και καταγράφουν τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους. Στόχος, της Κλινικής Ανάλυσης Βάδισης ή αλλιώς Ποσοτικής Ανάλυσης Βάδισης είναι να υποβοηθά, κυρίως, τη θεραπεία ατόμων με πολύπλοκα κινητικά προβλήματα. Τέλος δίνεται η δυνατότητα μελέτης με ακρίβεια κινητικών προτύπων, στα οποία εμπλέκονται ταυτόχρονα κινήσεις των άνω και κάτω άκρων περιλαμβάνοντας κινήσεις σε περισσότερα από ένα επίπεδα της κίνησης(Kirtley, C 2006, Baker, R. 2013, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010).

3.1 ΤΡΟΠΟΣ ΔΙΕΞΑΓΩΓΗΣ ΤΗΣ ΚΛΙΝΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η κλινική Ανάλυση Βάδισης βασίζεται στην καταγραφή της βάδισης με εξειδικευμένο τεχνολογικό εξοπλισμό. Αρχικά, ο ασθενής δίνει αναλυτικά το ιατρικό ιστορικό του και γίνεται η κλινική εξέτασή του .Η κλινική εξέταση αρχικά περιλαμβάνει μια σειρά μετρήσεων των ασθενών σε συνθήκες ηρεμίας. Το είδος των επιμέρους μετρήσεων ποικίλει ανάλογα με την παθολογική κατάσταση που αξιολογείται. Ενδέχεται να περιλαμβάνει, εκτός των άλλων, αξιολόγηση του παθητικού εύρους κίνησης των κάτω άκρων, της μυϊκής δύναμης και του μυϊκού τόνου, της παραμόρφωσης των οστών καθώς και νευρολογικών παραμέτρων.. Τα αποτελέσματα της φυσικής αξιολόγησης των ασθενών συσχετίζονται με τα δεδομένα που εξάγονται από την καταγραφή της βάδισης και συνεισφέρουν στην κατανόηση των αιτιών που ευθύνονται για την απόκλιση από το φυσιολογικό πρότυπο κίνησης.(Perry, J. and J.M. Burnfield).Μετά το πέρας της κλινικής αξιολόγησης ακολουθεί ποσοτική μέτρηση του κινητικού πρότυπου βάδισης των ασθενών.



Εικόνα 27: Η εγκατάσταση ενός σύγχρονου εργαστηρίου ανάλυσης βάδισης. Η φωτογραφία παρουσιάζει τα εξής: (i) βιντεοκάμερες με υπέρυθη ακτινοβολία και στροβοσκόπια στην οροφή, (ii) αντικείμενα εξοπλισμένα με πομπό EMG, (iii) διάδρομος με ενσωματωμένο δυναμόμετρο πλατφορμών δύναμης (iv) ασύρματο σύστημα EMG, (v) σύστημα υπολογιστών, (vi) αναλογικές / ψηφιακές βιντεοκάμερες στο πάτωμα, (vii) επίπεδες τηλεοράσεις με οθόνες LCD και (viii) σύστημα ελέγχου χειριστή. (Baker, R 2013, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010, Levine, D., J. Richards 2012, Rose, J. and J.G. Gamble 2006).

Αρχικά, τοποθετούνται πάνω στην επιφάνεια του σώματος παθητικοί ανακλαστήρες, οι οποίοι ευθυγραμμίζονται με συγκεκριμένα ανατομικά σημεία και με τους άξονες των αρθρώσεων (εικόνα 28). Στη συνέχεια, ζητείται από τους ασθενείς να βαδίσουν στο διάδρομο του εργαστηρίου. Σε όλη τη διάρκεια γίνεται συνεχής καταγραφή της θέσης των ανακλαστήρων που είναι προσαρτημένοι στο σώμα τους, με τη βοήθεια τρισδιάστατου οπτικό-ηλεκτρονικού συστήματος που αποτελείται από τουλάχιστον έξι εξειδικευμένες κάμερες, οι οποίες επικοινωνούν με τον κεντρικό υπολογιστή του εργαστηρίου που συλλέγει τα δεδομένα. Οι κάμερες αυτές είναι εξοπλισμένες με διόδους εκπομπής υπέρυθρου φωτός.

Το υπέρυθρο φως, που δεν είναι ορατό από το ανθρώπινο μάτι, αντανακλάται από τους ανακλάστικες και επιστρέφει στις κάμερες. Ειδικό λογισμικό επιτρέπει τον ακριβή προσδιορισμό της τρισδιάστατης θέσης των ανακλαστήρων στο χώρο με βάση τις εικόνες που συλλέγονται από κάθε ζεύγος καμερών (Baker, R 2013, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010, Levine, D., J. Richards 2012, Rose, J. and J.G. Gamble 2006).

Επιπλέον, για να βελτιωθεί η Κλινική Ανάλυση Βάδισης καταγράφονται οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους και αυτό γίνεται με τρισδιάστατες δυναμο-πλατφόρμες που ενσωματώνονται στο διάδρομο βάδισης του εργαστηρίου. Τα δεδομένα που συλλέγονται από τις πλατφόρμες, μπορούν να συνδυαστούν με τα αντίστοιχα που συλλέγονται από τις κάμερες και να δώσουν πληροφορίες σχετικά με τις επιβαρύνσεις των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια της βάδισης. Σε πολλά εργαστήρια Κλινικής Ανάλυσης Βάδισης χρησιμοποιούν μια διαφορετική μέθοδο. Τοποθετούνται ηλεκτρόδια στην επιφάνεια συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων που συμμετέχουν στη βάδιση και καταγράφεται η ηλεκτρική τους δραστηριότητα με τη μέθοδο της ηλεκτρομυογραφίας (EMG). Η συγκεκριμένη μέθοδος επιτρέπει τη μελέτη ποιοτικών και ποσοτικών χαρακτηριστικών της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών και μπορεί να συμβάλει με τον τρόπο της στην κατανόηση νευρομυϊκών αποκλίσεων των ασθενών από το φυσιολογικό πρότυπο (Kirtley, C 2006, Baker, R. 2013, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010).



Εικόνα 28: Τοποθέτηση ανακλαστήρων με βάση Schwartz & Rozumalski, . Πρόσθια (α), οπίσθια (β) και πλάγια (γ) όψη. (Kirtley, C 2006, Baker, R. 2013, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010).

Όλα τα εργαστήρια ανάλυσης βάρδισης δεν διαθέτουν το συνολικό πακέτο του εξοπλισμού που προαναφέρθηκε. Για παράδειγμα, υπάρχουν περιπτώσεις που δεν είναι εφικτή η τρισδιάστατη αξιολόγηση της κίνησης και αντ' αυτού γίνεται δισδιάστατη καταγραφή της βάρδισης, που περιορίζεται στο προσθοπίσθιο επίπεδο. (Baker, R. 2013)

3.2 ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ ΤΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ ΠΟΥ ΑΦΟΡΑ Η ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η εφαρμογή της Κλινικής Ανάλυσης Βάρδισης μπορεί να βοηθήσει στην διαχείριση προβλημάτων, σε πολλές περιπτώσεις μεταξύ των οποίων είναι οι παρακάτω:

- Εγκεφαλική παράλυση
- Μυϊκή δυστροφία
- Κάκωση περιφερικών νεύρων
- Κάκωση νωτιαίου μυελού

- Εγκεφαλικό
- Κακώσεις άκρων / ακρωτηριασμοί
- • Αρθρίτιδα / τραυματισμοί

Εγκεφαλικό Επεισόδιο

Τα εγκεφαλικά επεισόδια (ΕΕ) αποτελούν μια συχνή αιτία θανάτου μετά τα καρδιαγγειακά νοσήματα και τον καρκίνο. Τα εγκεφαλικά επεισόδια τα κατατάσσουμε σε ισχαιμικά επεισόδια και εγκεφαλικές αιμορραγίες. Η κλινική εικόνα του ΕΕ περιλαμβάνει ποικιλία συμπτωμάτων, όπως κινητικές διαταραχές(παραλύσεις της μιας πλευράς του σώματος, απώλεια ελέγχου της κίνησης, πτώση της γωνίας του στόματος ή παραμόρφωση του προσώπου), διαταραχές αντανακλαστικών και σπαστικότητα σε συγκεκριμένους μυς, διαταραχές αισθητικότητας, διαταραχές ελέγχου της ούρησης και της αφόδευσης, αδυναμία επικοινωνίας-λόγου, ελλείμματα όρασης και διαταραχές μνήμης, αντίληψης και πράξης. (Rose, J. and J.G. Gample 2006, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010).

Αρθρίτιδα

Με τον όρο αρθρίτιδα ή αρθροπάθεια γίνεται λόγος για τις παθήσεις των αρθρώσεων που οδηγούν σε εκφυλισμό τους. Οι πιο συνηθισμένες παθήσεις είναι η οστεοαρθρίτιδα , η ρευματοειδή αρθρίτιδα και η ινομυαλγία .

Η **οστεοαρθρίτιδα** είναι γνωστή ως εκφυλιστική ασθένεια των αρθρώσεων. Τα περισσότερα περιστατικά οστεοαρθρίτιδας παρουσιάζονται στα χέρια, στην άρθρωση του γόνατος και στην άρθρωση του ισχίου. Το βασικότερο σύμπτωμα της ασθένειας είναι ο πόνος στις αρθρώσεις και η σκληρότητα λόγω του εκφυλισμού του αρθρικού χόνδρου. (Lawrence 1998, Ettinger Jr, W.H. and R.F. Afable 1994).

