



**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Έλεγχος αξιοπιστίας και εγκυρότητας του αισθητήρα κίνησης
WIVA, ως εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών
βάδισης»**

Σπυριδωνίδου Αναστασία, του Γεωργίου

Μάιος 2025

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ «ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

«Έλεγχος αξιοπιστίας και εγκυρότητας του αισθητήρα κίνησης WIVA, ως εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης»

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από την

Σπυριδωνίδου Αναστασία, του Γεωργίου

Δήλωση Αυθεντικότητας, ζητήματα Copyright

«Η μεταπτυχιακή φοιτήτρια που εκπόνησε την παρούσα διπλωματική εργασία φέρει ολόκληρη την ευθύνη προσδιορισμού της δίκαιης χρήσης του υλικού, η οποία ορίζεται στη βάση των εξής παραγόντων: του σκοπού και χαρακτήρα της χρήσης (μη-εμπορικός, μη-κερδοσκοπικός, αλλά εκπαιδευτικός-ερευνητικός), της φύσης του υλικού που χρησιμοποιεί (τμήμα του κειμένου, πίνακες, σχήματα, εικόνες κ.λπ.), του ποσοστού και της σημαντικότητας του τμήματος που χρησιμοποιεί σε σχέση με το όλο κείμενο υπό copyright, και των πιθανών συνεπειών της χρήσης αυτής στην αγορά ή την γενικότερη αξία του υπό copyright κειμένου».

Μάϊος 2025

Τριμελής εξεταστική επιτροπή

«Η παρούσα διπλωματική εργασία εγκρίθηκε ομόφωνα από την τριμελή εξεταστική επιτροπή η οποία ορίστηκε από την Γ.Σ.Ε.Σ. του Γενικού Τμήματος του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, σύμφωνα με το νόμο και τον εγκεκριμένο Οδηγό Σπουδών του ΠΜΣ «Προηγμένη Φυσικοθεραπεία».

Τα μέλη της Επιτροπής ήταν:

- Αναπληρωτής Καθηγητής Σπανός Σάββας (Επιβλέπων)
- Δημητριάδης Ζαχαρίας (Μέλος)
- Κρεκούκας Γεώργιος (Μέλος)

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων της συγγραφέως.»

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η βάδιση αποτελεί μια σύνθετη κίνηση, η οποία περιλαμβάνει αλληλεπίδραση οστικής ευθυγράμμισης, εύρος αρθρώσεων και νευρομυϊκή συναρμογή. Είναι μία καθημερινή δραστηριότητα και η αξιολόγηση της θεωρείται απαραίτητη, καθώς συνιστά βασική λειτουργία, η οποία συμβάλει στην αποκατάσταση των ασθενών. Οι σύγχρονες φορητές συσκευές τελευταίας τεχνολογίας υπόσχονται να ενισχύσουν την αξιολόγηση, την ανάλυση βάδισης και την αποκατάστασή της, διευκολύνοντας την αυτόματη παρακολούθηση και επεξεργασία σήματος με χαμηλό κόστος, συγκριτικά με άλλες συσκευές. Παρόλα αυτά, υπάρχει περιορισμένη έρευνα σχετικά με τη χρήση φορητών συσκευών και την αποτελεσματικότητά τους. Η παρούσα μελέτη αποσκοπεί στη διερεύνηση της εγκυρότητας και της αξιοπιστίας του αισθητήρα κίνησης Wiva στην καταγραφή χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης συγκριτικά με το δαπεδοεργόμετρο Pluto, ένα σύστημα ανάλυσης βάδισης h/p/cosmos Treadmill Pluto Med Zebris analysis/biomechanics, το οποίο θεωρείται ως gold standard. Η σύγκριση των δύο εργαλείων έχει ως απώτερο στόχο την ανάδειξη του αισθητήρα Wiva ως έγκυρου και αξιόπιστου εναλλακτικού εργαλείου καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης σε κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές. Η μέθοδος, την οποία εφαρμόζει η παρούσα μελέτη είναι μια σχεδόν Πειραματική μελέτη (Quasi- experimental design), για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας του αισθητήρα Wiva σε χαρακτηριστικά όπως, ταχύτητα βάδισης, μήκος βήματος, συχνότητα βάδισης, ρυθμός βάδισης ή αριθμός βημάτων, μήκος βηματισμού και μήκος διασκελισμού. Ο πειραματικός σχεδιασμός, περιλαμβάνει μια μέθοδο δύο μετρήσεων πάνω στο δαπεδοεργόμετρο με ταυτόχρονη χρήση του αισθητήρα κίνησης Wiva, σε δυο διαφορετικές ταχύτητες, για τον έλεγχο της εγκυρότητας της συσκευής (criterion validity) σε 60 δοκιμαζόμενους. Η εγκυρότητα ελέγχεται συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης των δυο προαναφερθέντων εργαλείων. Η αξιοπιστία του αισθητήρα Wiva μελετάται με την τεχνική test- retest σε 46 δοκιμαζόμενους, τριών επαναλήψεων με μια παύση μεταξύ των μετρήσεων των 10 λεπτών. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η μελέτη εγκυρότητας κριτηρίου, ανέδειξε στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ των μεταβλητών των δύο συστημάτων, με εξαίρεση την ταχύτητα βάδισης, και στις δύο ταχύτητες ($p = 0.064$, $p = 0.629$ και $p = 0.137$, $p = 0.298$ αντίστοιχα) και σε ορισμένους δείκτες φάσεων στήριξης και αιώρησης στη χαμηλή ταχύτητα ($r=0,136$, $p= 0.300$ και $r=0.146$, $p= 0.265$). Εξίσου, ο χρόνος διπλής στήριξης εμφάνισε χαμηλή συσχέτιση στη μικρότερη

ταχύτητα βάδισης ($r=0.231$, $p=0.076$). Οι υψηλότερες συσχετίσεις καταγράφηκαν στη συχνότητα βάδισης ($r=0.998$ $p<0.001$), το χρόνο κύκλου ($r=0.996$, $p<0.001$) και τη διάρκεια των βημάτων, υποδεικνύοντας πολύ ισχυρή εγκυρότητα για τις μεταβλητές αυτές.

Η ανάλυση της αξιοπιστίας, έδειξε εξαιρετική συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων με ICC 0.968 και $p<0.001$ τεκμηριώνοντας υψηλή επαναληψιμότητα του αισθητήρα κίνησης Wiva

Συμπερασματικά, ο αισθητήρας κίνησης Wiva είναι αξιόπιστο εργαλείο για την αξιολόγηση της βάδισης, ενώ δεν παρουσιάζει ικανοποιητική εγκυρότητα σε όλα τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης. Εγκυρότητα του εργαλείου μέτρησης παρουσιάζει σε υψηλότερες ταχύτητες βάδισης και σε ορισμένα χωροχρονικά χαρακτηριστικά.

Λέξεις Κλειδιά: Χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης, ανάλυση βάδισης, αξιοπιστία, εγκυρότητα, αισθητήρας Wiva, δαπεδοεργόμετρο Pluto.

ABSTRACT

Gait is a complex movement that involves the interaction of bone alignment, joint range, and neuromuscular coordination. As a daily activity, its assessment is considered essential as it is a fundamental function that contributes to patient rehabilitation. New state-of-the-art portable devices promise to enhance gait assessment, analysis, and rehabilitation by providing automatic monitoring and signal processing at a lower cost compared to other devices. Nevertheless, there is limited research regarding the use of portable devices and their effectiveness. This study aims to investigate the validity and reliability of the Wiva motion sensor in recording spatiotemporal gait characteristics compared to the Pluto treadmill, a h/p/cosmos Zebris analysis/biomechanics gait analysis system, which is considered as gold standard. The comparison of the two tools ultimately aims to highlight the Wiva sensor as a valid and reliable alternative tool for recording spatiotemporal gait characteristics in clinical and research applications. Current study is a quasi-experimental design for evaluating the reliability and validity of the Wiva sensor in characteristics such as walking speed, step length, walking frequency, walking rate or number of steps, stride length, and cadence length. The experimental design includes two measurements on the treadmill with simultaneous use of the Wiva motion sensor to assess the validity of the device (criterion validity) on 60 subjects. The validity is evaluated by comparing the results of the spatiotemporal characteristics of gait from the two aforementioned tools. The reliability of the Wiva sensor is examined using the test-retest technique on 46 subjects, with three repetitions, with a pause of 10 minutes between measurements. According to the results, the criterion validity analysis revealed statistically significant correlations between the variables of the two systems, with the exception of walking speed at both tested speeds ($p=0.064$, $p=0.629$ and $p=0.137$, $p=0.298$, respectively), as well as certain stance and swing phase indicators at the lower speed ($r=0.136$, $p=0.300$ and $r=0.146$, $p=0.265$). Similarly, double support time showed a low and non-significant correlation at the lower walking speed ($p=0.231$, $p=0.076$).

The highest correlations were observed in cadence ($r=0.998$, $p<0.001$), gait cycle duration ($r=0.996$, $p<0.001$), and step durations, indicating very strong validity for these variables.

The reliability analysis demonstrated excellent agreement between repeated measurements, with an ICC of 0.968 and $p<0.001$, confirming the high test-retest reliability of the Wiva motion sensor.

In conclusion, the Wiva motion sensor is a reliable tool for gait assessment, although it doesn't exhibit sufficient validity across all spatiotemporal gait parameters. Its validity appears to be more consistent at higher walking speeds and in specific gait characteristics.

Keywords: Spatiotemporal gait characteristics, gait analysis, reliability, validity, Wiva sensor, Pluto treadmill ergometer.

Ευχαριστίες

Την παρούσα διπλωματική εργασία θα ήθελα να την αφιερώσω στα δύο μου παιδιά, εκφράζοντας ένα μεγάλο συγγνώμη για τις στιγμές που τους στέρησα από τις βόλτες στις παιδικές χαρές και το παιχνίδι με τη μητέρα τους. Η υπομονή και η κατανόησή τους ήταν πολύτιμες.

Θα ήθελα επίσης να εκφράσω τις θερμότερες ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Σπανό Σάββα, για την πολύτιμη καθοδήγηση, την πρόθυμη συμβουλευτική του υποστήριξη και την κατανόησή του απέναντι στις δυσκολίες και τις πιέσεις της καθημερινότητάς μου.

Εικόνα 1 Επιβλέπων καθηγητής ,
Αναπληρωτής Καθηγητής Σπανός
Σάββας



Δεν μπορώ να παραλείψω την εξαιρετική συμβολή των υποψηφίων διδασκόντων, κ. Σιδηρόπουλου Γεώργιου και κα. Βίκυ Στεφανούλη, χάρη στους οποίους οι μετρήσεις της μελέτης πραγματοποιήθηκαν με επιτυχία και εντός του απαιτούμενου χρονοδιαγράμματος. Ο κλάδος της Φυσικοθεραπείας είναι πραγματικά τυχερός που έχει στο δυναμικό του τέτοιους ανθρώπους.



Εικόνα 2 Υποψήφιοι Διδάκτορες Γεώργιος Σιδηρόπουλος & Βίκυ Στεφανούλη

Ευχαριστώ θερμά την οικογένειά μου για τη στήριξή της, την καθοδήγηση και την κατανόηση που έδειξε απέναντι στις απαιτήσεις ενός μεταπτυχιακού προγράμματος. Η βοήθειά τους στη φροντίδα των παιδιών μου, κατά τη διάρκεια των μαθημάτων στη Λαμία, ήταν ανεκτίμητη.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στους συμφοιτητές μου για τη συνεργασία μας και ειδικότερα στη συμφοιτήτριά μου, Τέντζερη Νικολέτα, για την πολύτιμη υποστήριξη και βοήθεια που μου προσέφερε σε όλη τη διάρκεια των σπουδών.

Θα ήθελα ακόμη να υπερευχαριστήσω τους αγαπημένους μου φίλους και κουμπάρους, Όλια Κωνσταντίνου και Βαγγέλη Μακρή, για τη ζεστή φιλοξενία και τη στήριξή τους καθ' όλη τη διάρκεια του μεταπτυχιακού προγράμματος.

Τέλος, ένα βαθύ και ειλικρινές ευχαριστώ στον σύζυγό μου, συνάδελφο και συμφοιτητή, Κουτσούκο Μιχαήλ, για τη στήριξή του σε κάθε μου βήμα. Συμπορευόμαστε στη ζωή με αγάπη και αλληλοϋποστήριξη, αντιμετωπίζοντας κάθε εμπόδιο μαζί.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	iii
ABSTRACT	v
Ευχαριστίες	vii
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή.....	1
Κεφάλαιο 2 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	5
2.1 Η σημασία της αξιολόγησης της βάδισης.....	5
2.2 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης	7
2.2.1 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά σε υγιή πληθυσμό	7
2.2.2 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης σε παθολογίες	9
2.3 Εργαλεία μέτρησης αξιολόγησης της βάδισης	12
2.3.1 Διάδρομοι.....	13
2.3.2 Κάμερες ανάλυσης βάδισης	14
2.3.3 Φορητοί αισθητήρες βάδισης	18
2.3.4 Συστήματα ανάλυσης βάδισης με τεχνολογία machine learning.....	22
2.3.5 Αισθητήρες ανίχνευσης φωτός και εμβέλειας	24
2.3.6.SMARTPHONES.....	27
2.3.7.Εύκαμπτο Γωνιόμετρο	30
2.4 Αξιοπιστία και εγκυρότητα εργαλείων για την αξιολόγηση της βάδισης	31
2.4.1 Αξιοπιστία της αξιολόγησης βάδισης	31
2.4.2 Εγκυρότητα για την αξιολόγηση της βάδισης.....	37
2.5 Ο αισθητήρας WIVA και το δαπεδοεργόμετρο PLUTO	43
2.5.1 Δαπεδοεργόμετρο PLUTO.....	43
2.5.2 Αισθητήρα κίνησης WIVA.....	46
2.6 Σκοπός και σημασία της παρούσας έρευνας	48
2.7 Ερευνητικές υποθέσεις	49
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μεθοδολογία	51
3.1 Δειγματοληψία	51
2.1.1 Μέθοδος δειγματοληψίας	51
2.1.2 Κριτήρια ένταξης	52
3.1.3 Κριτήρια αποκλεισμού	52
2.2 Τόπος Διεξαγωγής	52
3.3 Ερευνητικός σχεδιασμός	52
3.4 Ηθικές παράμετροι	53

3.5 Διαδικασία μελέτης εγκυρότητας	53
3.5.1 Συγχρονισμός μετρήσεων	53
3.5.2 Διαδικασία μετρήσεων εγκυρότητας	55
3.5.3 Διαδικασία μέτρησης αξιοπιστίας	57
3.5.3 Προβλήματα μελέτης και η αντιμετώπισή τους	61
Κεφάλαιο 4: Στατιστική Ανάλυση	63
4.1 Μέθοδοι Στατιστικής Ανάλυσης	63
4.1.1 Εγκυρότητα κριτηρίου	63
4.1.2 Αξιοπιστία ελέγχου- επανελέγχου	64
Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα	65
5.1 Έλεγχος κανονικότητας κατανομής των δεδομένων	65
5.2 Αποτελέσματα εγκυρότητας κριτηρίου	66
5.3 Αποτελέσματα Αξιοπιστίας ελέγχου- επανελέγχου	82
Κεφάλαιο 6: Συζήτηση	84
Κεφάλαιο 7	89
7.1: Συμπεράσματα	89
7.2: Περιορισμοί της έρευνας και συστάσεις για το μέλλον	89
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	91
Παραρτήματα	104
Παράρτημα Α	104
Παράρτημα Β	113
Παράρτημα Γ	118
Παράρτημα Δ	119
Παράρτημα Ε	120

Πίνακας βραχυγραφιών/ συντμήσεων

Αγγλικοί όροι

IMU: αδρανειακός αισθητήρας κίνησης

PhotoCell Array (PA)

Lumbar Spinal Stenosis LSS: Στένωση Οσφυϊκής Μοίρας

Time Up and Go (TUG): Δοκιμασία έγερσης από καθιστή θέση και βάδιση

ML: Μηχανική Μάθηση

ICC: Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης

ΗΛΓ/EMG ηλεκτρομυογράφημα

Σύστημα διαδρόμου GaitRite (GS)

Microsoft Kinect (MK)

Smartphone (SCA)

PGS Preferred Gait Speed

FGS Fast Gait Speed

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1 Επιβλέπων καθηγητής , Αναπληρωτής Καθηγητής Σπανός Σάββας.....vii

Εικόνα 2 Υποψήφιοι Διδάκτορες Γεώργιος Σιδηρόπουλος & Βίκυ Στεφανούλη.....vii

Εικόνα 1.1 Αισθητήρες τύπου IMU (Andrenacci et al, 2021).....2

Εικόνα 2.1 Φυσιολογικός κύκλος βάδισης (Chambers & Sutherland, 2002).....6

Εικόνα 2.2 Χαρακτηριστικά βάδισης σε υγιείς ενήλικες (Hulleck et al., 2022).....8

Εικόνα 2.3 Χαρακτηριστικά βάδισης σε παθολογίες (Hulleck et al., 2022).....10

Εικόνα 2.4 Walkway & StrideWay της Tekscan Inc.

Πηγή: <https://www.tekscan.com/blog/medical/video-here%E2%80%99s-what-first-its-kind-gait-analysis-capability-looks>.....14

Εικόνα 2.5 Μέτρηση παραμέτρων βάδισης με το Kinovea (Fernández-González et al., 2020)..17

Εικόνα 2.6 Φορητές συσκευές ανάλυσης βάδισης (Hulleck et al., 2022).....20

Εικόνα 2.7 Γραφική απεικόνιση του συστήματος Nushu Α) οι αισθητήρες τοποθετούνται εξωτερικά της σόλας του παπουτσιού Β) οι φάσεις βάδισης (πλήρες κύκλος βάδισης) Γ) σήμα από τους αισθητήρες Δ) Χαρακτηριστικά από το σύστημα Nushu (Wu et al., 2021).....21

Εικόνα 2.8 Smart system παρατήρησης βάδισης με ενσωματωμένο machine learning σύστημα. Τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά αποστέλλονται στην πλατφόρμα Cloud και κοινοποιούνται (Verbiest et al., 2023).....	23
Εικόνα 2.9 Ανάλυση διαδικασίας του Odonate 3d motion capture system (Wang et al., 2022)..	24
Εικόνα 2.10 A) Διαδικασία μέτρησης με το Vicon B) Σύγκριση διαδικασίας Vicon & Odonate 3d C) δεδομένα από το Vicon Nexus software D) δεδομένα Odonate software (Wang et al., 2022).....	24
Εικόνα 2.11 Σχηματική όψη του χώρου με τους αισθητήρες παρακολούθησης της κνήμης (κόκκινο χρώμα), άνω μέρος του σώματος (μπλε χρώμα), στροφικές κινήσεις (πράσινο χρώμα), pressure mat (μπεζ χρώμα) (Botros et al., 2021).....	26
Εικόνα 2.12 Amazon Halo Movement (Fantom et al., 2022).....	28
Εικόνα 2.13 Amazon Halo Movement (Fantom et al., 2022).....	29
Εικόνα 2.14 (α) Εύκαμπτο γωνιόμετρο τύπου Penny & Giles (Biometric's Ltd) τοποθετημένο στο δεξί γόνατο. (β) γωνιόμετρο οπτικών ινών ShapeSensor TM (Measurand Inc.) τοποθετημένο στο αριστερό γόνατο. (γ) Σύγκριση συντελεστή μορφής των δύο συσκευών. (δ) Τοποθεσίες προσάρτησης δείκτη βάδισης (κάτω άκρα) και θέσεις κέντρου αρθρώσεων.....	31
Εικόνα 2.15 Δαπεδοεργόμετρο Pluto. Κατασκευασμένο από την εταιρεία h/p/cosmos Γερμανίας.....	45
Εικόνα 2.16 Αισθητήρας Wiva.....	47
Εικόνα 3.1 Αφίσα μελέτης.....	51
Εικόνα 3.2 QR- code ηλεκτρονικής φόρμας.....	51
Εικόνα 3.3 Τοποθέτηση λογισμικών εργαλείων μέτρησης.....	54
Εικόνα 3.4 Διάδρομος H/P/COSMOS Pluto Med.....	54
Εικόνα 3.5 Θέση εξοπλισμού μέτρησης.....	55
Εικόνα 3.6 Λογισμικό καταγραφής ανάλυσης βάδισης του αισθητήρα κίνησης WIVA.....	55
Εικόνα 3.7 Τοποθέτηση αισθητήρα κίνησης WIVA και θέση εθελοντή πριν το calibration....	56
Εικόνα 3.8 Θέση αισθητήρα κίνησης WIVA.	56
Εικόνα 3.9 Διαδικασία μέτρησης καταγραφής δεδομένων.....	57
Εικόνα 3.10 Διαδικασία μέτρησης.....	57
Εικόνα 3.11 Διαδικασία μέτρησης εγκυρότητας αισθητήρα κίνησης WIVA.....	57
Εικόνα 3.12 Θέση εξοπλισμού αξιοπιστίας.....	59

Εικόνα 3.13 Θέση εξοπλισμού αξιοπιστίας.....	59
Εικόνα 3.14 Αρχική θέση εθελοντή.....	60
Εικόνα 3.15 Διαδικασία μέτρησης και τοποθέτηση λογισμικού του αισθητήρα.....	60
Εικόνα 3.16 Διαδικασία μέτρησης (ελαφριά επαφή με σταθερό σημείο αναφοράς).....	60
Εικόνα 3.17 Διαδικασία μέτρησης.....	61
Εικόνα 5.1 Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος εγκυρότητας.....	65
Γράφημα 5.1: Ταχύτητα (m/min) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.....	69
Γράφημα 5.2: Ταχύτητα (m/min) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	69
Γράφημα 5.3: Μήκος βηματισμού (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	70
Γράφημα 5.4: Μήκος βηματισμού (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	70
Γράφημα 5.5: Συχνότητα βάδισης (steps/min) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.....	71
Γράφημα 5.6: Συχνότητα βάδισης (steps/min) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	71
Γράφημα 5.7: AP Μήκος βήματος (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	72
Γράφημα 5.8: AP Μήκος βήματος (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	72
Γράφημα 5.9: ΔΕ Μήκος βήματος (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	73
Γράφημα 5.10: ΔΕ Μήκος βήματος (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	73
Γράφημα 5.11: AP Διάρκεια βήματος (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	74
Γράφημα 5.12: AP Διάρκεια βήματος (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	74
Γράφημα 5.13: ΔΕ Διάρκεια βήματος (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	75
Γράφημα 5.14: ΔΕ Διάρκεια βήματος (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	75
Γράφημα 5.15: Χρόνος κύκλου βάδισης (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	76
Γράφημα 5.16: Χρόνος κύκλου βάδισης (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	76
Γράφημα 5.17: AP Χρόνος φάσης στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	77
Γράφημα 5.18: AP Χρόνος φάσης στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	77
Γράφημα 5.19: ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	78
Γράφημα 5.20: ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	78
Γράφημα 5.21: AP Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	79
Γράφημα 5.22: AP Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	79
Γράφημα 5.23: ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	80
Γράφημα 5.24: ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	80
Γράφημα 5.25: Χρόνος διπλής στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.	81

Γράφημα 5.26: Χρόνος διπλής στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.	81
Γράφημα 5.27: Ταχύτητα (m/min) 2.5 km/h Wiva – εκτέλεση 3 επαναλήψεων για την αξιολόγηση ελέγχου-επανελέγχου του αισθητήρα Wiva.	83

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1 Μελέτες αξιοπιστίας εργαλείων μέτρησης για την αξιολόγηση της βάδισης.....	35
Πίνακας 2 Μελέτες εγκυρότητας για την αξιολόγηση της βάδισης.....	41
Πίνακας 5.1: . Αποτελέσματα Ελέγχου Κανονικότητας με το Τεστ Kolmogorov-Smirnov για τις Μεταβλητές της Ανάλυσης Εγκυρότητας στις Ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h.....	65
Πίνακας 5.2: Έλεγχος Εγκυρότητας-Συσχέτιση μεταξύ παραμέτρων βάδισης που καταγράφηκαν από τις συσκευές Wiva και Zebris στις ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h, μέσω των συντελεστών Pearson και Spearman.	67
Πίνακας 5.3: Σύγκριση παραμέτρων βάδισης που καταγράφηκαν από τις συσκευές Wiva και Zebris στις ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h, μέσω Paired Samples Correlation και Wilcoxon Signed-Rank Test.	68
Πίνακας 5.4: Έλεγχος αξιοπιστίας ελέγχου-επανελέγχου για την μεταβλητή της ταχύτητας με τον αισθητήρα Wiva.	82

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

Η ανάλυση της βάδισης αποτελεί κρίσιμη πτυχή τόσο της κλινικής πρακτικής όσο και της έρευνας, καθώς παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τη λειτουργία της κίνησης κάθε ατόμου και των ασθενών. Η αξιολόγηση της βάδισης περιλαμβάνει την εκτίμηση της συντονισμένης κίνησης των κάτω άκρων, η οποία απαιτεί την ενσωμάτωση της οστικής ευθυγράμμισης, της κινητικότητας των αρθρώσεων και του νευρομυϊκού ελέγχου (Mangone et al., 2023; Mirelman et al., 2018). Η βάδιση δεν αποτελεί μόνο μια θεμελιώδη πτυχή της καθημερινής ζωής, αλλά και έναν σημαντικό δείκτη της συνολικής υγείας και λειτουργικότητας. Επομένως, η ακριβής και αξιόπιστη ανάλυση της βάδισης είναι απαραίτητη για τη διάγνωση κινητικών διαταραχών, τον προγραμματισμό και την παρακολούθηση προγραμμάτων αποκατάστασης και την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας θεραπευτικών παρεμβάσεων (Hermes et al., 2023).

Οι παραδοσιακές μέθοδοι ανάλυσης της βάδισης, όπως αυτές που πραγματοποιούνται σε εργαστήρια ανάλυσης κίνησης, θεωρούνται ως gold standard, λόγω της υψηλής ακρίβειας και των λεπτομερών δεδομένων που συλλέγουν. Συστήματα, όπως το σύστημα ανάλυσης βάδισης και βιομηχανικής h/p/cosmos Zebris, το δαπεδοεργόμετρο Pluto, παρέχουν λεπτομερείς πληροφορίες για τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά της βάδισης (Almutairi, 2023 ; Deli,2023). Αυτά τα συστήματα είναι εξαιρετικά ακριβή, καταγράφοντας δεδομένα όπως το μήκος του βήματος, την ταχύτητα βάδισης και τη συχνότητα με ελάχιστο σφάλμα. Ωστόσο, η χρήση τους περιορίζεται συχνά σε εξειδικευμένες κλινικές ή ερευνητικές εγκαταστάσεις λόγω του υψηλού κόστους, της ανάγκης για εξειδικευμένο προσωπικό και της εκτεταμένης διαδικασίας ρύθμισης και βαθμονόμησης που απαιτούν. Παρά την ακρίβειά τους, οι περιορισμοί αυτών των συστημάτων έχουν οδηγήσει στην ανάπτυξη πιο προσιτών εργαλείων για την ανάλυση της βάδισης (Hezel et al., 2023).

Τα τελευταία έτη, οι εξελίξεις στη φορητή τεχνολογία έχουν ανοίξει νέες δυνατότητες για την αξιολόγηση της βάδισης. Φορητές συσκευές όπως οι αδρανειακές μονάδες μέτρησης (IMU) και οι αισθητήρες κίνησης καθιστούν εφικτή τη διεξαγωγή ανάλυσης βάδισης σε ένα ευρύ φάσμα περιβαλλόντων, συμπεριλαμβανομένων κλινικών χώρων, κατοικιών και εξωτερικών χώρων. Αυτές οι συσκευές είναι συνήθως χαμηλότερου κόστους, ευκολότερες στη χρήση και πιο ευέλικτες σε σύγκριση με τα παραδοσιακά συστήματα. Ωστόσο, η ευρεία υιοθέτησή τους στην κλινική

πρακτική εξαρτάται από την απόδειξη της εγκυρότητας και της αξιοπιστίας τους σε σύγκριση με τις καθιερωμένες μεθόδους (Cho et al., 2018).

Ο αισθητήρας κίνησης τύπου IMU αποτελεί μια εύχρηστη φορητή συσκευή, η οποία έχει αναπτυχθεί για να καταγράφει τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά της βάρδισης. Αυτός ο αισθητήρας έχει σχεδιαστεί για να είναι ελαφρύς, εύχρηστος και ικανός να παρέχει σε πραγματικό χρόνο δεδομένα για διάφορες παραμέτρους της βάρδισης, όπως η ταχύτητα βάρδισης, το μήκος βήματος, η συχνότητα και το μήκος διασκελισμού. Δεδομένου του δυναμικού του για ευρεία εφαρμογή στην κλινική πρακτική και την έρευνα, θεωρείται σημαντική η επικύρωση της ακρίβειας και της συνέπειας του αισθητήρα σε σύγκριση με τα καθιερωμένα συστήματα ανάλυσης βάρδισης (Andrenacci et al., 2021; Posada-Ordax et al., 2021).



Figure 1. Image of BTS (left), MTw (middle), and WIVA (right).

Εικόνα 1.1 Αισθητήρες τύπου IMU (Andrenacci et al, 2021)

Προηγούμενες μελέτες έχουν διερευνήσει την εγκυρότητα και την αξιοπιστία διαφόρων φορητών αισθητήρων στην ανάλυση της βάρδισης. Οι Wang et al. (2022) διερεύνησαν την απόδοση ενός νέου έξυπνου τρισδιάστατου συστήματος ανάλυσης βάρδισης και διαπίστωσαν ότι είναι έγκυρο και αξιόπιστο στην αξιολόγηση των παραμέτρων της βάρδισης σε υγιή άτομα και σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Ομοίως, οι Verbiest et al. (2023), αξιολόγησαν μια ενσωματωμένη προσέγγιση μηχανικής μάθησης για την εκτίμηση του μήκους βήματος και ανέδειξαν τις δυνατότητές της σε κλινικές εφαρμογές. Αυτές οι μελέτες αναδεικνύουν τη σημασία των αυστηρών διαδικασιών επικύρωσης για τις φορητές συσκευές, καθώς τυχόν ανακρίβειες στη μέτρηση της βάρδισης θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε λανθασμένη διάγνωση ή ακατάλληλα θεραπευτικά προγράμματα.

Μια άλλη σχετική μελέτη από τους Spanos et al. (2023) επικεντρώθηκε στην αξιοπιστία και τη δυνατότητα εφαρμογής μιας χαμηλού κόστους μεθόδου αξιολόγησης της βάρδισης με τη χρήση κάμερας. Οι ερευνητές διαπίστωσαν ότι με την κατάλληλη βαθμονόμηση και ρύθμιση, η μέθοδος

με βάση την κάμερα δύναται να λειτουργήσει ως αξιόπιστο εργαλείο σε κλινικές συνθήκες, με αποτέλεσμα μια οικονομικά αποδοτική εναλλακτική λύση σε σχέση με τα πιο ακριβά συστήματα.

Οι εξελίξεις των μεθόδων αξιολόγησης της βάδισης και ιδιαίτερα για τις μεθόδους που βασίζονται σε φορητούς αισθητήρες, θα πρέπει να εναρμονιστούν και να ελεγχθούν σε σύγκριση με τα καθιερωμένα συστήματα gold standard. Όπως επισημαίνουν οι Prasanth et al. (2021) στη συστηματική τους ανασκόπηση σχετικά με την ανίχνευση της βάδισης σε πραγματικό χρόνο με βάση τους φορητούς αισθητήρες, το πεδίο εξελίσσεται ραγδαία, αλλά η επικύρωση αυτών των συσκευών παραμένει ένα σημαντικό βήμα πριν από την ευρεία υιοθέτησή τους στην κλινική πρακτική. Η παρούσα μελέτη στοχεύει να καλύψει αυτό το κενό, διερευνώντας την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του αισθητήρα κίνησης Wiva στην καταγραφή των χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης. Ο αισθητήρας Wiva θα συγκριθεί με το δαπεδοεργόμετρο Pluto με το σύστημα ανάλυσης βάδισης και βιομηχανικής h/p/cosmos Zebris, το οποίο θεωρείται gold standard στον τομέα. Η εγκυρότητα και η αξιοπιστία του δαπεδοεργόμετρου Pluto αποδεικνύεται σύμφωνα με τη μελέτη Deli et al (2023). Μέσω αυτής της σύγκρισης, η μελέτη επιδιώκει να διαπιστώσει αν ο αισθητήρας Wiva δύναται να λειτουργήσει ως έγκυρη και αξιόπιστη εναλλακτική λύση για την ανάλυση της βάδισης σε κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές.

Οι επιπτώσεις αυτής της μελέτης είναι σημαντικές, καθώς αν αποδειχθεί ότι ο αισθητήρας Wiva είναι έγκυρος και συγχρόνως αξιόπιστος, θα μπορούσε να καταστήσει περισσότερο εφικτή την ανάλυση της βάδισης ως παρεχόμενη υπηρεσία, δεδομένου ότι θα είναι πιο προσιτή σε ένα ευρύτερο φάσμα επαγγελματιών υγείας και ερευνητών. Το γεγονός αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα την πιο έγκαιρη ανίχνευση των ανωμαλιών βάδισης, πιο εξατομικευμένα προγράμματα αποκατάστασης και τελικά, καλύτερα αποτελέσματα για τους ασθενείς. Επιπλέον, η χρήση φορητών αισθητήρων όπως ο Wiva θα μπορούσε να διευκολύνει μελέτες μεγάλης κλίμακας σε διαφορετικούς πληθυσμούς, συμβάλλοντας σε μια βαθύτερη κατανόηση της ανθρώπινης κίνησης και της σχέσης της με την υγεία και τις ασθένειες.

Προκειμένου να επιτευχθεί ο στόχος της έρευνας, αρχικά διενεργείται βιβλιογραφική ανασκόπηση προηγούμενων μελετών σχετικά με τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση της βάδισης, την εγκυρότητα και την αξιοπιστία τους. Οι μελέτες αναδεικνύουν τα εργαλεία, τα οποία αναλύονται σε αντίστοιχη παράγραφο, αναδεικνύεται η αξιοπιστία τους και η εγκυρότητά τους, ενώ παράλληλα περιγράφονται τα χαρακτηριστικά του αισθητήρα Wiva και του

δαπεδοεργόμετρου Pluto. Τα συμπεράσματα από τη βιβλιογραφική ανασκόπηση οδηγούν στην ανάδειξη της σπουδαιότητας της παρούσας μελέτης, καθώς ο αισθητήρας Wiva παρέχει μια εκσυγχρονισμένη μέθοδο ανάλυσης βάδισης με ακρίβεια και αξιοπιστία, μικρό σχετικά κόστος και με ελάχιστους περιορισμούς.

Κεφάλαιο 2 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

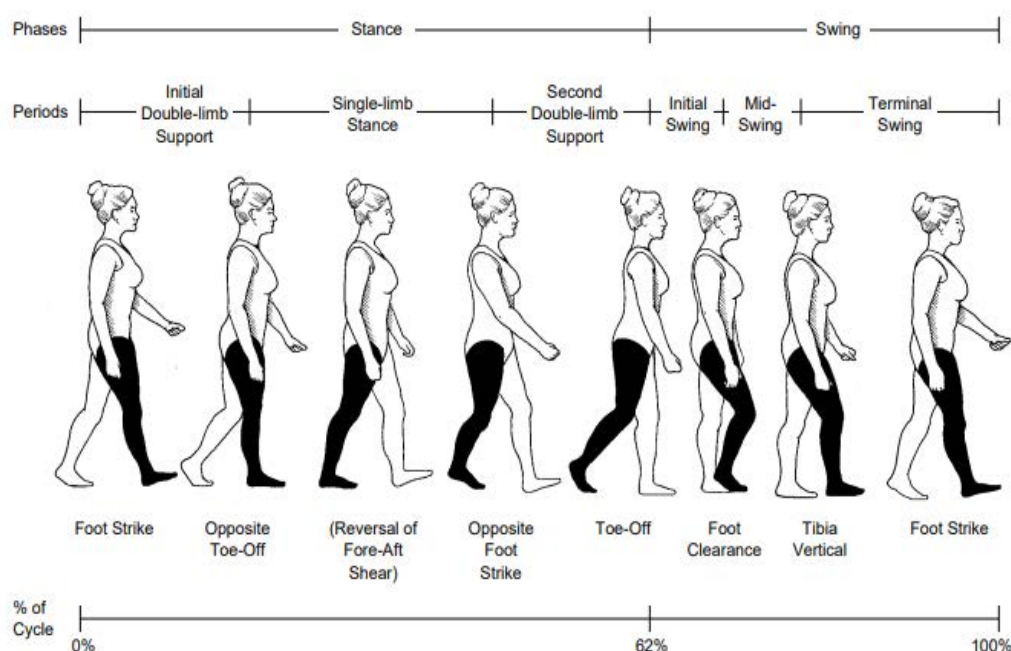
2.1 Η σημασία της αξιολόγησης της βάδισης

Η βάδιση είναι μια σύνθετη κίνηση, η οποία περιλαμβάνει αλληλεπίδραση οστικής ευθυγράμμισης, εύρος αρθρώσεων και νευρομυϊκή συναρμογή (Chambers & Sutherland, 2002). Πρόκειται για μια καθημερινή δραστηριότητα και για το λόγο αυτό, η αξιολόγηση της θεωρείται απαραίτητη καθώς αποτελεί βασική λειτουργία του ανθρώπου, η οποία συμβάλει στη διαδικασία αποκατάστασης των ασθενών (Mehmet et al., 2020; Spanos et al., 2023; Wu et al., 2021). Στην κλινική αξιολόγηση η έννοια της βάδισης είναι αλληλένδετη με την ικανότητα βάδισης, καθώς και με το πρότυπο βάδισης. Το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης, αποτελείται από μια σειρά ρυθμικών συστηματικών και συντονισμένων κινήσεων, το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την προώθηση του σώματος προς τα εμπρός. Επιπλέον, το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης είναι ευέλικτο και σταθερό και επιτρέπει αλλαγές στην ταχύτητα και τους ελιγμούς σε διαφορετικής σταθερότητας εδάφη, διατηρώντας την ενεργειακή απόδοση (Mirelman et al., 2018). Η αξιολόγηση της ικανότητας βάδισης ενός ατόμου βασίζεται στο πόσο μακριά μπορεί να φτάσει το άτομο και ποιο είναι το επίπεδο αντοχής του (Hulleck et al., 2022; Mirelman et al., 2018).

Η αξιολόγηση της βάδισης μπορεί να δώσει απαντήσεις σε πολλές ερωτήσεις, ενώ παράλληλα δύναται να συμβάλλει στην εκτίμηση της συνολικής κατάστασης του ατόμου (Lee & Tang, 2021; Mehmet et al., 2020; Mirelman et al., 2018; Wu et al., 2021). Η ανάλυση βάδισης αποτελεί τον καλύτερο τρόπο αντικειμενικής αξιολόγησης της ποιότητας κίνησης. Η ανάλυση βάδισης κυμαίνεται από απλή παρατήρηση έως τη χρήση πλήρους μηχανογραφημένης τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης, κινηματική, κινητική και μυϊκή δραστηριότητα σε εργαστήριο ανάλυσης κίνησης. Η συμπερίληψη όλων των δεδομένων συμβάλλει στη λήψη καταλληλότερης παρέμβασης, αποκατάστασης και επανεκπαίδευση βάδισης (Chambers & Sutherland, 2002; Lee & Tang, 2021). Επιπλέον, καθίσταται επιτακτική η ανάγκη για έγκυρα και αξιόπιστα εργαλεία αξιολόγησης χαρακτηριστικών βάδισης. (Spanos et al., 2023). Ένα αυτόνομο σύστημα ανάλυσης βάδισης είναι δυνατόν να αναπαράγει την ανάλυση από διαφορετικές γωνίες, γεγονός που διευκολύνει τους ειδικούς να διακρίνουν τις πιο λεπτομερείς διαταραχές σε συγκεκριμένα σημεία, τα οποία το ανθρώπινο μάτι δε μπορεί να συλλάβει (Lee & Tang, 2021). Πρέπει να σημειωθεί ότι όταν πραγματοποιείται παρατήρηση προτύπου βάδισης ενός ασθενούς από τον φυσικοθεραπευτή,

ο ασθενής ακούσια ή οικειοθελώς εστιάζει στη διόρθωση του προτύπου βάδισης με αποτέλεσμα να μην αντιπροσωπεύεται η αξιολόγηση σε πραγματικά δεδομένα (Wu et al., 2021).

Επιπρόσθετα, η αξιολόγηση του μη φυσιολογικού προτύπου βάδισης συμβάλει στην αξιολόγηση της νόσου, καθώς και στην εξέλιξη της και για αυτό θεωρείται ένα ισχυρό εργαλείο για την πρόβλεψη των συνεπειών που σχετίζονται με την υγεία (Mirelman et al., 2018; Verbiest et al., 2023). Συγγενείς παραμορφώσεις, αναπτυξιακές διαταραχές, επίκτητα προβλήματα, όπως ακρωτηριασμοί και εκφυλιστικές διαταραχές συμβάλουν στη μείωση της αποτελεσματικότητας βάδισης (Chambers & Sutherland, 2002).



Εικόνα 2.1 Φυσιολογικός κύκλος βάδισης (Chambers & Sutherland, 2002).

Η βάδιση χρησιμοποιείται συχνά ως τρόπος επισημάνσης της φυσικής λειτουργίας, της ποιότητας ζωής και της κατάστασης της υγείας, καθώς το περπάτημα είναι μία από τις πιο συχνές φυσικές δραστηριότητες που εκτελούνται στην καθημερινή ζωή. Οι αλλαγές στην απόδοση βάδισης έχει αποδειχθεί ότι σχετίζονται με τον κίνδυνο πτώσης, την έκπτωση των γνωστικών λειτουργιών (π.χ. άνοια) ή ακόμα και τον κίνδυνο πρόωρης θνησιμότητας (Verghese et al., 2017). Η ικανότητα να περπατά κανείς με ασφάλεια και αποδοτικότητα αποτελεί σημαντική προϋπόθεση για τη διατήρηση της αυτονομίας στην τρίτη ηλικία. Ωστόσο, η γήρανση σχετίζεται με αλλαγές στα

μυϊκά, σκελετικά και κεντρικά/περιφερειακά νευρικά συστήματα. Βλάβες όπως η απώλεια της μυϊκής δύναμης αλλά και η εκφύλιση συγκεκριμένων περιοχών του εγκεφάλου, όπως οι κινητικές φλοιώδεις περιοχές, οι οποίες συνδέονται με τη φυσιολογική γήρανση, οδηγούν εν δυνάμει σε προβλήματα κινητικότητας και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων. Όλες αυτές οι αλλαγές που σχετίζονται με την ηλικία επηρεάζουν την απόδοση στη βάδιση (Bovonsunthonchai et al., 2022).

Σε πολλές περιπτώσεις, οι χωροχρονικές παράμετροι των υγιών ενηλίκων χρησιμοποιούνται ως τιμές αναφοράς για να καθοριστεί αν ένας συγκεκριμένος πληθυσμός ασθενών αποκλίνει από τον κανόνα, για παράδειγμα όταν διερευνάται η επίδραση νευρολογικών, καρδιαγγειακών ή μυοσκελετικών βλαβών στη βάδιση. Επιπλέον, οι χωροχρονικές παράμετροι των υγιών ενηλίκων έχουν χρησιμοποιηθεί για να διερευνηθεί η επίδραση της ηλικίας στον τρόπο βάδισης. Οι περισσότερες έρευνες που εστιάζουν στην επίδραση της γήρανσης στη βάδιση συγκρίνουν νεότερους με μεγαλύτερους σε ηλικία ενήλικες ή διαφορετικούς ηλικιωμένους πληθυσμούς μεταξύ τους (Aboutorabi et al., 2016).

2.2 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης

2.2.1 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά σε υγιή πληθυσμό

Τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά της βάδισης αναφέρονται σε μετρήσεις που λαμβάνονται από την ανάλυση της βάδισης, η οποία περιέχει πληροφορίες που σχετίζονται με το μέγεθος και το χρόνο εκτέλεσης του προτύπου βάδισης (Verbiest et al., 2023). Τα χρονικά χαρακτηριστικά της βάδισης περιλαμβάνουν: την **ταχύτητα βάδισης (velocity)**, η οποία αναφέρεται σε εκατοστά ανά δευτερόλεπτο ή σε μέτρα ανά λεπτό, τη **συχνότητα βάδισης ή αριθμό βημάτων (cadence or number of steps)** ανά λεπτό, τη **μέση ταχύτητα (mean velocity)** βάδισης (για ενήλικες άνω των 40 ετών είναι 123 cm/s) και το **μέσο ρυθμό βάδισης (mean cadence)** (114 βήματα/ λεπτό). Το **μήκος βηματισμού (step length)** είναι η απόσταση από το toe off του ενός ποδιού έως το heel strike του άλλου ποδιού. Το **μήκος διασκελισμού (stride length)** είναι η απόσταση που διανύει το άτομο από το ένα heel strike του ενός ποδιού έως το επόμενο heel strike του ίδιου ποδιού (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

Parameters (self-selected speed)	Range
Gait velocity (m/s)	1.30–1.46
Stride length (m)	1.68–1.72
Step length (m)	0.68–0.85
Stance phase (s)	0.62–0.70
Swing phase (s)	0.36–0.40
Cadence - fast walking (steps/min)	113–118
Single support (% of stride)	60.6–62.0
Double support (% of stride)	21.2–23.8

Εικόνα 2.2 Χαρακτηριστικά βάδισης σε υγιείς ενήλικες (Hulleck et al., 2022)

Η ταχύτητα βάδισης, η οποία μετριέται σε εκατοστά ανά δευτερόλεπτο (cm/s) ή μέτρα ανά λεπτό (m/min), αποτελεί ένα βασικό χαρακτηριστικό, το οποίο αποτυπώνει το ρυθμό μετακίνησης του ατόμου. Η ταχύτητα βάδισης συνδέεται με την αυτονομία και τη λειτουργική ικανότητα ενός ατόμου, καθώς μια χαμηλή ταχύτητα είναι δυνατό να οφείλεται σε δυσκολίες στην κίνηση ή αδυναμία να διατηρηθεί μια ασφαλής βάδιση, ειδικά στους ηλικιωμένους. Στον υγιή πληθυσμό, η ταχύτητα βάδισης είναι κατά μέσο όρο 123 cm/s για ενήλικες άνω των 40 ετών, τιμή που αναφέρεται στη φυσιολογική κινητική λειτουργία και την ικανότητα ανεξάρτητης βάδισης (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

Ο ρυθμός βάδισης ή αριθμός βημάτων ανά λεπτό προσδιορίζει την συχνότητα βάδισης και εκφράζει την ταχύτητα εκτέλεσης των κινήσεων βάδισης. Στους ενήλικες, ο μέσος ρυθμός βάδισης είναι 114 βήματα ανά λεπτό. Το χαρακτηριστικό αυτό συνδέεται στενά με την ισορροπία και τη σταθερότητα, καθώς οι μεταβολές στον ρυθμό αποτελούν ένδειξη δυσκολιών στην κινητικότητα ή κινδύνου για πτώσεις, ιδιαίτερα σε μεγαλύτερες ηλικίες. Ο αυξημένος ρυθμός βάδισης δείχνει συνήθως αυξημένη αυτοπεποίθηση και ταχύτητα στις κινήσεις, ενώ ένας μειωμένος ρυθμός μπορεί να υποδηλώνει προσαρμοστικές αλλαγές για μεγαλύτερη σταθερότητα (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

Η μέση ταχύτητα βάδισης προσδιορίζεται από το συνδυασμό της ταχύτητας και του ρυθμού βάδισης και χρησιμοποιείται για την συνολική εκτίμηση της απόδοσης βάδισης ενός ατόμου. Στους ενήλικες, η μέση ταχύτητα βάδισης χρησιμοποιείται για να εκτιμηθεί η λειτουργική ικανότητα και η φυσική κατάσταση του ατόμου, δεδομένου ότι ένας αυξημένος μέσος ρυθμός συνδέεται με αυξημένη αντοχή και κινητική απόδοση. Στους μεγαλύτερους ενήλικες, η διατήρηση μιας σταθερής μέσης ταχύτητας σχετίζεται με την ικανότητα αντιμετώπισης των ηλικιακών αλλαγών στην ισορροπία και τη μυϊκή δύναμη (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

Το μήκος βηματισμού είναι η απόσταση από το toe off του ενός ποδιού έως το heel strike του άλλου ποδιού και αποτελεί ένα κρίσιμο μέτρο της χωρικής απόδοσης της βάδισης. Η παράμετρος αυτή σχετίζεται με τη σταθερότητα και την ικανότητα μεταφοράς του κέντρου βάρους. Το μήκος του βηματισμού επηρεάζεται από παράγοντες όπως η μυϊκή δύναμη και η ευκαμψία των αρθρώσεων, και η μείωση του υποδεικνύει δυσκολίες στην κινητικότητα ή προσαρμογές για μεγαλύτερη σταθερότητα κατά τη βάδιση (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

Το μήκος διασκελισμού, δηλαδή η απόσταση από το heel strike του ενός ποδιού έως το επόμενο heel strike του ίδιου ποδιού, προσδιορίζει το συνολικό εύρος κίνησης κατά την βάδιση. Αποτελεί ένδειξη της κινητικής απόδοσης και της συνολικής ικανότητας μετακίνησης του ατόμου. Ένα φυσιολογικό μήκος διασκελισμού προϋποθέτει αποτελεσματική κίνηση και ισορροπία, ενώ η μείωση του αποτελεί σημάδι περιορισμών στη φυσική ικανότητα και την ισορροπία, όπως συμβαίνει συχνά με τη γήρανση ή σε περιπτώσεις παθολογικών καταστάσεων (Chambers & Sutherland, 2002 ; Hulleck et al., 2022).

2.2.2 Χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης σε παθολογίες

Οι διαταραχές βάδισης εμφανίζονται κυρίως στην τρίτη ηλικία. Έχουν συσχετιστεί με υψηλό κίνδυνο πτώσεων, αναπηρίας όπως και θνησιμότητας. Η βελτίωση της ικανότητας βάδισης ενός ασθενή με διαταραχές βάδισης, αποτελεί σημαντικό στόχο στην αποκατάσταση στον τομέα της γηριατρικής (Mehmet et al., 2020; Werner et al., 2020).

Οι διαταραχές βάδισης συνήθως συνδέονται με ελλείμματα στον εγκέφαλο, στο νωτιαίο μυελό, στα περιφερικά νεύρα, στους μύες, στις αρθρώσεις και στα οστά. Σε νευρομυϊκές καταστάσεις, η

απώλεια του κεντρικού ελέγχου επηρεάζει την κίνηση. Γενικά οι ασθενείς περπατούν πιο αργά με υποβαθμισμένα χωροχρονικά κινητικά χαρακτηριστικά. Παρατηρείται μια μείωση της ταχύτητας βάδισης κατά 0,7% με σημαντικές αλλαγές στον ρυθμό και στο μήκος βηματισμού (Damale et al., 2021; Hulleck et al., 2022; Wang et al., 2022).

Το εγκεφαλικό επεισόδιο είναι μία από τις κύριες αιτίες αναπηρίας και θνησιμότητας και οδηγούν στην ημιπληγική βάδιση. Οι συγκεκριμένοι ασθενείς αναπτύσσουν αντισταθμιστικές στρατηγικές κίνησης, με μεγαλύτερη μεταβλητότητα στα χωροχρονικά χαρακτηριστικά (Wang et al., 2022).

Pathology	Impacted Gait Parameters
1. Neurological gait disorders in elderly people	
1.1. Hypokinetic-rigid gait	• Shuffling • Reduced step height • Reduced stride length • Variability in steps
1.2. Cautious gait	• Reduced speed • Wider base • Shorter stride • Knees and elbow bent
1.3. Careless gait	• Walks insensitively fast
1.4. Dyskinetic gait	• Walk on toes
1.5. Psychogenic gait	• Ataxia
2. Parkinson's Disease	• Deficit in amplitude and gait speed • Increased gait variability
3. Diabetic Peripheral Neuropathy	• Extra steps • Reduction in speed, step length, cadence • Reduced joint range of motion at ankle and knee
4. Post Stroke (hemiplegia) gait	• Asymmetrical Deficit • Decreased walking speed and cadence • Longer gait cycle and double limb support • Reduced peak extension at hip
5. Hip Osteoarthritis	• Reduced hip range of motion • Reduced velocity
6. Knee Osteoarthritis (122)	• Reduced gait speed • Reduced stride length • Increased step width • Reduced range of motion at Hip, knee, and ankle • Reduced moments in sagittal plane at knee, hip, and ankle • Increased coronal plane moment at knee and ankle, and reduction at hip.

Εικόνα 2.3 Χαρακτηριστικά βάδισης σε παθολογίες (Hulleck et al., 2022)

Είναι γνωστό ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ οσφυαλγίας και σπονδυλικής στένωσης με την επιδείνωση και αλλαγή του προτύπου βάδισης (Kuwahara et al., 2019). Η αξιολόγηση και ανάλυση βάδισης είναι πολύ σημαντική για την αξιολόγηση των ασθενών σε σχέση με την πρόοδό τους. Ομοίως, οι συγκεκριμένοι ασθενείς παρουσιάζουν μεγάλη μεταβλητότητα σε προ εγχειρητικό στάδιο συγκριτικά με τη μετεγχειρητική κατάσταση και σε σύγκριση πάντα με υγιή άτομα (Chakravorty et al., 2019). Σύμφωνα με τη μελέτη των Chakravorty et al., η εφαρμογή ασύρματων αισθητήρων κίνησης και ανάλυσης βάδισης για την αξιολόγηση των χαρακτηριστικών βάδισης σε αυτούς τους ασθενείς μπορεί να αξιολογηθεί για τη βελτίωση της κατάστασης της πάθησής τους. Ωστόσο, σημειώνεται ότι απαιτείται περαιτέρω μελέτη για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας των ασύρματων αισθητήρων σε παθολογίες.

Οι Chakravorty et al., (2019) εξέτασαν τον κύκλο βάδισης, την ταχύτητα βάδισης, το μήκος βήματος και τη συχνότητα βάδισης, καθώς επισημαίνουν ότι αποτελούν τους πιο σημαντικούς δείκτες για τους ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Lumbar Spinal Stenosis LSS). Στη συστηματική βιβλιογραφική ανασκόπηση που διενήργησαν, οι Chakravorty et al., (2019), κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αυτοί οι δείκτες φαίνεται να είναι κατάλληλοι για ανάλυση με φορητές συσκευές μέτρησης βάδισης αν και η ποικιλία στους στόχους και τις μεθόδους των μελετών καθιστά δύσκολη την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τη στατιστική σημαντικότητα. Οι Sun et al. (2018) και Loske et al. (2018) εξέτασαν τον κύκλο βάδισης και βρήκαν ότι ήταν μεταξύ 1.082 ± 0.637 s σε υγιείς εθελοντές, ενώ σε ασθενείς με LSS βρέθηκε μεγαλύτερος 1.111 ± 0.109 s. Ωστόσο, χρησιμοποιήθηκε μικρό δείγμα, μόλις 12 υγιείς και 20 ασθενείς με LSS, και οι συγγραφείς δεν παρείχαν στατιστική σύγκριση μεταξύ αυτών των ομάδων. Οι Loske et al. (2018) σύγκριναν τον κύκλο βάδισης προεγχειρητικά σε 29 ασθενείς με LSS με 27 υγιείς, αναφέροντας 1.15 ± 0.17 s σε ασθενείς με LSS σε σύγκριση με 1.06 ± 0.08 s στους υγιείς.

Επίσης πραγματοποίησαν σύγκριση μεταξύ του προ εγχειρητικού χρόνου κύκλου βάδισης με τον αντίστοιχο 10 εβδομάδες μετά από αποσυμπίεση οσφυϊκής μοίρας, επισημαίνοντας μείωση του μέσου χρόνου κύκλου βάδισης σε 1.09 ± 0.16 s. Δεν αναφέρθηκε στατιστική σημαντικότητα, αλλά και οι δύο μελέτες υποδεικνύουν ότι η αυξημένη διάρκεια κύκλου βάδισης σε ασθενείς με LSS είναι εφικτό να αποδειχθεί χρησιμοποιώντας φορητή τεχνολογία. Οι Nagai et al. (2014) ανέφεραν τη συχνότητα βημάτων σε Hertz (Hz), συγκρίνοντας τους ασθενείς με LSS στην αρχή και στο τέλος της άσκησης βάδισης (1 Hz έναντι 0.9 Hz). Όμως δε βρέθηκε στατιστική διαφορά και δεν

πραγματοποιήθηκε σύγκριση με υγιή άτομα. Τόσο οι Sun et al. (2018) όσο και οι Loske et al. (2018) ανέφεραν μειωμένη ταχύτητα βάδισης στους ασθενείς με LSS προεγχειρητικά, χρησιμοποιώντας τις φορητές συσκευές τους.

Αναφορικά με το μήκος βήματος, οι Sun et al. (2018) ανέφεραν μειωμένο μήκος βήματος σε ασθενείς με LSS σε σύγκριση με τα υγιή άτομα (0.557 ± 0.085 m έναντι 0.625 ± 0.513 m) και οι Loske et al. (2018) βρήκαν μειωμένο μήκος διασκελισμού σε ασθενείς με LSS προεγχειρητικά (1.18 ± 0.26 m) σε σύγκριση με τα υγιή άτομα (1.34 ± 0.26 m). Οι δύο παραπάνω μελέτες κατέληξαν σε αντικρουόμενα αποτελέσματα σχετικά με τη συχνότητα βάδισης στους ασθενείς με LSS σε σύγκριση με τα υγιή άτομα. Οι Sun et al. (2018) ανέφεραν συχνότητα βάδισης 107.626 ± 7.102 βήματα/λεπτό στους υγιείς, σε σύγκριση με 109.219 ± 10.499 βήματα/λεπτό στους ασθενείς με LSS. Αντίθετα, οι Loske et al. (2018), ανέφεραν συχνότητα βάδισης 106.6 ± 14.7 βήματα/λεπτό σε ασθενείς με LSS προεγχειρητικά, σε σύγκριση με 113 ± 12.7 βήματα/λεπτό στους υγιείς, με αύξηση σε 111.6 ± 13.5 βήματα/λεπτό στις 10 εβδομάδες μετεγχειρητικά. Επιπρόσθετα, οι Sun et al. μέτρησαν τον αριθμό βημάτων, βρίσκοντας μέσο αριθμό βημάτων 94.000 ± 36.245 σε ασθενείς με LSS για απόσταση 16 m, χωρίς να παρέχουν δεδομένα για υγιή άτομα.

Τέλος, οι Lee et al. (2017) και οι Loske et al. (2018) εξέτασαν τη συμμετρία βάδισης σε ασθενείς με LSS με τους πρώτους να αναφέρουν ότι καταγράφηκε συμμετρία βάδισης σε όλους τους ασθενείς, και οι Loske et al. (2018), βρήκαν αυξημένη ασυμμετρία βάδισης στους ασθενείς με LSS σε όλες τις φάσεις του κύκλου βάδισης, η οποία παρέμεινε στις 10 εβδομάδες μετά την παρακολούθηση αλλά είχε ομαλοποιηθεί στους 12 μήνες.

2.3 Εργαλεία μέτρησης αξιολόγησης της βάδισης

Αν και η βάδιση θεωρείται μια περίπλοκη δεξιότητα, η αντικειμενική αξιολόγηση πρέπει να είναι εστιασμένη, απλή, αποδοτική και οικονομική διαδικασία. Η αντικειμενική αξιολόγηση πραγματοποιείται με εργαλεία αξιολόγησης βάδισης, παρατήρησης ή λειτουργικές δοκιμασίες με βάση την απόδοση της δραστηριότητας και ανίχνευση αποκλίσεων από το φυσιολογικό πρότυπο βάδισης (Mirelman et al., 2018).

Η εγκυρότητα και η αξιοπιστία της παρατήρησης του προτύπου βάδισης βασίζεται στην ικανότητα και την εμπειρία του εξεταστή. Τέτοιες δοκιμασίες είναι η βάδιση 10 μέτρων ή η 6λεπτη δοκιμασία

βάδισης. Πρέπει να σημειωθεί, ότι οι λειτουργικές δοκιμασίες συνήθως εστιάζουν σε ποσοτικά χαρακτηριστικά, παραλείποντας την ποιότητα της κίνησης. Η δοκιμασία Time Up and Go (TUG) είναι μια γρήγορη και ευρέως χρησιμοποιούμενη λειτουργική δοκιμασία και συνιστάται για τον έλεγχο και αξιολόγηση της αστάθειας. Σε βαθμολογίες άνω των 14,9 δευτερολέπτων υποδεικνύεται αυξημένος κίνδυνος πτώσης (Botros et al., 2021; Mirelman et al., 2018).

Η ακριβής αξιολόγηση της βάδισης είναι σημαντική για την αξιολόγηση και την αποκατάσταση διαταραχών της κίνησης και του πόνου. Σε αυτό το πλαίσιο, η παρουσίαση των εργαλείων που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση βάδισης, είναι απαραίτητη ώστε να αποσαφηνιστούν οι εφαρμοζόμενες μέθοδοι και να αναδειχθούν τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα εργαλεία, τα οποία χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της βάδισης και εξετάζεται η αξιοπιστία και η εγκυρότητά τους.

2.3.1 Διάδρομοι

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, έχει παρατηρηθεί μια σημαντική πρόοδος στην αξιολόγηση και ανάλυση της βάδισης, καθώς εντοπίζεται ιδιαίτερη σημασία στην ανάπτυξη τεχνολογίας μέσω αξιολόγησης και ανάλυσης βάδισης. Υπάρχουν ειδικοί διάδρομοι, οι οποίοι επιτρέπουν τη συλλογή δεδομένων, όπως για παράδειγμα το Walkway & StrideWay της Tekscan Inc., το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως στην έρευνα. Στο διάδρομο αυτό έχουν εγκατασταθεί ενσωματωμένοι αισθητήρες κάτω από την επιφάνεια, οι οποίοι καταγράφουν τα μοτίβα των πελμάτων, σε συνάρτηση με το χρόνο και το χώρο, καθώς το άτομο πραγματοποιεί βήματα στο διάδρομο (Coda et al., 2014; Damale et al., 2021; Hulleck et al., 2022). Σύμφωνα με τους Coda et al., (2014), ελέγχθηκε η αξιοπιστία του δαπεδοεργόμετρου με ICC 73,8. Σύμφωνα επίσης με τη συστηματική ανασκόπηση των Sanders et al., (2024), ελέγχθηκε η εγκυρότητα των διαδρόμων, η οποία είναι έγκυρη ακόμα και σε διαφορετικά πλήθη ατόμων. Ένας ακόμα διάδρομος είναι το Animal Strideway System, ο οποίος χρησιμοποιεί αισθητήρες δύναμης σε συνδυασμό με λογισμικό υψηλής απεικόνισης (Damale et al., 2021). Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί, ότι οι διάδρομοι εμφανίζουν περιορισμούς στη χρήση τους, καθώς επιτρέπουν βάδιση μόνο σε ευθεία πορεία και όχι σε πραγματικό περιβάλλον (Botros et al., 2021).



Εικόνα 2.4 Walkway & StrideWay της Tekscan Inc.

Πηγή: <https://www.tekscan.com/blog/medical/video-here%E2%80%99s-what-first-its-kind-gait-analysis-capability-looks>

Ένα ακόμα δαπεδοεργόμετρο είναι το GAITRite, μήκους 5,2 μ. (ενεργό μήκος 4,27 μ.) και πλάτους 90 εκ. (ενεργό πλάτος 61 εκ.), που περιέχει 16.128 ενσωματωμένους αισθητήρες σε πλέγμα. Οι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι σε απόσταση 1,27 εκ. και ενεργοποιούνται από μηχανική πίεση. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για τη μέτρηση διάφορων χρονικών παραμέτρων (π.χ., διάρκεια βήματος, ταχύτητα, μονή/διπλή στήριξη) και χωρικών παραμέτρων (π.χ., μήκος βήματος, μήκος βηματισμού, απόσταση). Συνδέεται με έναν υπολογιστή μέσω ενός καλωδίου διασύνδεσης και πριν από την ανάλυση βάδισης εισάγονται χειροκίνητα η ηλικία, το βάρος, το ύψος και το μήκος των κάτω άκρων (δεξιού και αριστερού) του συμμετέχοντα. Η εγκυρότητα του GAITRite έχει εξεταστεί σε πολλές μελέτες, όπως στη μελέτη των Lee et al., (2014).

2.3.2 Κάμερες ανάλυσης βάδισης

Τα τελευταία έτη, οι κάμερες RGB-D έχουν χρησιμοποιηθεί σε πολλές μελέτες για την αναγνώριση ανθρώπινων δραστηριοτήτων. Ωστόσο, οι περισσότερες από αυτές τις μελέτες

επικεντρώνονται στην αναγνώριση κινήσεων μέσω παιχνιδιών (π.χ., χαιρετισμός, γροθιά, κλοτσιά, παλαμάκια, τζόκινγκ) ή πολύ συγκεκριμένων δραστηριοτήτων της καθημερινότητας (π.χ., συνομιλία στο τηλέφωνο, πόση νερού, εργασία σε υπολογιστή, μαγείρεμα), όπου η στάση και/ή η βάδιση συχνά θεωρούνται τυχαίες δραστηριότητες (Chaaaraoui et al., 2014; Faria et al., 2014; Hu et al., 2015).

Στο πλαίσιο της ανάλυσης βάδισης, έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι για τον εντοπισμό των παραμέτρων βάδισης χρησιμοποιώντας το σύστημα Kinect (Amini et al., 2017; Rocha et al., 2018). Πρόσφατα, οι Amini et al (2017) χρησιμοποίησαν το Kinect v2 για τον εντοπισμό των σημείων απομάκρυνσης και επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος. Τα σημεία απομάκρυνσης ανιχνεύθηκαν εντοπίζοντας τα σημεία που η γωνία του γόνατος μειώνεται κάτω από ένα συγκεκριμένο όριο. Τα σημεία επαφής του πέλματος ανιχνεύθηκαν όταν η γωνία του γόνατος ξεπερνούσε την ίδια τιμή και το χρονικό διάστημα από την τελευταία στιγμή απομάκρυνσης ήταν μεγαλύτερο από 200 ms. Επιτεύχθηκε ακρίβεια 87% κατά μέσο όρο για διάφορες ρυθμίσεις του αισθητήρα, για δεδομένα από έντεκα υγιή άτομα.

Οι Rocha et al (2018) αναγνωρίζουν ότι η ανάλυση ανθρώπινης βάδισης παρέχει πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με τον τρόπο βάδισης ενός ατόμου. Οι οικονομικές κάμερες RGB-D, όπως η Microsoft Kinect, έχουν τη δυνατότητα να εκτιμήσουν τη θέση των αρθρώσεων του σώματος σε 3D απεικόνιση χωρίς να απαιτείται η χρήση markers. Αυτή η τρισδιάστατη πληροφορία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αντικειμενική ανάλυση βάδισης με ένα προσιτό, φορητό και μη παρεμβατικό τρόπο. Στη μελέτη τους, οι Rocha et al (2018), παρουσίασαν ένα σύστημα για αυτόματη ανάλυση βάδισης, χρησιμοποιώντας μία μόνο κάμερα RGB-D, συγκεκριμένα τη δεύτερη έκδοση του Kinect. Το σύστημα αυτό δεν απαιτεί καμία χειροκίνητη παρέμβαση (εκτός από την έναρξη/διακοπή της συλλογής δεδομένων), καθώς αρχικά αναγνωρίζει αν το άτομο βαδίζει ή όχι και εντοπίζει τους διάφορους κύκλους βάδισης μόνο όταν ανιχνεύεται βάδιση. Για κάθε κύκλο βάδισης, υπολογίζει στη συνέχεια διάφορες παραμέτρους βάδισης, οι οποίες μπορούν να παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες σε διάφορα πεδία, όπως ο αθλητισμός, η υγειονομική περίθαλψη και η βιομετρική ταυτοποίηση.

Η αναγνώριση δραστηριότητας γίνεται μέσω ενός μοντέλου που διακρίνει μεταξύ τριών δραστηριοτήτων (βάδιση, ορθοστάτηση και τρέξιμο) και δύο στάσεων του ατόμου (κοντά στον αισθητήρα και απομακρυσμένο από αυτόν). Για τον εντοπισμό των κύκλων βάδισης, υλοποίησαν

έναν αλγόριθμο που εκτιμά τις στιγμές που αντιστοιχούν στο heel strike της αριστερής και δεξιάς φτέρνας, βασιζόμενο στην απόσταση μεταξύ των σφυρών και την ταχύτητα των κάτω άκρων, ανιχνεύοντας επιτυχώς τις παραμέτρους βάρδισης, με τους ερευνητές να επισημαίνουν ότι για τη συγκεκριμένη μέθοδο μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε άλλη κάμερα RGB-D που παρέχει τη θέση των κύριων αρθρώσεων του σώματος σε 3D.

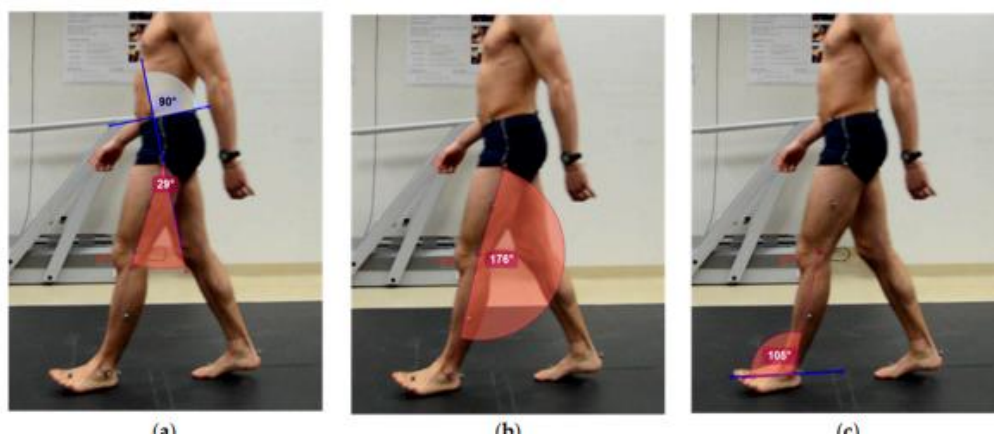
Μια ακόμα μελέτη για τη χρήση των καμερών ανάλυσης βάρδισης είναι η συσκευή λήψης οπτικής κίνησης (Mocap) για την απόκτηση 3d δεδομένων κινηματικής κίνησης (Mirelman et al., 2018). Τέτοια συστήματα, όπως το Vicon και το οπτοηλεκτρονικό σύστημα ELITE, περιλαμβάνουν αντανakλαστικούς δείκτες και συνδέονται σε ανατομικά ορόσημα. Η θέση του κάθε marker προσδιορίζεται αποκωδικοποιώντας τις εικόνες της κάμερας (Hulleck et al., 2022). Πρέπει να σημειωθεί ότι παρά την υψηλή αξιοπιστία δεδομένων που παρέχουν και το γεγονός ότι απαιτείται ελάχιστος χρόνος ρύθμισης, οι κάμερες ανάλυσης βάρδισης θεωρούνται από τους ακριβούς εξοπλισμούς και έχουν εντοπιστεί περιορισμοί κατά τη λειτουργία τους (Hulleck et al., 2022). Τα συγκεκριμένα συστήματα λήψης κίνησης παρέχουν μετρήσιμη αξιολόγηση κίνησης στο χώρο και στο χρόνο καθώς επίσης εντοπίζονται διαταραχές στο πρότυπο βάρδισης (Mirelman et al., 2018). Η εγκυρότητα και η αξιοπιστία έχουν ελεγχθεί και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως gold standard (Fikri, 2018). Ωστόσο, τα συστήματα αυτά παρουσιάζουν μειονεκτήματα όπως το υψηλό κόστος εξοπλισμού, την ανάγκη για μεγάλους χώρους εγκατάστασης και εξειδικευμένο και εκπαιδευμένο προσωπικό (Mirelman et al., 2018; Prasanth et al., 2021; Spanos et al., 2023; Verbiest et al., 2023; Wang et al., 2022).

Ελέγχθηκε η εγκυρότητα των αισθητήρων ανίχνευσης κίνησης με τις κάμερες ανάλυσης βάρδισης που θεωρείται ως “gold standard” και έδειξε υψηλή συσχέτιση στη μέτρηση εύρους τροχιάς των αρθρώσεων στα κάτω άκρα κατά τον κύκλο βάρδισης ($r > 0.8$), εκτός των κινήσεων της λεκάνης στο μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Ελέγχθηκε η αξιοπιστία τους με τα αποτελέσματα να θεωρούνται κλινικά αποδεκτά με τυπικό σφάλμα μέτρησης $< 5^\circ$ (Berner et al., 2020).

Πιο πρόσφατα, έχουν αναπτυχθεί πιο οικονομικές εναλλακτικές συσκευές όπως το Microsoft Kinect, το οποίο χωρίς τη χρήση των markers πραγματοποιείται ανάλυση βάρδισης. Επίσης, έχουν χρησιμοποιηθεί οπτοηλεκτρονικά συστήματα για τη σύλληψη χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάρδισης όπως το Optogait (Hulleck et al., 2022). Το Kinect V2 είναι βασισμένο σε κάμερες, θεωρείται ότι είναι αξιόπιστο στην αξιολόγηση χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάρδισης και για

στατικό έλεγχο (Wang et al., 2022). Η εγκυρότητα του ελέγχθηκε στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάδισης σε σχέση με τον διάδρομο ανάλυσης βάδισης “GAITRite”. Παρουσιάζει υψηλή αξιοπιστία διά και του ίδιου εξεταστή $ICC > 0.73$ (Dolatabadi et al., 2016). Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι το λογισμικό απευθύνεται σε εκπαιδευμένο κοινό με το συγκεκριμένο λογισμικό (Wang et al., 2022).

Τα εργαλεία αξιολόγησης παρατήρησης της βάδισης απαιτούν λιγότερο χρόνο, είναι πιο οικονομικά και ευκολότερο στη χρήση τους (Spanos et al., 2023). Το Kinovea® είναι ένα λογισμικό ανάλυσης βίντεο 2D διαθέσιμο στο διαδίκτυο, χωρίς τη χρήση markers, αναλύει τα κινηματικά χαρακτηριστικά καθώς επίσης και τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά της ανθρώπινης κίνησης (Puig-Diví et al., 2019; Spanos et al., 2023). Δημιουργήθηκε το 2009 από μια μη κερδοσκοπική ομάδα ερευνητών, που επιτρέπει την ανάλυση μοιρών, συντεταγμένων και χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης από μια εγγραφή βίντεο. Οι συγκεκριμένες μετρήσεις μπορούν να πραγματοποιηθούν από διάφορες οπτικές γωνίες (Puig-Diví et al., 2019). Η αξιοπιστία ελέγχθηκε με $ICC > 0.85$ (Fernández-González et al., 2020; Puig-Diví et al., 2019). Εξίσου η εγκυρότητα των μετρήσεων συγκρίθηκε με το Vicon Nexus system (Fernández-González et al., 2020). Πρέπει να σημειωθεί, ότι συγκριτικά με το Autocad παρέχει υψηλή εγκυρότητα (Puig-Diví et al., 2019).



Εικόνα 2.5 Μέτρηση παραμέτρων βάδισης με το Kinovea (Fernández-González et al., 2020)

2.3.3 Φορητοί αισθητήρες βάδισης

Άλλη μια κατηγορία νέας τεχνολογίας για την αξιολόγηση και την ανάλυση βάδισης είναι οι αισθητήρες κίνησης, οι οποίοι τοποθετούνται στο σώμα. Πρόσφατες μελέτες έχουν αναδείξει το γεγονός ότι πρόκειται για αποτελεσματικά και βολικά στη χρήση τους εργαλεία, ενώ επιπλέον αποτελούν μια αρκετά οικονομική επιλογή για ποσοτική ανάλυση βάδισης. Γενικά χρησιμοποιούνται επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια, αισθητήρες μαγνητικής αντίστασης, αισθητήρες δύναμης ή πίεσης, γωνιόμετρα, κλισιόμετρα και ηλεκτρομυογραφικοί αισθητήρες σε συνδυασμό αδρανειακής μέτρησης (Hulleck et al., 2022). Τα επιταχυνσιόμετρα, χρησιμοποιούνται συχνά για την ανάλυση βάδισης, για την αξιολόγηση ιδιοδεκτικότητας και την πρόληψη πτώσεων (Hulleck et al., 2022). Τα γυροσκόπια, τελευταία χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο σε μελέτες ανάλυσης βάδισης. Οι συσκευές αυτές μετρούν την γωνιακή ταχύτητα και σε συνδυασμό με τα επιταχυνσιόμετρα την απόδοση του ατόμου (Hulleck et al., 2022).

Τα επιταχυνσιόμετρα μετρούν την επιτάχυνση ενός σώματος προσδιορίζοντας την αδράνεια μιας μάζας όταν αυτή υποβάλλεται σε εξωτερική δύναμη και επιτάχυνση. Η συσκευή αποτελείται από έναν μετατροπέα, γνωστό ως μικρο-ηλεκτρο-μηχανικό σύστημα (MEMS), το οποίο ανιχνεύει την κίνηση και μετατρέπει το μηχανικό σήμα σε ηλεκτρικό. Αυτό το εργαλείο χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό επιταχύνσεων, μέσω ολοκλήρωσης του σήματος, ταχύτητας και μετατοπίσεων. Εκτός από τις δυναμικές επιταχύνσεις, τα επιταχυνσιόμετρα μετρούν επίσης την επιτάχυνση g . Με αυτόν τον τρόπο, η κλίση της συσκευής σε σχέση με τη βαρύτητα προσδιορίζεται χρησιμοποιώντας απλή τριγωνομετρία (λειτουργία κλισιομέτρου). Βάσει της ηλεκτρομηχανικής τους αρχής, τα επιταχυνσιόμετρα διακρίνονται σε χωρητικά επιταχυνσιόμετρα MEMS, πιεζοηλεκτρικά, καθώς και πιεζοαντιστατικά. Συνήθως, τρία μονοαξονικά επιταχυνσιόμετρα ενσωματώνονται σε ένα μόνο τρισδιάστατο επιταχυνσιόμετρο για την ταυτόχρονη μέτρηση τριών κάθετων αξόνων (Brognara et al., 2019).