Η **ρευματοειδή αρθρίτιδα** είναι μια χρόνια φλεγμονώδης πάθηση και σχετίζεται με βλάβη του ανοσοποιητικού συστήματος που «επιτίθεται» την αρθρική κάψα, επειδή την αναγνωρίζει ως παθογόνο στοιχείο. Προσβάλλει, κυρίως, τις αρθρώσεις και παρουσιάζει περιόδους έξαρσης. Τα συνηθέστερα συμπτώματα που τη συνοδεύουν είναι ο πόνος, το οίδημα, η σκληρότητα και η μειωμένη κινητικότητα της άρθρωσης. Οι συχνότερες δυσμορφίες του άκρου ποδιού που εμφανίζονται στους ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα και προκαλούν διαταραχές στη βάδιση είναι οι ακόλουθες:

- Βλαισό μεγάλο δάχτυλο
- Υπερπρηνισμος
- Μεταταρσαλγία
- Σφυροδακτυλία και γαμψοδακτυλία..(Naranjo,2008,Dimonte, P. andH. Light 1982)

Εγκεφαλική Παράλυση

Η εγκεφαλική παράλυση ανήκει στις νευρολογικές διαταραχές, οι οποίες οφείλονται σε βλάβες του κεντρικού νευρικού συστήματος. Είναι η πιο κοινή αλλά και η πιο περιπλοκή διαταραχή. Η εγκεφαλική παράλυση (ΕΠ) προκαλεί χρόνια δυσλειτουργία του μυοσκελετικού συστήματος. Τα αίτια είναι προγεννητικά, προγεννητικά ή μεταγεννητικά. Τοπογραφικά η ΕΠ διακρίνεται σε ημιπληγία (προσβολή σύστοιχου άνω και κάτω άκρου), διπληγία (προσβολή κυρίως των κάτω άκρων) και τετραπληγία (προσβολή άνω και κάτω άκρων). Οι ασθενείς με ημιπληγία και διπληγία είναι περιπατητικοί, ενώ οι ασθενείς με τετραπληγία στην συντριπτική τους πλειοψηφία δεν μπορούν να βαδίσουν.

Όσον αφορά τη βάδιση, σε ασθενείς με ΕΠ η βλάβη στο κεντρικό νευρικό σύστημα μπορεί να προκαλέσει τα ακόλουθα:

- Ποδοκνημική άρθρωση
- Αυξημένη ραχιαία έκταση κατά τη φάση στήριξης.

- Αυξημένη πελματιαία κάμψη κατά τη φάση αιώρησης.
- Άρθρωση Γόνατος
- Βάδιση άκαμπτου γόνατος.
- Άρθρωση Ισχίου
- Ελαττωμένη έκταση κατά την τελική στήριξη.
- Ελαττωμένη κάμψη κατά την αιώρηση.
- Ελαττωμένο εύρος κίνησης στο ισχίο (Himmelman, K. and P. Uvebrant 2014, Hagberg, B. and G. Hagberg 1989, Perry, J. and J.M. Burnfield 2010, Gage, J.R 1991).

Ανισοσκελία

Η ανισοσκελία διακρίνεται σε δύο βασικούς τύπους: **1.** Την ανατομική ανισοσκελία, η οποία οφείλεται σε διαφορές στο μήκος των οστών των κάτω άκρων. Επίσης, παρατηρείται πραγματική διαφορά στο μήκος των οστών των κάτω άκρων που μπορεί να οφείλεται σε διαφορετικό μήκος των μηριαίων οστών, των κνημών και περονών. **2.** Την λειτουργική ανισοσκελία, στην οποία δεν παρατηρούνται πραγματικές διαφορές στο μήκος των οστών των κάτω άκρων. Η λειτουργική ανισοσκελία προκαλείται από παθήσεις των μυών και νεύρων στην λεκάνη ή στους μηρούς. Η ανισοσκελία προκαλεί μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος στο κάτω άκρο με το μικρότερο μήκος. Το περισσότερο συχνό σύμπτωμα που συνδέεται με την ανισοσκελία είναι ο πόνος στην μέση.

Η διάγνωση της ανισοσκελίας γίνεται από τον ειδικό ορθοπεδικό με βάση αρχικά την εξέταση των κάτω άκρων, του τρόπου βάδισης και κάποιες ειδικές δοκιμασίες και μετρήσεις. Η λήψη ενός λεπτομερούς ιστορικού για την βαρύτητα και την διάρκεια των συμπτωμάτων είναι βασικής σημασίας. Οι απεικονιστικές μέθοδοι είναι απαραίτητες για να καθοριστεί ο βαθμός της ανισοσκελίας. Οι απλές και ψηφιακές ακτινογραφίες επιτρέπουν με ακρίβεια το υπολογισμό του μήκους των κάτω άκρων. Η αξονική

τομογραφία μπορεί να ανιχνεύσει διαφορές στο μήκος των κάτω άκρων με ακρίβεια χιλιοστού και θεωρείται πιο αξιόπιστη από την μαγνητική τομογραφία για την διάγνωση του βαθμού της ανισοσκελίας.

Πλατυποδία

Η Πλατυποδία διακρίνεται σε:

-Χαλαρή Πλατυποδία: Είναι κατά κανόνα αμφοτερόπλευρη και οφείλεται συνήθως σε χαλαρότητα των συνδέσμων του άκρου ποδός.

-Δύσκαμπτη Πλατυποδία: Ο ασθενής (εκτός από την περίπτωση του κάθετου αστραγάλου), συνήθως είναι έφηβος ή άτομο μεγαλύτερης ηλικίας και παραπονείται κυρίως για πόνο και δυσκαμψία στα πόδια.

Τα αίτια μπορεί να διακριθούν σε συγγενή και επίκτητα:

Στα συγγενή ανήκουν:

- Οστική ή χόνδρινη γέφυρα που συνδέει την πτέρνα με το σκαφοειδές ή με τον αστράγαλο
- Κάθετος αστράγαλος που αποτελεί ανωμαλία της διάπλασης του άκρου ποδός κατά την οποία ο αστράγαλος φέρεται κάθετα μεταξύ πτέρνας και σκαφοειδούς, έτσι ώστε ο αυχέννας του να κάνει άρθρωση με το σκαφοειδές.

Στα επίκτητα ανήκουν:

- Κατάγματα αρθρικά της πτέρνας ή του αστραγάλου
- Φλεγμονές της αστραγαλοπτερνικής άρθρωσης (φυματιώδης, ρευματοειδής κ.λπ.)

3.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΤΟΥ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΡΕΥΜΑΤΟΕΙΔΗ ΑΡΘΡΙΤΙΔΑ

Σε ρευματικές συνθήκες, ιδιαίτερα στην ρευματοειδή αρθρίτιδα (RA), τα σημεία και τα συμπτώματα των ποδιών είναι διαδεδομένα. Η πλειονότητα των ασθενών με ρευματοειδή αρθρίτιδα έχουν ακτινογραφικά προβλήματα τη στιγμή της διάγνωσης. Η ακτινογραφική φθορά των ποδιών αυξάνεται με το χρόνο έως και το 80% σε διάρκεια της νόσου των 5 ετών. Επίσης η εμπλοκή του αστραγάλου μπορεί επιπλέον να οδηγήσει σε σημαντική αναπηρία. Κατά τη μέτρηση της ασθένειας ή της λειτουργίας της νόσου των ποδιών, τα εφαρμοσμένα όργανα όπως η ακτινογραφία, η μαγνητική απεικόνιση, οι εργαστηριακές δοκιμές και τα ερωτηματολόγια είναι στατικά. Οι πληροφορίες που λαμβάνονται χρησιμοποιούνται για παρεμβάσεις, την παρακολούθηση και την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Αυτές οι μέθοδοι αποτυγχάνουν ωστόσο εξ ορισμού να δώσουν πληροφορίες σχετικά με τη δυναμική λειτουργία. Με την ανάπτυξη της κλινικής ανάλυσης βάδισης (ιδίως 3D κινητική και κινητικής), ένα δυναμικό μέσο είναι προσβάσιμο. Η τεχνολογία και το λογισμικό των υπολογιστών διευκολύνουν τον ερευνητή στη συλλογή, την προσαρμογή και την ερμηνεία των δεδομένων βάδισης και από τότε έχει αυξηθεί το ενδιαφέρον για τα εργαλεία μέτρησης της ανάλυσης βάδισης κυρίως στα πόδια και τον αστράγαλο. (Hetty Baan, Rosemary Dubbeldam, Anand V. Nene, and Martin)

Μέθοδοι

Παρακάτω φαίνονται μερικές μέθοδοι σύμφωνα με τη μέτρηση:

- Πελματιαία μέτρηση πίεσης με το σύστημα EMED
- Πελματιαία μέτρηση πίεσης χρησιμοποιώντας F-scan
- Άλλες μη καθορισμένες μέθοδοι πελματιαίας μέτρησης της πίεσης

- Μελέτες που αναφέρουν τα χρονικά και χωρικά δεδομένα
- 3D μελέτες βάδισης
- Μελέτες EMG

(Hetty Baan, Rosemary Dubbeldam, Anand V. Nene, and Martin)

3.4 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ

Έχουν χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν συστήματα μέτρησης που ποσοτικοποιούν την κινητικότητα. Μέχρι τον Δεύτερο Παγκόσμιο Πόλεμο, όταν χιλιάδες άνδρες επέστρεψαν στο σπίτι τους με ακρωτηριασμούς ήταν η τεχνολογία εφαρμοσμένη στην κατανόηση της προσθετικής βάδισης. Οι Inman και οι συνεργάτες του ίδρυσαν το Βιομηχανικό Εργαστήριο στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνιας για να θεσπίσουν θεμελιώδεις αρχές στο ανθρώπινο βάδισμα, ιδιαίτερα σε σχέση με τα προβλήματα που αντιμετωπίζουν με τους ακρωτηριασμούς των κάτω άκρων. Οι τεχνικές μέτρησης του Inman περιελάμβαναν κινούμενες εικόνες των στεφαναίων και ισορροπημένων απόψεων, καθώς και εγκάρσιες περιστροφές από κάτω χρησιμοποιώντας γυαλί στο δάπεδο. Χρησιμοποιώντας τη διακοπή της φωτογραφίας του φωτός, η ομάδα του εργαστηρίου βιομηχανικής μελέτησε την κίνηση των τμημάτων του σώματος κατά τη διάρκεια της βάδισης. Με δυναμόπλακες μετρήθηκε η αντίδραση γείωσης του ατόμου και οι δυνάμεις και η μυϊκή δραστηριότητα καταγράφηκαν χρησιμοποιώντας ηλεκτρομυογραφία (EMG), η οποία μετρά τα ηλεκτρικά σήματα που σχετίζονται με την συστολή του μυ. Ο στόχος του Inman ήταν να παρέχει δεδομένα απαραίτητα για το σχεδιασμό των προσθετικών άκρων. Με την ανάλυση της βάδισης, αυτός και οι συνάδελφοί του έβαλαν τις βάσεις για τη βιομηχανική ανάλυση του ακρωτηριασμού. Από τότε, πολλές τεχνικές έχουν αναπτυχθεί για να μελετήσουν την

ανθρώπινη κίνηση και έχουν διεξαχθεί πολυάριθμες μελέτες για την αξιολόγηση της προσθετικής βάδισης. (James R. Gage, M.D. Ramona Hicks)

ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Μέχρι σήμερα, έχει εφαρμοστεί ανάλυση βάδισης σε προσθετικά μόνο για ερευνητικούς σκοπούς. Η τοποθέτηση προσθετικών άκρων και ο έλεγχος γίνεται με ανάλυση βάδισης. Ωστόσο, η παρατήρηση της ανάλυσης βάδισης έχει πολλά μειονεκτήματα. Πρώτον, ακόμη και το περπάτημα του κανονικού ανθρώπου είναι εξαιρετικά περίπλοκο. Με κάθε βήμα, περισσότεροι από 30 μεγάλοι μύες πρέπει να συρρικνωθούν και να χαλαρώνουν συγχρόνως σε κάθε κάτω άκρο. Επίσης, η κανονική βάδιση του ανθρώπου είναι γρήγορη (περίπου 105 βήματα ανά λεπτό) και το ανθρώπινο μάτι δεν είναι αρκετά γρήγορο για να ξεχωρίσει τα διάφορα εξαρτήματα βάδισης σε αυτή την ταχύτητα. Οι Krebs, et al. έχουν δείξει ότι τα δεδομένα ποικίλλουν όταν διάφοροι εξεταστές έχουν παρατηρήσει την βάδιση ενός ατόμου. Οι παραλλαγές μεταξύ των παρατηρητών μπορεί να οφείλονται στις προκαταλήψεις επιμέρους παρατηρητών, σε περιορισμούς της ανθρώπινης αντίληψης ή σε προβλήματα μετάδοσης της πληροφορίας ή τα δεδομένα στους συναδέλφους. Υπό αυτές τις συνθήκες, δεν αποτελεί έκπληξη ότι η τοποθέτηση και η ποιότητα των κατασκευασμένων άκρων από διαφορετικούς προσθετικούς ποικίλλουν πολύ. Η τεχνολογία έχει προχωρήσει μέχρι τώρα όπου μπορούν να κατασκευαστούν αυτοματοποιημένα εργαστήρια βάδισης. Οι δυνατότητές τους ποικίλλουν, αλλά τα περισσότερα εργαστήρια παρακολουθούν μία ή περισσότερες από τις ακόλουθες παραμέτρους:

- 1) κινηματική ή μετρήσεις κίνησης μέσω ενός συστήματος ανάλυσης κίνησης
- 2) αξιολόγηση των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους μέσω δυναμοπλακών ή ευαίσθητες στην πίεση πλάκες

3) δυναμική ηλεκτρομυογραφία (παρακολούθηση η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών που είναι αναμειγμένοι).

Το πλεονέκτημα μιας αυτοματοποιημένης μέτρησης του συστήματος είναι αυτόματη εισαγωγή δεδομένων και η ταχεία επεξεργασία επιτρέπει τη συνηθισμένη κλινική χρήση με λογικό κόστος. Δεδομένου ότι ο ρυθμός δειγματοληψίας στα περισσότερα αυτοματοποιημένα συστήματα κίνησης υπερβαίνει τα 50 Hz (50 δείγματα / δευτερόλεπτο), όλες οι μετακινήσεις και τα κάτω άκρα κατά τη διάρκεια της βάδισης μπορούν να εξεταστούν με λεπτομέρεια και με εξαιρετική αναπαραγωγικότητα. Έτσι, η ανάλυση της βάδισης γίνεται αντικειμενική και αυτή η αντικειμενική ανάλυση παράγεται από τον υπολογιστή με τέτοιο τρόπο ώστε οι προκατειλημμένες προκαταλήψεις και τα σφάλματα επικοινωνίας μεταξύ παρατηρητών να ελαχιστοποιούνται. Επιπλέον, οι σύγχρονες εγκαταστάσεις ανάλυσης βάδισης έχουν τη δυνατότητα να συγκρίνουν τα αρχεία, για παράδειγμα, του ασθενούς πρόωρο και μετεγχειρητικό βάδισμα, ή ενός ακρωτηριασμένου με δύο διαφορετικές προσθετικές συσκευές ή εξαρτημάτων. Μέσω συγκρίσεων όπως αυτές, η παρουσία και ή απουσία οφέλους μπορεί να είναι αντικειμενική. (James R. Gage, M.D. Ramona Hicks)

ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Το πεδίο της προσθετικής θα αρχίσει να αλλάζει γρήγορα με την εφαρμογή της κινησιολογίας. Σύντομα, θα δημιουργηθούν τα βέλτιστα πρότυπα βάδισης για κάθε προσθετικό επίπεδο. Με τη διαδεδομένη διαθεσιμότητα ανάλυσης κίνησης χαμηλού κόστους και την κινηματική ανάλυση θα ενσωματωθεί η δυναμική ευθυγράμμιση σε κάθε νέα πρόθεση, συμβάλλοντας στην εξασφάλιση της κατάλληλης ευθυγράμμισης που ταιριάζει. Τέλος, σε μια προσθετική έρευνα θα χρησιμοποιηθούν μαζί η κινηματική και η κινητική και θα συνεχιστεί να επιδιώκεται η εντόπιση και η διόρθωση προβλημάτων που

δημιουργήθηκαν με απώλεια του κανονικού άκρου του σώματος. Το αποτέλεσμα αυτής της έρευνας θα είναι η ανάπτυξη των στοιχείων που θα είναι ισχυρότερα, θα έχουν ελαφρύτερο βάρος και πολύ πιο λειτουργικό από εκείνες που χρησιμοποιούνται τώρα.

(James R. Gage, M.D. Ramona Hicks)

Η επίδραση των προσθετικών ποδιών στη βάρδιση

Οι διαφορετικοί τύποι προσθετικών ποδιών επηρεάζουν μέσω των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών τους πολλές κινητικές και ενεργειακές πτυχές στη βάρδιση. Αυτό αφορά κυρίως την κίνηση των αρθρώσεων (εύρος κίνησης) και την ενέργεια απορρόφησης και απελευθέρωσης του αστραγάλου του ποδιού. Το εύρος κίνησης της μονάδας ποδιού-αστράγαλου μπορεί να περιγραφεί από την προοδευτική πελματική κάμψη του ποδιού στην αρχική φάση και την περιστροφή του ποδιού στην τελική φάση. Όσον αφορά τις ενεργειακές πτυχές της μονάδας του ποδιού-αστραγάλου αυτή αφορά την απορρόφηση ενέργειας κατά τη διάρκεια του χτυπήματος της φτέρνας, την αποθήκευση ενέργειας στην μεσαία φάση, αλλά κυρίως την απελευθέρωση ενέργειας για να παραχθεί επιτάχυνση κατά τη διάρκεια της βάρδισης. (J. S. RIETMAN, K. POSTEMA and J. H. B. GEERTZEN)

Σύμφωνα με την μελέτη των Daryl.G, Laura Schumacher, Susan Sienko Thomas ισχύουν τα παρακάτω:

- 1) Η σύγκριση του κάτω άκρου με την συμμετρία του προσθετικού άκρου είναι η καλύτερη μέθοδος για την ανάλυση και την αξιολόγηση διαφορετικών προσθετικών ποδιών
- 2) Ορισμένα χαρακτηριστικά της βάρδισης των ακρωτηριασμών είναι σημαντικά διαφορετικά από αυτά του τραυματικού ακρωτηριασμού. Αυτές οι διαφορές στα

χαρακτηριστικά της βάδισης επηρεάζουν την ανάλυση και πρέπει να λαμβάνονται υπόψη στην επιλογή προσθετικού ποδιού

3) Η ταχύτητα βάδισης, το πρότυπο βάδισης και ο τύπος δραστηριότητας συμβάλλουν στην επιλογή προσθετικού ποδιού

(Daryl.G, Laura Schumacher, Susan Sienko Thomas)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ4:ΜΗ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

4.1ΤΑΥΤΟΠΟΙΗΣΗ ΧΡΗΣΤΗ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΜΟΤΙΒΑ ΒΑΔΙΣΗΣ