Τα MEMS (χωρητικά επιταχυνσιόμετρα) είναι τα πιο οικονομικά, διαδεδομένα και μικρότερα σε μέγεθος στην αγορά. Βασίζονται στη χρήση ενός βάρους, που συγκρατείται από ελατήρια, και το οποίο επηρεάζει έναν χωρητικό πυκνωτή. Το ένα άκρο των ελατηρίων συνδέεται στον πυκνωτή, ενώ το άλλο στο βάρος. Όταν εφαρμοστεί δύναμη στον αισθητήρα, το βάρος κινείται, επηρεάζοντας με αυτόν τον τρόπο την απόσταση μεταξύ των στοιχείων του πυκνωτή και μεταβάλλοντας τη χωρητικότητα. Αυτά τα επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούνται κυρίως σε

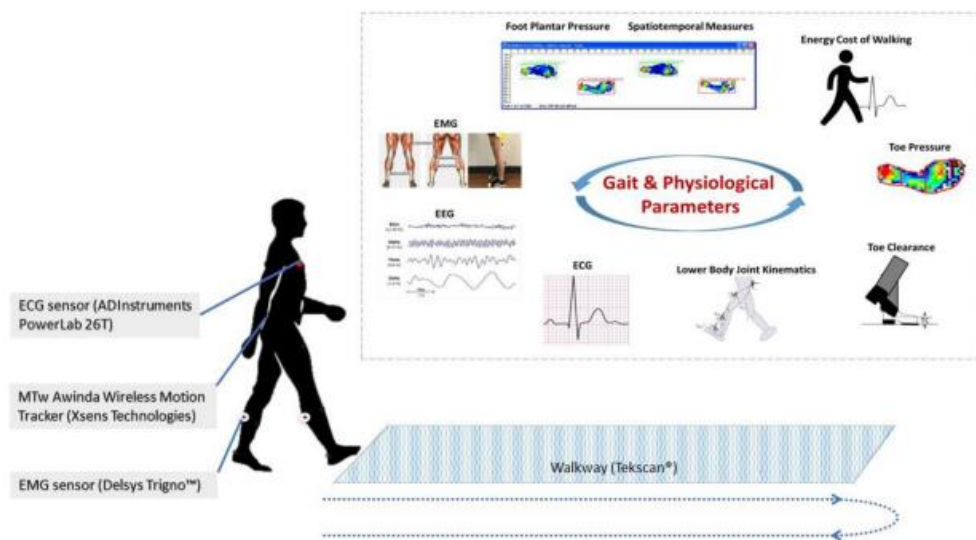
φορητές συσκευές και ηλεκτρονικά είδη. Από τα σημαντικότερα πλεονεκτήματά τους είναι η δυνατότητα ενσωμάτωσης σε πλακέτες κυκλωμάτων, ενώ η ακρίβειά τους μειώνεται σε υψηλά πλάτη και συχνότητες, καθιστώντας τα ακατάλληλα για ορισμένες βιομηχανικές εφαρμογές (Preeti et al., 2021; Preeti et al., 2024).

Τα πιεζοαντιστατικά επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούν το φαινόμενο της πιεζοαντίστασης και λειτουργούν με βάση την αλλαγή αντίστασης. Η κατασκευή τους περιλαμβάνει ένα πιεζοαντιστατικό υλικό, το οποίο, όταν εφαρμόζεται εξωτερική δύναμη, παραμορφώνεται προκαλώντας μεταβολή στην αντίσταση. Αυτή η μεταβολή μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, το οποίο λαμβάνει ο δέκτης του επιταχυνσιόμετρου. Τα πιεζοαντιστατικά επιταχυνσιόμετρα είναι ιδανικά για καταγραφή δονήσεων υψηλού πλάτους και συχνότητας, όπως σε δοκιμές κρούσης, και για ακριβείς μετρήσεις χαμηλής αλλαγής σημάτων σε συστήματα αδρανειακής πλοήγησης. Λόγω της ευαισθησίας τους, απαιτούν αντιστάθμιση θερμοκρασίας, καθώς οι αλλαγές θερμοκρασίας επηρεάζουν τις μετρήσεις. Ωστόσο, είναι πιο ακριβά και λιγότερο ευαίσθητα σε ασθενή σήματα σε σύγκριση με τα χωρητικά (Wang et al., 2022).

Τα πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα, που χρησιμοποιούνται συνήθως για μετρήσεις δονήσεων, έχουν εφαρμογές στη βιομηχανία για διαγνωστικούς σκοπούς. Λειτουργούν παρόμοια με τα πιεζοαντιστατικά, αλλά παράγουν ηλεκτρική τάση όταν παραμορφώνονται. Στοιχείο που χρησιμοποιείται συχνά είναι το PZT, το οποίο, με την παραμόρφωση του υλικού του, παράγει ηλεκτρικό φορτίο. Αυτά τα επιταχυνσιόμετρα είναι ιδιαίτερα ευαίσθητα και ακριβή, καθιστώντας τα κατάλληλα για εξελεγχόμενες μετρήσεις, όπως σεισμικές δοκιμές, δοκιμές κρούσης και λειτουργία σε αντίξοες συνθήκες. Τα σήματα εξόδου τους ενισχύονται και αντισταθμίζονται θερμοκρασιακά για ακριβείς μετρήσεις (Jarchi et al., 2018).

Πολύ συχνά, σε αδρανειακές μονάδες μέτρησης (IMU) το επιταχυνσιόμετρο συνδυάζεται με ένα γυροσκόπιο. Το γυροσκόπιο είναι επίσης μια συσκευή MEMS που μετρά τις γωνιακές ταχύτητες γύρω από έναν προκαθορισμένο άξονα, ως ένα τρισδιάστατο σύστημα που μετρά τις γωνιακές ταχύτητες για τρεις κάθετους άξονες. Οι συσκευές IMU, χάρη στο μειωμένο μέγεθος και το χαμηλό κόστος των εξαρτημάτων τους, είναι εύκολες στη μεταφορά και αρκετά οικονομικές συσκευές για την ανάλυση κίνησης. Οι ιδιότητες αυτών των συστημάτων μέτρησης έχουν φέρει επανάσταση στην ανάλυση λειτουργικότητας, στην αντικειμενική ανάλυση της κίνησης σε ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις, τόσο στην κλινική πράξη όσο και στο σπίτι (Schlachetzki et

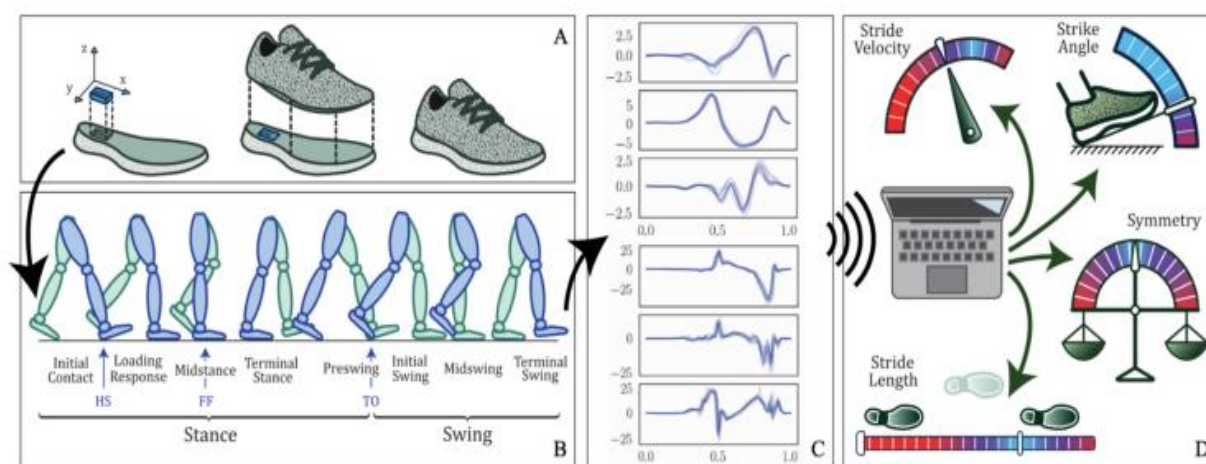
al., 2017). Οι συσκευές IMU και οι αισθητήρες που περιλαμβάνουν (επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητόμετρο), προσδιορίζουν με ακρίβεια τις παραμέτρους της βάδισης, καθώς και τη θέση, την επιτάχυνση και την ταχύτητα που παράγεται από την κίνηση (Casamassima et al., 2014).



Εικόνα 2.6 Φορητές συσκευές ανάλυσης βάδισης (Hulleck et al., 2022)

Μια μέθοδος για τη μέτρηση και ανάλυση βάδισης της βάδισης, η οποία χρησιμοποιεί φορητούς αισθητήρες κίνησης είναι η μέθοδος insole system. Περιλαμβάνει μια φορητή και οικονομική συσκευή σε μορφή πέλματος που τοποθετείται εντός του υποδήματος του ασθενούς. Περιλαμβάνει χωρητικούς αισθητήρες, αισθητήρες ανίχνευσης δύναμης και πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες (Hulleck et al., 2022; Mirelman et al., 2018; Prasanth et al., 2021). Στην ίδια κατηγορία ανήκει και ο αισθητήρας SportSole, καθώς και ο αισθητήρας πιεζοαντοχής FootMMove με μονάδα μέτρησης αδράνειας (IMU), ο οποίος αναλύει τις φάσεις της βάδισης (Wu et al., 2021). Παρά το γεγονός ότι έχουν εφαρμοστεί με επιτυχία σε μετρήσεις ανάλυσης βάδισης, οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στη μέθοδο insole system παρουσιάζουν ορισμένα μειονεκτήματα, όπως παραμόρφωση εύκαμπτης επιφάνειας, λόγω επαναλαμβανόμενης φόρτισης και οδηγούν σε αλλαγές στην απόκριση του αισθητήρα. Επίσης, λόγω παρατεταμένου φορτίου προκαλείται θερμότητα στο εσωτερικό του υποδήματος με σημαντική πιθανότητα να μεταβληθεί η ακρίβεια των αποτελεσμάτων (Hulleck et al., 2022; Mirelman et al., 2018; Prasanth et al., 2021).

Ένα άλλο σύστημα, που χρησιμοποιεί φορητούς αισθητήρες κίνησης, είναι το σύστημα Nushu, το οποίο περιλαμβάνει έναν αισθητήρα κίνησης που τοποθετείται στο εξωτερικό τμήμα της σόλας του υποδήματος και στη συνέχεια σφραγίζεται το υπόδημα με ισχυρή κόλλα. Με αυτό τον τρόπο είναι εφικτή η συνεχής καταγραφή δεδομένων και οπτικοποιούνται τα αποτελέσματα σε πραγματικό χρόνο. Μπορούν να μετρηθούν 13 χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης. Ωστόσο, έχουν παρατηρηθεί σφάλματα στο χρόνο διασκελισμού, στο μήκος διασκελισμού, στην ταχύτητα βάδισης και στον ρυθμό (Wu et al., 2021).



Εικόνα 2.7 Γραφική απεικόνιση του συστήματος Nushu Α) οι αισθητήρες τοποθετούνται εξωτερικά της σόλας του παπουτσιού Β) οι φάσεις βάδισης (πλήρες κύκλος βάδισης) Γ) σήμα από τους αισθητήρες Δ) Χαρακτηριστικά από το σύστημα Nushu (Wu et al., 2021)

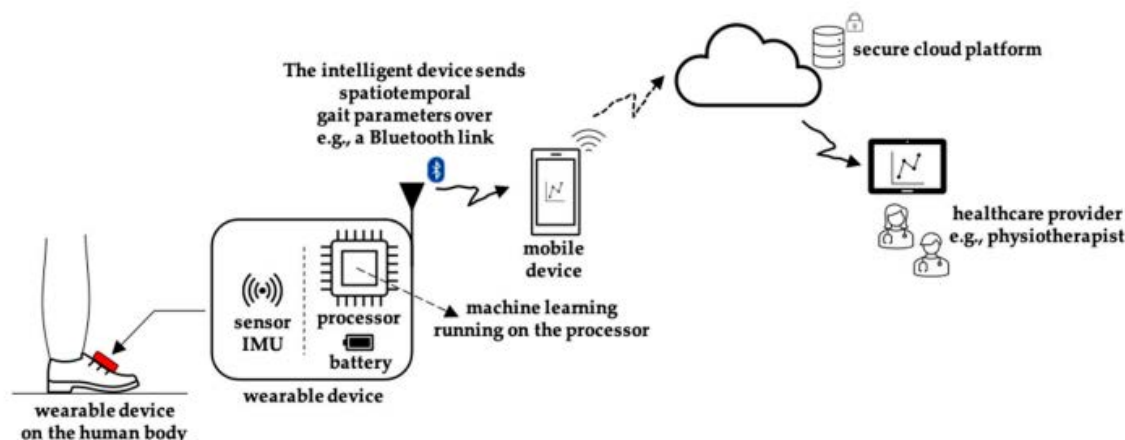
Άλλη μια εναλλακτική συσκευή αξιολόγησης βάδισης, είναι η χρήση ασύρματων σταθεροποιημένων αισθητήρων (BFS). Πρόκειται για ελαφριές φορητές συσκευές που συνδέονται εύκολα στην ποδοκνημική, στο ισχίο, στον καρπό, στο στέρνο ή στο κάτω μέρος της πλάτης του ατόμου. Στη συνέχεια μετريέται η κίνηση από αξονικές συσκευές ή από επιταχυνσιόμετρα και μαγνητόμετρα ώστε να επιτευχθεί μια πιο ολοκληρωμένη αντικειμενική αξιολόγηση βάδισης. Οι συγκεκριμένοι αισθητήρες μετρούν τις αλλαγές στο ρυθμό της βάδισης καθώς επίσης τη συμμετρία και το συντονισμό των κινήσεων κατά τη δραστηριότητα (Mirelman et al., 2018; Werner et al., 2020). Ορισμένα από αυτά τα συστήματα BFS βασίζονται σε πολλαπλές συσκευές IMU που είναι προσαρτημένες σε διάφορα σημεία του σώματος για συλλογή δεδομένων ανάλυσης βάδισης. Τα συγκεκριμένα συστήματα είναι αξιόπιστα και έγκυρα για τα ποσοτικά χαρακτηριστικά χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης (Werner et al., 2020).

Στη μελέτη των Mirelman et al, (2018) πραγματοποιήθηκε συνδυασμός της κλινικής δοκιμασίας TUG (Timed Up and Go test) με ειδικούς αισθητήρες κίνησης για όργανα κλινικών δοκιμών που βασίζονται στην απόδοση, εξελίσσοντας τη δοκιμασία σε iTUG, η οποία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την ικανότητα του ατόμου να πραγματοποιήσει τη δοκιμασία. Παρουσιάζει ευαισθησία σε αλλαγές της απόδοσης, στην εξέλιξη της νόσου και έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει το γνωστικό επίπεδο του ασθενή (Mirelman et al., 2018). Άλλοι φορητοί αισθητήρες που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση βάδισης περιλαμβάνουν ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ/EMG), περιστροφικοί κωδικοποιητές και ανιχνευτές εύρους. Μετρούν την ηλεκτρική δραστηριότητα στους μύες, γεγονός το οποίο συνιστά σημαντικό πλεονέκτημα, καθώς τα σήματα εμφανίζονται νωρίτερα από την αντίστοιχη κίνηση από τους μυς. Τα σήματα ΗΜΓ εμφανίζονται 20- 80 ms πριν τη συστολή που προκύπτει (Prasanth et al., 2021). Σε αυτή τη μέθοδο εντοπίζονται περιορισμοί χρηστικότητας στην προετοιμασία του ασθενή, καθώς επίσης και το γεγονός ότι τα ΗΜΓ σήματα απαιτούν περισσότερη επεξεργασία και για αυτό το λόγο και δε χρησιμοποιείται το ΗΜΓ ευρέως.

2.3.4 Συστήματα ανάλυσης βάδισης με τεχνολογία machine learning.

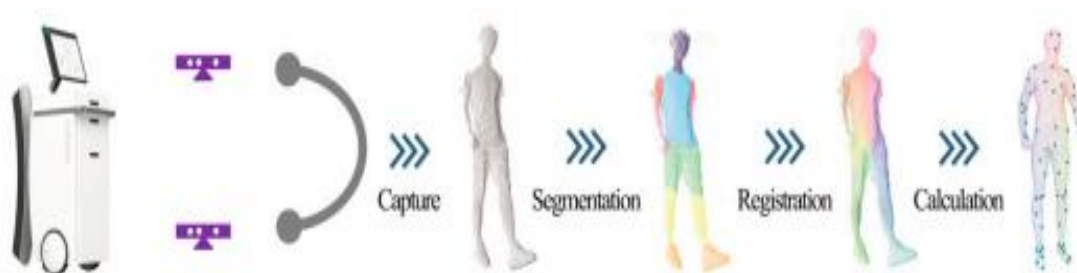
Οι Khera et al, (2020) διερεύνησαν το ρόλο της μηχανικής μάθησης στην ανάλυση της βάδισης με μια βιβλιογραφική ανασκόπηση. Οι ερευνητές επισημαίνουν ότι για την απλοποίηση της αξιολόγησης, η ενσωμάτωση της μηχανικής μάθησης (ML) με τη βιομηχανική αποτελεί μια υποσχόμενη λύση. Τα αποτελέσματα της έρευνά τους δείχνουν ότι οι εποπτευόμενες τεχνικές ML επέδειξαν ακρίβειες πάνω από 90% στον τομέα της ανάλυσης βάδισης. Τα στατιστικά αποτελέσματα ανέδειξαν τον SVM ταξινομητή ως τον καλύτερο ταξινομητή (μέση τιμή = 0.87 ± 0.07) με αξιοσημείωτη ικανότητα γενίκευσης ακόμη και σε μικρά έως μεσαία σύνολα δεδομένων. Επιπλέον, οι Khera et al, (2020) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι στρατηγικές ελέγχου για την αποκατάσταση βάδισης ωφελούνται από την ενισχυτική μάθηση και τα νευρωνικά δίκτυα λόγω της ικανότητάς τους να καταγράφουν τη μεταβλητότητα των συμμετεχόντων.

Σύμφωνα με τους Verbiest et al (2023), στόχος της έρευνάς τους είναι να δημιουργηθεί ένα φορητό σύστημα ανάλυσης βάδισης με τεχνολογία machine learning. Η εκτίμηση του μήκους βήματος απευθείας σε μια ενσωματωμένη συσκευή είναι εφικτή για την ανάλυση βάδισης. Ωστόσο, χρειάζεται μια πιο τυποποιημένη χρήση δεδομένων από διάφορους αισθητήρες IMU και σε διαφορετικές θέσεις στο σώμα του ατόμου (Prasanth et al., 2021).

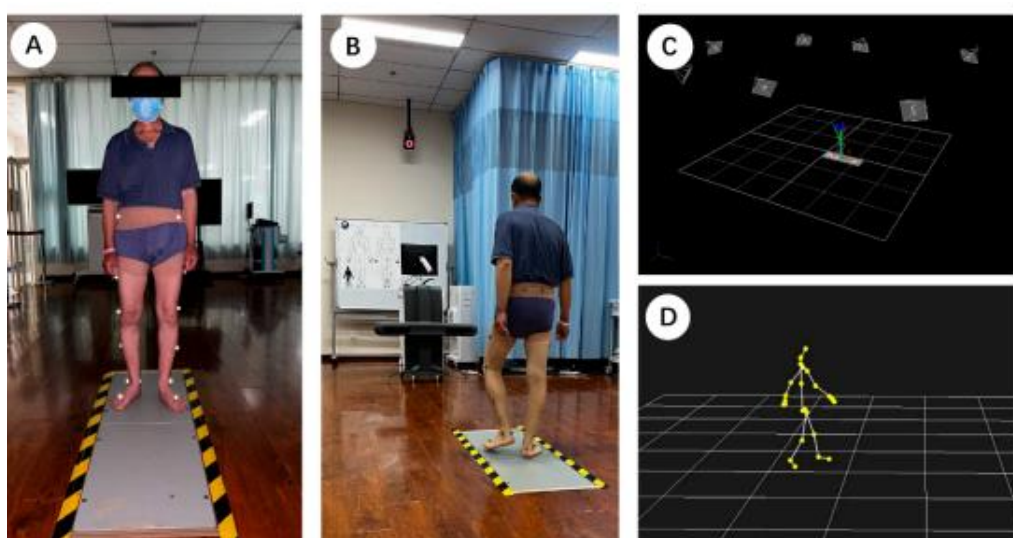


Εικόνα 2.8 Smart system παρατήρησης βάδισης με ενσωματωμένο machine learning σύστημα. Τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά αποστέλλονται στην πλατφόρμα Cloud και κοινοποιούνται (Verbiest et al., 2023)

Από την άλλη μεριά, υπάρχει το Odonate, το οποίο αποτελεί ένα νέο σύστημα ανάλυσης βάδισης της Maver Medical. Περιλαμβάνει έγχρωμους φακούς βάθους και είναι διαφορετικό από την τρισδιάστατη ανάλυση. Επίσης, δεν απαιτούνται markers στην επιφάνεια του σώματος και είναι εφικτή η γρήγορη λήψη κίνησης και ανάλυσης βάδισης, ενώ πραγματοποιείται η σύλληψη του τρισδιάστατου μοντέλου κίνησης με την τεχνολογία αντίληψης βάθους. Γίνεται η τμηματοποίηση για αναγνώριση τμημάτων του σώματος και ο υπολογισμός χωροχρονικών και κινηματικών χαρακτηριστικών βάδισης. Άρα, το Odonate εξοικονομεί χρόνο στην κλινική εξέταση και μειωμένη σωματική και ψυχολογική πίεση που ασκείται στους ασθενείς κατά τη διαδικασία της εξέτασης (Wang et al., 2022). Ωστόσο, το σύστημα Odonate λειτουργεί σε χαμηλή συχνότητα (30Hz), πράγμα το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλη ανακρίβεια χρονισμού και μεγαλύτερα ποσοστά σφάλματος. Συμπερασματικά, το σύστημα Odonate έχει εξαιρετική inter/ intra- rater αξιοπιστία και ισχυρή εγκυρότητα στη μέτρηση ορισμένων χωροχρονικών χαρακτηριστικών και παρέχει τη δυνατότητα αντικειμενικών μετρήσεων αξιολόγησης βάδισης (Wang et al., 2022). Στη μελέτη εγκυρότητας στις παραμέτρους της βάδισης έδειξε υψηλή συσχέτιση $r = 0.77-0.98$ σε σχέση με τις κάμερες ανάλυσης βάδισης “VICON”. Στη μελέτη αξιοπιστίας διά και του ίδιου εξεταστή έδειξε σημαντική συνέπεια με $ICC = 0.85-0.99$ (Wang et al., 2022).



Εικόνα 2.9 Ανάλυση διαδικασίας του Odonate 3d motion capture system (Wang et al., 2022)



Εικόνα 2.10 A) Διαδικασία μέτρησης με το Vicon B) Σύγκριση διαδικασίας Vicon & Odonate 3d C) δεδομένα από το Vicon Nexus software D) δεδομένα Odonate software (Wang et al., 2022)

2.3.5 Αισθητήρες ανίχνευσης φωτός και εμβέλειας

Ανάμεσα στις λύσεις που υπάρχουν για την ανάλυση βάδισης, τα φορητά συστήματα αισθητήρων προτιμώνται για την εφαρμοσιμότητά τους σε ποικιλία περιβαλλόντων και το χαμηλό τους κόστος. Ωστόσο, η ευαισθησία τους σε παρεμβολές (π.χ., από εξωτερικούς παράγοντες, αποκλίσεις εκτίμησης ή τεχνουργήματα που δημιουργούνται από την κίνηση των ιστών) τα καθιστά λιγότερο ακριβή, και συχνά απαιτούνται πολύπλοκοι αλγόριθμοι για την εξαγωγή παραμέτρων, ειδικά σε εφαρμογές σε πραγματικό χρόνο (Tao et al., 2012; Kluge et al., 2017). Επιπλέον, οι μέθοδοι που

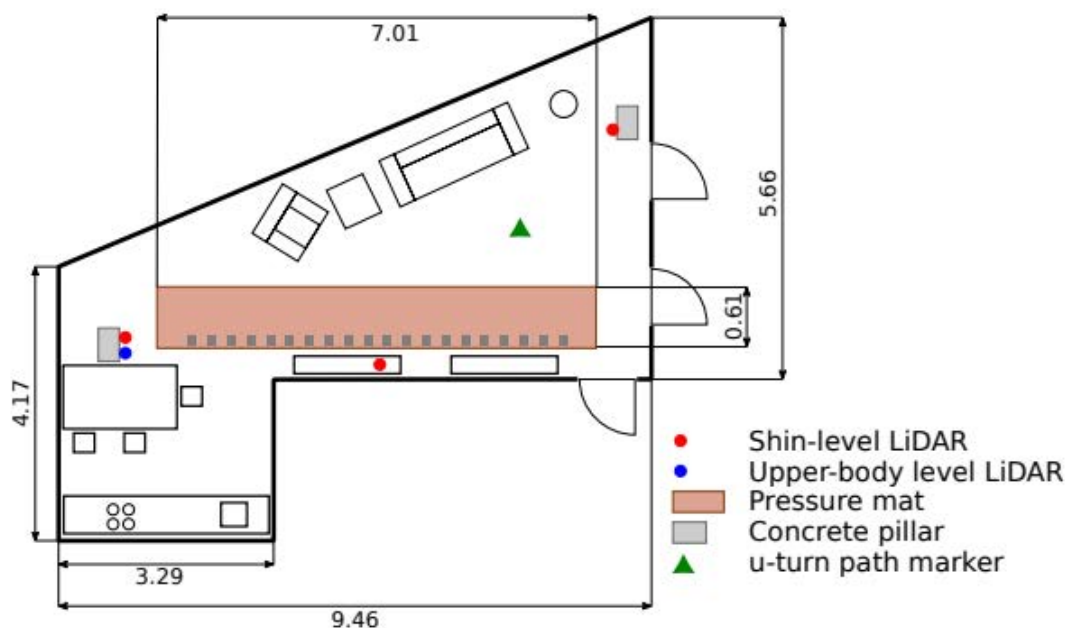
δε χρησιμοποιούν αισθητήρες, όπως για παράδειγμα αυτές που χρησιμοποιούν markers αντιμετωπίζουν και αυτές μειονεκτήματα. Για παράδειγμα, η απόκτηση ακριβών μετρήσεων μπορεί να επηρεαστεί από εσφαλμένη τοποθέτηση ή κίνηση των markers κατά τη διάρκεια της δοκιμής ή από την κατάσταση του δέρματος και των μαλακών ιστών (Camomilla et al., 2017). Επιπλέον, απαιτούν ακριβό εξοπλισμό και περιορίζονται από δομημένα περιβάλλοντα και περιορισμούς μεγέθους, γεγονός που καθιστά αδύνατη τη συλλογή περισσότερων από τέσσερα/πέντε συνεχόμενα βήματα (Marín et al., 2019; Roggio et al., 2021).

Για να ξεπεραστούν αυτά τα μειονεκτήματα, σύμφωνα με τη σύγχρονη έννοια της οικολογικής εγκυρότητας (Andrade, 2018), εισήχθησαν συσκευές PhotoCell Array (PA) που επιτρέπουν την ποσοτικοποίηση των χωροχρονικών παραμέτρων βάδισης σε λιγότερο δομημένα περιβάλλοντα (Bernal et al., 2016). Το σύστημα OptoGait είναι ένα παράδειγμα αυτών των PA συσκευών, βασισμένο στη μετάδοση και λήψη φωτός μεταξύ ζευγών ράβδων φωτοηλεκτρικών κυττάρων. Όταν οι συμμετέχοντες περπατούν ανάμεσα στις ράβδους, τα πέλματά τους διακόπτουν τις φωτεινές δέσμες, και επιτυγχάνεται με αυτό τον τρόπο η αυτόματη ανίχνευση της αρχικής και τελικής επαφής. Για αυτό οι συσκευές PA προτείνονται ως νέες λύσεις με δύο κύρια πλεονεκτήματα. Αφενός, επιτρέπουν την υπέρβαση του κόστους και περιορισμών μεγέθους και αφετέρου, παρέχουν πιο αξιόπιστη συλλογή δεδομένων σε σύγκριση με τους φορητούς αισθητήρες (Bernal et al., 2016). Επιπλέον, οι συσκευές PA θα μπορούσαν να απλοποιήσουν τη διαδικασία ανάλυσης βάδισης σε παιδιά, διευκολύνοντας τόσο την αναγνώριση ανωμαλιών βάδισης όσο και τον σχεδιασμό της θεραπείας, καθώς η παρατεταμένη ορθοστάτηση για τη βαθμονόμηση, η χρήση markers κατά τη βάδιση και η μακροχρόνια συλλογή δεδομένων είναι σημαντικά δυσκολότερες για τα παιδιά σε σύγκριση με τους ενήλικες (Chauvel et al., 2017).

Προηγούμενες έρευνες επιβεβαίωσαν την εγκυρότητα των χωροχρονικών παραμέτρων βάδισης που λαμβάνονται από το σύστημα OptoGait για υγιείς ενήλικες σε σύγκριση με την ανάλυση βίντεο υψηλής ταχύτητας (García-Pinillos et al., 2019), τον διάδρομο GAITRite (Lee et al., 2014) και ένα τρισδιάστατο σύστημα καταγραφής κίνησης (Healy et al., 2019). Η αξιοπιστία των μετρήσεων του OptoGait σε διαφορετικές περιπτώσεις επιβεβαιώθηκε επίσης από τους Carbajales-Lopez et al (2020), οι οποίοι διερεύνησαν την αξιοπιστία και την επαναληψιμότητα του συστήματος ανάλυσης κίνησης OptoGait για την κλινική εκτίμηση παραμέτρων 2D χωροχρονικής βάδισης σε νέους ενήλικες. Παρά τα πλεονεκτήματα και τις ευκαιρίες εκμετάλλευσης,

ιδίως σε παιδιατρικές εφαρμογές, η λύση PA δεν έχει ακόμη επικυρωθεί για την παιδιατρική ανάλυση βάδισης. Δεν υπάρχουν αποδείξεις ότι η υπάρχουσα τεχνική λύση μπορεί να κλιμακωθεί για μικρότερα χαρακτηριστικά και διαφορετικές ταχύτητες/ρυθμούς βάδισης στα παιδιά.

Μια από τις σύγχρονες τεχνολογίες για την ανάλυση βάδισης είναι οι αισθητήρες ανίχνευσης φωτός και εμβέλειας (LiDAR), η οποία έχει χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση αντικειμένων σε ποικίλες εφαρμογές. Η συγκεκριμένη τεχνολογία βασίζεται σε λέιζερ, είναι ανέπαφη και μπορεί να καλύψει ολόκληρα δωμάτια χωρίς περιορισμό στην κίνηση σε μια σταθερή ζώνη. Έχουν χρησιμοποιηθεί σε πολλές μελέτες ανάλυσης βάδισης για την ταχύτητα βάδισης, το μήκος βηματισμού, το ρυθμό και το πλάτος βήματος (Botros et al., 2021). Οι Botros et al (2021) στη μελέτη τους έθεσαν ως στόχο να εντοπίσουν την αποτελεσματικότητα των αισθητήρων LiDAR σε καθημερινό περιβάλλον, όπως και τη συνεχή παρακολούθηση των χαρακτηριστικών βάδισης σε ελεύθερες συνθήκες. Σύμφωνα με τη συγκεκριμένη μελέτη ο βαθμός συσχέτισης ήταν πολύ υψηλός και σύμφωνα με τους ερευνητές τέτοιου είδους εγκατάσταση θα βοηθήσει πολλούς γηριατρικούς ασθενείς, οι οποίοι εντάσσονται σε προγράμματα υποβοηθούμενης διαβίωσης (Botros et al., 2021).



Εικόνα 2.11 Σχηματική όψη του χώρου με τους αισθητήρες παρακολούθησης της κνήμης (κόκκινο χρώμα), άνω μέρος του σώματος (μπλε χρώμα), στροφικές κινήσεις (πράσινο χρώμα), pressure mat (μπεζ χρώμα) (Botros et al., 2021)

Επιπρόσθετα, οι Campagnini et al (2023) επισημαίνουν ότι η χρήση συστημάτων φωτογραμμετρίας είναι πρόκληση στην ανάλυση βάδισης παιδιών λόγω του χρόνου που απαιτείται και της ανάγκης για σταθεροποίηση των φυσικών markers. Για αυτόν τον λόγο, τα συστήματα φωτοηλεκτρικών χωρίς markers φαίνεται να αποτελούν λύση για ακριβή και γρήγορη ανάλυση βάδισης στους νέους. Στόχος της έρευνάς τους είναι η επικύρωση ενός φωτοηλεκτρικού συστήματος και των ρυθμίσεών του (ρύθμιση φίλτρου LED). Σύστημα OptoGait σε υγιή παιδιά, συγκρίνοντας τις παραμέτρους βάδισης με εκείνες που προκύπτουν από ένα τρισδιάστατο σύστημα φωτογραμμετρίας, το BTS P6000. Στη διαδικασία συμμετείχαν 27 υγιή παιδιά. Τρεις ρυθμίσεις φίλτρου LED για το OptoGait συγκρίθηκαν με το BTS P6000. Οι δείκτες ICC έδειξαν εξαιρετική συνέπεια για τις περισσότερες παραμέτρους και ρυθμίσεις φίλτρου, ενώ παρατηρήθηκε αντίστροφη σχέση μεταξύ του αριθμού των LED για τη ρύθμιση φίλτρου και των τιμών μεροληψίας. Οι παρατηρήσεις επιβεβαιώνουν την εγκυρότητα του συστήματος OptoGait για την αξιολόγηση των χωροχρονικών παραμέτρων βάδισης στα παιδιά.

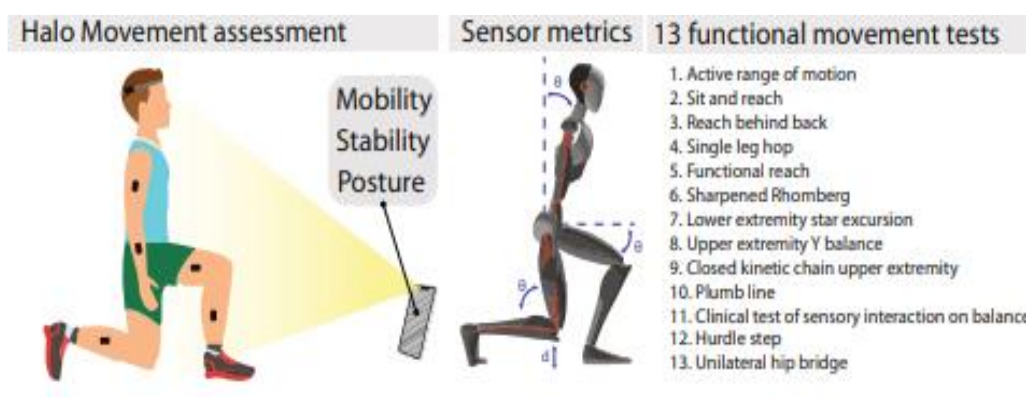
2.3.6.SMARTPHONES

Η τεχνολογική εξέλιξη και η χρήση των **smartphones** για λήψη άμεσων αποτελεσμάτων σε πραγματικό χρόνο έχει εισέλθει και στο χώρο της ιατρικής και κατ' επέκταση στην ανάλυση της βάδισης. Στη μελέτη τους οι Steinert et al, (2019) διερεύνησαν την αξιοπιστία μιας εφαρμογής για smartphone με χρήση κάμερας. Η ανάλυση βάδισης πραγματοποιήθηκε με τρία διαφορετικά συστήματα: ένα σύστημα δαπεδοεργόμετρου (GAITRite-System, GS), το λογισμικό Motognosis Labs με χρήση του Microsoft Kinect Sensor για το Xbox One (Microsoft Kinect system, MKS) και μια εφαρμογή για smartphone βασισμένη σε κάμερα (εφαρμογή κάμερας smartphone, SCA), η οποία εγκαταστάθηκε σε ένα smartphone Nexus 5 (Android). Η εφαρμογή για smartphone διεξήγαγε την ανάλυση βάδισης καταγράφοντας βίντεο του ατόμου με την κάμερα 2D του smartphone και χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο. Στην εφαρμογή εισήχθησαν τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των ατόμων, ενώ αξιοποιήθηκε η τεχνητή νοημοσύνη για την εκτίμηση της στάσης του ανθρώπινου σώματος. Χρησιμοποιώντας την κάμερα 2D του smartphone και ένα νευρωνικό δίκτυο, η εφαρμογή εκτιμά ένα τρισδιάστατο σκελετικό μοντέλο με βάση το βίντεο ενός ατόμου που βαδίζει. Ο αλγόριθμος αναπτύχθηκε με χρήση του αλγορίθμου VNect (ανίχνευση αρθρώσεων και σκελετού 3D). Ο αλγόριθμος VNect είναι μια μέθοδος σε

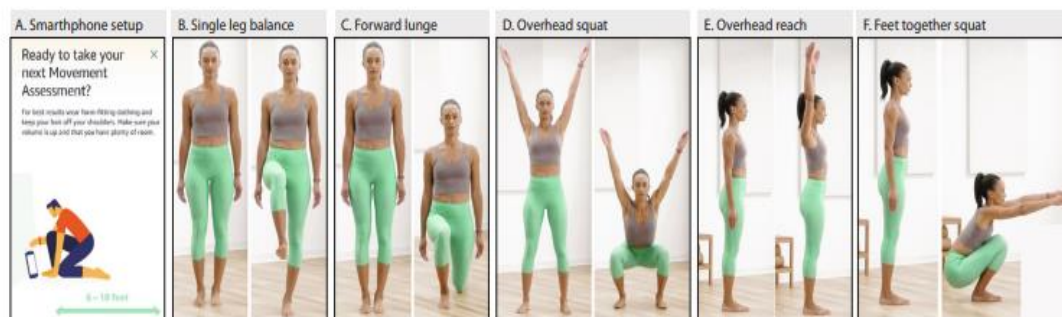
πραγματικό χρόνο που καταγράφει την τρισδιάστατη σκελετική στάση του ανθρώπου χρησιμοποιώντας μόνο μια κάμερα RGB (Koo & Li, 2016).