Την τελευταία δεκαετία, εξαρτιόμαστε όλο και περισσότερο από τους υπολογιστές για την αποθήκευση και την επεξεργασία πληροφοριών που σχετίζονται με την καθημερινή μας ζωή. Έτσι, μια αποτελεσματική μέθοδος για τον έλεγχο πρόσβασης σε υπολογιστές είναι πολύ σημαντική. Στα πληροφοριακά συστήματα , οι μέθοδοι ελέγχου της ταυτότητας όπως ένας κωδικός πρόσβασης και προσωπικοί αναγνωριστικοί αριθμοί (PIN) έχουν αποδειχθεί επιτυχείς. Όμως, επειδή οι κωδικοί πρόσβασης και τα PIN μπορούν εύκολα να ανιχνευθούν ή να ξεχαστούν δεν είναι πολύ πρακτικό ή ασφαλές. Επιπλέον, τα υπάρχοντα υπολογιστικά περιβάλλοντα απαιτούν αξιόπιστη αναγνώριση χρήστη μέσω αυτόματων και συχνά απομακρυσμένων μέσων. Μια πιθανή λύση για να παρέχει αυτόματα, ασφαλή και φιλική προς το χρήστη προσωπική ταυτοποίηση είναι η βιομετρική , η οποία αναφέρεται στην αυτόματη αναγνώριση των ατόμων με βάση τα ανατομικά χαρακτηριστικά (π.χ. πρόσωπο, δακτυλικό αποτύπωμα, ίριδα, αμφιβληστροειδή, γεωμετρία χεριών) και με σχέση την συμπεριφορά (π.χ. υπογραφή, βάδιση). Από αυτά τα χαρακτηριστικά, εστιάζουμε στο βάδισμα, το οποίο είναι ένας συγκεκριμένος τρόπος της κίνησης των ποδιών. Σημαντικές αποδείξεις ότι το βάδισμα του κάθε ατόμου είναι μοναδικό και

συνεπώς μπορεί να καθορίσει την ταυτότητά του, έχουν αναφερθεί σε άλλους τομείς όπως η βιομηχανική, τα μαθηματικά και η ψυχολογία. Το βάδισμα είναι ελκυστικό ως βιομετρικό αναγνωριστικό επειδή μπορεί να εντοπιστεί και να μετρηθεί τόσο σε χαμηλή ανάλυση όσο και σε μεγάλη απόσταση. (Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011)

Ο Gafurov είχε επιδείξει μια καλή έρευνα σχετικά με την βιομετρική αναγνώριση βάδισης με βάση τις διάφορες προσεγγίσεις όπως η μηχανική όραση, ο αισθητήρας δαπέδου και οι φορητοί αισθητήρες. Όπως συνοψίζεται από τον Gafurov, ανάλογα τον τύπο των βιομετρικών αισθητήρων, τα συστήματα αναγνώρισης βάδισης ταξινομούνται σε τρεις κύριες κατηγορίες: (i) προσέγγιση βασισμένη στην όραση, (ii) προσέγγιση με βάση το δάπεδο και (iii) προσέγγιση με βάση τους φορέσιμους αισθητήρες. (Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011)

4.1.1 ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗΝ ΟΡΑΣΗ

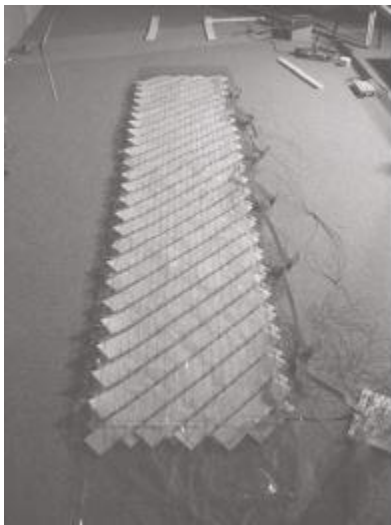
Η αναγνώριση βάδισης με βάση την όραση εστιάζει στην αναγνώριση ενός ατόμου με διάφορα χαρακτηριστικά που εξάγονται από μία βίντεο-ακολουθία του ατόμου που περπατάει. Σε σύγκριση με άλλα βιομετρικά χαρακτηριστικά, όπως δακτυλικά αποτυπώματα, η αναγνώριση βάδισης με βάση την όραση έχει το πλεονέκτημα ότι είναι διακριτική. Με βάση την όραση, τα συστήματα αναγνώρισης βάδισης δεν απαιτούν ατομική επαφή εκτός από το βάδισμα. Μέχρι στιγμής, το βάδισμα είναι πιθανώς το μόνο αντιληπτό βιομετρικό χαρακτηριστικό από μεγάλη απόσταση και σε χαμηλή ανάλυση σε σύγκριση με τα συστήματα αναγνώρισης προσώπου. (Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011)

4.1.2 ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟ ΔΑΠΕΔΟ

Η κύρια διαφορά μεταξύ των προσεγγίσεων που βασίζονται στο δάπεδο και την όραση είναι στον βιομετρικό αισθητήρα που χρησιμοποιείται στην προσέγγιση που βασίζεται στην όραση: μια φωτογραφική μηχανή. Αυτή η διακριτική αναγνώριση βάρδισης με βάση την όραση παρέχει ένα ισχυρό πλεονέκτημα σε σχέση με άλλες προσεγγίσεις βιομετρικής αναγνώρισης τύπου επαφής όπως η αναγνώριση της ίριδας. Δυστυχώς, όμως, μια φωτογραφική μηχανή δεν είναι πάντα μια βέλτιστη προσέγγιση, γιατί είναι ευαίσθητη σε περιβαλλοντικούς παράγοντες, όπως η ένταση της σκιάς και του φωτός. Επιπλέον, η επίβλεψη της κάμερας μπορεί να παραβιάσει την ιδιωτικότητα ενός ατόμου. Στην προσέγγιση με βάση το δάπεδο, αντίθετα, το δάπεδο χρησιμοποιείται ως βιομετρικός αισθητήρας που συγκεντρώνει τα διάφορα χαρακτηριστικά ενός βαδιστή. Επομένως, η προσέγγιση με βάση το δάπεδο όχι μόνο διαφυλάσσει την ατομική ιδιωτικότητα, αλλά δεν επηρεάζεται από τις σκιές και το φως. Όπως η προσέγγιση με βάση την όραση, η αναγνώριση της βάρδισης με βάση το δάπεδο αρχίζει από την αντίληψη ότι η βάρδιση είναι παρατηρήσιμη και σχετίζεται με την ιδιοσυγκρασία του κάθε ατόμου. Επειδή το δάπεδο είναι ο βιομετρικός αισθητήρας, οι μετρήσιμες πληροφορίες που παρατηρούνται μόνο από τα πέλματα ενός ατόμου. Έτσι, τα χαρακτηριστικά για την αναγνώριση είναι κάπως διαφορετικά από αυτά της προσέγγισης που βασίζεται στην όραση. Το μήκος και ο ρυθμός του διασκελισμού αποδίδονται στην κατασκευή του σώματος, δηλαδή το ύψος, τη μάζα του σώματος και το μήκος των άκρων. Πολλές μελέτες με βάση την όραση εξέτασαν πώς το μήκος και ο ρυθμός στην ανθρώπινη βάρδιση μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αναγνώριση βάρδισης. Επιδεικνύοντας την αποτελεσματικότητα του μήκους και του ρυθμού του διασκελισμού στη διάκριση της βάρδισης των ατόμων, οι μελέτες αυτές υποστήριξαν ότι τα χαρακτηριστικά αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βιομετρικά αναγνωριστικά. Εκτίμησαν το μήκος και τον ρυθμό από μια ακολουθία βίντεο, χρησιμοποιώντας την περιοδικότητα του ατόμου που περπατάει και βαθμονομημένες

κάμερες. Αυτός ο τρόπος της ανθρώπινης αναγνώρισης παρείχε το κίνητρο για την έρευνα σχετικά με τη σκοπιμότητα ενός συστήματος αναγνώρισης δαπέδου στο οποίο θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν χαρακτηριστικά βάδισης, όπως το μήκος και ο ρυθμός του διασκελισμού. (Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011)

Ένας σχεδιασμός smartfloor επίσης χρησιμοποιείται για την ανάλυση βάδισης. Το δάπεδο καλύπτεται με αισθητήρες δαπέδου. Αυτοί μπορούν να καταγράψουν που το πόδι έχει έρθει σε επαφή και επίσης μετράν την πίεση του ποδιού που βρίσκεται στο πάτωμα. Αυτά τα δεδομένα αποστέλλονται σε άλλες ηλεκτρονικές συσκευές. Ο αισθητήρας δαπέδου αποτελείται από έναν ειδικό τύπο αισθητήρων αντίστασης. Η εικόνα 29 δείχνει έναν τυπικό αισθητήρα δαπέδου στο πάτωμα.(Shah Pranav et.al; *International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology*)



Εικόνα 29 :Αισθητήρας δαπέδου .(Shah Pranav et.al; *International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology*)

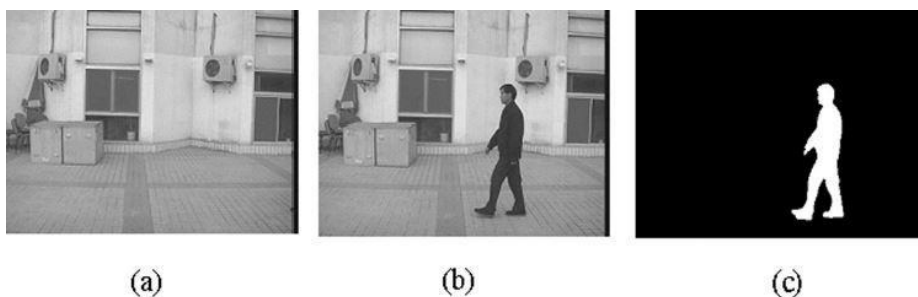
4.1.3 Αναγνώριση βάδισης με φορέσιμους αισθητήρες