Οι Steinert et al (2019) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι παρόλο που τα smartphones είναι σχετικά φθηνά, φορητά και διαθέσιμα, η εφαρμογή που χρησιμοποιεί κάμερα smartphone δεν ήταν ικανή να ανιχνεύσει τις παραμέτρους βάδισης με τον ίδιο τρόπο όπως τα gold standard συστήματα. Ο κύριος λόγος για αυτό είναι ενδεχομένως ο αλγόριθμος, ο οποίος αναλύει τα δεδομένα των αισθητήρων και η χρήση της κάμερας 2D. Οι ερευνητές επισημαίνουν ότι ο αλγόριθμος αυτός πρέπει να βελτιωθεί, και να διεξαχθούν μελέτες που να αποδεικνύουν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του συστήματος σε κλινικές καταστάσεις.

Σε μια πιο πρόσφατη μελέτη χρησιμοποιήθηκε η τεχνολογία των smartphones με μεγαλύτερη επιτυχία, καθώς επισημάνθηκε η εγκυρότητα της συγκεκριμένης μέτρησης (Fantón et al., 2022). Το εργαλείο, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την ποσοτικοποίηση της λειτουργικής κίνησης είναι το Halo Movement της Amazon Halo. Με τη χρήση του smartphone και της εφαρμογής Halo, κάθε δοκιμαζόμενος τοποθέτησε μπροστά του το κινητό τηλέφωνο και πραγματοποίησε πέντε προκαθορισμένες ασκήσεις. Στη συνέχεια, η εφαρμογή εκτελεί ανάλυση του βίντεο και βαθμολογείται κάθε άσκηση (Fantón et al., 2022).



Εικόνα 2.12 Amazon Halo Movement (Fantón et al., 2022)



Εικόνα 2.13 Amazon Halo Movement (Fantón et al., 2022)

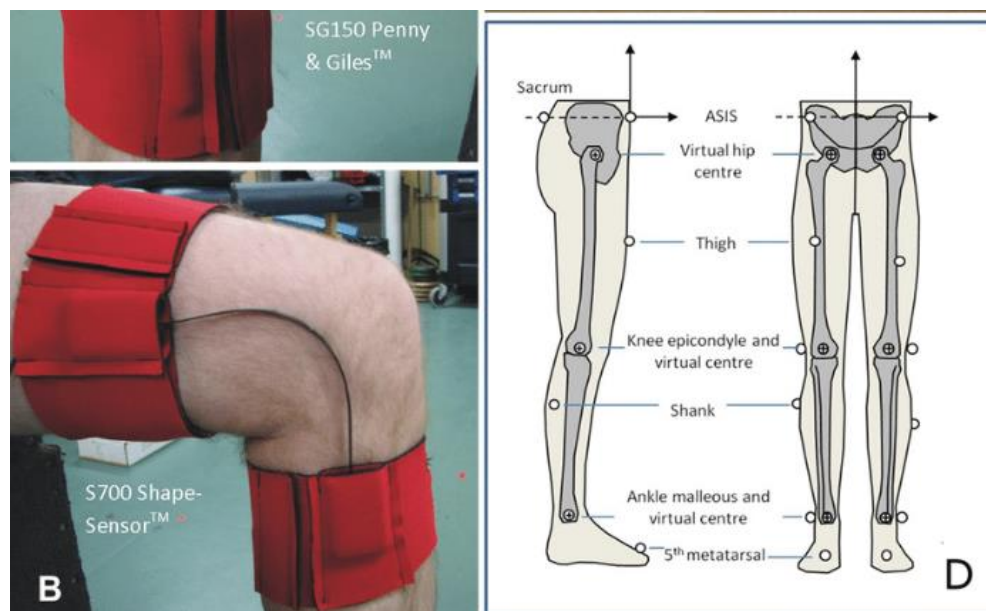
Η εφαρμογή, χρησιμοποιεί machine learning για την αξιολόγηση κάθε ατόμου. Σύμφωνα με τους Fantón et al (2022), η συγκεκριμένη εφαρμογή θεωρείται ως έγκυρη για την ποσοτική αξιολόγηση της κίνησης.

Στη μελέτη τους οι Tao et al (2024) διερεύνησαν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα της ανάλυσης βάρδισης χρησιμοποιώντας smartphones σε ελεγχόμενο περιβάλλον. Συμμετείχαν 30 υγιείς ενήλικες, οι οποίοι τοποθέτησαν smartphones στην οσφύ και τον μηρό, ενώ μια μονάδα αδρανειακής μέτρησης (IMU) στερεώθηκε στην κνήμη ως συσκευή αναφοράς. Κάθε συμμετέχων κλήθηκε να περπατήσει έξι κύκλους βάρδισης σε χαμηλή, κανονική και υψηλή ταχύτητα που επιλέχθηκε από τον ίδιο. Στη μελέτη συμμετείχαν επίσης 35 ασθενείς με κεντρικού τύπου βλάβη, στους οποίους το smartphone τοποθετήθηκε στον μηρό. Τα αποτελέσματα από την ομάδα των υγιών ατόμων δείχνουν ότι, ανεξάρτητα από το αν το smartphone ήταν τοποθετημένο στον μηρό ή στην οσφύ, υπολόγισε τις παραμέτρους βάρδισης με καλή αξιοπιστία ($ICC > 0.75$) και στις τρεις ταχύτητες βάρδισης. Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στις παραμέτρους βάρδισης μεταξύ του smartphone που ήταν τοποθετημένο στον μηρό και του IMU στις τρεις ταχύτητες βάρδισης ($P > 0.05$). Ωστόσο, παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ του smartphone στην οσφύ και του IMU κατά τη φάση στήριξης, τη φάση αιώρησης, το χρόνο στήριξης και το μήκος βήματος σε υψηλές ταχύτητες ($P < 0.05$). Οι ασθενείς παρουσίασαν σημαντικές διαφορές στο ρυθμό βημάτων, στο χρόνο βηματισμού, στη φάση στήριξης, στη φάση αιώρησης, στο χρόνο στήριξης, στο μήκος βήματος και στην ταχύτητα βάρδισης ($P < 0.05$). Σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν στη φάση στήριξης, στη φάση αιώρησης, στο μήκος βήματος και στην ταχύτητα βάρδισης ($P < 0.05$).

2.3.7.Εύκαμπτο Γωνιόμετρο

Σε αντίθεση με τους αισθητήρες αδράνειας, το εύκαμπτο γωνιόμετρο λειτουργεί μετρώντας την αλλαγή στο φυσικό σήμα που προκύπτει από τη γωνιακή αλλαγή. Ένα εύκαμπτο γωνιόμετρο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της σχετικής περιστροφής μεταξύ δύο τμημάτων του ανθρώπινου σώματος. Τα εύκαμπτα γωνιόμετρα που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση βάδισης μπορούν να χωριστούν σε γωνιόμετρα τύπου παραμορφωσιμετρου, μηχανικά εύκαμπτα, επαγωγικά και οπτικών ινών. Από τη δεκαετία του 1980, έχουν αναπτυχθεί και χρησιμοποιηθεί αρκετά εύκαμπτα ηλεκτρογωνιόμετρα με βάση το παραμορφωσίμετρο για τη μέτρηση γωνιών στην ανάλυση βάδισης (Nicol, 1987; Rowe et al., 1989). Σήμερα, υπάρχουν πολλά εμπορικά διαθέσιμα εύκαμπτα ηλεκτρογωνιόμετρα για τη μέτρηση της στάσης του ανθρώπου και της κίνησης της σπονδυλικής στήλης (Rowe et al, 2001; de Oliveira Sato et al., 2010). Ένα μηχανικό εύκαμπτο γωνιόμετρο είναι σχεδιασμένο να λαμβάνει γωνιακή απόκλιση μετρώντας τη διαμήκη μετατόπιση δύο παράλληλων συρμάτων που κάμπτονται στο επίπεδο περιστροφής, με τη χρήση του να αποδεικνύεται στη μέτρηση της άρθρωσης του γόνατος κατά τη βάδιση [50]. Ο Laskoski et al (2009), ανέπτυξαν ένα γωνιόμετρο με επαγωγικό αισθητήρα για τη μέτρηση της ανθρώπινης κίνησης. Επιπλέον, αναπτύχθηκε ένας τύπος γωνιομέτρου οπτικών ινών και εφαρμόστηκε στην παρακολούθηση των κινήσεων των ανθρώπινων αρθρώσεων (Donno et al., 2008).

Στην εικόνα που ακολουθεί παρουσιάζονται τα δύο εύκαμπτα γωνιόμετρα που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη των Mohamed et al (2012), η οποία αποσκοπεί στη σύγκριση της μεθόδου γωνιομέτρησης και των οπτικών ινών για τη μέτρηση της κινηματικής του γόνατος κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων καθημερινής ζωής και άσκησης.



Εικόνα 2.14 (α) Εύκαμπτο γωνιόμετρο τύπου Penny & Giles (Biometric's Ltd) τοποθετημένο στο δεξί γόνατο. (β) γωνιόμετρο οπτικών ινών ShapeSensor TM (Measurand Inc.) τοποθετημένο στο αριστερό γόνατο. (γ) Σύγκριση συντελεστή μορφής των δύο συσκευών. (δ) Τοποθεσίες προσάρτησης δείκτη βάδισης (κάτω άκρα) και θέσεις κέντρου αρθρώσεων.

2.4 Αξιοπιστία και εγκυρότητα εργαλείων για την αξιολόγηση της βάδισης

2.4.1 Αξιοπιστία της αξιολόγησης βάδισης

Στη μελέτη των Steinert et al (2019) συμμετείχαν 44 άτομα ηλικίας άνω των 65 ετών. Τα πρότυπα βάδισης αναλύθηκαν με τρία διαφορετικά συστήματα: ένα σύστημα διαδρόμου με ευαισθησία στην πίεση (GAITRite-System, GS) ως gold standard, το λογισμικό Motognosis Labs που χρησιμοποιεί τον αισθητήρα Microsoft Kinect (MK) και μια εφαρμογή βασισμένη σε κάμερα smartphone (SCA). Η επαναληψιμότητα μεταξύ των δοκιμών έδειξε μέτρια έως εξαιρετικά αποτελέσματα για το MK (ICC 0.574 έως 0.962) για σχεδόν όλες τις παραμέτρους βάδισης και μέτρια αξιοπιστία στις μετρήσεις του SCA για την ταχύτητα βάδισης (ICC 0.526 έως 0.535). Όλες οι παράμετροι βάδισης του MK έδειξαν υψηλό επίπεδο συμφωνίας με το GS (ICC 0.811 έως 0.981). Οι παράμετροι βάδισης που εξήχθησαν με το SCA έδειξαν χαμηλή αξιοπιστία. Πιο συγκεκριμένα, όλες οι παράμετροι βάδισης που μετρήθηκαν από το GS βρέθηκαν να έχουν καλή αξιοπιστία στην PGS (Preferred gait speed) (ICC: 0.786 έως 0.860) και μέτρια αξιοπιστία στην

FGS (Fast gait speed) (ICC: 0.502 έως 0.721), εκτός από το ρυθμό βάδισης και τη συχνότητα βάδισης. Όλοι οι παράμετροι βάδισης που μετρήθηκαν από το MK έδειξαν καλή έως εξαιρετική αξιοπιστία στην FGS (ICC: 0.809 έως 0.962). Οι παράμετροι βάδισης στην PGS έδειξαν καλή έως μέτρια αξιοπιστία, εκτός από τον ρυθμό βάδισης (δεξιά και αριστερά· ICC: 0.426 και 0.453). Το SCA βρέθηκε να έχει μέτρια αξιοπιστία στην ταχύτητα βάδισης και για τις δύο συνθήκες (ICC: 0.526 έως 0.535). Άλλοι παράμετροι που μετρήθηκαν από το SCA έδειξαν χαμηλή αξιοπιστία (ICC: 0.125 έως 0.368).

Η αξιοπιστία του εργαλείου OptoGait στη μελέτη των Carbajales-Lopez et al (2020), αξιολογήθηκε σε δύο συνεδρίες. Για τη μέτρηση των αριθμό βημάτων, οι τιμές ICC είναι 0.88 για την πρώτη συνεδρία και 0.86 για τη δεύτερη, γεγονός που δείχνει καλή αξιοπιστία του εργαλείου OptoGait. Από τις τιμές του ICC έπεται ότι το εργαλείο παρουσιάζει υψηλό βαθμό συνέπειας στις μετρήσεις αυτής της παραμέτρου μεταξύ διαφορετικών συνεδριών, παρέχοντας σταθερά αποτελέσματα. Το SEM ήταν 0.46 στην πρώτη συνεδρία και 0.44 στη δεύτερη, είναι χαμηλό και ενδεικτικό της ακρίβειας του εργαλείου. Η χαμηλή διακύμανση στο SEM σημαίνει ότι τα δεδομένα που συλλέγονται με το OptoGait για τον αριθμό βημάτων είναι αξιόπιστα και ότι το εργαλείο μπορεί να μετρήσει με σταθερότητα και ακρίβεια αυτή την παράμετρο, παρέχοντας επαναλαμβανόμενες και συνεπείς μετρήσεις. Η αξιοπιστία του OptoGait για το μήκος διασκελισμού αξιολογήθηκε με ICC 0.75 στην πρώτη συνεδρία και 0.66 στη δεύτερη. Η τιμή ICC 0.75 στην πρώτη συνεδρία δείχνει καλή αξιοπιστία, ενώ η τιμή 0.66 στη δεύτερη συνεδρία δείχνει μέτρια αξιοπιστία. Αυτή η διαφοροποίηση στις τιμές ICC μεταξύ των δύο συνεδριών σημαίνει ότι η ακρίβεια του εργαλείου επηρεάζεται από εξωτερικούς παράγοντες ή διακυμάνσεις στις συνθήκες μεταξύ των συνεδριών. Το SEM για το μήκος διασκελισμού ήταν 0.09 στην πρώτη συνεδρία και 0.11 στη δεύτερη, παραμένοντας χαμηλό και εντός αποδεκτών ορίων, παρόλο που παρατηρείται μια μικρή αύξηση στη δεύτερη συνεδρία. Το χαμηλό SEM σημαίνει ότι, παρά το γεγονός ότι η αξιοπιστία του OptoGait μπορεί να επηρεαστεί ελαφρώς μεταξύ των συνεδριών για αυτή την παράμετρο, οι μετρήσεις του μήκους διασκελισμού διατηρούν επαρκή ακρίβεια και συνέπεια στις περισσότερες περιπτώσεις. Το OptoGait αποδεικνύεται ιδιαίτερα αξιόπιστο για τη μέτρηση του μήκους βήματος, με τιμές ICC 0.90 και στις δύο συνεδρίες. Αυτή εξαιρετική αξιοπιστία, δείχνει ότι το εργαλείο μπορεί να παρέχει σταθερές και αξιόπιστες μετρήσεις αυτής της παραμέτρου, ανεξάρτητα από τη συνεδρία. Οι χαμηλές τιμές SEM 0.19 για την πρώτη συνεδρία και 0.17 για τη δεύτερη υποστηρίζουν την ακρίβεια και τη σταθερότητα του εργαλείου, δείχνοντας ότι το

OptoGait παρέχει αξιόπιστα δεδομένα για το μήκος βήματος με μικρή διακύμανση. Οι χαμηλές τιμές SEM επιβεβαιώνουν ότι οι μετρήσεις του OptoGait για το πλάτος βήματος είναι αξιόπιστες και μπορούν να επαναλαμβάνονται χωρίς σημαντικές διαφορές. Επομένως, το εργαλείο OptoGait αποδεικνύεται υψηλά αξιόπιστο για τη μέτρηση των παραμέτρων βάδισης, με ICC από 0.86 έως 0.90 και χαμηλές τιμές SEM, οι οποίες δείχνουν την ικανότητα του εργαλείου να παρέχει ακριβείς και σταθερές μετρήσεις. Στο μήκος διασκελισμού, η αξιοπιστία κυμαίνεται από καλή έως μέτρια (ICC από 0.66 έως 0.75), γεγονός που δείχνει ότι η σταθερότητα στις μετρήσεις επηρεάζεται εν μέρει από τη συνεδρία.

Στη μελέτη των Montero-Odasso et al (2020) συμμετείχαν 34 άτομα και κάθε συμμετέχων πραγματοποίησε 7 δοκιμές βάδισης. Τρεις δοκιμές απλής βάδισης με φυσιολογικό ρυθμό, τρεις δοκιμές βάδισης με ταυτόχρονη γνωστική εργασία (βάδιση και μέτρηση προς τα πίσω ανά ένα, ανά επτά και ονομασία ζώων), και μία δοκιμή γρήγορης βάδισης. Οι μετρήσεις ταχύτητας βάδισης με το χρονόμετρο είχαν υψηλή αξιοπιστία, αλλά παρουσίασαν συστηματική απόκλιση. Η ταχύτητα βάδισης των συμμετεχόντων που μετρήθηκε με το χρονόμετρο ήταν κατά μέσο όρο 10.57 cm/s πιο αργή από την ταχύτητα που μετρήθηκε με τον ηλεκτρονικό διάδρομο (Zeno Mat®), για όλες τις δοκιμές βάδισης. Το τυπικό σφάλμα (SEM) της διαφοράς μεταξύ της ταχύτητας βάδισης που μετρήθηκε στον διάδρομο και στο χρονόμετρο ήταν 0.33 cm/s. Το SEM της ταχύτητας βάδισης που μετρήθηκε με το χρονόμετρο ήταν 1.39 cm/s και με τον διάδρομο ήταν 1.56 cm/s. Η διαφορά μεταξύ των μετρήσεων ταχύτητας βάδισης με το χρονόμετρο και τον ηλεκτρονικό διάδρομο μειώθηκε όταν υπολογίστηκε η διάρκεια βάδισης με ταυτόχρονη γνωστική εργασία, όπου δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των μεθόδων, με υψηλό ICC και μικρό διάστημα εμπιστοσύνης. Οι μετρήσεις με το χρονόμετρο είχαν μέτρια αξιοπιστία, αλλά υψηλή εγκυρότητα.

Η μελέτη των Botros et al (2021) αξιολογεί την αξιοπιστία των αισθητήρων LiDAR για την ανάλυση παραμέτρων βάδισης, όπως το μήκος διασκελισμού, η διάρκεια βήματος, ο κύκλος βάδισης και η ταχύτητα βάδισης. Οι τιμές ICC που προέκυψαν από την ανάλυση δείχνουν υψηλή αξιοπιστία για όλες τις παραμέτρους, με εξαίρεση το ρυθμό βάδισης. Η υψηλή τιμή ICC 0.96 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση του μήκους διασκελισμού, και συνεπώς οι αισθητήρες LiDAR παρέχουν σταθερές και αξιόπιστες μετρήσεις για αυτή την παράμετρο. Η τιμή ICC 0.95 δείχνει υψηλή αξιοπιστία και σταθερότητα στις μετρήσεις για το χρόνο βήματος. Η

μικρή διακύμανση μεταξύ των μετρήσεων δείχνει ότι το εργαλείο είναι αξιόπιστο για την ανάλυση αυτής της παραμέτρου. Η τιμή ICC 0.94 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση του κύκλου βάδισης, όπως και η τιμή ICC 0.98 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για την ταχύτητα βάδισης. Οι μετρήσεις ταχύτητας βάδισης είναι πολύ σταθερές, επιβεβαιώνοντας την αξιοπιστία των LiDAR αισθητήρων. Τέλος, η τιμή ICC 0.86 δείχνει καλή αξιοπιστία για τη μέτρηση του ρυθμού βάδισης. Αν και η αξιοπιστία παραμένει υψηλή, είναι ελαφρώς χαμηλότερη σε σύγκριση με άλλες παραμέτρους, γεγονός που ερμηνεύεται ως μια μικρή διακύμανση στη μέτρηση του ρυθμού βάδισης με το εργαλείο αυτό.

Η μελέτη των Christensen et al (2022) αξιολογεί την αξιοπιστία της εφαρμογής OneStep για ανάλυση βάδισης μέσω smartphone. Οι τιμές ICC είναι εξαιρετικά υψηλές για όλες τις παραμέτρους βάδισης, και συνεπώς το εργαλείο παρέχει σταθερές μετρήσεις. Πράγματι, η υψηλή τιμή ICC 0.98 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τον χρόνο διπλής στήριξης και οι μετρήσεις είναι πολύ σταθερές, καθιστώντας την εφαρμογή αξιόπιστη για αυτήν την παράμετρο. Η τιμή ICC 0.98 δείχνει επίσης εξαιρετική αξιοπιστία για τον χρόνο μονής στήριξης και το ρυθμό βάδισης, ενώ η τιμή ICC 0.97 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση του μήκους βήματος. Για το μήκος διασκελισμού η τιμή ICC 0.96 δείχνει υψηλή αξιοπιστία και αναλόγως η τιμή ICC 0.94 δείχνει υψηλή αξιοπιστία για τη μέτρηση του χρόνου αιώρησης, υποδηλώνοντας την ακρίβεια και την αξιοπιστία της εφαρμογής για αυτή την παράμετρο. Η τιμή ICC 0.98 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση της ταχύτητας βάδισης, με πολύ μικρή διακύμανση μεταξύ των μετρήσεων.

Η μελέτη των Wang et al. (2022) αξιολογεί την αξιοπιστία του συστήματος Odonate 3D Motion Capture για την καταγραφή του κύκλου βάδισης, του μήκους βήματος, της ταχύτητας βάδισης, του ρυθμού βάδισης, καθώς και των φάσεων κύκλου της βάδισης (στήριξη, αιώρηση και διπλή στήριξη). Οι τιμές ICC δείχνουν υψηλή έως εξαιρετική αξιοπιστία, με ελαφρώς χαμηλότερες τιμές για τις φάσεις στήριξης, αιώρησης και διπλής στήριξης. Η τιμή ICC 0.932 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση του κύκλου βάδισης, οπότε το Odonate 3D είναι σε θέση να παρέχει σταθερές και αξιόπιστες μετρήσεις κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης, διασφαλίζοντας την ακρίβεια του εργαλείου σε αυτή την παράμετρο. Η τιμή ICC 0.980 δείχνει εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση του μήκους βήματος και η τιμή ICC 0.984 δείχνει επίσης εξαιρετική αξιοπιστία για τη μέτρηση της ταχύτητας βάδισης. Η τιμή ICC 0.958 δείχνει υψηλή αξιοπιστία για τη μέτρηση του ρυθμού βάδισης. Η τιμή ICC 0.837 δείχνει καλή αξιοπιστία για τη μέτρηση της φάσης

στήριξης, αν και υπάρχουν κάποιες μικρές διακυμάνσεις. Όπως και στη φάση στήριξης, η τιμή ICC 0.837 για τη φάση αιώρησης δείχνει καλή αξιοπιστία. Η συνέπεια στις μετρήσεις για το ποσοστό της φάσης αιώρησης είναι επαρκής, αν και ελαφρώς χαμηλότερη από άλλες παραμέτρους, γεγονός που δείχνει ότι οι μετρήσεις για τη φάση αιώρησης είναι αξιόπιστες με μικρή διακύμανση. Η τιμή ICC 0.832 δείχνει καλή αξιοπιστία για τη φάση της διπλής στήριξης. Αν και χαμηλότερη από άλλες παραμέτρους, η τιμή αυτή δείχνει ότι οι μετρήσεις της διπλής στήριξης είναι αξιόπιστες και διατηρούν επαρκή συνέπεια.

Πίνακας 1 Μελέτες αξιοπιστίας εργαλείων μέτρησης για την αξιολόγηση της βάδισης

A/A	Μελέτη	Δείγμα	Εργαλείο Μέτρησης	Κίνηση	ICC	SEM (°)	SDD (°)
1	Steinert et al. (2019)	44	smartphone camera application, SCA	Ταχύτητα Βάδισης (συμβατική/γρήγορη)	0.535/0.526	2.219/1.980	
				Συχνότητα Βάδισης (συμβατική/γρήγορη)	0.298/0.368	2.134/1.663	
				Μήκος διασκελισμού, Αριστερό (συμβατική/γρήγορη)	0.125/0.136	2.258/1.108	
				Μήκος διασκελισμού, Δεξί (συμβατική/γρήγορη)	0.225/0.177	3.758/1.103	
				Ρυθμός Βάδισης, Αριστερό (συμβατική/γρήγορη)	0.142/0.160	0.022/0.007	
				Ρυθμός Βάδισης, Δεξί (συμβατική/γρήγορη)	0.100/0.148	0.036/0.008	
			Microsoft Kinect V2	Ταχύτητα Βάδισης (συμβατική/γρήγορη)	0.823/0.944	1.664/3.285	
				Συχνότητα Βάδισης (συμβατική/γρήγορη)	0.574/0.901	1.136/2.539	
				Μήκος διασκελισμού, Αριστερό (συμβατική/γρήγορη)	0.843/0.962	0.749/4.962	
				Μήκος διασκελισμού, Δεξί (συμβατική/γρήγορη)	0.646/0.893	0.849/2.750	
				Ρυθμός Βάδισης, Αριστερό (συμβατική/γρήγορη)	0.453/0.835	0.008/0.020	

			GAITRite	Ρυθμός Βάδισης, Δεξί (συμβατική/γρήγορη)	0.426/0.809	0.006/0.042	
				Ταχύτητα Βάδισης (συμβατική /γρήγορη)	0.816/0.502	1.739/2.076	
				Συχνότητα Βάδισης (συμβατική /γρήγορη)	0.834/0.349	0.768/0.909	
				Μήκος διασκελισμού, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.854/0.508	0.685/0.814	
				Μήκος διασκελισμού, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.860/0.721	0.697/0.757	
				Ρυθμός Βάδισης, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.826/0.508	0.004/0.004	
				Ρυθμός Βάδισης, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.786/0.488	0.003/0.003	
2	Berner et al. (2020)		Inertial measurement units (IMUs)	Πρόσθια-οπίσθια Κλίση λεκάνης		1,1	
				Πλάγια κλίση λεκάνης		1,2	
				Στροφές λεκάνης		3,4	
				Κάμψη/Εκταση ισχίου		1,8	
				Απαγωγή/Προσαγωγή ισχίου		1,4	
				Περιστροφή ισχίου		3,2	
				Κάμψη/Εκταση γόνατος		2,4	
				Ραχιαία/Πελματιαία κάμψη		1,8	
3	Carbajales-Lopez et al. (2020)	30	OptoGait 1 ^η συνεδρία /2 ^η συνεδρία	Αριθμός βημάτων	0.88/0.86	0.46/0.44	
				Μήκος διασκελισμού	0.75/0.66	0.09/0.11	
				Μήκος Βήματος	0.90/0.90	0.19/0.17	
4	Montero-Odasso et al. (2020)	34	Φορητό χρονόμετρο (Ultrak chronometer®)	Ταχύτητα βάδισης σε απλή βάδιση 1	0.87		
				Ταχύτητα βάδισης σε απλή βάδιση 2	0.90		
				Ταχύτητα βάδισης σε απλή βάδιση 3	0.87		
				Ταχύτητα βάδισης σε βάδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά ένα	0.88		
				Ταχύτητα βάδισης σε βάδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά επτά	0.91		

				Ταχύτητα βάδισης σε βάδιση-ονομασία ζώων	0.92		
				Ταχύτητα βάδισης σε γρήγορη βάδιση	0.86		
5	Botros et al, (2021)	25	LiDAR sensors	Μήκος διασκελισμού	0,96		
				Χρόνος βήματος	0,95		
				μήκος διασκελισμού	0,99		
				Κύκλος βάδισης	0,94		
				Ταχύτητα βάδισης	0,98.		
				Ρυθμός Βάδισης	0.86 (0.95)		
6	Christensen et al. (2022)	32	OneStep smartphone application	Χρόνος Διπλής Στήριξης	0.98		
				Χρόνος Μονής Στήριξης	0.98		
				Μήκος Βήματος	0.97		
				Ρυθμός Βάδισης	0.98		
				Μήκος διασκελισμού	0.96		
				Χρόνος αιώρησης	0.94		
				Ταχύτητα Βάδισης	0.98		
7	Wang et al. (2022)	16	Odonate 3d motion capture system	Κύκλος βάδισης (s)	0.932		
				Μήκος βηματισμού (m)	0,980		
				Ταχύτητα βάδισης (m/s)	0,984		
				Ρυθμός βάδισης (step/min)	0,958		
				Φάση στήριξης (%)	0,837		
				Φάση αιώρησης (%)	0,837		
				Διπλή φάση στήριξης (%)	0,832		

2.4.2 Εγκυρότητα για την αξιολόγηση της βάδισης

Στη μελέτη των Steinert et al (2019) υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές και οι διαφορές μεταξύ των συστημάτων για όλες τις παραμέτρους βάδισης για τα GS, MK και SCA και για τις δύο συνθήκες, η τυπική απόκλιση για τις μέσες τιμές και τα διαστήματα εμπιστοσύνης 95% των μέσων διαφορών μεταξύ των δύο συστημάτων. Οι μέσες τιμές διέφεραν και στις δύο συνθήκες μεταξύ των συστημάτων GS και MK για την ταχύτητα βάδισης και το μήκος βήματος (δεξιά). Οι μεγαλύτερες

διαφορές καταγράφηκαν για την ταχύτητα βάδισης στην FGS (Διαφ = 5.76 cm/s) και στην PGS (Διαφ = 4.01 cm/s). Επιπλέον, υπήρχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ GS και MK για τον ρυθμό βάδισης (αριστερά) και τον ρυθμό βάδισης (δεξιά) στην PGS. Ωστόσο, τα GS και MK έδειξαν ισχυρή θετική συσχέτιση για όλες τις παραμέτρους βάδισης και στις δύο συνθήκες ($0.845 \leq r \leq 0.988$). Το ICC για την εγκυρότητα των συστημάτων έδειξε υψηλό επίπεδο συμφωνίας μεταξύ GS και MK για όλες τις παραμέτρους βάδισης στην PGS και FGS, κυμαινόμενο από 0.811 έως 0.981. Επιπλέον, συγκρίνοντας τις μέσες τιμές για τα GS και SCA, παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές σχεδόν σε όλες τις παραμέτρους βάδισης, εκτός από την ταχύτητα βάδισης στην PGS και το μήκος βήματος (αριστερά και δεξιά) στην FGS. Μεγαλύτερες διαφορές παρατηρήθηκαν στη σύγκριση των GS και SCA. Συγκεκριμένα, η συχνότητα βάδισης ήταν σημαντικά υψηλότερη όταν μετρήθηκε με το SCA στην PGS (Διαφ = -42.23 βήματα/λεπτό) και στην FGS (Διαφ = 46.08 βήματα/λεπτό). Υπήρχαν μόνο μικρές έως μέτριες συσχετίσεις μεταξύ των μέσων τιμών των GS και SCA. Με τιμές μικρότερες από 0.5, το ICC επισημαίνει τη χαμηλή συμφωνία μεταξύ GS και SCA για όλες τις παραμέτρους βάδισης και στις δύο συνθήκες.

Η μελέτη των Berner et al (2020) εξετάζει τη συμφωνία και την εγκυρότητα των μετρήσεων που λαμβάνονται με μονάδες αδρανειακής μέτρησης (IMU) σε σύγκριση με ένα οπτικό σύστημα καταγραφής κίνησης (OMC), σε διάφορες γωνιακές παραμέτρους στις αρθρώσεις της λεκάνης, του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Η τιμή του ενδοταξικού συντελεστή συσχέτισης (ICC) που παρουσιάζεται για κάθε παράμετρο δείχνει το βαθμό συμφωνίας μεταξύ των δύο συστημάτων, και συγκεκριμένα, την εγκυρότητα της συμφωνίας (concurrent validity). Για την κλίση της λεκάνης η τιμή 0,58 δείχνει μέτρια εγκυρότητα μεταξύ των IMU και του OMC για τη μέτρηση της κλίσης της λεκάνης. Οι μετρήσεις είναι εν μέρει αξιόπιστες μεταξύ των δύο συστημάτων, αλλά υπάρχει κάποια διακύμανση. Η πλάγια κλίση της λεκάνης εμφανίζει τιμή 0,48 γεγονός που σημαίνει χαμηλή συμφωνία και κακή εγκυρότητα. Η διακύμανση είναι υψηλή μεταξύ των δύο συστημάτων, και συνεπώς τα IMU και το OMC δε δίνουν τις ίδιες μετρήσεις για αυτή την παράμετρο. Για τις στροφές της λεκάνης η υψηλή τιμή ICC 0,92 δείχνει εξαιρετική συμφωνία μεταξύ των δύο συστημάτων, επομένως υψηλή εγκυρότητα για το IMU. Οι μετρήσεις της στροφής της λεκάνης είναι εξαιρετικά έγκυρες και συμβατές μεταξύ των IMU και του OMC. Για την κάμψη/έκταση του ισχίου η τιμή 0,99 ερμηνεύεται ως σχεδόν τέλεια συμφωνία μεταξύ των δύο συστημάτων για την κάμψη και την έκταση του ισχίου, και συνακόλουθα εξαιρετική εγκυρότητα. Οι μετρήσεις θεωρούνται εξαιρετικά έγκυρες και συμβατές. Για την απαγωγή/προσαγωγή ισχίου

η τιμή 0,87 δείχνει καλή συμφωνία και επομένως καλή εγκυρότητα. Για τη στροφή ισχίου η χαμηλή τιμή 0,44 δείχνει κακή συμφωνία και χαμηλή εγκυρότητα, για την κάμψη/έκταση γόνατος η τιμή 0,97 δείχνει εξαιρετική συμφωνία και υψηλή εγκυρότητα, και τέλος για τη ραχιαία/πελματιαία κάμψη, η τιμή 0,93 δείχνει υψηλή συμφωνία και εξαιρετική εγκυρότητα.

Στη μελέτη των Montero-Odasso et al (2020), η αξιολόγηση της εγκυρότητας της ανάλυσης βάρδισης με χρήση φορητού χρονομέτρου χειρός (Ultrak chronometer®) συγκρίνεται με ένα ηλεκτρονικό διάδρομο (Zeno Mat®), που θεωρείται το χρυσό πρότυπο (gold standard). Οι τιμές ICC που δίνονται στον πίνακα δείχνουν το βαθμό συμφωνίας μεταξύ των δύο συστημάτων για διάφορες παραμέτρους βάρδισης. Στην απλή βάρδιση 1 και απλή βάρδιση 3 η τιμή ICC 0.87 δείχνει καλή συμφωνία μεταξύ του φορητού χρονομέτρου και του ηλεκτρονικού διαδρόμου, ενώ η υψηλή τιμή του δείκτη σημαίνει ότι οι μετρήσεις της ταχύτητας βάρδισης που καταγράφονται με το χρονόμετρο παρέχουν ακριβή και αξιόπιστα αποτελέσματα, τα οποία είναι συγκρίσιμα με το χρυσό πρότυπο. Παρόμοια είναι τα συμπεράσματα για τη βάρδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά ένα που έχει ICC: 0.88.

Για την απλή βάρδιση 2 η υψηλή τιμή ICC 0.90 δείχνει εξαιρετική συμφωνία μεταξύ του χρονομέτρου και του ηλεκτρονικού διαδρόμου, οπότε χρονόμετρο αποδίδει εξαιρετικά ακριβείς μετρήσεις ταχύτητας βάρδισης που συμβαδίζουν με τα αποτελέσματα του διαδρόμου. Για τη βάρδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά επτά η τιμή ICC 0.91 δείχνει εξαιρετική συμφωνία. Αυτό δείχνει ότι το χρονόμετρο μπορεί να παρέχει ακριβείς μετρήσεις σε πιο σύνθετες γνωστικές δραστηριότητες, όπως η αντίστροφη μέτρηση ανά επτά, επιβεβαιώνοντας την εγκυρότητα και τη συνέπειά του για τη μέτρηση της ταχύτητας βάρδισης σε διπλές εργασίες. Τέλος, για τη βάρδιση με ονομασία ζώνων και ICC: 0.92 γίνεται αντιληπτό ότι υπάρχει εξαιρετική συμφωνία μεταξύ του χρονομέτρου και του διαδρόμου για τη βάρδιση με ονομασία ζώνων. Αυτή η τιμή δείχνει ότι το φορητό χρονόμετρο χειρός μπορεί να παρέχει ακριβείς μετρήσεις σε συνθήκες διπλών εργασιών με γνωστική απαίτηση, επιβεβαιώνοντας την ακρίβεια και τη συνέπεια του εργαλείου σε σύνθετες δραστηριότητες.

Η μελέτη των Botros et al (2021) εξετάζει την εγκυρότητα των αισθητήρων LiDAR σε σχέση με ένα σύστημα pressure mat για διάφορες παραμέτρους βάρδισης. Οι τιμές ICC δείχνουν ότι οι LiDAR αισθητήρες έχουν εξαιρετική συμφωνία με το pressure mat για όλες τις παραμέτρους. Η υψηλή τιμή ICC 0.98 δείχνει εξαιρετική εγκυρότητα στη μέτρηση του μήκους βήματος και της

ταχύτητας βάδισης, καθιστώντας τον αισθητήρα LiDAR αξιόπιστο και έγκυρο σε σύγκριση με το pressure mat και ομοίως η εξαιρετικά υψηλή τιμή 0.99 δείχνει σχεδόν τέλεια συμφωνία των εργαλείων για τη μέτρηση του μήκους διασκελισμού. Η τιμή ICC 0.96 δείχνει επίσης εξαιρετική συμφωνία για το χρόνο βήματος και εξαιρετική εγκυρότητα για την καταγραφή του κύκλου βάδισης. Τέλος, η τιμή 0.95 δείχνει εξαιρετική συμφωνία και αξιοπιστία στη μέτρηση του ρυθμού βάδισης, υποστηρίζοντας τη χρήση του LiDAR ως έγκυρο εργαλείο για αυτή την παράμετρο.

Η μελέτη εξετάζει επίσης τους wearable IMU sensors και την εγκυρότητά τους σε σχέση με το σύστημα pressure mat. Οι τιμές ICC δείχνουν γενικά καλή έως εξαιρετική εγκυρότητα. Για το μήκος βήματος το ICC είναι 0.95, οπότε υπάρχει εξαιρετική συμφωνία στις μετρήσεις των δύο εργαλείων, ενώ η τιμή 0.98 δείχνει σχεδόν τέλεια συμφωνία και συνακόλουθα υψηλή εγκυρότητα για τη μέτρηση του μήκους διασκελισμού με τους IMU. Τέλος, η τιμή 0.91 δείχνει εξαιρετική εγκυρότητα για την καταγραφή του κύκλου βάδισης.

Η μελέτη των Christensen et al (2022) αξιολογεί την εγκυρότητα της εφαρμογής OneStep με σύγκριση προς το σύστημα Vicon. Οι τιμές ICC δείχνουν γενικά εξαιρετική εγκυρότητα. Η εξαιρετικά υψηλή τιμή 0.99 δείχνει σχεδόν τέλεια συμφωνία, και επομένως την υψηλή ακρίβεια της εφαρμογής για τις παραμέτρους χρόνος μονής στήριξης και συχνότητα βημάτων. Η υψηλή τιμή 0.97 δείχνει εξαιρετική συμφωνία με το χρυσό πρότυπο για την ταχύτητα βάδισης, προσδίδοντας αξιοπιστία στις μετρήσεις της εφαρμογής, και ομοίως η τιμή ICC 0.96 δείχνει εξαιρετική συμφωνία για τον χρόνο διπλής στήριξης, καθιστώντας την εφαρμογή αξιόπιστη σε σχέση με το Vicon. Για το ρυθμό βάδισης και το χρόνο αιώρησης η τιμή ICC 0.95 δείχνει εξαιρετική συμφωνία. Τέλος, η τιμή 0.91 δείχνει υψηλή εγκυρότητα για τη μέτρηση του μήκους βήματος, με καλή συμφωνία με το χρυσό πρότυπο.