Η πιο πρόσφατη προσέγγιση στην αναγνώριση βάδισης είναι η προσέγγιση που βασίζεται στους φορητούς αισθητήρες στους οποίους τα επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούνται συνήθως ως βιομετρικοί αισθητήρες. Όπως η προσέγγιση με βάση το δάπεδο έτσι και η προσέγγιση με βάση το επιταχυνσιόμετρο έχει αρκετά πλεονεκτήματα. Ένα από αυτά είναι ότι έχει διακριτική διασύνδεση και δεν παραβιάζει την ιδιωτικότητα των ατόμων. Από την άλλη πλευρά, απαιτεί από τους χρήστες να μεταφέρεται ή να επισυνάπτεται ένα επιταχυνσιόμετρο και μια συσκευή καταγραφής της κίνησης στο σώμα τους για ταυτοποίηση. Στη μέθοδο αυτή τα επιταχυνσιόμετρα που συνδέονται με διάφορα μέρη του σώματος όπως το ισχίο και η μέση παίρνουν μετρήσεις κατά την βάδιση του ατόμου. (Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011)

4.2 ΜΗ ΦΟΡΕΣΙΜΟΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ

Τα μη φορέσιμα συστήματα αισθητήρων μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν και είναι πιο ευέλικτα κατά την μετακίνηση από άλλα συστήματα αισθητήρων. Αλλά η ακρίβεια και η αποδοτικότητα μπορεί να ποικίλει ανάλογα με την τεχνική που χρησιμοποιείται. Η ανάλυση σχήματος μπορεί να γίνει χρησιμοποιώντας τη μέθοδο επέκτασης της σιλουέτας. Η εικόνα φόντου αποθηκεύεται στο σύστημα και κατά την διάρκεια της ανάλυσης βάδισης, η εικόνα φόντου αφαιρείται από την καταγεγραμμένη εικόνα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αναπαράσταση σιλουέτας ή την αναπαράσταση του σχήματος του ανθρώπινου σώματος. Το σχήμα του σώματος μπορεί να ληφθεί συνεχώς και μπορεί να αποθηκευτεί και να αναλυθεί. Στην εικόνα 30 φαίνεται μια τυπική διαδικασία εξαγωγής της σιλουέτας για την ανάλυση βάδισης. Αυτή η διαδικασία δεν απαιτεί κανέναν

αισθητήρα να τοποθετηθεί στο ανθρώπινο σώμα.(Shah Pranav et.al; International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology)

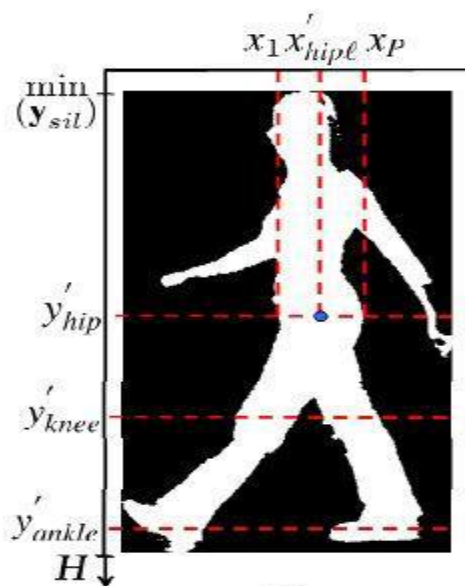


Εικόνα 30 :Ανάλυση σχήματος α)εικόνα φόντου β) αρχική εικόνα γ)εξαγωγή σιλουέτας .(Shah Pranav et.al; International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology)

Η ταξινόμηση του Haar μπορεί να εφαρμοστεί στην εξαγωγή σιλουέτας για να ταξινομήσει μεταξύ φυσιολογικής και μη φυσιολογικής βάδισης. Η ταξινόμηση του Haar είναι μοτίβο αλγορίθμου που λειτουργεί σε ένα διαδοχικό αρχείο που παράγεται από θετικές και αρνητικές εικόνες. Οι θετικές εικόνες είναι το σύνολο του μοτίβου που πρέπει να αντιστοιχιστούν και οι αρνητικές εικόνες είναι σύνολο όλων των πιθανών εικόνων εκτός από τις θετικές εικόνες. Οι θετικές εικόνες προεξέχουν από όλες τις αρνητικές εικόνες σε όλες τις πιθανές κατευθύνσεις, σχηματίζοντας ένα διαδοχικό αρχείο του νευρικού δικτύου. Η εξαγωγή της σιλουέτας μπορεί να καθορίσει τον διασκελισμό του ατόμου που περπατάει. Σύμφωνα με αυτό, μπορεί κανείς να προσδιορίσει αν ένα άτομο περπατάει, τρέχει ή πηδάει. Ο μέσος αλγόριθμος μετατόπισης χρησιμοποιείται για την ανάλυση της ταχύτητας και τον προσδιορισμό των ανθρώπινων κινήσεων.

Το Kinect χρησιμοποιείται ευρέως στο πεδίο της εικονικής διαμόρφωσης. Το Kinect αναπτύχθηκε για πρώτη φορά από τη Microsoft με το κίνητρο των εφαρμογών του στον τομέα της εικονικής πραγματικότητας. Αποτελείται από αισθητήρες υπερήχων και αδρανειακούς αισθητήρες που είναι προγραμματισμένοι μαζί και τα δεδομένα

αποστέλλονται σε άλλες συσκευές. Ο προγραμματισμός του Kinect, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη ενός εικονικού ανθρώπινου σώματος 3D. Με την αυτόματη και ακριβή εξαγωγή των χαμηλότερων και ανώτερων παραμέτρων βάδισης, προετοιμάζεται ένας εικονικός σκελετός 3D. Αυτό μπορεί να σχηματιστεί από ένα άτομο που περπατά προς το Kinect, μπορεί να παρακολουθείται σε απευθείας σύνδεση και στη συνέχεια να ειδοποιείται εάν ο κύκλος βάδισης είναι φυσιολογικός ή μη. Η κίνηση μπορεί να απεικονιστεί και το μήκος διασκελισμού και η ταχύτητα μπορούν επίσης να παρατηρηθούν. Υπάρχει και ένα άλλο σύστημα χωρίς δείκτες για την ταυτοποίηση των ανθρώπινων αρθρώσεων. Αρχικά, το ύψος ενός ανθρώπου προσδιορίζεται από την εξαγωγή της σιλουέτας και στη συνέχεια προσδιορίζει τη θέση της διαφορετικής παραμέτρου βάδισης όπως το γόνατο, οι αστράγαλοι κλπ. Γενική παραδοχή είναι ότι ο γοφός βρίσκεται στο μισό του ανθρώπινου ύψους, το γόνατο βρίσκεται στα τρία τέταρτα του ανθρώπινου ύψους και ο αστράγαλος βρίσκεται στο 90% του ανθρώπινου ύψους, λαμβάνονται υπόψη. Η εικόνα 31 δείχνει πώς διαφορετικές παράμετροι βάδισης λαμβάνονται από την εξαγόμενη σιλουέτα. Λαμβάνοντας υπόψη τις θέσεις των διαφόρων παραμέτρων βάδισης, ο κύκλος βάδισης που αποτελείται από γωνίες μπορεί να δημιουργηθεί. (Shah Pranav et.al; International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology)

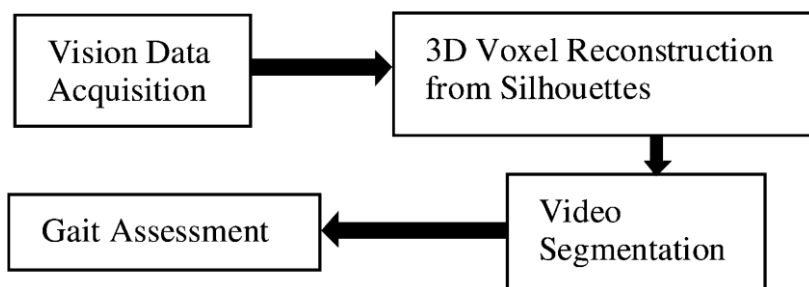


Εικόνα 31 : Σύστημα με δείκτες για την εξαγωγή σιλουέτας .(Shah Pranav et.al; International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology)

4.3 ΚΑΤΕΥΘΥΝΟΜΕΝΟΙ ΠΡΟΣ ΕΝΑ ΟΙΚΙΑΚΟ, ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΗΛΙΚΙΩΜΕΝΩΝ

Η εκτίμηση του ρίσκου πτώσης ηλικιωμένων βασιζόμενη σε λειτουργικά όργανα εκτίμησης, είναι πλέον γνωστή και χρησιμοποιείται ευρέως από φυσιοθεραπευτές σε εξωτερικά ιατρεία. Τον τελευταίο καιρό, περισσότερη έρευνα έχει επικεντρωθεί στην διακριτική καταγραφή ηλικιωμένων στο σπίτι, για τον καθορισμό της ταχύτητας της βάδισης τους, ώστε να εντοπιστούν αρχικές αλλαγές στη γνωστική λειτουργία τους. Παθητικοί αισθητήρες για την αξιολόγηση της βάδισης, όπως αισθητήρες υπερύθρων, χρησιμοποιούνται για την συνεχή και διακριτική εκτίμηση της κινητικότητας και της ταχύτητας βάδισης στο σπίτι. Ένα τέτοιο σύστημα φαίνεται στην εικόνα 31. Το υπολογιστικά δύσκολο κομμάτι του συστήματος είναι η αναπαράσταση σκιαγραφήσεων σε 3 διαστάσεις. Το σύστημα χρησιμοποιεί κάρτα γραφικών για να επιταχύνει τη διαδικασία με ταχύτητα 8 καρε ανα δευτερόλεπτο.(Fang Wang, Member, IEEE, Erik