Η μελέτη των Wang et al (2022) συγκρίνει το Odonate 3D Motion Capture System με το Vicon System για την ανάλυση βάδισης. Οι τιμές ICC δείχνουν υψηλή εγκυρότητα συμφωνίας. Για τον κύκλο βάδισης το ICC είναι 0.969, οπότε υπάρχει εξαιρετική συμφωνία για τον κύκλο βάδισης, καθιστώντας το Odonate αξιόπιστο σε σύγκριση με το Vicon. Η τιμή 0.954 δείχνει εξαιρετική συμφωνία για τη μέτρηση του μήκους βηματισμού, υποστηρίζοντας την εγκυρότητα του Odonate, η υψηλή τιμή 0.980 δείχνει εξαιρετική εγκυρότητα για την ταχύτητα βάδισης, η τιμή 0.976 δείχνει εξαιρετική συμφωνία για τον ρυθμό βάδισης, επιβεβαιώνοντας την αξιοπιστία του εργαλείου, ενώ η τιμή 0.877 δείχνει καλή εγκυρότητα για τη φάση στήριξης και τη φάση αιώρησης, αν και

ελαφρώς χαμηλότερη από τις άλλες παραμέτρους. Τέλος, η τιμή 0.881 δείχνει καλή συμφωνία για τη φάση διπλής στήριξης, αν και χαμηλότερη από άλλες παραμέτρους.

Η μελέτη των Campagnini et al (2023) αξιολογεί την εγκυρότητα συμφωνίας του OptoGait σε σύγκριση με το σύστημα BTS P6000 για διάφορες παραμέτρους βάδισης. Οι τιμές ICC δίνονται για τρεις διαφορετικές ρυθμίσεις του OptoGait (1LED, 2LED, 3LED), αναλύοντας την εγκυρότητα του εργαλείου σε σχέση με το χρυσό πρότυπο. Οι τιμές ICC δείχνουν εξαιρετική συμφωνία μεταξύ του OptoGait και του BTS P6000 για τη μέτρηση του χρόνου διασκελισμού στο αριστερό και το δεξί πόδι. Επίσης, οι τιμές ICC δείχνουν καλή έως εξαιρετική συμφωνία μεταξύ του OptoGait και του BTS P6000 για το χρόνο στήριξης στο αριστερό πόδι. Η αξιοπιστία αυξάνεται σημαντικά από τη ρύθμιση 1LED στην 3LED, κάτι που δείχνει ότι οι ρυθμίσεις LED επηρεάζουν τη σταθερότητα των μετρήσεων. Η εγκυρότητα του εργαλείου για το χρόνο στήριξης στο δεξί πόδι είναι καλή έως εξαιρετική και βελτιώνεται σημαντικά από τη ρύθμιση 1LED στην 3LED. Οι τιμές ICC δείχνουν μέτρια έως καλή συμφωνία για τη φάση αιώρησης στο αριστερό πόδι, με βελτίωση στις ρυθμίσεις LED. Αν και η αξιοπιστία δεν είναι τόσο υψηλή όσο σε άλλες παραμέτρους, η ρύθμιση 3LED παρέχει τις καλύτερες μετρήσεις. Η τιμή ICC δείχνει μέτρια έως καλή συμφωνία για τη φάση αιώρησης στο δεξί πόδι, με σημαντική βελτίωση από τη ρύθμιση 1LED στην 3LED, γεγονός που σημαίνει ότι οι υψηλότερες ρυθμίσεις LED ενισχύουν την αξιοπιστία. Οι υψηλές τιμές ICC δείχνουν εξαιρετική συμφωνία για τη συχνότητα βάδισης και οι εξαιρετικά υψηλές τιμές ICC δείχνουν σχεδόν τέλεια συμφωνία για το μήκος διασκελισμού στο αριστερό και το δεξί πόδι. Για το μήκος βήματος στο αριστερό πόδι οι τιμές ICC δείχνουν εξαιρετική συμφωνία με μικρή διακύμανση στις μετρήσεις, ενώ η εξαιρετική συμφωνία με τιμές ICC υψηλότερες από 0.98 δείχνει την υψηλή ακρίβεια και συνέπεια του εργαλείου στις μετρήσεις του μήκους βήματος στο δεξί πόδι. Τέλος, οι τιμές ICC δείχνουν εξαιρετική συμφωνία για την ταχύτητα βάδισης, και συνεπώς το OptoGait παρέχει αξιόπιστες μετρήσεις σε σύγκριση με το BTS P6000 για όλες τις ρυθμίσεις LED.

Πίνακας 2 Μελέτες εγκυρότητας για την αξιολόγηση της βάδισης

A / A	Μελέτη	Εργαλείο 1	Εργαλείο 2	Κίνηση	Pearson r (ICC)
1		GAITRite		Ταχύτητα Βάδισης	0.981/0.922

	Steinert et al. (2019)		Microsoft Kinect V2	(συμβατική/γρήγορη)	
				Συχνότητα Βάδισης (συμβατική /γρήγορη)	0.925/0.904
				Μήκος Βήματος, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.958/0.947
				Μήκος Βήματος, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.941/0.971
				Ρυθμός Βάδισης, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.921/0.811
				Ρυθμός Βάδισης, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.903/0.864
		GAITRite	smartphone camera application, SCA	Ταχύτητα Βάδισης (συμβατική /γρήγορη)	0.434/0.494
				Συχνότητα Βάδισης (συμβατική /γρήγορη)	0.020/0.119
				Μήκος Βήματος, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.233/0.389
				Μήκος Βήματος, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.394/0.415
				Ρυθμός Βάδισης, Αριστερό (συμβατική /γρήγορη)	0.222/0.176
				Ρυθμός Βάδισης, Δεξί (συμβατική /γρήγορη)	0.090/-0.077
2	Berner et al. (2020)	Inertial measurement units (IMUs)	optical motion capture (OMC)	Κλίση λεκάνης	0,58
				Πλάγια κλίση λεκάνης	0,48
				Στροφές λεκάνης	0,92
				Κάμψη/Εκταση ισχίου	0,99
				Απαγωγή/Προσαγωγή ισχίου	0,87
				Στροφή ισχίου	0,44
				Κάμψη/Εκταση γόνατος	0,97
				Ραχιαία/Πελματιαία κάμψη	0,93
3	Montero-Odasso et al. (2020)	Φορητό χρονόμετρο (Ultrak chronometer®)	Ηλεκτρονικός διάδρομος (Zeno Mat®)	Απλή βάδιση 1	0.87
				Απλή βάδιση 2	0.90
				Απλή βάδιση 3	0.87
				Βάδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά ένα	0.88
				Βάδιση με αντίστροφη μέτρηση ανά επτά	0.91
				Βάδιση με ονομασία ζώων	0.92
				Γρήγορη βάδιση	0.86
4	Botros et al. (2021)	LiDAR sensors	pressure mat	Μήκος βήματος	0,98
				Διάρκεια βήματος	0,96
				μήκος διασκελισμού	0,99

			wearable IMU sensors	Κύκλος βάδισης	0,96
				Ταχύτητα βάδισης	0,98
				Ρυθμός Βάδισης	0,95
				Μήκος βήματος	0,95
				Ρυθμός Βάδισης	
				μήκος διασκελισμού	0,98
				Κύκλος βάδισης	0,91
				Ταχύτητα βάδισης	
				Ρυθμός Βάδισης	
5	Christensen et al. (2022)	OneStep smartphone application	Vicon motion analysis	Χρόνος Διπλής Στήριξης	0.96
				Χρόνος Μονής Στήριξης	0.99
				Μήκος Βήματος	0.91
				Συχνότητα Βημάτων	0.99
				Ρυθμός Βάδισης	0.95
				Χρόνος αιώρησης	0.95
				Ταχύτητα Βάδισης	0.97
6	Wang et al. (2022)	Odonate 3d motion capture system	Vicon system	Κύκλος βάδισης	0,969
				Μήκος βηματισμού	0,954
				Ταχύτητα βάδισης	0,980
				Ρυθμός βάδισης	0,976
				Φάση στήριξης (%)	0,877
				Φάση αιώρησης (%)	0,877
7	Campagnini et al., 2023	OptoGait	BTS P6000		0.986/0.982/0.993 1LED/2LED/3LED
				Χρόνος Διασκελισμού L	D
				Χρόνος Διασκελισμού R	0.987/0.990/0.991
				Χρόνος Στήριξης L	0.765/0.841/0.916
				Χρόνος Στήριξης R	0.783/0.884/0.943
				Χρόνος Αιώρησης L	0.648/0.772/0.850
				Χρόνος αιώρησης R	0.563/0.735/0.816
				Συχνότητα Βάδισης	0.989/0.994/0.984
				Μήκος Διασκελισμού L	0.994/0.994/0.995
				Μήκος Διασκελισμού R	0.994/0.998/0.997
				Μήκος Βήματος L	0.994/0.991/0.986
				Μήκος Βήματος R	0.988/0.988/0.983
				Ταχύτητα βάδισης	0.978/0.984/0.988

2.5 Ο αισθητήρας WIVA και το δαπεδοεργόμετρο PLUTO

2.5.1 Δαπεδοεργόμετρο PLUTO

Ένα εργαλείο αξιολόγησης είναι ο διάδρομος h/p Cosmos Pluto Med της Zebris με ενσωματωμένο πρόγραμμα ανάλυσης βάδισης. Πρόκειται για ένα ηλεκτρικό δαπεδοεργόμετρο με επιφάνεια

τρεξίματος 150cm x 50cm και εύρος ταχύτητας από 0,5 έως 18 km/h., το οποίο παρέχει 7 επίπεδα επιτάχυνσης/ επιβράδυνσης όπως επίσης υπάρχει η δυνατότητα για αντίστροφη κίνησή του. Σχεδιάστηκε για τη διευκόλυνση στην ανάλυση βάδισης σε κλινικό και ερευνητικό επίπεδο. Χαρακτηρίζεται από σύγχρονους αισθητήρες και πλάκες πίεσης που καταγράφουν χαρακτηριστικά βάδισης όπως είναι το μήκος βήματος, το πλάτος βήματος, οι δυνάμεις αντίδρασης με το έδαφος και η κατανομή πίεσης του ποδιού. Μπορεί να πραγματοποιηθεί λεπτομερέστατη αξιολόγηση προτύπου βάδισης και να παραχθούν δεδομένα για εμβιομηχανικές ανωμαλίες, διαταραχές ισορροπίας που σχετίζονται με τη βάδιση (Deli et al., 2023; Mandalidis & Kafetzakis, 2022). Υπάρχουν ενσωματωμένες έξι LCD οθόνες στις οποίες απεικονίζονται πληροφορίες για την ταχύτητα, την κλίση του διαδρόμου, την ενεργειακή κατανάλωση, την ισχύ και τον καρδιακό ρυθμό, ενώ διαθέτει και σύστημα απορρόφησης κραδασμών (Deli et al., 2023; Mandalidis & Kafetzakis, 2022).

Η πλατφόρμα κατανομής πίεσης έχει διαστάσεις 101,6cm x 47,4cm με 6720 αισθητήρες χωρητικής αντίστασης υψηλής ποιότητας, οι οποίοι καταγράφουν την κατανομή πίεσης και αναλύουν τον κύκλο βάδισης όπως και τη στατική ισορροπία (Mandalidis & Kafetzakis, 2022). Πρέπει να σημειωθεί ότι υπάρχει τρισδιάστατη απεικόνιση της κατανομής των πιέσεων και τα δεδομένα εξάγονται σε μορφή CSV και σε μορφή XML μετρούμενων τιμών. Τέλος, μπορεί να γίνει η χρήση του δαπεδοεργόμετρου σε εικονικό περιβάλλον με διάφορες δοκιμασίες όπως για παράδειγμα εμπόδια (Deli et al., 2023; Mandalidis & Kafetzakis, 2022). Ο διάδρομος Pluto Med μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την πλήρη αξιολόγηση και ανάλυση βάδισης σε αθλητικούς συλλόγους καθώς επίσης ως μέσο αξιολόγησης προόδου του αθλητή (Deli et al., 2023).



Εικόνα 2.15 Δαπεδοεργόμετρο Pluto. Κατασκευασμένο από την εταιρεία h/p/cosmos Γερμανίας

Το h/p Cosmos Pluto Med της Zebris είναι ένα αποτελεσματικό εργαλείο για την ανάλυση βάδισης με πολλαπλές κλινικές εφαρμογές, ενώ ταυτόχρονα απαιτεί υποδομή και εξειδίκευση για τη μεγιστοποίηση των πλεονεκτημάτων του. Πράγματι, το σύστημα παρέχει λεπτομερείς αναλύσεις με ακρίβεια στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάδισης, με ακριβή διάγνωση και παρακολούθηση, ενώ διαθέτει δυναμική απεικόνιση βημάτων και παραμέτρους για ποικίλες καταστάσεις, από εγκεφαλικά επεισόδια έως τραυματισμούς στα κάτω άκρα. Επιπλέον, περιλαμβάνει πρόσθετα χαρακτηριστικά ασφαλείας, όπως συστήματα προστασίας από πτώση και χειρολαβές, που υποστηρίζουν σταθερότητα και ελαφριά αποφόρτιση για πιο ευαίσθητους ασθενείς. Παράλληλα, παρέχει συνδυαστική εκπαίδευση κινητικών και γνωστικών δεξιοτήτων, ώστε οι ασθενείς να βελτιώνουν τις αντιδράσεις τους υπό διαφορετικές συνθήκες (Mandalidis & Kafetzakis, 2022).

Αναφορικά με τα μειονεκτήματα του δαπεδοεργόμετρου, αποτελεί ακριβό σύστημα, το οποίο απαιτεί εξειδικευμένο χώρο και εγκατάσταση, με αποτέλεσμα να δημιουργείται περιορισμός στη χρήση του για μικρότερα κέντρα αποκατάστασης. Επιπλέον, λόγω της εξειδικευμένης τεχνολογίας, απαιτείται εκπαίδευση προσωπικού για να αξιοποιηθεί πλήρως το σύστημα και να διασφαλιστεί η σωστή χρήση του. Τέλος, αν και προσφέρει λεπτομερή ανάλυση, το περιβάλλον ενός διαδρόμου μπορεί να περιορίσει τη φυσική κίνηση που παρατηρείται σε πραγματικές συνθήκες βάδισης (Bauer et al., 2024).

2.5.2 Αισθητήρα κίνησης WIVA

Ο αισθητήρας κίνησης Wiva Science είναι ένα φορητό σύστημα ανάλυσης βάδισης, το οποίο αποτελείται από τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και τριαξονικό μαγνητόμετρο. Η σύνδεση του πραγματοποιείται με Bluetooth και το μέγεθός του είναι 35 x 37 x 15mm. Μπορεί να γίνει καταγραφή της ταχύτητας, της γωνιακής ταχύτητας και των χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης (Silva, 2020; Vila et al., 2021). Για ανάλυση βάδισης τοποθετείται στο ύψος του Ο5 οσφυϊκού σπονδύλου (Vila et al., 2021). Επιπλέον, ο αισθητήρας Wiva μπορεί να κάνει συλλογή δεδομένων σχετικά με το συνολικό χρόνο που απαιτείται για την ολοκλήρωση όλης της διαδικασίας (Vila et al., 2021) και η συλλογή δεδομένων γίνεται με το λογισμικό Biomech Study. Ο αισθητήρας Wiva Science περιλαμβάνει μικροηλεκτρο-μηχανικό σύστημα (MEMS) που έχει σχεδιαστεί για να μετατρέπει τη μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική εφαρμόζοντας το σχετικό αλγόριθμο (Sempere-Bigorra et al., 2023).

Ο συγκεκριμένος αισθητήρας χρησιμοποιείται στη διερεύνηση ποικίλων λειτουργιών και για τις περισσότερες περιπτώσεις ασθενών. Έχει χρησιμοποιηθεί σε ηλικιωμένους με απομεταλλοποίηση (απώλεια μεταλλικών στοιχείων) οστών και εκτέλεση δραστηριότητας TUG. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν επέδειξαν υψηλή αξιοπιστία τόσο μεταξύ των επαναλήψεων, όσο και σε δευτερεύοντες δοκιμασίες (Silva, 2020). Σημειώνεται ότι ο αισθητήρας κίνησης Wiva Science έχει χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση ασθενών με Parkinson. Για τους ασθενείς αυτούς αξιολογήθηκαν τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης καθώς και η κλίση επιβράδυνσης δεξιού και αριστερού ποδιού (Vila et al., 2021).

Οι αισθητήρες τέτοιου είδους έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως για την αξιολόγηση ασθενών με διαταραχές βάδισης. Για ασθενείς με διαβήτη, αξιολογήθηκαν τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά βάδισης με τον αισθητήρα Wiva για την αξιολόγηση διαταραχών της βάδισης εξαιτίας του διαβητικού ποδιού. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα πρόσφατων ερευνών, οι αισθητήρες ανάλυσης βάδισης θεωρούνται ένα χρήσιμο εργαλείο για τη διάγνωση στις αλλαγές του τρόπου βάδισης, για την επίδραση των θεραπειών για τη βελτίωση της ποιότητας της βάδισης και για τη μείωση του ποσοστού πτώσεων σε διαβητικούς ασθενείς (Sempere-Bigorra et al., 2023).



Εικόνα 2.16 Αισθητήρας Wiva

Το διαγνωστικό σύστημα Wiva Science χρησιμοποιήθηκε επίσης για να διερευνηθεί εάν υπάρχει σύνδεση μεταξύ παρουσίας κροταφογναθικού συνδρόμου και του ρυθμού βάδισης, της διάρκειας κύκλου βάδισης και της διάρκειας του δεξιού βήματος. Οι ασθενείς με διαταραχές παρουσίασαν υψηλό ρυθμό και ταχύτητα βάδισης και μειωμένο κύκλο βάδισης (Róžańska-Perlińska et al., 2023).

Σύμφωνα με τους Andrenacci et al, (2021), ο αισθητήρας Wiva χρησιμοποιείται για την εκτέλεση λειτουργικών αξιολογήσεων της κίνησης με κύρια τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι τα εξής:

- Μπαταρία: 3,3 V
- Αυτονομία: 12–14 ώρες
- Διεπαφή επικοινωνίας: Bluetooth 4 Low Energy
- Διαστάσεις: 35 × 37 × 15 mm
- Βάρος: 50 g
- Συχνότητα: έως 1000 Hz
- Συχνότητα εξόδου: 100 Hz
- Θερμοκρασία χρήσης: 0 °C έως 60 °C
- Ευαισθησία επιταχυνσιόμετρου: $\pm 15 \text{ m/s}^2$
- Ευαισθησία γυροσκοπίου: 300 μοίρες/δευτερόλεπτο

Αυτό το σύστημα συνοδεύεται από ειδικό λογισμικό, το Biomech, με το οποίο επιτυγχάνεται η ανάλυση της βάδισης. Στη συγκεκριμένη μελέτη, όλα τα δεδομένα από τον αισθητήρα Wiva αποκτήθηκαν μέσω του δικού του λογισμικού, καθώς δεν ήταν δυνατή η σύνδεσή του με τρίτο λογισμικό.

2.6 Σκοπός και σημασία της παρούσας έρευνας

Η αξιολόγηση της ανάλυσης βάδισης είναι σημαντική για την επιστημονική έρευνα, για την αξιολόγηση και αποκατάσταση λανθασμένων προτύπων βάδισης, καθώς και για τη διάγνωση παθολογιών (Mangone et al., 2023; Mirelman et al., 2018). Η βάδιση θεωρείται σημαντική για τον άνθρωπο, καθώς αντικατοπτρίζει τον τρόπο με τον οποίο το άτομο κινείται εντός του περιβάλλοντος που διαβιεί και μετακινείται από το ένα σημείο στο άλλο. Επιτυγχάνεται από συντονισμένες κινήσεις μελών του σώματος και αλληλεπιδράσεων εσωτερικών και εξωτερικών παραγόντων, ενώ καθίσταται εφικτή μέσω του νευρομυοσκελετικού συστήματος (Mirelman et al., 2018). Τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της κίνησης καθώς και οι παραλλαγές σε σχέση με το κανονικό πρότυπο βάδισης διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στον κλινικό ερευνητικό τομέα για τη διάγνωση συγκεκριμένων καταστάσεων, όπως επίσης και στη θεραπευτική προσέγγιση (Mangone et al., 2023).

Παρά το γεγονός ότι οι καινούργιες φορητές συσκευές τελευταίας τεχνολογίας υπόσχονται να ενισχύσουν την αξιολόγηση, την ανάλυση βάδισης και την αποκατάστασή της, υπάρχει περιορισμένη έρευνα σχετικά με τη χρήση φορητών συσκευών και την αποτελεσματικότητά τους. Επισημαίνεται, όμως, ότι οι φορητοί αισθητήρες έχουν τη δυνατότητα να παρέχουν αυτόματη παρακολούθηση και επεξεργασία σήματος με χαμηλό κόστος σε σύγκριση με άλλες συσκευές (Lee & Tang, 2021).

Σύμφωνα με τα συμπεράσματα της βιβλιογραφικής ανασκόπησης, τόσο οι διάδρομοι βάδισης όσο και η κινηματική ανάλυση, απαιτούν ένα αρκετά μεγάλο σύστημα εγκατάστασης εξοπλισμού και είναι κατάλληλα για μετρήσεις σε ελεγχόμενα περιβάλλοντα. Επιπρόσθετα, δε θα πρέπει να παραληφθεί το γεγονός ότι η παρατήρηση του προτύπου βάδισης βασίζεται στην εμπειρία του εξεταστή. Πρέπει να σημειωθεί, ότι η υποκειμενική αξιολόγηση δεν είναι αρκετή και δεν είναι επαρκής στην ποιότητα βάδισης. Για τους λόγους αυτούς, στη σύγχρονη κλινική και ερευνητική πρακτική, καθίσταται επιτακτική η χρήση έγκυρων και αξιόπιστων εργαλείων ανάλυσης βάδισης (Botros et al., 2021). Τα περισσότερα από τα προαναφερθέντα εργαλεία αντικειμενικής αξιολόγησης βάδισης έχουν υψηλό κόστος, εμφανίζουν δυσκολίες στη χρήση τους, για την οποία απαιτείται εξειδικευμένο προσωπικό και ειδικά εξοπλισμένο κέντρο αξιολόγησης. Επιπρόσθετα, επισημαίνεται ότι πολλά εργαλεία αξιολόγησης δεν είναι φορητά και η αξιολόγηση κάθε ατόμου διαρκεί αρκετή ώρα.

Στον αντίποδα όλων αυτών των δυσκολιών και μειονεκτημάτων, τα οποία παρουσιάζονται κατά τη χρήση των περισσότερων εργαλείων ανάλυσης βάρδισης, ο αισθητήρας Wiva είναι ένας φορητός αισθητήρας κίνησης και ο κάθε δοκιμαζόμενος μπορεί να αξιολογηθεί και εκτός εργαστηρίου. Η σπουδαιότητα της παρούσας μελέτης έγκειται στο γεγονός ότι δεν έχει πραγματοποιηθεί μελέτη εγκυρότητας και αξιοπιστίας της συγκεκριμένης συσκευής για την ανάλυση των χαρακτηριστικών βάρδισης, γεγονός το οποίο, είναι σημαντικό να μελετηθεί.

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνηθεί η εγκυρότητα και η αξιοπιστία του αισθητήρα κίνησης Wiva στην καταγραφή χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάρδισης συγκριτικά με το δαπεδοεργόμετρο Pluto, ένα σύστημα ανάλυσης βάρδισης h/p/cosmos Treadmill Pluto Med Zebris analysis/ biomechanics, το οποίο θεωρείται ως πρότυπο αναφοράς gold standard. Πιο συγκεκριμένα, η εγκυρότητα ελέγχθηκε συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάρδισης των δυο προαναφερθέντων εργαλείων. Η αξιοπιστία του αισθητήρα Wiva αξιολογήθηκε με την τεχνική test- retest, τριών επαναλήψεων με διάλειμμα 10 λεπτών μεταξύ των δοκιμών.

Προκειμένου να επιτευχθεί ο σκοπός της έρευνας τίθενται τα ακόλουθα ερευνητικά ερωτήματα:

1. Ο αισθητήρας κίνησης Wiva αποτελεί ένα έγκυρο αντικειμενικό εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάρδισης;
2. Ο αισθητήρας κίνησης Wiva αποτελεί ένα αξιόπιστο αντικειμενικό εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάρδισης;

2.7 Ερευνητικές υποθέσεις

Η μηδενική υπόθεση για τη μελέτη **εγκυρότητας** ορίζεται όπως:

H0: Η χρήση του αισθητήρα κίνησης Wiva στη μέτρηση χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάρδισης δεν αποτελεί έγκυρο εργαλείο .

Η εναλλακτική υπόθεση για τη μελέτη **εγκυρότητας** ορίζεται όπως:

H1: Η χρήση του αισθητήρα Wiva στη μέτρηση χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάρδισης αποτελεί ένα έγκυρο εργαλείο μέτρησης.

Το επίπεδο σημαντικότητας ορίζεται $\alpha = 5\%$

Η μηδενική υπόθεση για τη μελέτη **αξιοπιστίας** ορίζεται όπως:

H0: Η χρήση του αισθητήρα κίνησης Wiva στη μέτρηση της ταχύτητας βάδισης μεταξύ τριών επαναλήψεων δεν αποτελεί ένα αξιόπιστο και αντικειμενικό εργαλείο μέτρησης.

Η εναλλακτική υπόθεση για τη μελέτη **αξιοπιστίας** ορίζεται όπως:

H1: Η χρήση του αισθητήρα κίνησης Wiva στη μέτρηση της ταχύτητας βάδισης μεταξύ τριών επαναλήψεων αποτελεί ένα αξιόπιστο και αντικειμενικό εργαλείο μέτρησης.

Το επίπεδο σημαντικότητας ορίζεται $\alpha = 5\%$

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μεθοδολογία

3.1 Δειγματοληψία

Η προσέλκυση των συμμετεχόντων γνωστοποιήθηκε με poster σε διάφορα πίνακες ανακοινώσεων του Πανεπιστημίου στη Λαμία, όπως επίσης και αναρτήθηκε σε κοινωνικά δίκτυα. Συνολικά συμμετείχαν 60 εθελοντές στη μελέτη εγκυρότητας.

Στη μελέτη αξιοπιστίας μέτρηση- επαναμέτρησης πήραν μέρος 46 εθελοντές στην πόλη της Κομοτηνής. η προσέλκυση τους έγινε με ανάρτηση σχετικής ανακοίνωσης της μελέτης στο χώρο του φυσικοθεραπευτηρίου.

2.1.1 Μέθοδος δειγματοληψίας

Η μέθοδος δειγματοληψίας και στις δύο μελέτες που εφαρμόστηκε ήταν **δείγμα ευκολίας**. Επιλέχτηκε όποιος ήταν διαθέσιμος και εύκαιρος να συμβάλει στη μελέτη. Πραγματοποιήθηκε σχετική φόρμα για να κλείσει ο κάθε συμμετέχοντας το ραντεβού του με την ώρα προσέλευσης του, έτσι ώστε να αποφευχθεί σχετικός συνωστισμός. με την ολοκλήρωση της σχετικής φόρμας των ραντεβού, δημιουργήθηκε ολόγραμμα **QR- code**, το οποίο ήταν τυπωμένο στην αφίσα που δημιουργήθηκε. Έτσι οι εθελοντές με ευκολία μπόρεσαν να επιλέξουν την ημέρα και την ώρα που του μπορούσαν. Τα συγκεκριμένα ραντεβού καθορίστηκαν από τον ερευνητή. Δημιουργήθηκε



Εικόνα 3.1 Αφίσα μελέτης



Εικόνα 3.2 QR- code ηλεκτρονικής φόρμας

σχετική ηλεκτρονική φόρμα από το Google Forms για να κλείνει ο κάθε εθελοντής την ημέρα και την ώρα που επιθυμεί.

2.1.2 Κριτήρια ένταξης

Τα κριτήρια ένταξης της μελέτης ορίστηκαν ως:

- ✓ Υγιής πληθυσμός
- ✓ Απουσία παθολογιών που προκαλούν διαταραχές στη βάδιση
- ✓ Ένταξη και των δύο φύλων ♂ και ♀ (Spanos et al., 2023)

3.1.3 Κριτήρια αποκλεισμού

Τα κριτήρια αποκλεισμού της παρούσης μελέτης είναι:

- Εμφάνιση πόνου στην ΟΜΣΣ ή στην περιοχή των ισχίων, γονάτων ή της ποδοκνημικής όπου θα δημιουργεί αλλοίωση αποτελεσμάτων στην ανάλυση βάδισης
- Οποιαδήποτε οστεοαρθρική ή μυϊκή ή νευρολογική παθολογία που προκαλεί αλλαγές στο πρότυπο βάδισης
- Ιστορικό καρδιοαναπνευστικής πάθησης
- Τραυματισμοί ή κατάγματα κάτω άκρων εντός έξι μηνών
- Καρκίνος
- Επιληψία
- Αιθουσαίες διαταραχές
- Παθήσεις κεντρικού νευρικού συστήματος όπως για πχ νόσος Parkinson
- Παρουσία οστικών ανωμαλιών στην σπονδυλική στήλη όπως για πχ σκολίωση (Spanos et al., 2023)

2.2 Τόπος Διεξαγωγής

Η μελέτη εγκυρότητας υλοποιήθηκε στις εγκαταστάσεις του τμήματος Φυσικοθεραπείας, του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, στα εργαστήρια «Ανθρώπινης Δραστηριότητας και Αποκατάστασης» και «Αξιολόγηση της Υγείας και της Ποιότητας Ζωής».

Για τη μελέτη αξιοπιστίας μέτρηση- επαναμέτρηση, η υλοποίησή της πραγματοποιήθηκε στο ιδιωτικό εργαστήριο Φυσικοθεραπείας του ερευνητή στην πόλη της Κομοτηνής .

3.3 Ερευνητικός σχεδιασμός

Η μελέτη εγκυρότητας, αποτελεί μια μελέτη εγκυρότητας κριτηρίου, ενώ η μελέτη αξιοπιστίας αποτελεί μελέτη ελέγχου- επανελέγχου.

Η διάρκεια μέτρησης για τον κάθε συμμετέχοντα υπολογίστηκε στα 10 με 20 λεπτά.

3.4 Ηθικές παράμετροι

Ο κάθε συμμετέχοντας ενημερώθηκε για τη διαδικασία της έρευνας και δόθηκε σε κάθε έναν από αυτούς το έντυπο ενημέρωσης εθελοντή και το έντυπο συναίνεσης, το οποίο το υπέγραψε ο καθένας ξεχωριστά. Σε κάθε περίπτωση, είχε την ελευθερία να αποχωρήσει από τη μελέτη ή να σταματήσει από την έρευνα, χωρίς να αναφερθεί ο λόγος αποχώρησης του.

Μετά την έγκριση της μελέτης από την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας με αριθμό πρωτοκόλλου 20612/24/ΤΦΣΚΘ- 20/09/24, λήφθηκαν όλες οι ηθικές αρχές σύμφωνα με τη διακήρυξη του Ελσίνκι (World Medical Association Declaration of Helsinki, 2013).

3.5 Διαδικασία μελέτης εγκυρότητας

Αρχικά έγινε η καταγραφή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών (φύλο, ηλικία, βάρος, ύψος). Ο κάθε συμμετέχοντας πριν την έναρξη της διαδικασίας μέτρησης, πραγματοποιούσε μια δοκιμαστική μέτρηση στο διάδρομο Pluto και στις δύο ταχύτητες που είχαν οριστεί. Αυτό πραγματοποιήθηκε έτσι ώστε να καταλάβει και να νιώσει την ένταση και το ρυθμό βάρδισης που έπρεπε να ακολουθήσει ο κάθε δοκιμαζόμενος.

Ο κάθε δοκιμαζόμενος φορούσε αθλητικά παπούτσια για να είναι άνετη η βάρδιση στο διάδρομο όπως και άνετο αθλητικό ρουχισμό. Στη συνέχεια, τοποθετήθηκε ο αισθητήρας κίνησης “Wiva” στο επίπεδο Ο5 της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης και ανέβηκε στα πλαϊνά προστατευτικά του διαδρόμου “Pluto”. Ο υπολογιστής του προγράμματος “Wiva” τοποθετήθηκε στη δεξιά πλευρά του συμμετέχοντα ακριβώς δίπλα με τον υπολογιστή του προγράμματος του διαδρόμου “Pluto”.

3.5.1 Συγχρονισμός μετρήσεων

Το πρόγραμμα του αισθητήρα κίνησης “Wiva” που χρησιμοποιείται είναι το Biomech Science και επιλέγεται η κατηγορία βάρδιση L5. Η σύζευξη του αισθητήρα κίνησης “Wiva” με το λογισμικό του υπολογιστή γίνεται με την επιλογή “start on line” έτσι γίνεται το calibration του αισθητήρα. Ταυτόχρονα, με το πρόγραμμα του διαδρόμου “Pluto” ζητείται αρχικά να τοποθετήσει ο δοκιμαζόμενος τα πόδια του στα πλαϊνά μέρη του διαδρόμου και στη συνέχεια να πατήσει πάνω στο διάδρομο όπου και γίνεται το calibration του διαδρόμου. Τη στιγμή αυτή επιλέγεται το “start

on line” από το λογισμικό του ”Wiva”, έτσι ώστε να γίνει ταυτόχρονα calibration και από τα δύο λογισμικά.



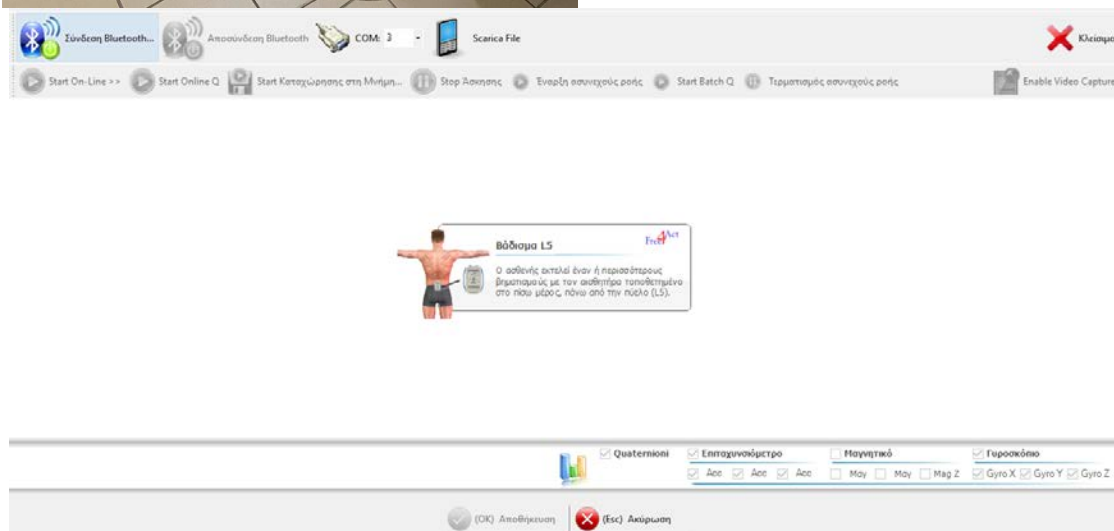
Εικόνα 3.3 Τοποθέτηση λογισμικών εργαλείων μέτρησης



Εικόνα 3.4 Διάδρομος H/P/COSMOS Pluto Med



Εικόνα 3.5 Θέση εξοπλισμού μέτρησης



Εικόνα 3.6 Λογισμικό καταγραφής ανάλυσης βάδισης του αισθητήρα κίνησης WIVA

3.5.2 Διαδικασία μετρήσεων εγκυρότητας

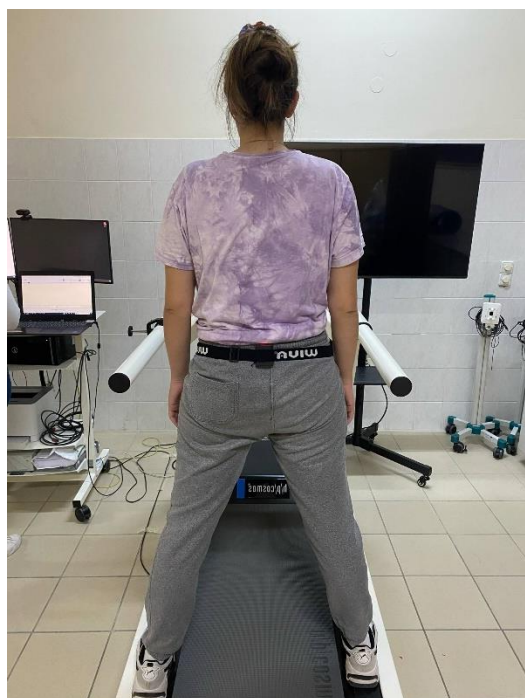
Η μέτρηση εγκυρότητας των δύο εργαλείων πραγματοποιήθηκε σε δύο διαφορετικές ταχύτητες και ορίστηκε:

- Σε μέση ταχύτητα βάδισης στο 3,5km/h
- Σε μια γρήγορη ένταση βάδισης 5.5km/h

Ορίστηκαν οι δυο παραπάνω ταχύτητες βάδισης, με στόχο τη διερεύνηση ποια από τις δύο παρέχει πιο έγκυρα και αντιπροσωπευτικά δεδομένα αξιολόγησης της βάδισης.

Πρέπει να σημειωθεί, ότι και στις δύο ταχύτητες βάδισης ακολουθήθηκε το ίδιο πρόγραμμα μέτρησης.

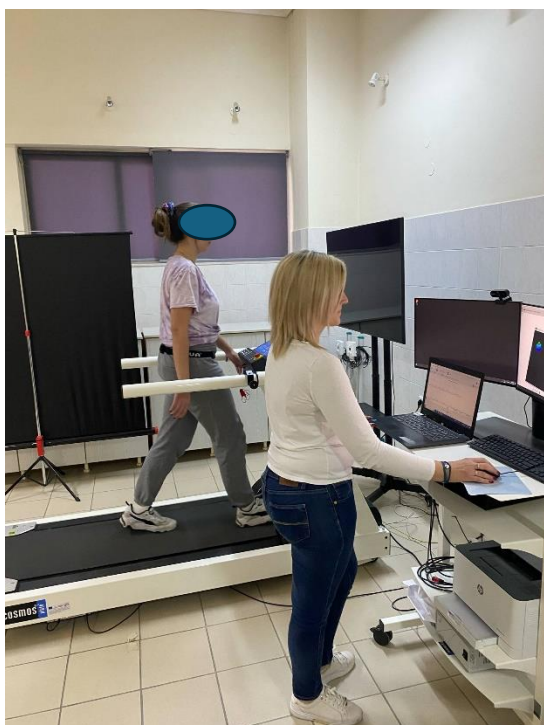
Στον κάθε δοκιμαζόμενο τοποθετήθηκε ο αισθητήρας κίνησης “Wiva” στο επίπεδο Ο5 της οσφυϊκής μοίρας και του ζητήθηκε να ανεβεί στα πλαϊνά μέρη του διαδρόμου. Έγινε το calibration των δύο εργαλείων και ορίστηκε η ταχύτητα βάδισης. Με την έναρξη της διαδικασίας βάδισης, δόθηκε σε κάθε εθελοντή χρονικό διάστημα 30 δευτερολέπτων προκειμένου να ρυθμίσει τον προσωπικά κατάλληλο ρυθμό βάδισης. Μόλις επιτευχθεί η επιθυμητή και σταθερή ταχύτητα, ξεκίνησε η ταυτόχρονη συλλογή των δεδομένων από τα δύο εργαλεία μέτρησης. Η συνολική καταγραφή ήταν 3 λεπτά.



Εικόνα 3.7 Τοποθέτηση αισθητήρα κίνησης WIVA και θέση εθελοντή πριν το calibration



Εικόνα 3.8 Θέση αισθητήρα κίνησης WIVA



Εικόνα 3.9 Διαδικασία μέτρησης καταγραφής δεδομένων



Εικόνα 3.10 Διαδικασία μέτρησης



Εικόνα 3.11 Διαδικασία μέτρησης εγκυρότητας αισθητήρα κίνησης WIVA

Η παραπάνω διαδικασία επαναλήφθηκε και σε πιο γρήγορη ταχύτητα στο 5,5 km/h

3.5.3 Διαδικασία μέτρησης αξιοπιστίας

Η διαδικασία αξιολόγησης της αξιοπιστίας μέσω της μεθόδου test- retest (μέτρηση-επαναμέτρηση) πραγματοποιήθηκε στο ιδιωτικό εργαστήριο Φυσικοθεραπείας του ερευνητή, το

οποίο βρίσκεται στην πόλη της Κομοτηνής. Συνολικά συμμετείχαν 46 άτομα, τα οποία πληρούσαν τα προκαθορισμένα κριτήρια ένταξης.

Ως εργαλείο μέτρησης για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του αισθητήρα κίνησης WIVA, χρησιμοποιήθηκε ο διάδρομος γυμναστικής **Spirit XT185**, ο οποίος έχει λάβει θετικές αξιολογήσεις από ειδικούς και χρήστες αναφορικά με την αξιοπιστία, την κατασκευαστική του ποιότητα και την καταλληλότητά του για βάδιση και ελαφρύ τρέξιμο. Ο συγκεκριμένος διάδρομος διαθέτει στιβαρό ατσάλινο πλαίσιο, το οποίο προσφέρει υψηλό επίπεδο σταθερότητας κατά την χρήση, μειώνοντας τους κραδασμούς και ενισχύοντας την ακρίβεια της καταγραφής της βάδισης. Η αξιοπιστία της κατασκευής του αποδεικνύεται από την εγγύηση εφ' όρου ζωής που παρέχεται για το πλαίσιο.

Η επιφάνεια βάδισης το XT185 έχει διαστάσεις 20'' x 55'', επαρκής για μια μέτριας έντασης βάδισης, ενώ παρέχεται η δυνατότητα επιλογής προγραμμάτων άσκησης.

Σύμφωνα με τους Peters et al. (2013), το μήκος του διαδρόμου δεν επηρεάζει σημαντικά την ταχύτητα βάδισης, γεγονός που επιβεβαιώνει την καταλληλότητα του για χρήση σε μελέτες αξιολόγησης κινητικών παραμέτρων.

Στο πλαίσιο της αξιολόγησης της αξιοπιστίας του αισθητήρα κίνησης WIVA, υπολογίστηκε η ταχύτητα βάδισης. Ο κάθε δοκιμαζόμενος πραγματοποίησε τρεις ίδιες διαδοχικές μετρήσεις με ενδιάμεσο διάλειμμα 5 λεπτών μεταξύ των προσπαθειών. Εκτός από τον αισθητήρα κίνησης και τον διάδρομο βάδισης,, χρησιμοποιήθηκε το εξειδικευμένο λογισμικό του αισθητήρα που τοποθετήθηκε πίσω από τον διάδρομο βάδισης, σε έπιπλο ώστε να βρίσκεται όσο το δυνατόν πιο κοντά τον δέκτη και να ελαχιστοποιούνται πιθανές παρεμβολές σήματος.

Για να εξασφαλιστεί η διατήρηση σταθερού ρυθμού βάδισης μεταξύ των επαναλήψεων, τοποθετήθηκε στο διάδρομο μια σταθερή βέργα. Οι συμμετέχοντες καθοδηγούνταν να διατηρούν επαφή με τη βέργα κατά τη διάρκεια βάδισης, προκειμένου να επιτυγχάνεται ομοιόμορφος ρυθμός βάδισης. Η κάθε δοκιμή είχε διάρκεια 3 λεπτών, και μεταξύ των επαναλήψεων παρεμβάλλονταν διάλλειμα. Η καταγραφή των δεδομένων της ανάλυσης βάδισης ξεκινούσε όταν ο κάθε συμμετέχοντας είχε επιτύχει τη σταθερή επιθυμητή ταχύτητα βάδισης που του είχε ορίσει ο ερευνητής.

Πρέπει να σημειωθεί, ότι όπως και στη διαδικασία εγκυρότητας, έτσι και στην διαδικασία αξιοπιστίας, σε κάθε μέτρηση η αρχική θέση του εθελοντή ξεκινούσε στα πλαϊνά μέρη του διαδρόμου για να κάνει calibration ο αισθητήρας κίνησης και στη συνέχεια πατούσε πάνω στο διάδρομο και ξεκινούσε τη διαδικασία μέτρησης.



Εικόνα 3.12 Θέση εξοπλισμού αξιοπιστίας



Εικόνα 3.13 Θέση εξοπλισμού αξιοπιστίας



Εικόνα 3.14 Αρχική θέση εθελοντή



Εικόνα 3.15 Διαδικασία μέτρησης και τοποθέτηση λογισμικού του αισθητήρα



Εικόνα 3.16 Διαδικασία μέτρησης (ελαφριά επαφή με σταθερό σημείο αναφοράς)



Εικόνα 3.17 Διαδικασία μέτρησης

3.5.3 Προβλήματα μελέτης και η αντιμετώπισή τους

Στη διαδικασία μετρήσεων εγκυρότητας, διαπιστώθηκε ότι το μη συγχρονισμένο calibration των δυο εργαλείων μέτρησης, θα μπορούσε να φέρει λανθασμένα αποτελέσματα. Έτσι, εξασφαλίστηκε το συγχρονισμένο calibration με την τοποθέτηση των δύο λογισμικών το ένα δίπλα στο άλλο για να μπορέσει ο ερευνητής να πατήσει ταυτόχρονα calibration των δύο εργαλείων.

Αν και το πρότυπο βάδισης είναι εσωτερικευμένο στον εγκέφαλο, είναι αδύνατο να επαναλαμβάνεται η βάδιση ή οποιαδήποτε κίνηση με τον ακριβώς ίδιο τρόπο κάθε φορά. Εάν η μελέτη δε πραγματοποιηθεί σε κατάλληλο περιβάλλον, τότε το άτομο βαδίζει με το συνηθισμένο πρότυπο. Εξίσου εάν δεν αισθάνεται άνετα με τις συσκευές που είναι τοποθετημένες επάνω του, οι καταστάσεις αυτές μπορεί να προκαλέσουν αλλαγές στην κίνηση (Marín et al., 2020; Prasanth et al., 2021). Ο παραπάνω προβληματισμός επιλύθηκε με τη χρήση εξειδικευμένου εργαστηρίου στις εγκαταστάσεις του τμήματος Φυσικοθεραπείας, εξοπλισμένο με σύγχρονο εξοπλισμό. Όπως επίσης, για την απόκτηση οικειότητας του εθελοντή με τη διαδικασία μέτρησης πραγματοποιήθηκε δοκιμαστική μέτρηση.

Η χρήση διαφορετικού υποδήματος από κάθε συμμετέχοντα ενδέχεται να επηρεάσει τις δυνάμεις επαφής με το δάπεδο κατά τη διάρκεια της βάδισης, γεγονός που θα μπορούσε να επηρεάσει την

ακρίβεια των μετρήσεων. Για την ελαχιστοποίηση αυτής της επίδρασης και την ενίσχυση της ομοιομορφίας μεταξύ των συμμετεχόντων, ζητήθηκε από όλους να φορούν άνετα αθλητικά υποδήματα και αθλητικό ρουχισμό καθ' όλη τη διαδικασία αξιολόγησης.

Στη δοκιμασία αξιολόγησης της αξιοπιστίας του αισθητήρα κίνησης ο ρυθμός βάρδισης είναι αρκετά δύσκολο να διατηρηθεί σε σταθερές συνθήκες. Γι' αυτό το λόγο, τοποθετήθηκε μια ράβδος στο διάδρομο και ο κάθε δοκιμαζόμενος έπρεπε να εφάπτεται το κορμί του με τη βέργα αυτή, για να διατηρηθεί όσο το δυνατόν γίνεται σταθερός ρυθμός βάρδισής.

Η χαμηλή στάθμη της μπαταρίας του αισθητήρα Wina θεωρήθηκε παράγοντας σφάλματος, έτσι ώστε να επηρεαστεί η αξιοπιστία του. Για το λόγο αυτό εξασφαλίστηκε η συστηματική επαναφόρτιση του αισθητήρα στο τέλος κάθε ημέρας των μετρήσεων καθώς και στο μεσημεριανό διάλειμμα, προκειμένου να διατηρείται η πλήρη λειτουργικότητά του και να αποτρέπεται η αλλοίωση των αποτελεσμάτων .

Για την αποφυγή πιθανής αλλοίωσης των μετρήσεων λόγω παρεμβολών από ηλεκτρομαγνητικά πεδία, εξαιτίας των κινητών τηλεφώνων, απομακρύνθηκαν από την περιοχή της διαδικασίας μέτρησης.

Κεφάλαιο 4: Στατιστική Ανάλυση

4.1 Μέθοδοι Στατιστικής Ανάλυσης

Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν, μεταφέρθηκαν και αναλύθηκαν με τη χρήση στατιστικού προγράμματος **SPSS Statistics for Windows**, έκδοση 29.0.0.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

4.1.1 Εγκυρότητα κριτηρίου

Για την εκτίμηση της σχέσης που αντιπροσωπεύει την εγκυρότητα κριτηρίου ανάμεσα στις μετρήσεις που προήλθαν από τους δύο αισθητήρες, εφαρμόστηκαν οι συντελεστές συσχέτισης Pearson και Spearman. Οι δείκτες αυτοί επιτρέπουν την ποσοτική αποτύπωση της ισχύος και της κατεύθυνσης της σχέσης μεταξύ των μεταβλητών, είτε αυτή είναι γραμμική είτε μη γραμμική. Ο συντελεστής Pearson χρησιμοποιείται όταν τα δεδομένα πληρούν την προϋπόθεση της κανονικότητας και εξετάζει τη γραμμική σχέση μεταξύ δύο συνεχών μεταβλητών, ενώ ο Spearman εφαρμόζεται σε περιπτώσεις που η κατανομή των δεδομένων δεν είναι κανονική και αξιολογεί τη μονοτονική συσχέτιση. Και οι δύο δείκτες έχουν τιμές που κυμαίνονται από -1 έως 1, με τα ακραία σημεία να υποδηλώνουν ισχυρή αρνητική ή θετική συσχέτιση αντίστοιχα (Mukaka, 2012; Rovetta, 2020). Η ερμηνεία των τιμών αυτών βασίστηκε στις κατευθυντήριες γραμμές του Chan YH (2003), που προτείνονται για εφαρμογή σε έρευνες στον τομέα της Υγείας. Συγκεκριμένα, τιμές από 0.00 έως 0.30 υποδηλώνουν ασθενή ή αμελητέα συσχέτιση, τιμές μεταξύ 0.30 και 0.50 θεωρούνται ενδεικτικές ικανοποιητικής συσχέτισης, ενώ τιμές από 0.50 έως 0.70 υποδεικνύουν μέτρια συσχέτιση. Από 0.70 έως 0.90 η συσχέτιση χαρακτηρίζεται ως πολύ ισχυρή, και τέλος, τιμές μεταξύ 0.90 και 1.00 εκφράζουν εξαιρετικά ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών.

Συμπληρωματικά, για την εκτίμηση της εγκυρότητας των δύο αισθητήρων και την ανίχνευση πιθανών στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ τους, εφαρμόστηκαν το Paired t-test και το Wilcoxon signed-rank test. Η επιλογή αυτών των δοκιμών στόχευσε στην αξιολόγηση εάν οι μετρήσεις των δύο συστημάτων παρουσίαζαν σημαντικές αποκλίσεις, στο πλαίσιο του ελέγχου εγκυρότητας κριτηρίου. Το Paired t-test χρησιμοποιήθηκε όταν υπήρχε η προϋπόθεση ότι οι διαφορές των μετρήσεων κατανέμονται κανονικά, επιτρέποντας τη σύγκριση των μέσων όρων. Σε περιπτώσεις όπου παρατηρήθηκαν αποκλίσεις από την κανονική κατανομή, εφαρμόστηκε το Wilcoxon signed-rank test ως μη παραμετρική εναλλακτική (Whitley & Ball, 2002a, 2002b; Wilcoxon, 1945). Η χρήση του Paired t-test είναι κατάλληλη όταν τηρούνται οι παραδοχές της κανονικότητας και της ανεξαρτησίας των διαφορών. Αντίθετα, το Wilcoxon signed-rank test δεν

απαιτεί κανονικότητα και είναι ιδανικό για μικρά δείγματα ή δεδομένα με μη φυσιολογικές κατανομές (Nahm, 2016; Proudfoot et al., 2018; Wilcoxon, 1945). Ο συνδυασμός αυτών των δύο στατιστικών μεθόδων εξασφαλίζει αξιόπιστη αξιολόγηση των διαφορών μεταξύ των αισθητήρων, προσαρμοσμένη στη φύση της κατανομής των δεδομένων (Nahm, 2016; Proudfoot et al., 2018; Whitley & Ball, 2002b; Wilcoxon, 1945).

4.1.2 Αξιοπιστία ελέγχου- επανελέγχου

Για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας κατά τον έλεγχο-επανελέγχο χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο Two-way Mixed-Effects model, consistency, multiple measurement (ICC 3,k). Αυτό το μοντέλο είναι ιδιαίτερα κατάλληλο για την ανάλυση δεδομένων που προκύπτουν από επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε μια ομάδα συμμετεχόντων, επιτρέποντας την εκτίμηση της αξιοπιστίας του εργαλείου μέτρησης. Ειδικότερα, χρησιμοποιείται σε μελέτες ελέγχου-επανελέγχου, καθώς οι επαναλαμβανόμενες μετρήσεις δεν μπορούν να θεωρηθούν ως τυχαία δείγματα. Είναι επίσης ιδανικό όταν οι εξεταστές είναι συγκεκριμένοι και περιορισμένοι, όπως στην περίπτωση του αισθητήρα κίνησης Wiva.

Με την εφαρμογή του Two-way Mixed-Effects μοντέλου, τα αποτελέσματα αντικατοπτρίζουν την αξιοπιστία του εργαλείου Wiva και δεν είναι δυνατόν να γενικευτούν σε άλλα εργαλεία, ακόμα και αν αυτά έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά με το συγκεκριμένο σύστημα. Η ανάλυση περιλαμβάνει δύο παράγοντες: έναν τυχαίο παράγοντα (τους συμμετέχοντες) και έναν σταθερό παράγοντα (τις επαναλαμβανόμενες μετρήσεις).

Στην ανάλυση εξετάστηκε η συνέπεια (consistency) και όχι η απόλυτη συμφωνία (absolute agreement). Αν και σε πολλές μελέτες ελέγχου-επανελέγχου προτείνεται η χρήση της απόλυτης συμφωνίας (Koo & Li, 2016), το μοντέλο συνέπειας είναι πιο κατάλληλο όταν η γενική τάση των μετρήσεων, όπως ο μέσος όρος των τιμών ταχύτητας, είναι πιο σημαντική από την ακριβή ταύτιση των μεμονωμένων τιμών. Στην παρούσα μελέτη, ο αισθητήρας Wiva πραγματοποιεί επαναλαμβανόμενες μετρήσεις για τον υπολογισμό του μέσου όρου ταχύτητας, οι οποίες δεν απαιτούν ακριβή αντιστοιχία σε κάθε επανάληψη, αλλά πρέπει να παρουσιάζουν μια σταθερή τάση και συσχέτιση μεταξύ τους. Έτσι, το μοντέλο συνέπειας επιλέχθηκε, καθώς δίνει έμφαση στην ικανότητα του εργαλείου να παρέχει παρόμοια αποτελέσματα σε επαναλαμβανόμενες μετρήσεις του μέσου όρου ταχύτητας, χωρίς να απαιτεί αυστηρή αντιστοιχία, όπως το μοντέλο απόλυτης συμφωνίας.

Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα

5.1 Έλεγχος κανονικότητας κατανομής των δεδομένων

Η στατιστική ανάλυση, όπως προαναφέρθηκε, έγινε με το IBM SPSS Statistics (29.0.0.0) για Windows (IBM Corp., Armonk, NY, ΗΠΑ). Για την ανάλυση της στατιστικής σημαντικότητας των αποτελεσμάτων, το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0.05$.

Μεταβλητή	Πλήθος συμμετεχόντων	Ελάχιστο όριο	Μέγιστο όριο	Μέσος Όρος (SD)
Ηλικία (έτη)	60	18	55	24.25 ± 8.698
Ύψος (cm)	60	155	185	171.73 ± 7.302
Βάρος (kg)	60	48	115	70.68 ± 14.276
Φύλο	Πλήθος συμμετεχόντων	Ποσοστό		
Άρρεν	22	36.70%		
Θήλυ	38	63.30%		
Σύνολο	60	100.00%		

Εικόνα 5.1 Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος εγκυρότητας

Ο έλεγχος κανονικότητας της κατανομής των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του τεστ Kolmogorov-Smirnov για όλες τις μεταβλητές που περιλαμβάνονται στην ανάλυση εγκυρότητας, καθώς το δείγμα αποτελείται από περισσότερα από 50 άτομα ($N=60$) (Mishra et al., 2019). Τα αποτελέσματα του ελέγχου παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.1.

Πίνακας 5.1: . Αποτελέσματα Ελέγχου Κανονικότητας με το Τεστ Kolmogorov-Smirnov για τις Μεταβλητές της Ανάλυσης Εγκυρότητας στις Ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h

Μεταβλητή	3.5 km/h Wiva	3.5 km/h Zebris	5.5 km/h Wiva	5.5 km/h Zebris
Ταχύτητα (m/min)	0.200	<0.001	0.188	<0.001
Μήκος βηματισμού (cm)	0.063	0.047	0.040	0.056
Συχνότητα Βάδισης (steps/min)	0.200	0.200	<0.001	0.082
ΑΡ Μήκος βήματος (cm)	0.026	0.200	0.200	0.200
ΔΕ Μήκος βήματος (cm)	0.200	0.071	0.200	0.200
ΑΡ Διάρκεια βήματος (sec)	0.200	0.200	0.003	<0.001
ΔΕ Διάρκεια βήματος (Sec)	0.061	0.058	0.067	<0.001
Χρόνος κύκλου βάδισης (sec)	0.193	0.173	0.023	0.018
ΑΡ Χρόνος φάσης στήριξης (%)	0.200	0.059	0.200	<0.001
ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%)	0.050	0.006	0.019	<0.001
ΑΡ Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	0.200	0.053	0.200	<0.001
ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	0.061	0.005	0.022	<0.001
Χρόνος διπλής στήριξης (%)	<0.001	0.019	0.046	<0.001

*Με έντονη μαύρη γραφή απεικονίζονται οι μεταβλητές που δεν ακολουθούν κανονική κατανομή p value.

Έγινε έλεγχος για κάθε μία από τις μεταβλητές στις ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h, για τους αισθητήρες Wiva και Zebris. Κανονικότητα δεν παρατηρήθηκε ($p < 0.05$) στις εξής περιπτώσεις:

- **3.5 km/h Wiva:** AP Μήκος βήματος ($p = 0.026$), Χρόνος διπλής στήριξης ($p = <0.001$)
- **3.5 km/h Zebris:** Ταχύτητα ($p < 0.001$), Μήκος βηματισμού ($p = 0.047$), ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης ($p = 0.006$), ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης ($p = 0.005$), Χρόνος διπλής στήριξης ($p = 0.019$).
- **5.5 km/h Wiva:** Μήκος βηματισμού ($p = 0.040$), Συχνότητα βάδισης (<0.001), AP Διάρκεια βήματος ($p = 0.003$), Χρόνος κύκλου βάδισης ($p = 0.023$), ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης ($p = 0.019$), ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης ($p = 0.022$), Χρόνος διπλής στήριξης ($p = 0.046$).
- **5.5 km/h Zebris:** Ταχύτητα ($p < 0.001$), AP Διάρκεια βήματος ($p < 0.001$), ΔΕ Διάρκεια βήματος ($p < 0.001$), Χρόνος κύκλου βάδισης ($p = 0.018$), AP και ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης ($p < 0.001$), AP και ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης ($p < 0.001$), Χρόνος διπλής στήριξης ($p < 0.001$).

Οι υπόλοιπες μεταβλητές παρουσίασαν τιμές $p > 0.05$, υποδεικνύοντας ότι δεν απορρίπτεται η υπόθεση της κανονικότητας.

5.2 Αποτελέσματα εγκυρότητας κριτηρίου

Τα αποτελέσματα της ανάλυσης συσχέτισης μεταξύ των μετρήσεων από τα συστήματα Wiva και Zebris σε δύο ταχύτητες (3.5 km/h και 5.5 km/h), μέσω των συντελεστών Pearson και Spearman, παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.2. Αντίστοιχα, τα αποτελέσματα της σύγκρισης των μετρήσεων με τη χρήση του παραμετρικού ελέγχου (Paired t-test) και του μη παραμετρικού ελέγχου (Wilcoxon signed-rank test) παρατίθενται στον Πίνακα 5.3.

Πίνακας 5.2: Έλεγχος Εγκυρότητας-Συσχέτιση μεταξύ παραμέτρων βάδισης που καταγράφηκαν από τις συσκευές Wiva και Zebris στις ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h, μέσω των συντελεστών Pearson και Spearman.

Μεταβλητή	3.5 km/h Wiva vs 3.5 km/h Zebris		5.5 km/h Wiva vs 5.5 km/h Zebris	
	Spearman's rho (ρ)/Pearson (r)	P-value	Spearman's rho (ρ)/Pearson (r)	P-value
Ταχύτητα (m/min)	ρ= 0.064	0.629	ρ= 0.137	0.298
Μήκος βηματισμού (cm)	ρ= 0.517	< 0.001	ρ= 0.598	< 0.001
Συχνότητα Βάδισης (steps/min)	r= 0.998	< 0.001	ρ= 0.945	< 0.001
ΑΡ Μήκος βήματος (cm)	r= 0.453	< 0.001	r= 0.525	< 0.001
ΔΕ Μήκος βήματος (cm)	r= 0.499	< 0.001	r= 0.479	< 0.001
ΑΡ Διάρκεια βήματος (sec)	r=0.940	< 0.001	ρ= 0.776	< 0.001
ΔΕ Διάρκεια βήματος (sec)	r= 0.922	< 0.001	ρ= 0.834	< 0.001
Χρόνος κύκλου βάδισης (sec)	r= 0.996	< 0.001	ρ= 0.954	< 0.001
ΑΡ Χρόνος φάσης στήριξης (%)	r= 0.136	0.300	ρ= 0.299	0.020
ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%)	ρ= 0.228	0.080	ρ= 0.353	0.006
ΑΡ Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	r= 0.146	0.265	ρ= 0.320	0.013
ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	ρ= 0.225	0.084	ρ= 0.321	0.012
Χρόνος διπλής στήριξης (%)	ρ= 0.231	0.076	ρ= 0.384	0.002

Στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($p < 0.05$) παρατηρήθηκε σε όλες σχεδόν τις μεταβλητές εκτός από την ταχύτητα και ορισμένους δείκτες φάσεων στήριξης και αιώρησης. Συγκεκριμένα, η ταχύτητα βάδισης παρουσίασε μη σημαντική και πτωχή συσχέτιση και στις δύο ταχύτητες ($\rho = 0.064$, $p = 0.629$ και $\rho = 0.137$, $p = 0.298$ αντίστοιχα). Αντίθετα, το μήκος βηματισμού εμφάνισε μέτρια συσχέτιση σε 3.5 km/h ($\rho = 0.517$) και ικανοποιητική προς πολύ ισχυρή σε 5.5 km/h ($\rho = 0.598$). Η συχνότητα βάδισης, ο χρόνος κύκλου βάδισης και οι διάρκειες βημάτων (ΑΡ & ΔΕ) παρουσίασαν εξαιρετικά υψηλές συσχετίσεις και για τις δύο ταχύτητες που συγκρίθηκαν οι αισθητήρες ($r > 0.7$, $p < 0.001$), χαρακτηρίζοντας την εγκυρότητα ως πολύ ισχυρή για αυτές τις μεταβλητές. Το μήκος βήματος (ΑΡ & ΔΕ) εμφάνισε ικανοποιητική συσχέτιση ($r \approx 0.45-0.52$). Όσον αφορά τους δείκτες στήριξης και αιώρησης, όλες οι μεταβλητές, πλην του χρόνου διπλής στήριξης, εμφάνισαν χαμηλές έως μέτριες συσχετίσεις οι οποίες είναι στατιστικά σημαντικές μόνο για την ταχύτητα 5.5 km/h, ενώ για την ταχύτητα 3.5 km/h καμία τιμή δεν παρουσίασε τιμή μικρότερη του 0.05. Τέλος, ο χρόνος διπλής στήριξης εμφάνισε ικανοποιητική συσχέτιση μόνο στη μεγαλύτερη ταχύτητα ($\rho = 0.384$, $p = 0.002$), ενώ πτωχή και μη στατιστικά σημαντική για την μικρότερη ($\rho = 0.231$, $p = 0.076$).

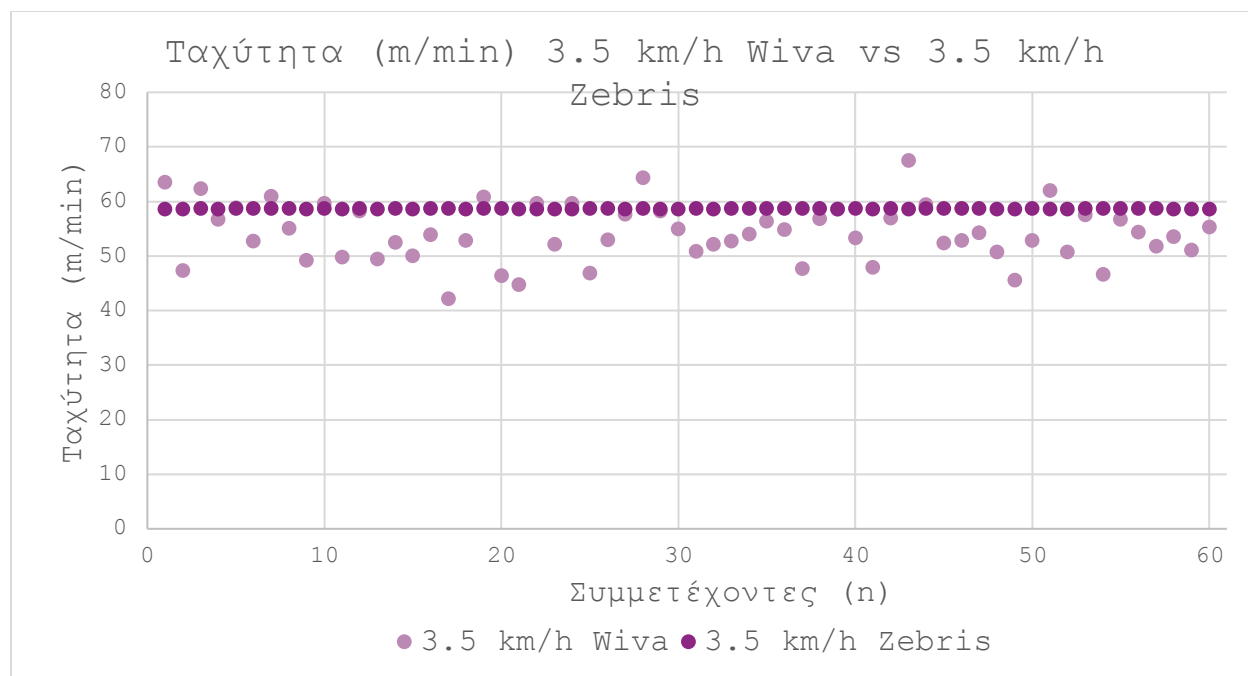
Πίνακας 5.3: Σύγκριση παραμέτρων βάδισης που καταγράφηκαν από τις συσκευές Wiva και Zebris στις ταχύτητες 3.5 km/h και 5.5 km/h, μέσω Paired Samples Correlation και Wilcoxon Signed-Rank Test.

Paired Samples Correlation/ Wilcoxon Signed-Rank Test				
Μεταβλητή	3.5 km/h Wiva vs 3.5 km/h Zebris		5.5 km/h Wiva vs 5.5 km/h Zebris	
	Mean (SD)	P-value	Mean (SD)	P-value
Ταχύτητα (m/min)	-4.47 (± 5.21)	< 0.001	-4.79 (± 7.84)	< 0.001
Μήκος βηματισμού (cm)	-0.07 (± 0.11)	< 0.001	-0.06 (± 0.13)	0.001
Συχνότητα Βάδισης (steps/min)	-1.57 (± 0.45)	< 0.001	-1.05 (± 5.91)	< 0.001
AP Μήκος βήματος (cm)	-0.04 (± 0.06)	< 0.001	-0.03 (± 0.07)	0.001
ΔΕ Μήκος βήματος (cm)	-0.03 (± 0.06)	< 0.001	-0.03 (± 0.07)	< 0.001
AP Διάρκεια βήματος (sec)	0.01 (± 0.01)	< 0.001	0.004 (± 0.03)	< 0.001
ΔΕ Διάρκεια βήματος (Sec)	0.01 (± 0.01)	< 0.001	0.004 (± 0.03)	0.002
Χρόνος κύκλου βάδισης (sec)	0.02 (± 0.01)	< 0.001	0.01 (± 0.05)	< 0.001
AP Χρόνος φάσης στήριξης (%)	-3.76 (± 2.43)	< 0.001	-2.19 (± 2.68)	< 0.001
ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%)	-4.41 (± 2.17)	< 0.001	-2.28 (± 2.75)	< 0.001
AP Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	2.17 (± 2.44)	< 0.001	0.30 (± 2.63)	0.100
ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%)	2.81 (± 2.17)	< 0.001	0.24 (± 2.79)	0.181
Χρόνος διπλής στήριξης (%)	-17.90 (± 4.64)	< 0.001	-13.24 (± 3.88)	< 0.001

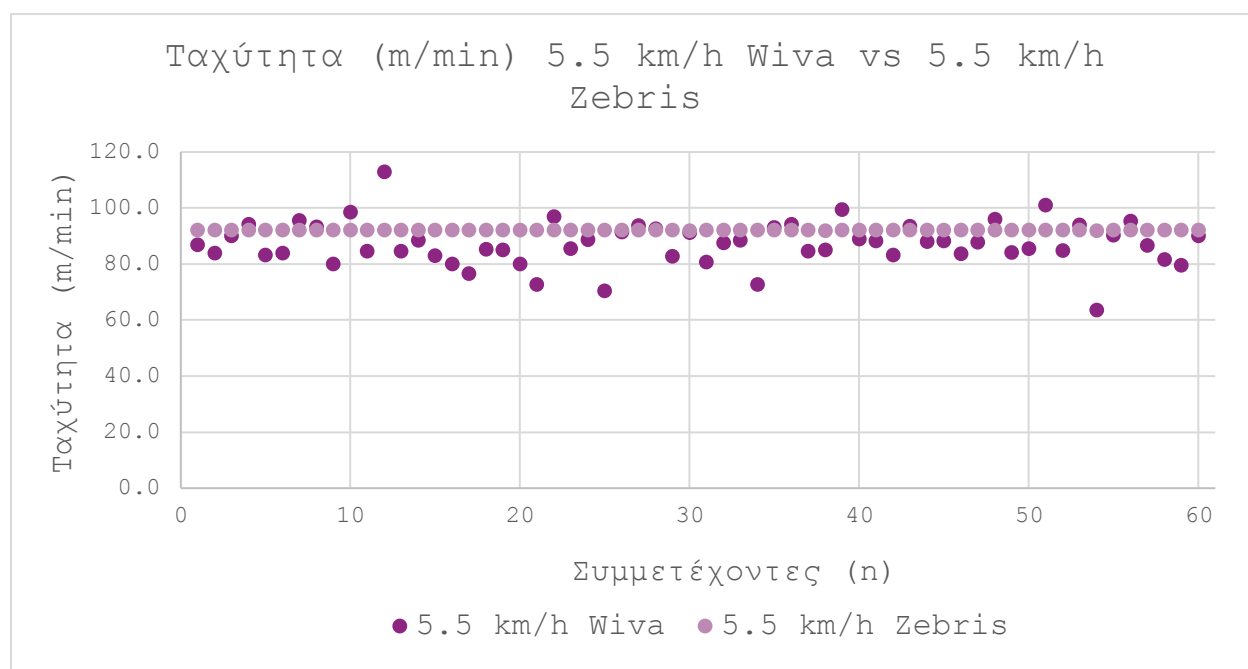
Αναλύοντας τα αποτελέσματα της σύγκρισης των συστημάτων Wiva και Zebris για τα 3.5 km/h, παρατηρείται ότι όλες οι μετρήσεις παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ($p < 0.001$). Συγκεκριμένα, οι διαφορές στις μεταβλητές ταχύτητας, μήκους βηματισμού, συχνότητας βάδισης, AP και ΔΕ μήκους βήματος, AP και ΔΕ διάρκειας βήματος, χρόνου κύκλου βάδισης, AP και ΔΕ φάσης στήριξης και αιώρησης καθώς και χρόνου διπλής στήριξης ήταν όλες σημαντικές, υποδεικνύοντας ότι το σύστημα Wiva καταγράφει στατιστικώς σημαντικά διαφορετικά αποτελέσματα σε σχέση με το Zebris σε όλα αυτά τα χαρακτηριστικά της βάδισης. Συνολικά, παρατηρήθηκαν διαφοροποιήσεις μεταξύ των δύο συστημάτων τόσο σε μικρότερο όσο και σε μεγαλύτερο βαθμό, με τις πιο έντονες διαφορές να εντοπίζονται στην ταχύτητα βάδισης και στον χρόνο διπλής στήριξης, ενώ άλλες παράμετροι, όπως το μήκος βηματισμού και η διάρκεια βήματος, εμφάνισαν μικρότερες αποκλίσεις.

Στην ταχύτητα των 5.5 km/h, οι διαφορές παραμένουν στατιστικά σημαντικές για τις περισσότερες παραμέτρους, με εξαίρεση τις AP και ΔΕ φάσεις αιώρησης ($p = 0.100$ και $p = 0.181$ αντίστοιχα). Επίσης, στην πλειονότητά τους οι διαφοροποιήσεις στις τιμές ανάμεσα στους δύο αισθητήρες είναι μικρότερες σε σχέση με την ταχύτητα των 3.5 km/h, με εξαίρεση την ταχύτητα βάδισης και το ΔΕ μήκος βήματος.