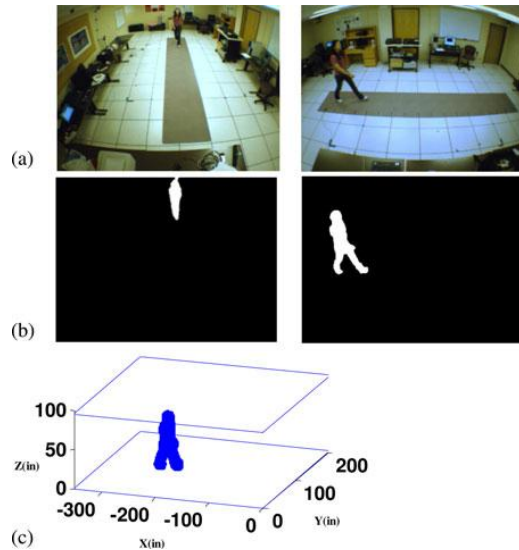
Stone, Student Member, IEEE, Marjorie Skubic, Member, IEEE, James M. Keller, Fellow, IEEE, Carmen Abbott, and Marilyn Rantz, Member, IEEE Toward a Passive Low-Cost In-Home Gait Assessment System for Older Adults)



Εικόνα 32: Περιγραφή του συστήματος αξιολόγησης της βάρδισης (Fang Wang, Member, IEEE, Erik Stone, Student Member, IEEE, Marjorie Skubic, Member, IEEE, James M. Keller, Fellow, IEEE, Carmen Abbott, and Marilyn Rantz, Member, IEEE Toward a Passive Low-Cost In-Home Gait Assessment System for Older Adults)

Η εξαγωγή σιλουέτας εκτελείται πρώτα για να χωρίσει σε τμήματα το σώμα από το παρασκήνιο. Αυτό δεν είναι μόνο ένα σημαντικό βήμα για την αναπαράσταση των **Voxel**, αλλά προστατεύει και την ιδιωτικότητα των ατόμων. Ο τελικός στόχος αυτής της τεχνολογίας είναι η παρακολούθηση των ηλικιωμένων ατόμων στα μοτίβα βάρδισης στα σπίτια τους. Πριν από την εξαγωγή της σιλουέτας μπορεί να εμφανιστεί ένα ακριβές φόντο. Το φόντο ορίζεται ως οποιοδήποτε μη ανθρώπινο στατικό αντικείμενο. Οι εικόνες προ επεξεργάζονται για αφαίρεση θορύβου pixel, χαρακτηριστικά βασισμένα σε ιστογράμματα υφής και το χρώμα εξάγονται και η μέση απόκλιση καταγράφεται για κάθε εικονοστοιχείο. Μετά το φόντο το μοντέλο προετοιμάζεται και οι περιοχές σε επόμενες εικόνες με σημαντικά διαφορετικά χαρακτηριστικά από το φόντο μένουν στο προσκήνιο. Οι περιοχές που ταξινομούνται ως φόντο επίσης χρησιμοποιούνται για την ενημέρωση του μοντέλου φόντου. Οι σκιές αφαιρούνται χρησιμοποιώντας μια τροποποιημένη απόχρωση, κορεσμό και αξία (HSV) στο χρώμα. .(Fang Wang, Member, IEEE, Erik Stone, Student

Member, IEEE, Marjorie Skubic, Member, IEEE, James M. Keller, Fellow, IEEE, Carmen Abbott, and Marilyn Rantz, Member, IEEE Toward a Passive Low-Cost In-Home Gait Assessment System for Older Adults, MARCH 2013)



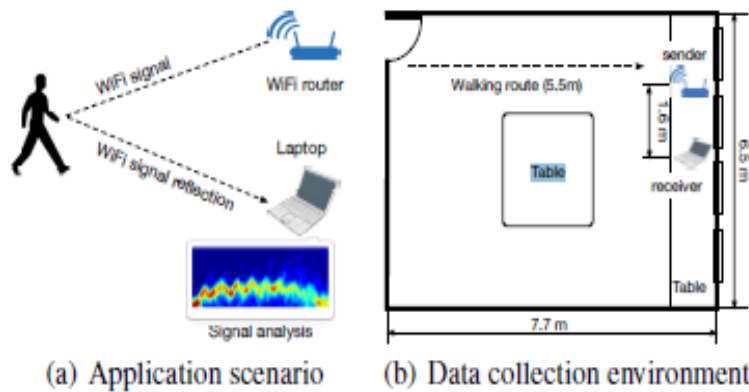
Εικόνα 33 : α)Στις δύο πρώτες εικόνες φαίνεται η κάμερα που παρακολουθεί την ίδια σκηνή ενός αντικειμένου βάδισης στο εργαστήριο β) ανθρώπινες σιλουέτες γ)αναπαράσταση ανθρώπου 3-D Voxel

(Fang Wang, Member, IEEE, Erik Stone, Student Member, IEEE, Marjorie Skubic, Member, IEEE, James M. Keller, Fellow, IEEE, Carmen Abbott, and Marilyn Rantz, Member, IEEE Toward a Passive Low-Cost In-Home Gait Assessment System for Older Adults)

4.4 ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΣΗΜΑΤΑ WIFI

Οι συσκευές wifi χρησιμοποιούνται για να συλλέξουν δεδομένα από την ανάλυση βάδισης και να αναγνωρίσουν την κίνηση του ανθρώπου. Εξαιτίας των διαφορών στα βήματα από διαφορετικά άτομα, το σήμα WiFi αντανακλάται από έναν βαδιστή και δημιουργεί μοναδικές παραλλαγές στις πληροφορίες κατάστασης καναλιού (CSI) στον δέκτη WiFi. Στην ανάλυση βάδισης του ανθρώπου χρησιμοποιούμε τεχνικές επεξεργασίας σήματος για τη δημιουργία φασματογραφήματων από τις μετρήσεις του CSI έτσι ώστε να προκύπτουν τα τελικά φασματογραφήματα τα οποία είναι παρόμοια με αυτά που

δημιουργούνται από ειδικά σχεδιασμένα ραντάρ Doppler. Οι εμπορικές συσκευές WiFi μπορούν όχι μόνο να επιτύχουν υψηλή ταχύτητα και χαμηλό κόστος, αλλά μπορούν επίσης να μετρήσουν μικρές αλλαγές στα σήματα WiFi και έτσι να αισθανθούν τις αλλαγές στο περιβάλλον που τις προκαλούν με τη μετακίνηση αντικειμένων όπως οι άνθρωποι. Το WifiU αποτελείται από δύο WiFi συσκευές, μία για συνεχή αποστολή σημάτων, η οποία μπορεί να είναι ένα router και ένα για συνεχή λήψη σημάτων, το οποίο μπορεί να είναι ένας φορητός υπολογιστής. (Wei Wang, Alex Liu, Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016)



Εικόνα 34: Προεπισκόπηση συστήματος WifiU. (Wei Wang, Alex Liu, Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016)

Στο σχήμα 34 φαίνεται μια επισκόπηση του συστήματος WifiU. Στο WifiU, οι συγκεκριμένες πληροφορίες που μετρά ο δέκτης είναι οι πληροφορίες κατάστασης καναλιού (CSI) για κάθε λαμβανόμενο WiFi πλαίσιο. Το σήμα WiFi που αντανακλάται από το ανθρώπινο σώμα παράγει μοναδικές, αν και μικρές, παραλλαγές στις μετρήσεις CSI στον δέκτη λόγω της πολλαπλής διαδρομής των ασύρματων σημάτων. Αυτές οι αλλαγές στο CSI μας επιτρέπουν να χρησιμοποιούμε τεχνικές επεξεργασίας σήματος για να αποκτήσουν πληροφορίες βάρδισης όπως ταχύτητα βάρδισης, χρόνο του κύκλου βάρδισης, μήκος βημάτων και ταχύτητες κίνησης των ποδιών και του κορμού. Ο κάθε άνθρωπος έχει

μοναδικό βάδισμα και τα μοτίβα βάδισης που παρατηρούνται από τον δέκτη WiFi μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να αναγνωρίσουν την ανθρώπινη βάδιση.(Wei Wang ,Alex Liu,Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016)