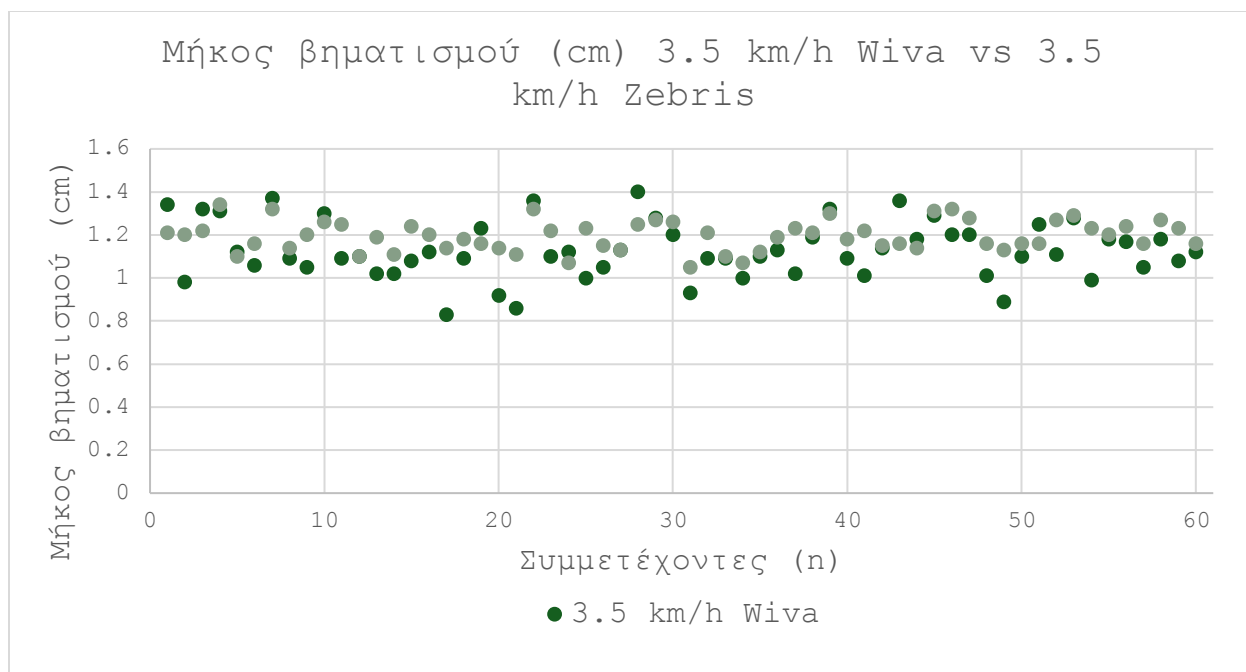
Στη συνέχεια, παρατίθενται τα Γραφήματα 5.1 έως 5.26, τα οποία απεικονίζουν συγκριτικά τις μετρήσεις των δύο συστημάτων (Wiva και Zebris) για όλες τις υπό εξέταση παραμέτρους βάδισης, τόσο στην ταχύτητα των 3.5 km/h όσο και των 5.5 km/h. Τα γραφήματα αυτά επιτρέπουν την οπτική αξιολόγηση της σχέσης και των αποκλίσεων μεταξύ των δύο εργαλείων καταγραφής



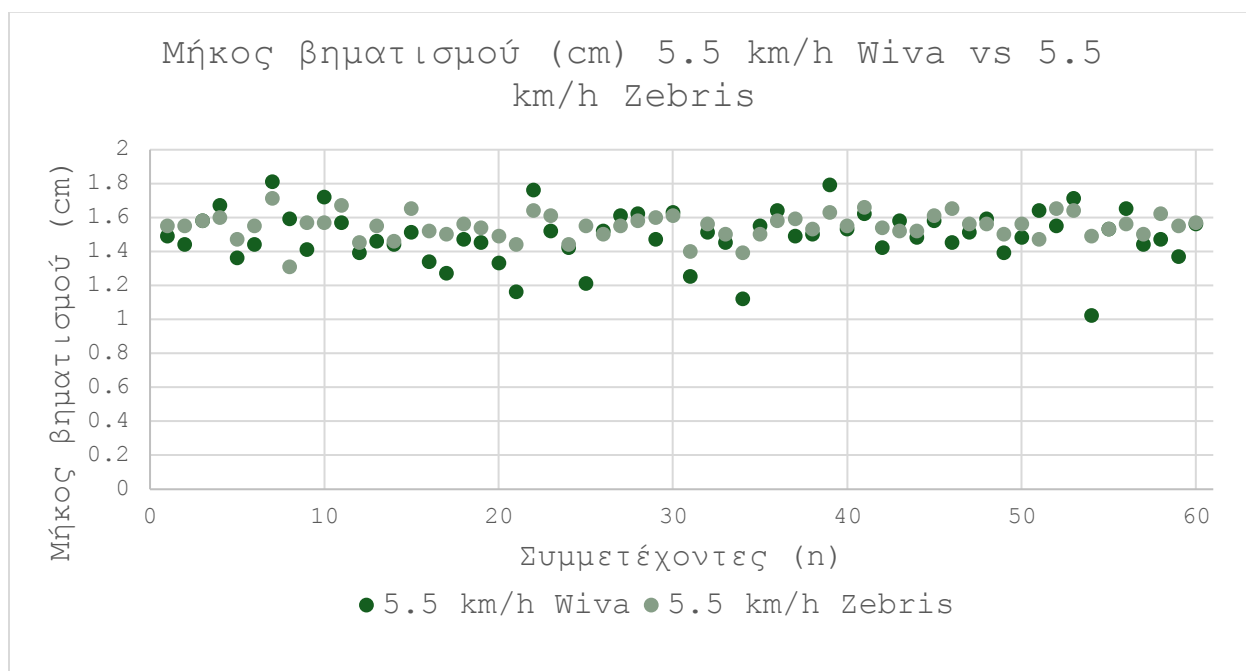
Γράφημα 5.1: Ταχύτητα (m/min) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



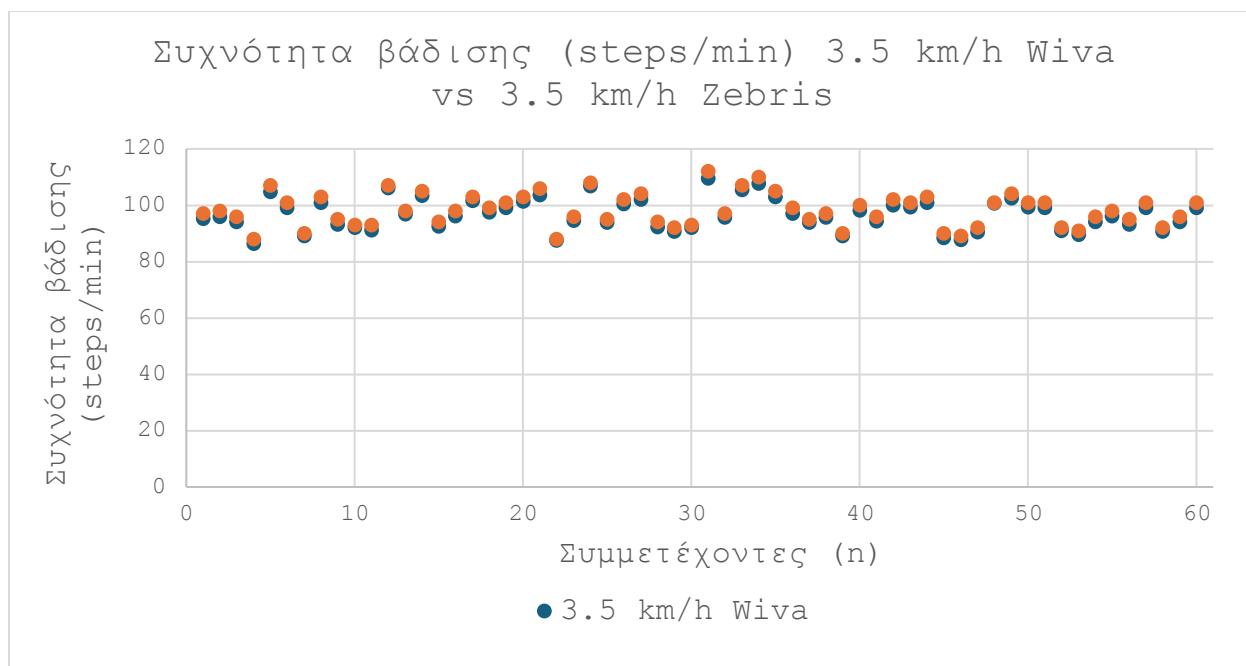
Γράφημα 5.2: Ταχύτητα (m/min) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



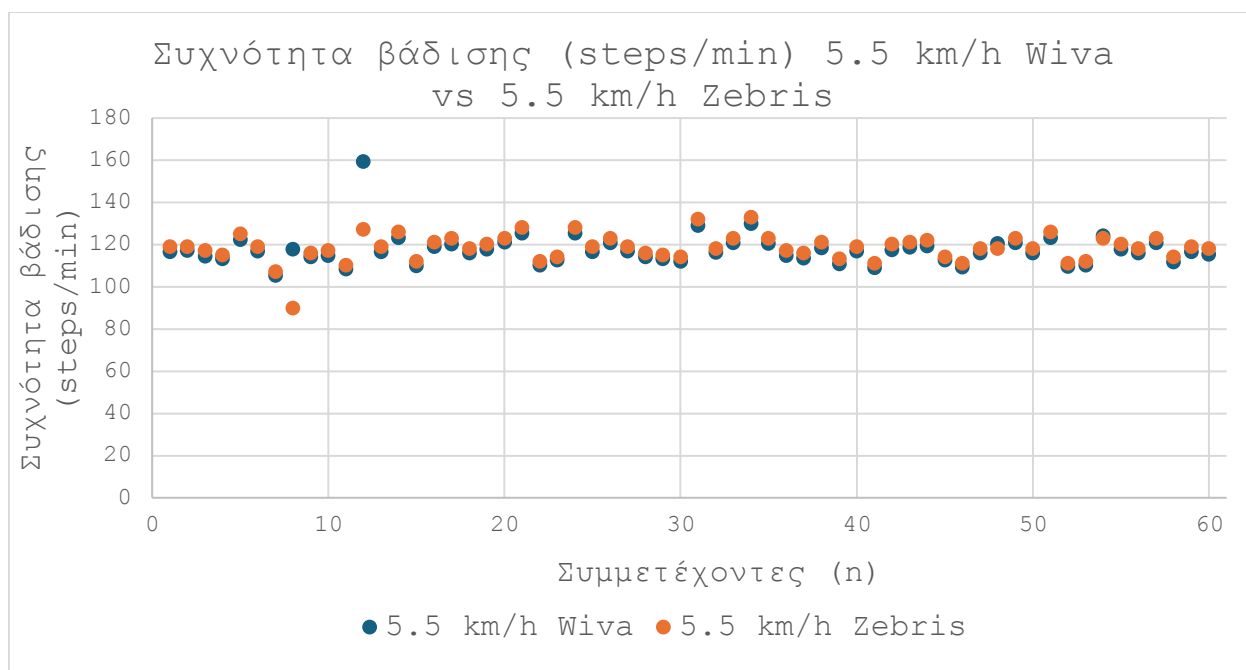
Γράφημα 5.3: Μήκος βηματισμού (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



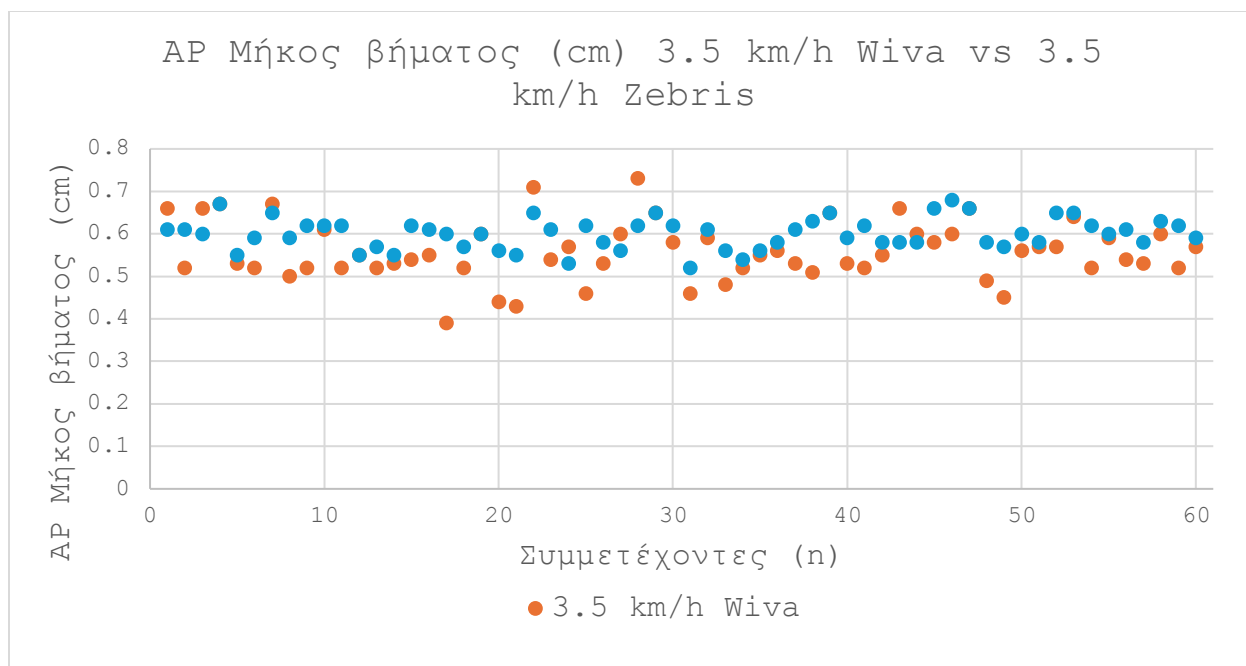
Γράφημα 5.4: Μήκος βηματισμού (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



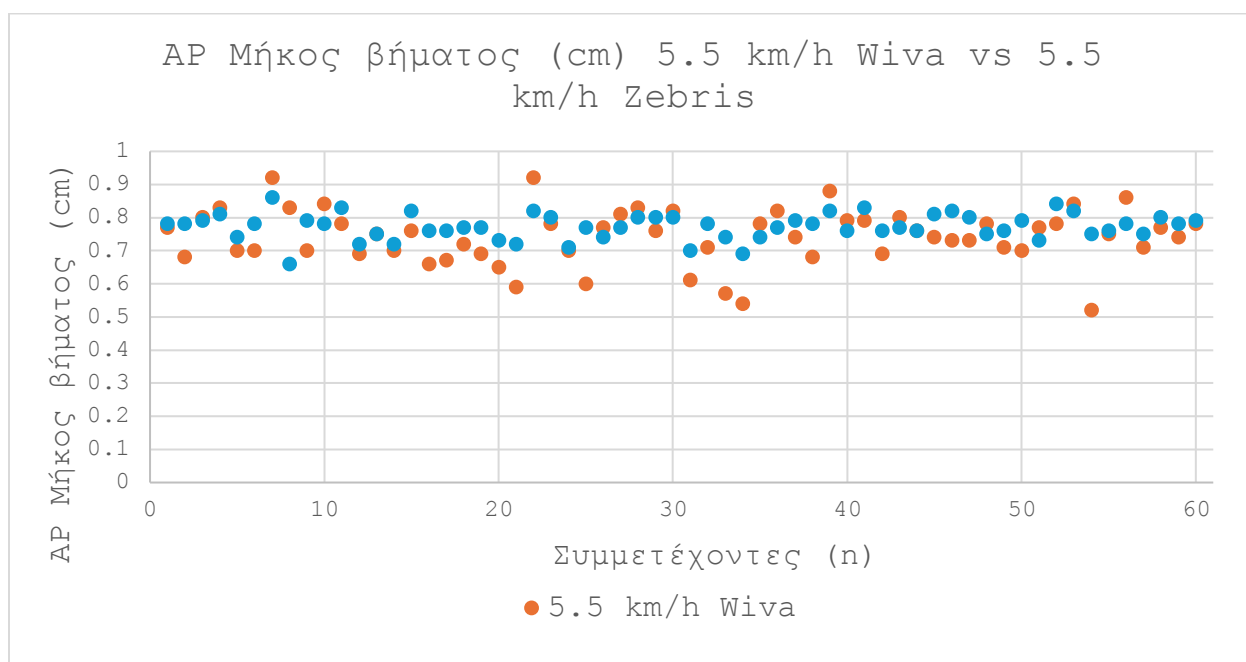
Γράφημα 5.5: Συχνότητα βάρδισης (steps/min) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



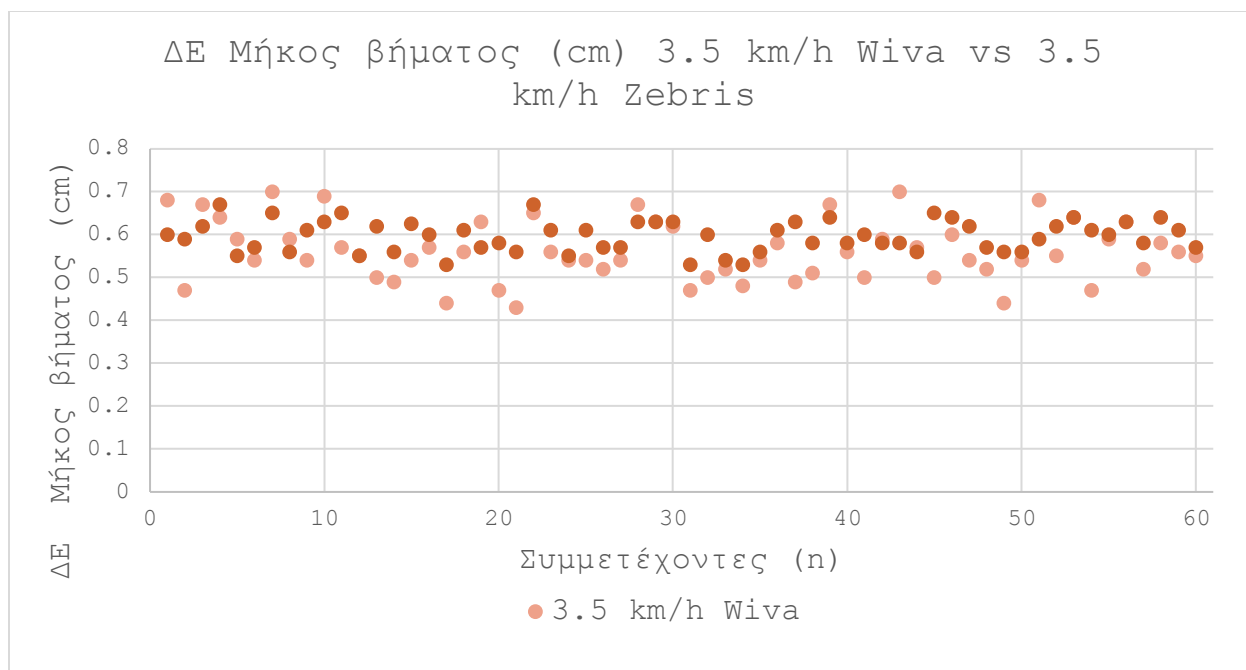
Γράφημα 5.6: Συχνότητα βάρδισης (steps/min) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



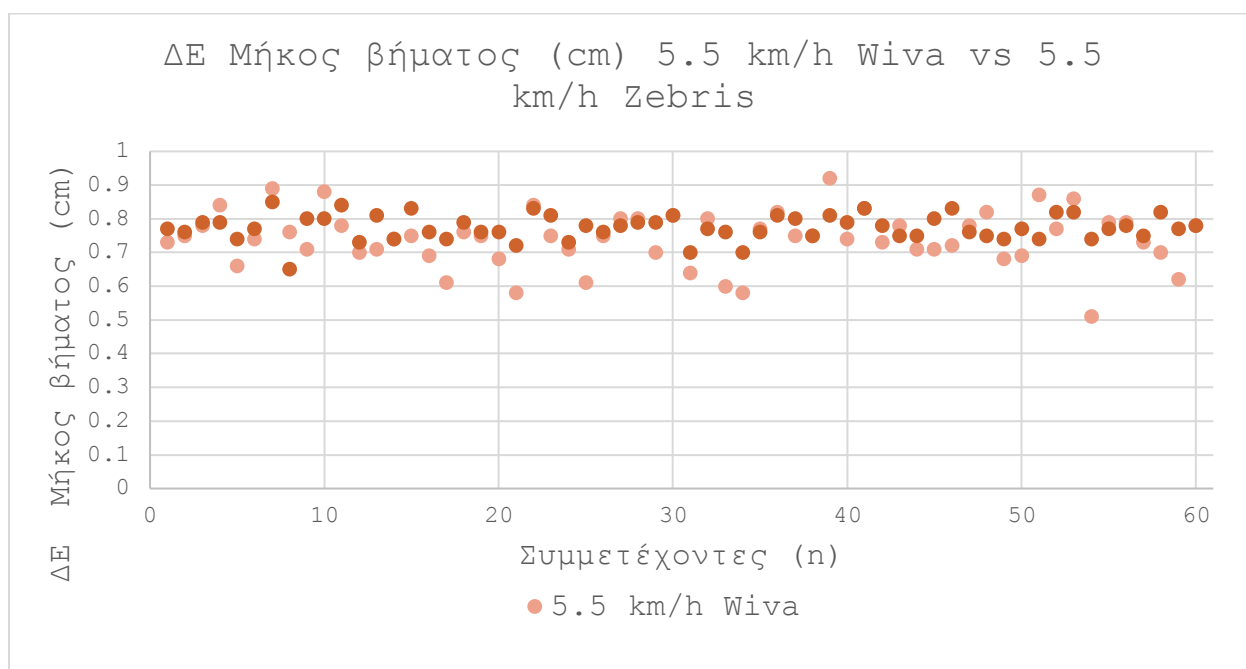
Γράφημα 5.7: AP Μήκος βήματος (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



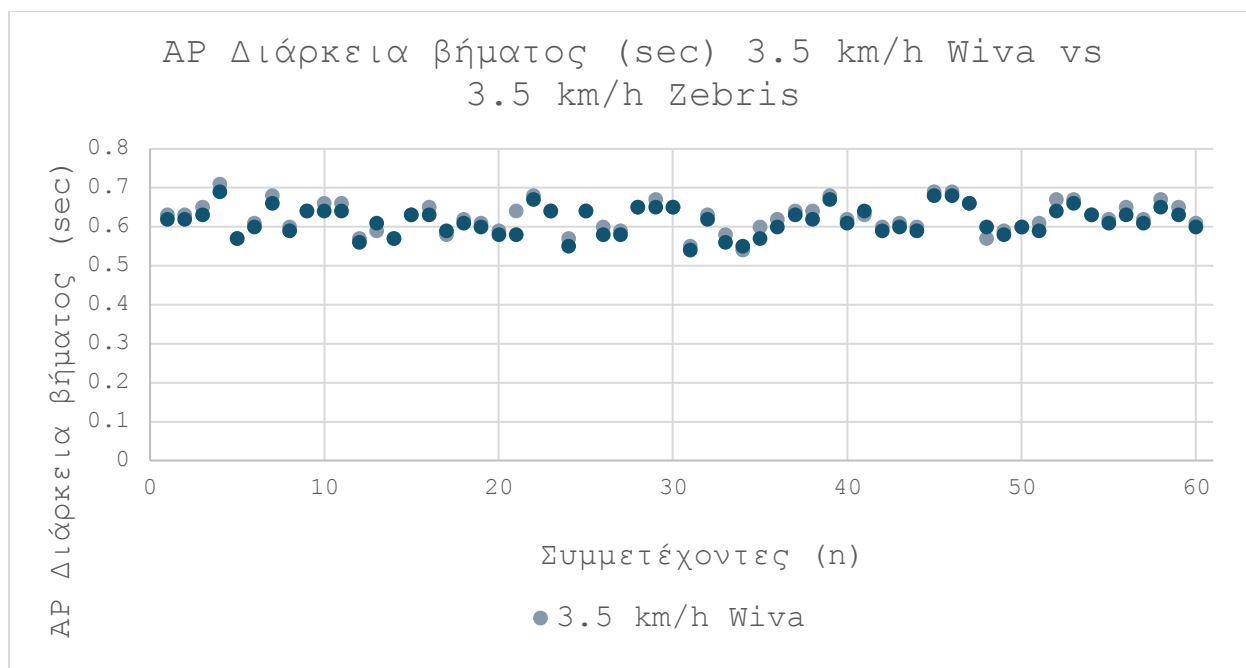
Γράφημα 5.8: AP Μήκος βήματος (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



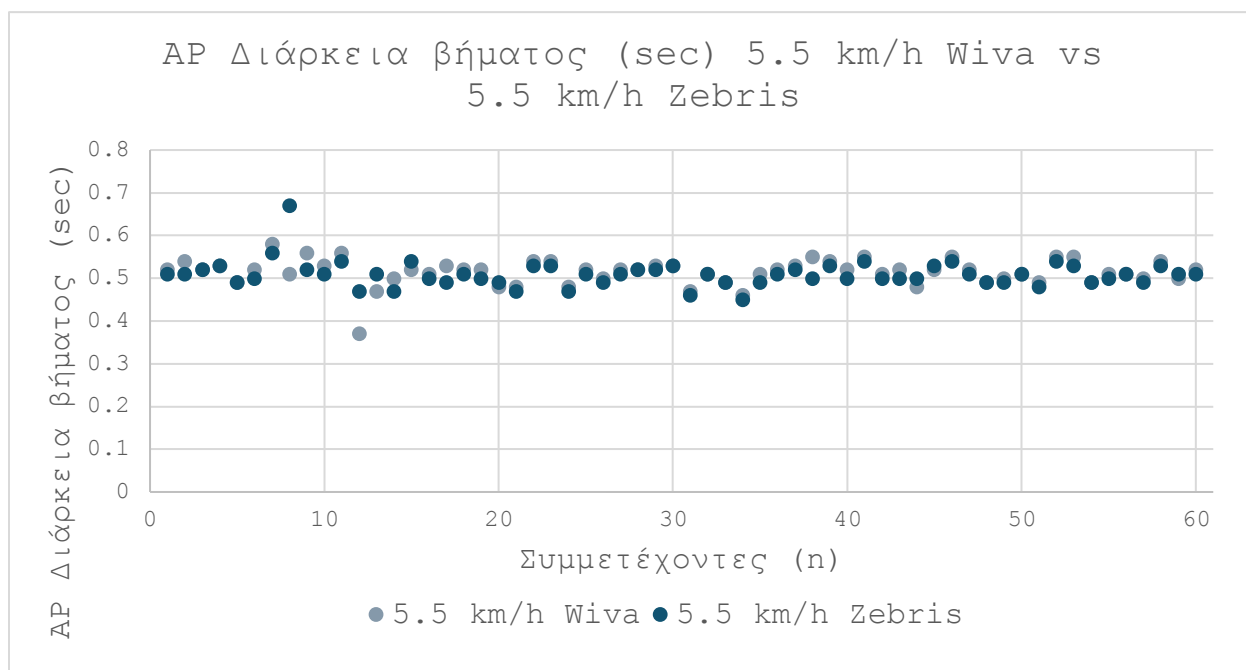
Γράφημα 5.9: ΔΕ Μήκος βήματος (cm) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



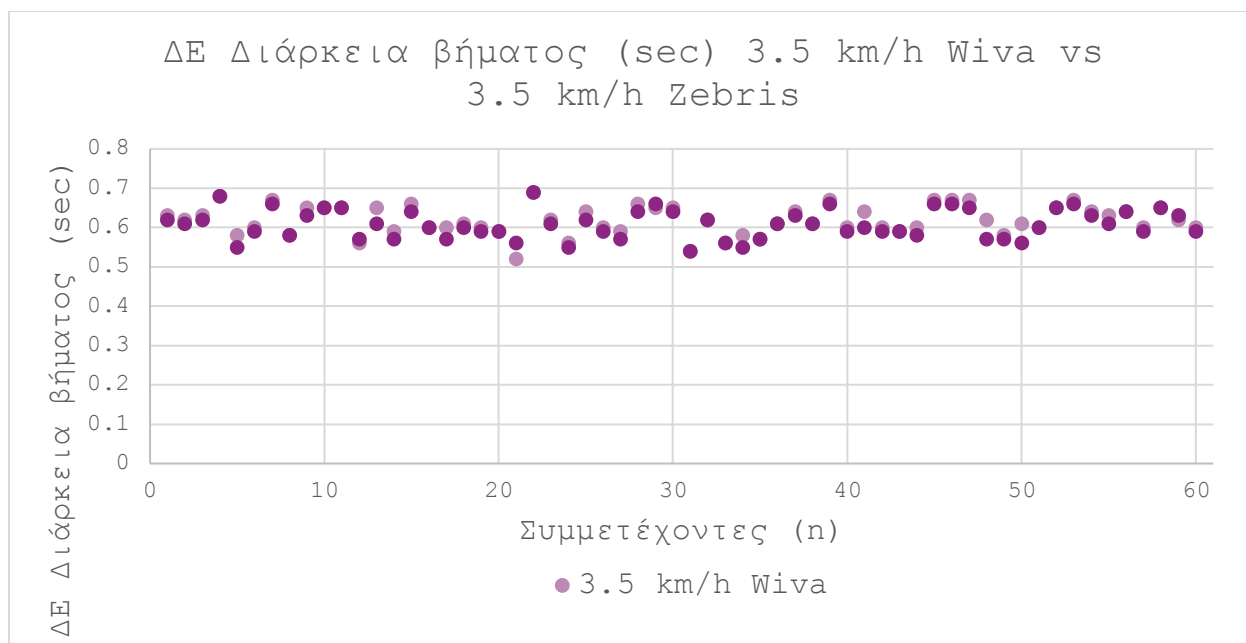
Γράφημα 5.10: ΔΕ Μήκος βήματος (cm) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



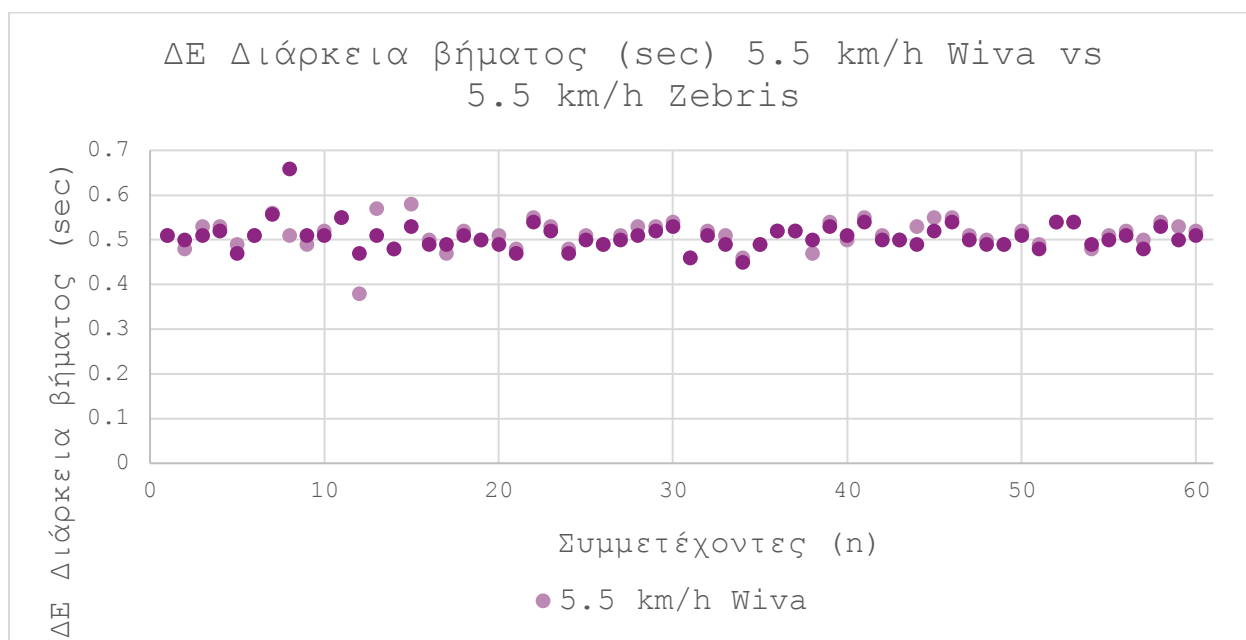
Γράφημα 5.11: AP Διάρκεια βήματος (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



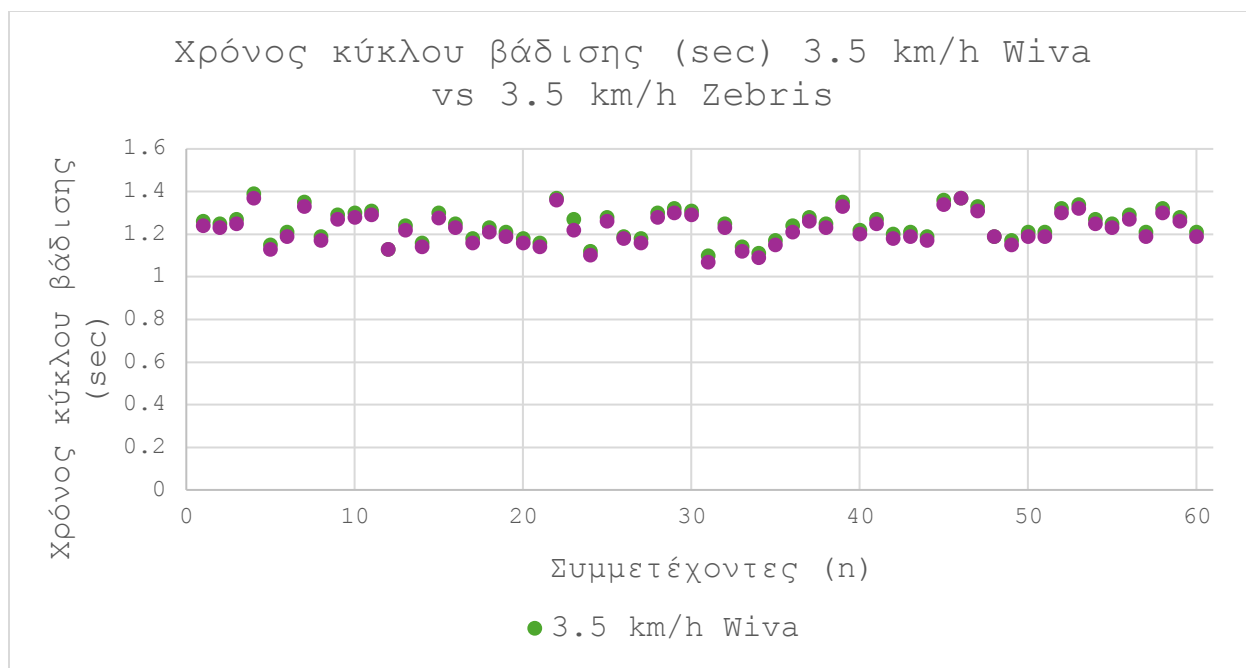
Γράφημα 5.12: AP Διάρκεια βήματος (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



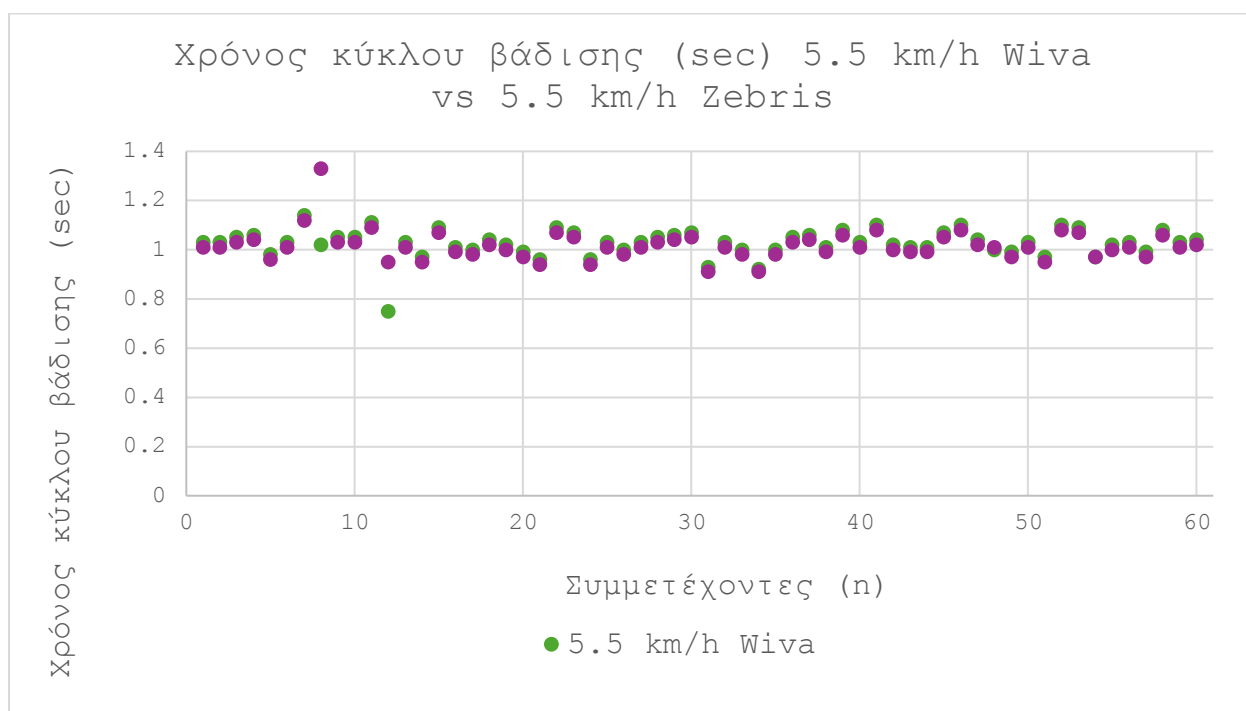
Γράφημα 5.13: ΔΕ Διάρκεια βήματος (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



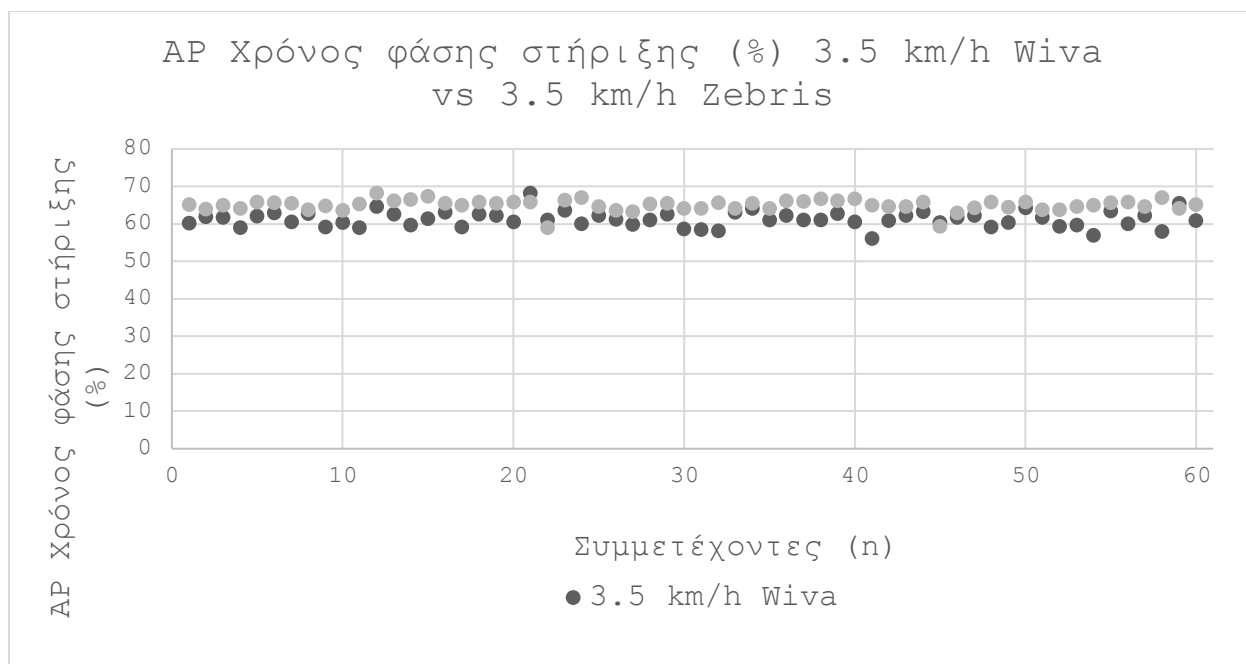
Γράφημα 5.14: ΔΕ Διάρκεια βήματος (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



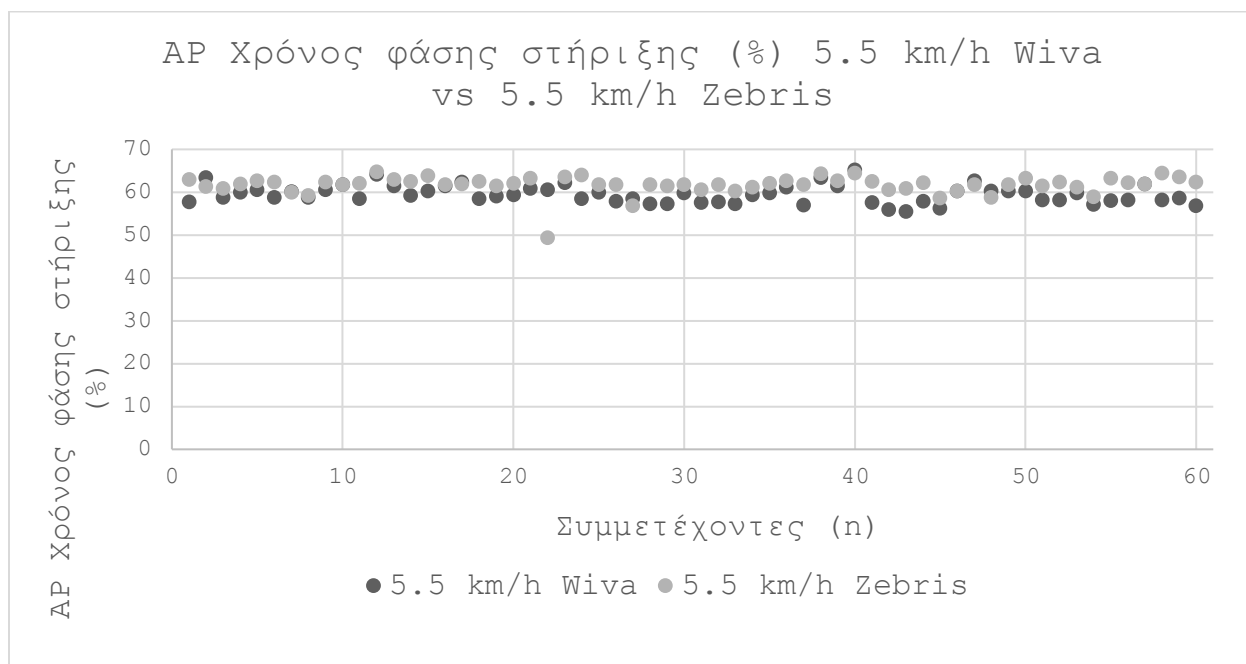
Γράφημα 5.15: Χρόνος κύκλου βάδισης (sec) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