4.4.1 ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΡΑΝΤΑΡ ΣΗΜΑΤΑ

Όπως το ανθρώπινο σώμα μπορεί να αντανακλά ασύρματα σήματα, η ανθρώπινη κίνηση μπορεί να αναλυθεί χρησιμοποιώντας το Doppler ή τις μετρήσεις του χρόνου που ελήφθησαν μέσω συνεχούς κύματος διαμόρφωσης με συχνότητα (FMCW) Ραντάρ. Το Doppler, που περιγράφει την ταχύτητα διαφορετικών μερών του σώματος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανθρώπινη δραστηριότητα αναγνώρισης. Χρησιμοποιώντας το μοντέλο βάδισης του Boulic , είναι πιθανό να υπολογιστούν οι παράμετροι από την Micro- Doppler και να χρησιμοποιηθούν αυτές οι παράμετροι στη διαδικασία βάδισης. Ο Tahmoush et al δημιούργησε ένα ραντάρ με βάση το σύστημα αναγνώρισης βάδισης που χρησιμοποιεί το ρυθμό διασκελισμού ως χαρακτηριστικό και πετυχαίνει ακρίβεια αναγνώρισης πάνω από 80%. Ο Adib et al χρησιμοποιεί το ραντάρ FMCW για να συλλάβει ένα σχήμα πίσω από τον τοίχο και να αναγνωρίσει τον χρήστη με ακρίβεια πάνω από 88% .Σε σύγκριση με τα σήματα των ραντάρ, τα σήματα WiFi είναι πολύ ευκολότερα και φθηνότερα ώστε να παρατηρηθούν αλλά έχουν πολύ στενότερο εύρος ζώνης (20 MHz σε σύγκριση με 1,79 GHz του ραντάρ FMCW) και, έχουν πολύ χαμηλότερο χρόνο ανάλυσης. Αυτό κάνει την ανθρώπινη αναγνώριση βάδισης χρησιμοποιώντας τα σήματα WiFi πολύ πιο δύσκολη από ό, τι η χρήση ραντάρ με σήματα. (Wei Wang ,Alex Liu, Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016)

4.4.2 ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟ ΒΑΔΙΣΜΑ

Τα προγράμματα αναγνώρισης της ανθρώπινης βάδισης χρησιμοποιούν ως επί το πλείστον πληροφορίες που συλλέγονται από τους ακόλουθους τρεις τύπους αισθητήρων: κάμερες, αισθητήρες δαπέδου και φορητούς αισθητήρες. Η κάμερα βασίζεται σε σχήματα που δημιουργούν πρώτα μια ακολουθία ανθρώπινων σιλουετών από τα βίντεο διαχωρίζοντας τα κινούμενα αντικείμενα από το φόντο και στη συνέχεια χρησιμοποιείται η ακολουθία των ανθρώπινων σιλουετών για να εκτελεστεί η αναγνώριση. Οι αισθητήρες δαπέδου που βασίζονται στο σχήμα χρησιμοποιούν αισθητήρες δύναμης κάτω από το πάτωμα για να ανιχνεύσουν τα ανθρώπινα βήματα. Οι φορητοί αισθητήρες που βασίζονται στο σχήμα χρησιμοποιούν τα επιταχυνσιόμετρα τα οποία είναι εξοπλισμένα με έξυπνα τηλέφωνα και φορητές συσκευές ώστε να συλλέγουν πληροφορίες της βάδισης και να εξάγουν χαρακτηριστικά για την ανθρώπινη αναγνώριση. .(Wei Wang ,Alex Liu,Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016)

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα πτυχιακή πραγματοποιείτε ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας και αναλύονται οι τελευταίες εξελίξεις της ανάλυσης βάδισης τόσο των κλινικών εφαρμογών δηλαδή αποκατάσταση, ορθοπεδικοί ασθενείς και παραπληγίες όσο και των μη κλινικών εφαρμογών δηλαδή ηλικιωμένοι βαδιστές και αναγνώριση προτύπων στην ανάλυση της βάδισης. Η βάδιση είναι μια περιοδική κίνηση των τμημάτων του σώματος η οποία περιλαμβάνει επαναλαμβανόμενες κινήσεις και είναι ο βασικότερος τρόπος μετακίνησης. Αρχικά παρουσιάζονται οι τεχνικές ανάλυσης βάδισης. Η ανάλυση βάδισης μπορεί να αναλυθεί με τους φορητούς αισθητήρες οι οποίοι είναι διαφορετικοί τύποι αισθητήρων κίνησης και συστημάτων όπως το επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητικοί αισθητήρες,

εύκαμπτο γωνιόμετρο , σύστημα ηλεκτρομαγνητικής παρακολούθησης (ETS), αισθητήριο ύφασμα και αισθητήρες δύναμης.

Εστιάζει στην καταγραφή και στην ανάλυση των κινητικών και κινηματικών χαρακτηριστικών, της ηλεκτρομυογραφίας (EMG) και στις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους. Στο μέλλον, το σύστημα ανάλυσης βάδισης θα μπορεί να εκτελέσει ταυτόχρονα κινηματική, κινητική και EMG βάδιση και θα ενσωματώσει πολλαπλούς φορητούς αισθητήρες με μικρούς όγκους, χαμηλή ισχύ και ασύρματη μεταφορά δεδομένων.

Ένας άλλος τρόπος ανάλυσης βάδισης γίνεται με συστήματα μέτρησης πελματικών πιέσεων όπως το ασύρματο σύστημα in-shoe πελματικών πιέσεων Moticon και Medicapteurs. Παράλληλα παρατίθενται κάποιες σύγχρονες τεχνολογίες όπως οι βιντεοκάμερες και περιγράφονται κάποια εμπορικά συστήματα για την ανάλυση βάδισης. Μερικά από αυτά είναι το Xsens MVN, το MVN BIOMECH και το ασύρματο M3D.

Επίσης αναλύεται η βάδιση στα κάτω άκρα σε ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα και η βάδιση στην προσθετική. Η ανάλυση βάδισης στην επιστήμη των προσθετικών παρέχει καλύτερη γνώση των διαφορετικών μηχανισμών του σώματος στη βάδιση με προσθετικά. Οι πιο πολλές οργανωμένες μελέτες βάδισης έχουν γίνει σε εξειδικευμένα εργαστήρια και δεν είναι συγκρίσιμες με την κατάσταση ενός ασθενή στο σπίτι ή στον χώρο εργασίας του. Παρόλα αυτά, αυτές οι μελέτες μπορούν να μας δώσουν εργαλεία για την ανάπτυξη καλύτερων προγραμμάτων εκπαίδευσης βάδισης για τέτοιους ασθενείς αλλά και γνώση για την ανάπτυξη καινούριων προσθετικών μελών.

Επίσης υπάρχουν και κάποιες μη ιατρικές εφαρμογές όπως η ταυτοποίηση χρήστη με μοτίβα βάδισης, η αναγνώριση βάδισης με βάση την όραση και η αναγνώριση βάδισης με φορέσιμους αισθητήρες. Εκτός από τους φορέσιμους αισθητήρες υπάρχουν και οι μη φορέσιμοι οι οποίοι μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν και είναι πιο ευέλικτοι κατά

την μετακίνηση από άλλα συστήματα αισθητήρων. Επιπλέον, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σήματα WIFI και ραντάρ για την αναγνώριση βάρδισης για να συλλέξουν δεδομένα από την ανάλυση βάρδισης και να αναγνωρίσουν την κίνηση του ανθρώπου.

Στο μέλλον η ανάλυση βάρδισης θα μπορούσε να γίνει ακόμα πιο χρήσιμο εργαλείο για την θεραπεία κλινικών περιπτώσεων. Η περαιτέρω ανάπτυξη των υπολογιστών θα μπορούσε να προσφέρει δυνατότητα αποθήκευσης περισσότερων δεδομένων για την απεικόνιση της ανθρώπινης κίνησης. Η τεχνολογική ανάπτυξη σε υπολογιστικά συστήματα, συστήματα ανάκτησης δεδομένων και η απεικόνιση της ανθρώπινης κίνησης μέσω ψηφιακών κινούμενων σχεδίων θα παρέχει κλινικά χρήσιμες πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο όπως οι πληροφορίες που παρέχονται από έναν τομογράφο. Αν η τεχνητή νοημοσύνη γίνει πραγματικότητα θα μπορούσε να βοηθήσει στην ερμηνεία των τεράστιων ποσοτήτων δεδομένων που προέρχονται από μελέτες κίνησης σε τρεις διαστάσεις.

Χάρη στον ανταγωνισμό στον τομέα της τεχνολογίας τα συστήματα ανάλυσης βάρδισης θα γίνουν πιο φθηνά και πιο προσιτά για κλινικές εφαρμογές ρουτίνας. Οι συνεχείς μαθηματική σύνθεση της βάρδισης και των ανθρωπομετρικών δεδομένων θα βελτιώσει την μοντελοποίηση του μυοσκελετικού των ανθρώπων το οποίο με την σειρά του θα οδηγήσει στην βελτίωση των σχεδιασμών για θεραπείες και εγχειρήσεις.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1) Abdul Hadi Abdul Razak , Aladin Zayegh , Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab ,
Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review, 23 July 2012
- 2) Alkjaer, T., Simonsen, B.E., Dyhre-Poulsen, P. (2001): Comparison of inverse
dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait
and Posture*, 13, 73-77.
- 3) Baker, R., Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis. 2013, UK:
Mac Keith Press.
- 4) Belli, A.; Bui, P.; Berger, A.; Geysant, A.; Lacour, J.R. A treadmill ergometer for
three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J. Biomech.*
2001, 34, 105–112.
- 5) Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. and Nigg, B.M. (1991): Calculation of vertical
ground reaction force estimates during running from positional data. *J.
Biomechanics*, 24, 1095-1105.
- 6) Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R. and Santambrogio, G.C., (1981) : Evaluation
of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic
data and ground reaction. *J. Biomechanics*, 14, 35-42.
- 7) Cavagna, G. and Margaria, R. (1966): Mechanics of walking. *J. of Applied
Physiology*, 6, 729–736.
- 8) Cavagna, G., Saibene, F.P. and Margaria, R. (1963): External work in walking. *J.
of Applied Physiology*, 18-1, 1-9.
- 9) Christian B. Redd, *Student Member, IEEE*, and Stacy J. Morris Bamberg, *Senior
Member, IEEE* -A Wireless Sensory Feedback Device for Real-Time Gait
Feedback and Training(IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS,
VOL. 17, NO. 3, JUNE 2012)

- 10) Chen, Y.C.; Lou, S.Z.; Huang, C.Y.; Su, F.C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin.Biomech.*2010, 25, 265–270.
- 11) Cikajlo, I.; Matjačić, Z.; Bajd, T. Efficient FES triggering applying Kalman filter during sensory supported treadmill walking. *J. Med. Eng. Technol.* 2008, 32, 133–144.
- 12) Contini, R. (1972): Body Segment parameters, Part II. *Artificial Limbs*, 16, 1-19.
- 13) DarwinGouwanda, S.M.N. AroshaSenanayake Identifying gait asymmetry using gyroscopes—A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach (www.JBiomech.com),2011
- 14) (Daryl.G, Laura Schumacher, Susan Sienko Thomas ,Gait analysis and energy cost of bellow knee amputees wearing six different prosthetic feet)
- 15) Dimonte, P. and H. Light, Pathomechanics, gait deviations, and treatment of the rheumatoid foot. A clinical report. *Physical Therapy*, 1982. 62(8): p. 1148-1156.
- 16) Dominguez G, Cardiel E, Arias S, Rogeli P. A digital goniometer based on encoders for measuring knee-joint position in an orthosis. In: . Proceedings of 2013 World Congress on Nature and Biologically Inspired Computing (NaBIC), 12–14 August, 2013, Fargo, ND, USA, 1–4.
- 17) Draganich, L.F., Andriacchi, T.P., Strongwater, A.M. and Galante, J.O. (1980): Electronic measurement of instantaneous foot-floor contact patterns during gait. *J. Biomechanics*, 13, 875-880.
- 18) Elftman, H. (1939): Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physics*, 125, 339-356.
- 19) Ettinger Jr, W.H. and R.F. Afable, Physical disability from knee osteoarthritis: The role of exercise as an intervention. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1994. 26(12): p. 1435-1440.
- 20) Fang Wang, Member, IEEE, Erik Stone, Student Member, IEEE, Marjorie Skubic, Member, IEEE, James M. Keller, Fellow, IEEE, Carmen Abbott, and Marilyn

Rantz, Member, IEEE Toward a Passive Low-Cost In-Home Gait Assessment System for Older Adults, MARCH 2013

- 21) Gage, J.R., Gait analysis in cerebral palsy. 1991, New York, NY: Mac Keith Press.
- 22) Godfrey, A.; Conway, R.; Meagher, D.; ÓLaighin, G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med. Eng. Phys.* 2008, *30*, 1364–1386.
- 23) Hagberg, B. and G. Hagberg, The changing panorama of infantile hydrocephalus and cerebral palsy over forty years - A Swedish survey. *Brain and Development*, 1989. 11(6): p. 368-373.
- 24) Heintz, S.; Gutierrez-Farewik, E.M. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. *Gait Posture* 2007, *26*, 279–288.
- 25) Hessert, M.J.; Vyas, M.; Leach, J.; Hu, K.; Lipsitz, L.A.; Novak, V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr.* 2005, *5*, 8–16.
- 26) (Hetty Baan, Rosemary Dubbeldam, Eng, Anand V. Nene and Martin A.F.J. van de Laar, Gait Analysis of the Lower Limb in Patients with Rheumatoid Arthritis: A Systematic Review)
- 27) Himmelmann, K. and P. Uvebrant, The panorama of cerebral palsy in Sweden. XI. Changing patterns in the birth-year period 2003-2006. *Acta Paediatrica* (Oslo, Norway : 1992), 2014. 103(6): p. 618-624
- 28) Hof, L.At., (1992): An explicit expression for moment in multibody systems. *J. Biomechanics*, *25*, 1209-1211.
- 29) Hughes, J. and Jacobs, N. (1979): Normal human locomotion. *Prosthetics and Orthotics International*, 3,1-4.
- 30) Jaeseok Yun, User Identification Using Gait Patterns on UbiFloorII, March 2011
- 31) (James R. Gage, M.D. Ramona Hicks, R.P.T, Gait Analysis in Prosthetics)
- 32) 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.
- 33) Lawrence, R.C., et al., Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis and Rheumatism*, 1998. 41(5): p. 778-799.
- 34) Liu, T.; Inoue, Y.; Shibata, K. A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability. *Sensors* 2010, 10, 10240–10255.
- 35) Kirtley, C., *Clinical gait analysis. Theory and practice*. 2006: Elsevier, Churchill Livingstone.
- 36) 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, R1–R20.
- 37) Mohammad Omar Derawi Norwegian Information Security Lab- Accelerometer-Based Gait Analysis, Gjøvik University College, Norway, 2010
- 38) Murray, M.P. (1967): Gait as a Total Pattern of Movements. *American Journal of Physics Medicine*, 46, 290-333.
- 39) Morrison, J.B. (1986): Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *J. Biomedical Engineering*, 3, 164-170.
- 40) Morris, J.R.W. Accelerometry—A technique for the measurement of human body movements. *J. Biomech.* 1973, 6, 729–736.
- 41) Naranjo, A., et al., Cardiovascular disease in patients with rheumatoid arthritis: results from the QUEST-RA study. *Arthritis research & therapy*, 2008.10(2).
- 42) Ντούνης, Ε., Rose, G.K. (1980): Παρατηρήσεις επι της φυσιολογικής βαδίσσεως. *Ελληνική Χειρουργική Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία*, 31, 3, 136.
- 43) Perry, J. and J.M. Burnfield, *Gait analysis. Normal and pathological function*. 2nd ed. 2010, Thorofare, NJ: SLACK Incorporated

- 44) Preece, S.J.; Goulermas, J.Y.; Kenney, L.P.; Howard, D.; Meijer, K.; Crompton, R. Activity identification using body-mounted sensors—A review of classification techniques. *Physiol. Meas.* 2009, *30*, R1–R33.
- 45) Preece, S.J.; Kenney, L.P.J.; Major, M.J.; Dias, T.; Lay, E.; Fernandes, B.T. Automatic identification of gait events using an instrumented sock. *J. NeuroEng. Rehabil.* 2011, *8*, 1–10.
- 46) Rabuffetti, M.; Frigo, C. Ground reaction: intrinsic and extrinsic variability assessment and related method for artefact treatment. *J. Biomech.* 2001, *34*, 363–370.
- 47) R. G. Morris, S. E. M. Lawson School of Mechanical and Systems Engineering Newcastle University - A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission
- 48) (RIETMAN, K. POSTEMA and J. H. B. GEERTZEN, Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions, 2002)
- 49) Rohrlé, H., Scholten, R., Sigolotto, C. and Sollbach, W. (1984): Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J. Biomechanics*, *17*, 409-424
- 50) Rom J Morphol Embryol ,Wearable sensors used for human gait analysis Department of Applied Mechanics, Faculty of Mechanics, University of Craiova, Romania, 2016
- 51) Rose, J.; Gamble, J.G. *Human Walking: Muscle Activity during Walking*; Williams & Wilkins: Baltimore, MD, USA, 2006; pp. 103–118.
- 52) Rose, J. and J.G. Gamble, eds. *Human walking*. 3rd ed. 2006, Lippincott Williams & WilkiDirnagl, U., C. Iadecola, and M.A. Moskowitz, Pathobiology of ischaemic stroke: An integrated view. *Trends in Neurosciences*, 1999. *22*(9): p. 391-397.ns.
- 53) Rueterbories, J.; Spaich, E.G.; Larsen, B.; Andersen, O.K. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory system. *Med. Eng. Phys.* 2010, *32*, 545–552.

- 54) Saunders, J.B., Inman, Y.T., Eberhart, H.D. (1953): The major determinants in normal and pathological gait. *The journal of bone and joint surgery*, 35-A, 534-558.
- 55) Shah Pranav et.al; International Journal of Advance Research, Ideas and Innovations in Technology
- 56) Schepers, H.M.; Koopman, H.F.J.M.; Veltink, P.H. Ambulatory assessment of ankle and foot dynamics. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2007, 54, 895–902.
- 57) Simona Crea, Marco Donati , Stefano Marco Maria De Rossi, Calogero Maria Oddo and Nicola Vitiello,-A Wireless Flexible Sensorized Insole for Gait Analysis
9 January 2014
- 58) Steindler, A. A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. *J. Bone Joint Surg.* 1953, 35A, 540–542.
- 59) Takeda, R.; Tadano, S.; Natorigawa, A.; Todoh, M.; Yoshinari, S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J. Biomech.* 2009, 42, 2486–2494.
- 60) Verkerke, G.J.; Hof, A.L.; Zijlstra, W.; Ament, W.; Rakhorst, G. Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill. *J. Biomech.* 2005, 38,1881–1885.
- 61) WeijunTao , Tao Liu , Rencheng Zheng and Hutian Feng- Gait Analysis Using Wearable Sensors, 16 February 2012
- 62) Wei Wang ,Alex Liu, Muhammad Shahzad, Gait Recognition Using WiFi Signals, SEPTEMBER 12–16, 2016
- 63) Winter, D.A. (1984): Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human movement Science*, 3, 51-76.

- 64) Wooten, M.E., Kadaba, M.P. et al (1987): Assessment of repeatability of kinematics and kinetic gait parameters human subjects. *Orthop.Tras.*,11, 418-419.
- 65) <https://www.medicapteurs.com/history/?fbclid=IwAR2xie95uZoAhZtreJBFoMLJLr4FzzRUYfZwEPk9s6yP6eZA7qwA5jFl6o>
- 66) <https://www.moticon.de/>