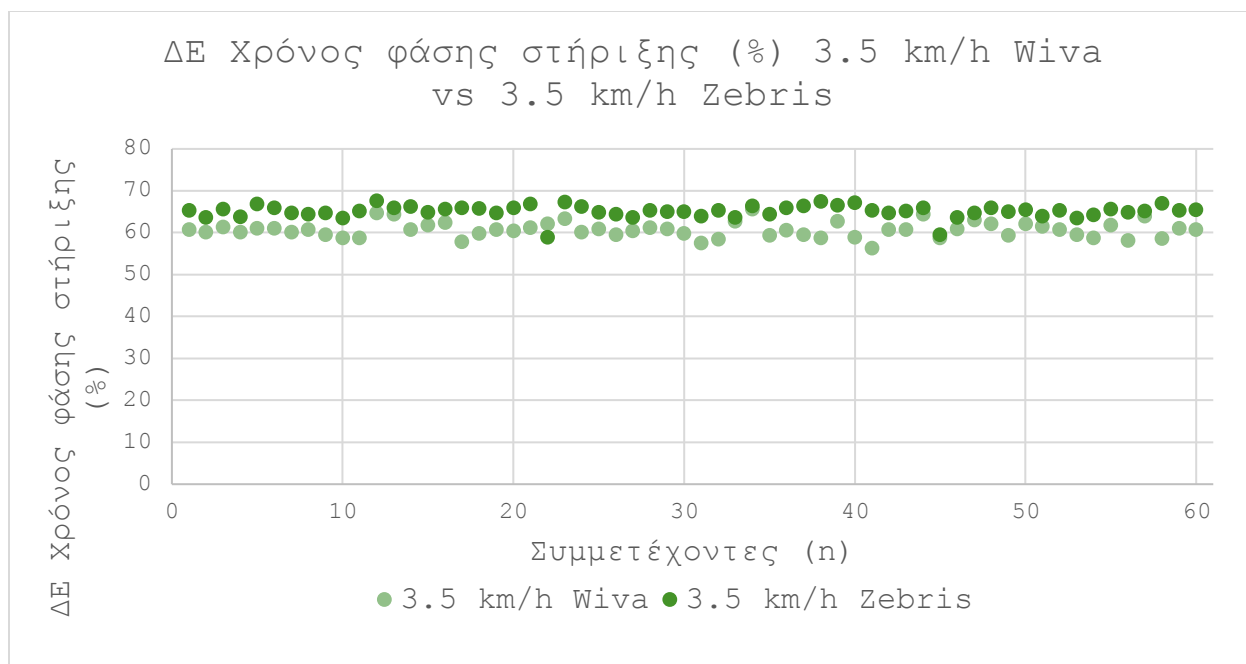
Γράφημα 5.16: Χρόνος κύκλου βάδισης (sec) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



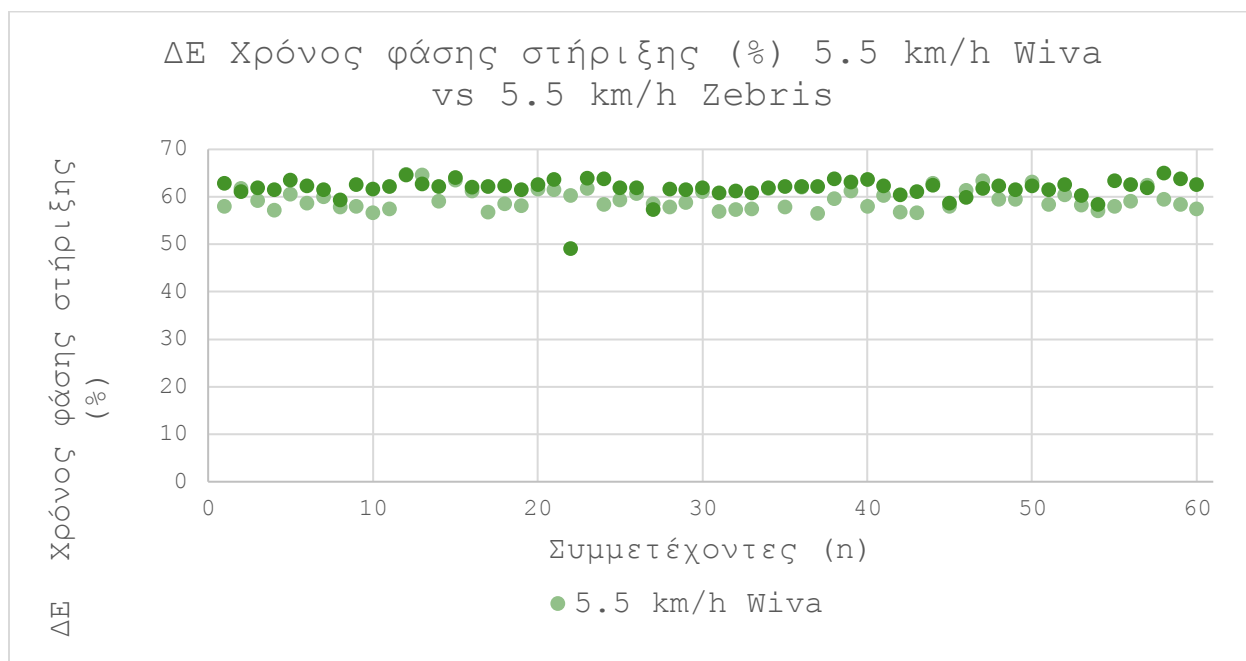
Γράφημα 5.17: AP Χρόνος φάσης στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



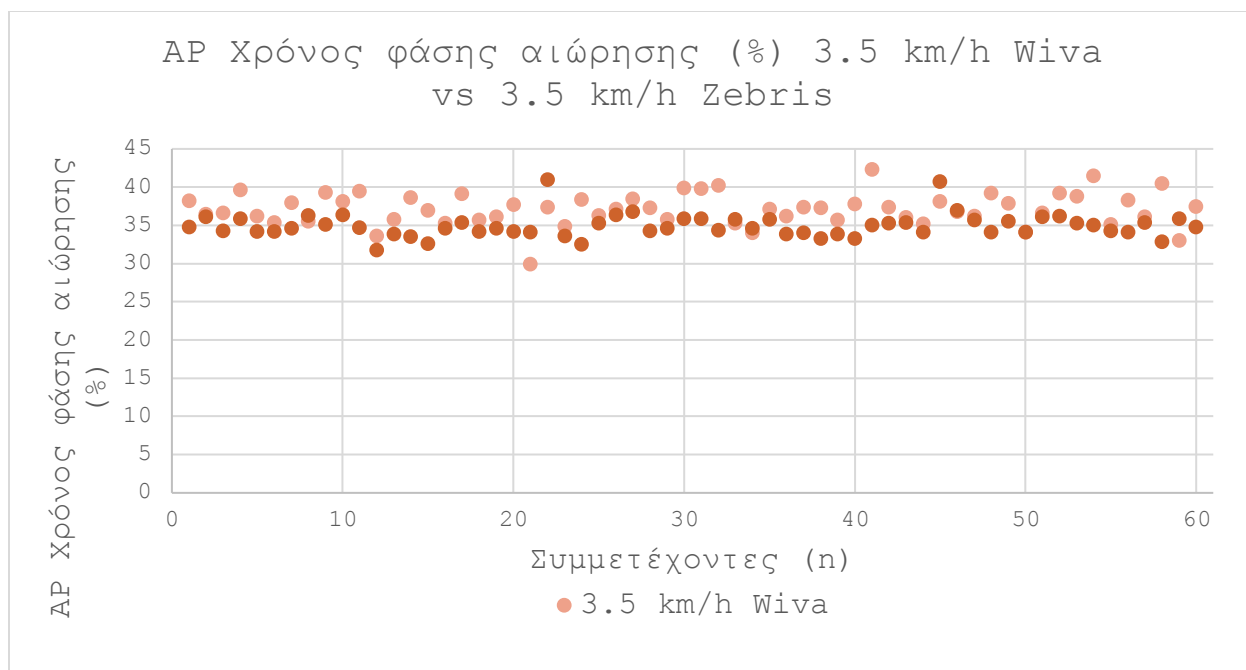
Γράφημα 5.18: AP Χρόνος φάσης στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



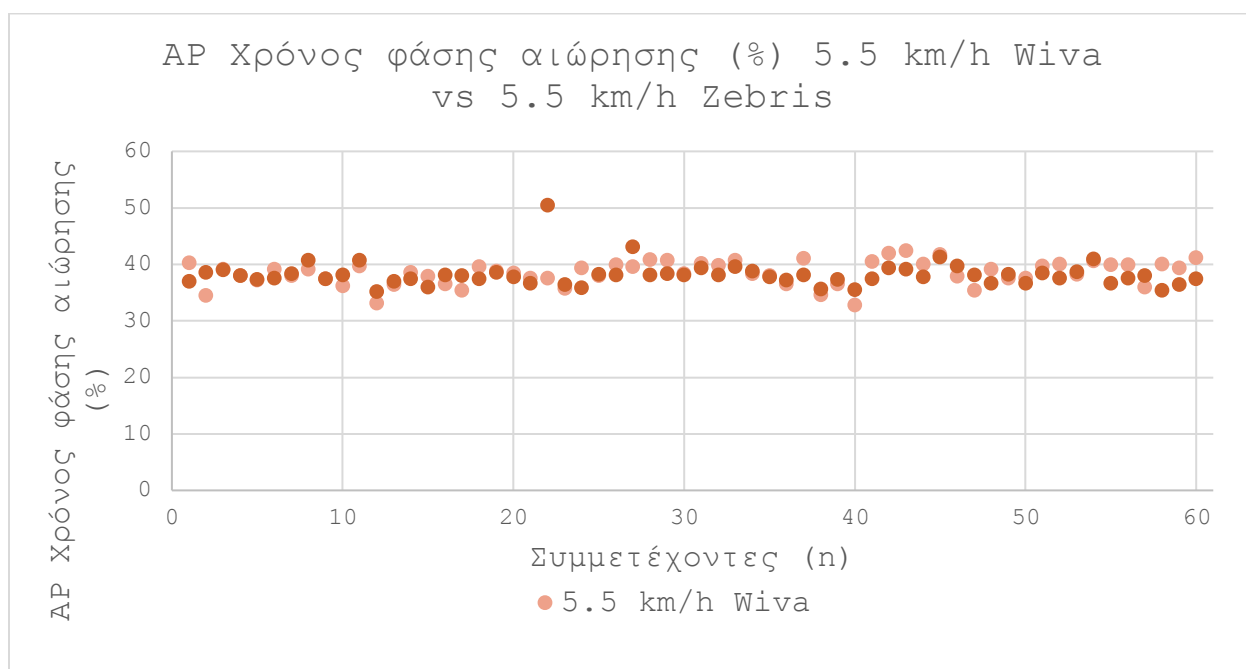
Γράφημα 5.19: ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



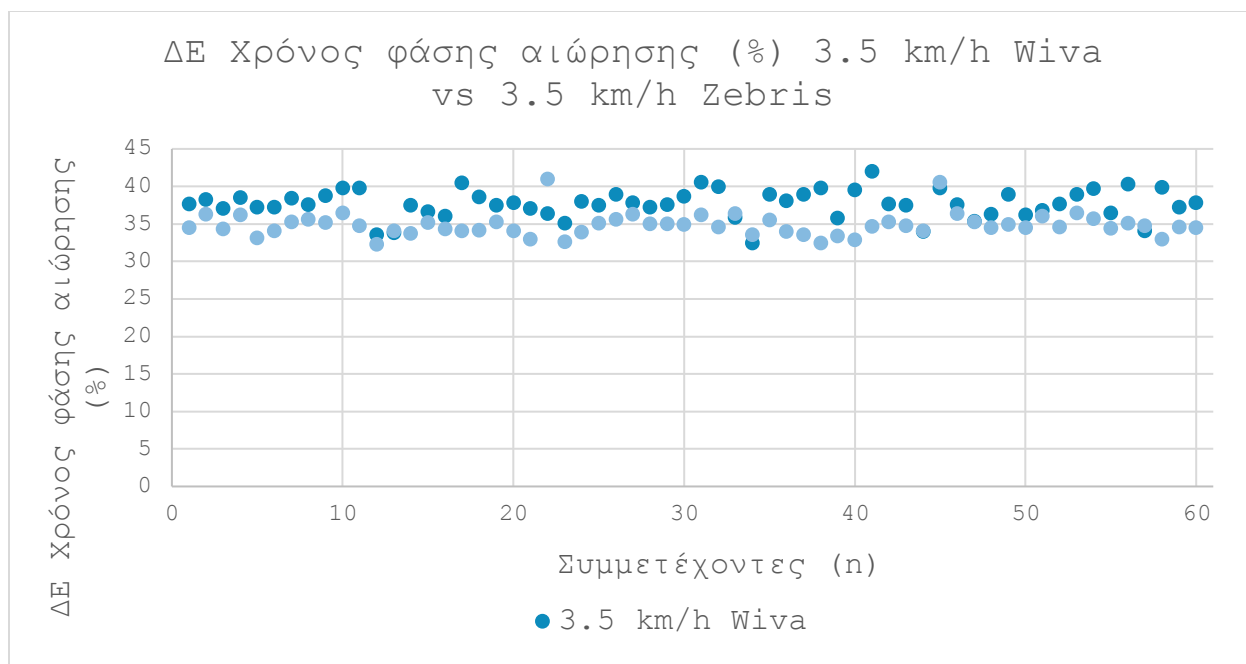
Γράφημα 5.20: ΔΕ Χρόνος φάσης στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



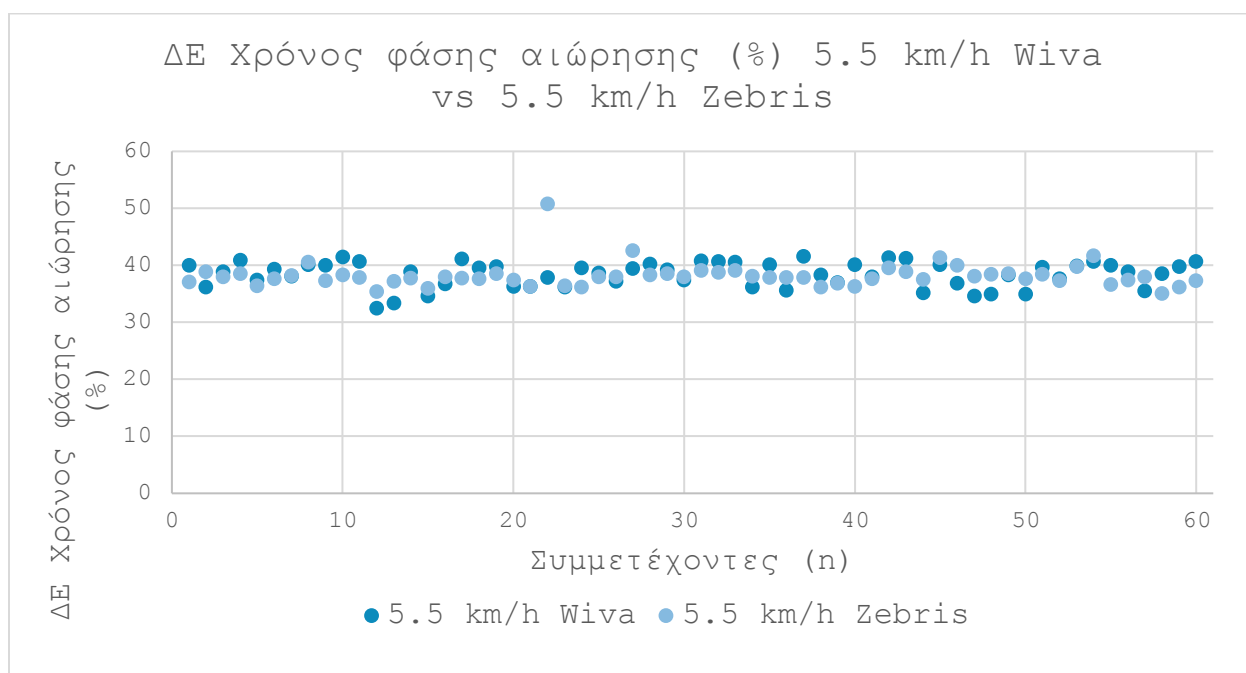
Γράφημα 5.21: AP Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



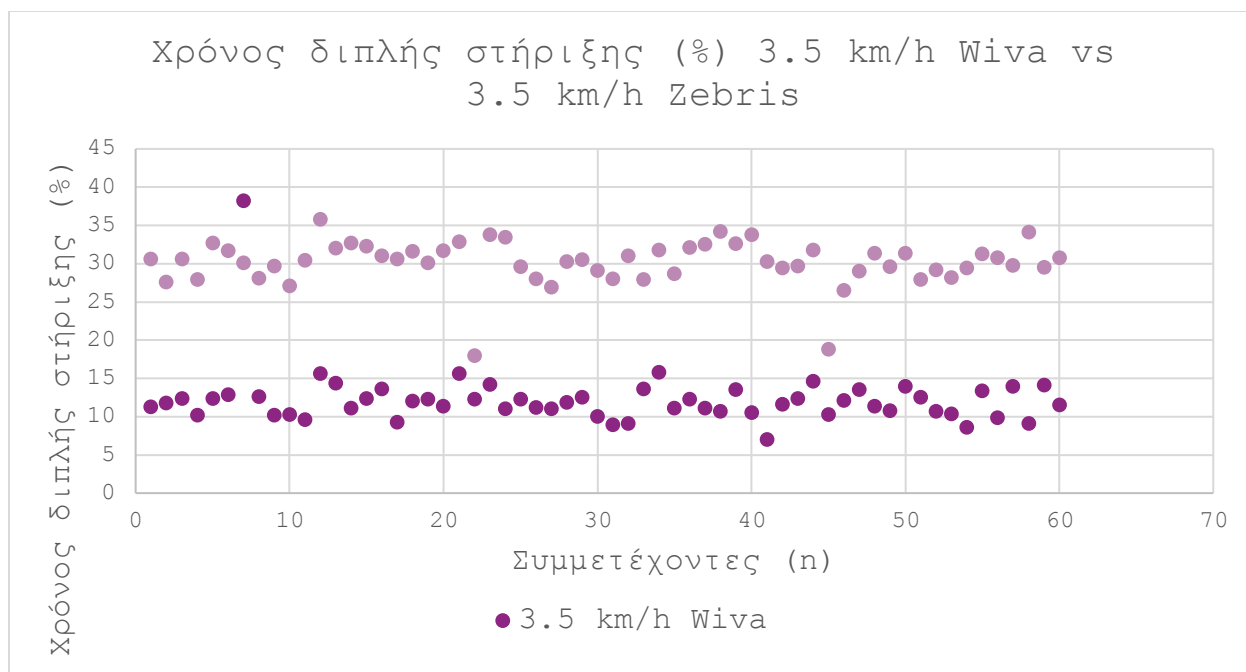
Γράφημα 5.22: AP Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



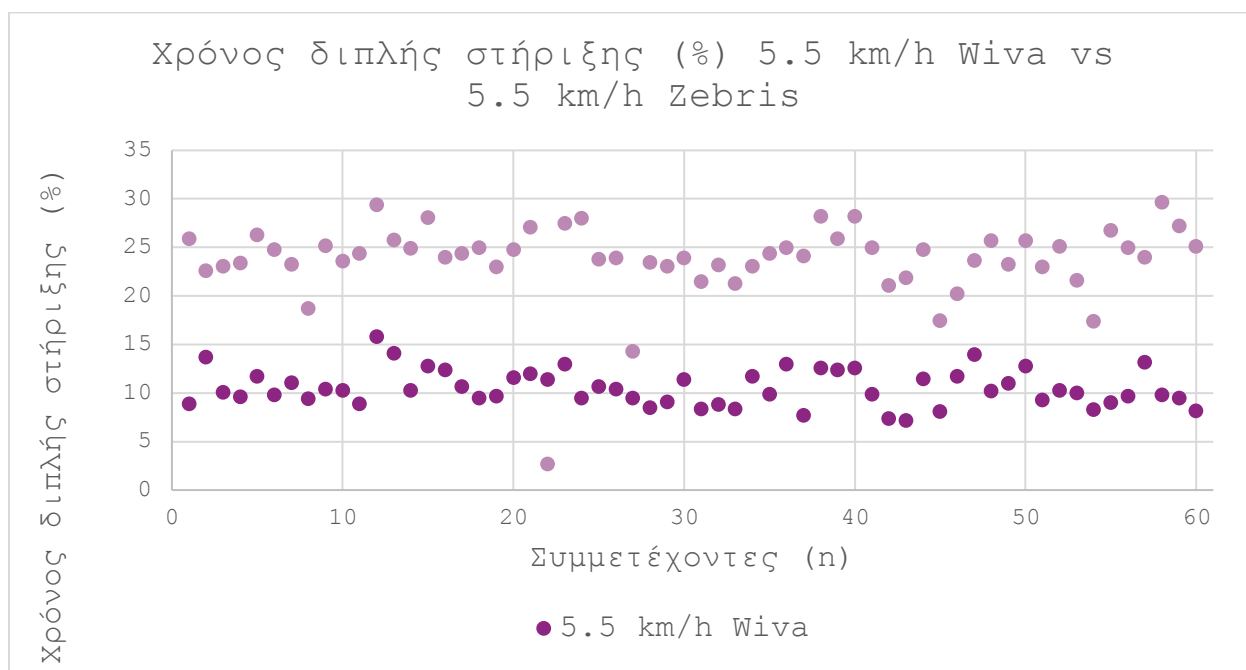
Γράφημα 5.23: ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



Γράφημα 5.24: ΔΕ Χρόνος φάσης αιώρησης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.



Γράφημα 5.25: Χρόνος διπλής στήριξης (%) 3.5 km/h Wiva και 3.5 km/h Zebris.



Γράφημα 5.26: Χρόνος διπλής στήριξης (%) 5.5 km/h Wiva και 5.5 km/h Zebris.

5.3 Αποτελέσματα Αξιοπιστίας ελέγχου- επανελέγχου

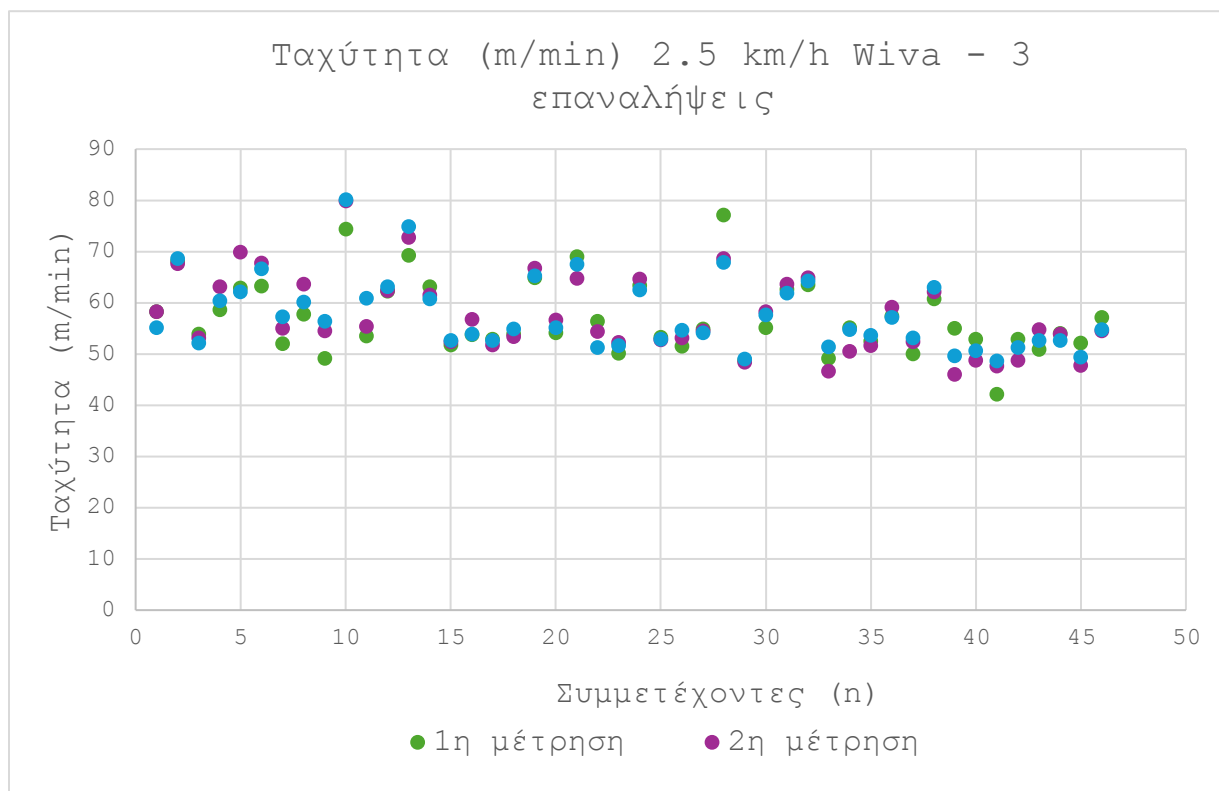
Η ανάλυση αξιοπιστίας έδειξε υψηλή συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων, με τον δείκτη Intraclass Correlation Coefficient (ICC) σε 0.968 για τον μέσο όρο των μετρήσεων, υποδεικνύοντας εξαιρετική αξιοπιστία επαναληψιμότητας για τον αισθητήρα Wiva (Πίνακας 5.4).

Πίνακας 5.4: Έλεγχος αξιοπιστίας ελέγχου-επανελέγχου για την μεταβλητή της ταχύτητας με τον αισθητήρα Wiva.

Μεταβλητή	ICC	95% Διάστημα Εμπιστοσύνης (Lower - Upper)	p-value
Ταχύτητα (m/min)	0.968	0.947 – 0.981	< 0.001

Μεταβλητή	ICC	95% Διάστημα Εμπιστοσύνης (Lower - Upper)	p-value
Ταχύτητα (m/min)	0.968	0.947 – 0.981	< 0.001

Το Γράφημα 5.27 απεικονίζει τη γραφική αναπαράσταση των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για τον υπολογισμό της αξιοπιστίας, όπως αυτές χρησιμοποιήθηκαν για την εκτίμηση του δείκτη ICC.



Γράφημα 5.27: Ταχύτητα (m/min) 2.5 km/h Wiva – εκτέλεση 3 επαναλήψεων για την αξιολόγηση ελέγχου-επανελέγχου του αισθητήρα Wiva.

Κεφάλαιο 6: Συζήτηση

Η παρούσα μελέτη είχε ως στόχο την διερεύνηση της εγκυρότητας και της αξιοπιστίας του αισθητήρα κίνησης Wiva στην καταγραφή των χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης. Η ανάλυση της αξιοπιστίας ελέγχου-επανελέγχου κατέδειξε εξαιρετική συμφωνία μεταξύ των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων, με υψηλό συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης ($ICC = 0.968$, $p < 0.001$). Αυτό το εύρημα υπογραμμίζει τη σταθερότητα του αισθητήρα Wiva και την ικανότητά του να παράγει συνεπή αποτελέσματα σε επαναλαμβανόμενες δοκιμές, καθιστώντας τον ένα αξιόπιστο εργαλείο για την παρακολούθηση των αλλαγών στις παραμέτρους της βάδισης με την πάροδο του χρόνου (Koo & Li, 2016; O'Keeffe et al., 2022). Η υψηλή αξιοπιστία είναι ιδιαίτερα σημαντική σε κλινικές εφαρμογές, όπου οι επαναλαμβανόμενες μετρήσεις είναι απαραίτητες για την αξιολόγηση της προόδου του ασθενούς και την προσαρμογή των θεραπευτικών παρεμβάσεων. Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με προηγούμενες μελέτες της διεθνούς βιβλιογραφίας. Η συστηματική ανασκόπηση των Kobsar et al. (2020) τεκμηριώνει την εξαιρετική αξιοπιστία των συστημάτων IMU για τη μέτρηση των μέσων χωροχρονικών παραμέτρων της βάδισης, επισημαίνοντας ωστόσο την ανάγκη για προσοχή στη χρήση παραμέτρων μεταβλητότητας και συμμετρίας χωρίς αυστηρό πρωτόκολλο. Αντίστοιχα, η μελέτη των Washabaugh et al. (2017) ανέδειξε εξαιρετική επαναληψιμότητα (Lin's concordance correlation coefficients-LCC > 0.93) για βασικά χαρακτηριστικά όπως ταχύτητα, μήκος διασκελισμού, ρυθμός βηματισμού και χρόνος κύκλου βάδισης, επιβεβαιώνοντας τη σταθερότητα των αισθητήρων σε δοκιμές σε έδαφος και διάδρομο. Στο ίδιο πλαίσιο, η μελέτη των O'Keeffe et al. (2022) ανέφερε μέτρια έως υψηλή αξιοπιστία ($ICC = 0.73-0.87$) ακόμα και όταν οι αισθητήρες τοποθετήθηκαν από διαφορετικούς εξεταστές σε διαφορετικές συνεδρίες, γεγονός που ενισχύει την αξιοπιστία των IMUs σε πραγματικές συνθήκες και τη σταθερότητα αυτής της τεχνολογίας σε διαφορετικά περιβάλλοντα μέτρησης. Αξιοσημείωτα είναι και τα δεδομένα από μελέτες που εξέτασαν συγκεκριμένα τον αισθητήρα Wiva Science. Η μελέτη των Posada-Ordax et al. (2023) ανέλυσε την αξιοπιστία του αισθητήρα σε διαφορετικές ταχύτητες βάδισης, με την καταγραφή να πραγματοποιείται τόσο σε έδαφος όσο και σε διάδρομο, σημειώνοντας γενικά υψηλά επίπεδα αξιοπιστίας ($ICC > 0.81$) σε πολλές μεταβλητές, ιδιαίτερα σε μεγαλύτερες ταχύτητες. Ωστόσο, εντοπίστηκαν αρκετές μεταβλητές με μειωμένη αξιοπιστία, κυρίως σε χαμηλές ταχύτητες (1.6 και 2.4 km/h), όπως η διάρκεια των πρώτων δύο βημάτων (ICC έως και 0.24), ο χρόνος στήριξης και αιώρησης των ποδιών (με ICC από 0.38 έως 0.77), καθώς και ο συνολικός χρόνος ταλάντωσης και τοποθέτησης.

Αντίθετα, η παρούσα μελέτη ανέδειξε εξαιρετική επαναληψιμότητα σε χαμηλή ταχύτητα (2.5 km/h) με ICC = 0.968 για τον μέσο όρο των μετρήσεων, χωρίς να παρατηρηθούν σημαντικές μεταβολές μεταξύ των συνεδριών. Η διαφορά αυτή ενδέχεται να αποδοθεί σε διαφορετικά πρωτόκολλα εφαρμογής, στη μεθοδολογία υπολογισμού των επιμέρους μεταβλητών ή στη σταθερότητα της συνθήκης μέτρησης (π.χ. χρήση διαδρόμου έναντι εδάφους) (Bancroft & Lachapelle, 2011; Ribeiro et al., 2020). Και στις δύο έρευνες, ο αισθητήρας τοποθετήθηκε στην οσφυοϊερή περιοχή (O5), που θεωρείται βέλτιστο σημείο για την καταγραφή της συνολικής κινηματικής του κορμού και της βάδισης, ελαχιστοποιώντας παράλληλα την επίδραση ανεπιθύμητων κινήσεων ή λανθασμένης τοποθέτησης (Niswander et al., 2020). Τα δεδομένα αυτά τονίζουν ότι, ενώ ο Wiva μπορεί να αποδώσει με υψηλή αξιοπιστία υπό συγκεκριμένες συνθήκες, ιδιαίτερη προσοχή απαιτείται σε αργές ταχύτητες ή σε παραμέτρους με υψηλή φυσιολογική μεταβλητότητα, αναδεικνύοντας την ανάγκη για περαιτέρω διερεύνηση του τρόπου που επηρεάζεται η αξιοπιστία από το είδος της παραμέτρου και το πλαίσιο της δοκιμής. Επιπλέον, σε εφαρμογές του Wiva® Science σε ηλικιωμένο πληθυσμό με οστεοπενία, παρατηρήθηκε υψηλή επαναληψιμότητα στις επιμέρους φάσεις του τεστ TUG (Timed Up and Go), με τις περισσότερες παραμέτρους να εμφανίζουν υψηλό ICC (έως 0.85) και χαμηλά σφάλματα μέτρησης ($SEM \leq 0.85$) (da Silva et al., 2020). Συνολικά, τα παραπάνω ευρήματα υπογραμμίζουν ότι ο Wiva αποτελεί ένα αξιόπιστο εργαλείο για την καταγραφή παραμέτρων βάδισης, ιδίως όταν η εφαρμογή του γίνεται σε συνθήκες επαναλαμβανόμενης αξιολόγησης εντός του ίδιου πρωτοκόλλου. Η υψηλή του αξιοπιστία, όπως επιβεβαιώνεται και από διεθνείς μελέτες, ενισχύει τη δυνατότητά του να χρησιμοποιείται με ασφάλεια στην παρακολούθηση ασθενών ή στην αξιολόγηση της λειτουργικής κινητικότητας σε ερευνητικά περιβάλλοντα (Kobsar et al., 2020; O'Keeffe et al., 2022; Posada-Ordax et al., 2021; Washabaugh et al., 2017).

Ωστόσο, η ανάλυση της εγκυρότητας κριτηρίου μεταξύ των συσκευών Wiva και Zebris κατέδειξε διαφοροποιήσεις στην ικανότητα του Wiva να αποτυπώνει με ακρίβεια τα χωροχρονικά χαρακτηριστικά της βάδισης, ανάλογα με τη μετρούμενη παράμετρο και την ταχύτητα βάδισης. Συγκεκριμένα, στις παραμέτρους που σχετίζονται με τον χρονισμό της βάδισης, όπως η συχνότητα βάδισης, ο χρόνος κύκλου βάδισης και η διάρκεια των βημάτων (AP και ΔΕ), παρατηρήθηκαν εξαιρετικά ισχυρές συσχετίσεις ($r > 0.9$, $p < 0.001$) και στις δύο ταχύτητες, με εξαίρεση την διάρκεια των βημάτων (AP και ΔΕ) για την ταχύτητα 5.5 km/h όπου οι τιμές ήταν ελαφρώς χαμηλότερες (0.776 και 0.834, $p < 0.001$, αντίστοιχα), υποδεικνύοντας υψηλή εγκυρότητα του

Wiva για την καταγραφή αυτών των μεταβλητών. Αντίθετα, η ταχύτητα βάδισης παρουσίασε εξαιρετικά χαμηλή συσχέτιση και μη στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα τόσο στη χαμηλή όσο και στη γρήγορη ταχύτητα ($p = 0.064$, $p = 0.629$ και $p = 0.137$, $p = 0.298$ αντίστοιχα), γεγονός που καταδεικνύει περιορισμένη εγκυρότητα του Wiva στην αποτύπωση της συγκεκριμένης παραμέτρου. Πιθανές αιτίες για τη χαμηλή ακρίβεια στη μέτρηση της ταχύτητας ενδέχεται να σχετίζονται με τον τρόπο εκτίμησης της απόστασης και του χρόνου από τον αισθητήρα, δεδομένου ότι δεν καταγράφει πραγματική μετατόπιση στο χώρο, όπως το Zebris, αλλά βασίζεται σε επιταχυνσιομετρικά δεδομένα και υπολογιστικά μοντέλα (Bancroft & Lachapelle, 2011; Kalron et al., 2013; Ribeiro et al., 2020; Xuan et al., 2024). Όσον αφορά το μήκος βηματισμού και το μήκος βήματος (AP και ΔΕ), οι τιμές των συντελεστών συσχέτισης κυμάνθηκαν από 0.453 έως 0.598 ($p < 0.001$), υποδεικνύοντας μέτρια προς καλή συσχέτιση. Η συσχέτιση ήταν ελαφρώς υψηλότερη στη μεγαλύτερη ταχύτητα (5.5 km/h), γεγονός που υποδηλώνει πιθανή επίδραση της σταθερότητας της βάδισης στην εγκυρότητα του αισθητήρα. Οι τιμές αυτές δείχνουν ότι το Wiva μπορεί να αποτυπώσει με ικανοποιητική ακρίβεια τις παραμέτρους μήκους (απόσταση), αν και δε φτάνει στα επίπεδα ισχυρής εγκυρότητας. Οι δείκτες που σχετίζονται με τις φάσεις της βάδισης, όπως η φάση στήριξης, η φάση αιώρησης και ο χρόνος διπλής στήριξης, παρουσίασαν χαμηλές συσχετίσεις στη χαμηλή ταχύτητα (3.5 km/h), χωρίς στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα ($p > 0.05$). Αντιθέτως, στη γρηγορότερη ταχύτητα (5.5 km/h), οι συσχετίσεις αυξήθηκαν ελαφρώς και ήταν στατιστικά σημαντικές ($p < 0.05$), με μέγιστο $p = 0.384$ για τον χρόνο διπλής στήριξης. Παρά τη στατιστική σημαντικότητα, οι τιμές των συντελεστών παραμένουν χαμηλές ($p < 0.4$), στοιχείο που δηλώνει ότι το Wiva έχει περιορισμένη ακρίβεια στην καταγραφή των επιμέρους φάσεων του κύκλου βάδισης. Το εύρημα αυτό υπογραμμίζει τη δυσκολία που αντιμετωπίζουν οι φορητοί αισθητήρες στην αποτύπωση λεπτομερών δυναμικών χαρακτηριστικών βάδισης, ειδικά όταν αυτά εξαρτώνται από σύνθετες αλληλεπιδράσεις μεταξύ κινηματικών και χρονικών δεδομένων (Edwards et al., 2025; Niswander et al., 2020). Επιπλέον, η σύγκριση των απόλυτων τιμών των μετρήσεων μεταξύ των δύο συστημάτων, μέσω των ελέγχων Paired t-test και Wilcoxon signed-rank test, αποκάλυψε στατιστικά σημαντικές διαφορές για σχεδόν όλες τις παραμέτρους και στις δύο ταχύτητες ($p < 0.001$), με ιδιαίτερα έντονες αποκλίσεις να καταγράφονται στην ταχύτητα βάδισης (μέση διαφορά: -4.47 m/min και -4.79 m/min για 3.5 km/h και 5.5 km/h αντίστοιχα) και στον χρόνο διπλής στήριξης (μέση διαφορά: -17.90% και -13.24%). Οι διαφορές αυτές ενισχύουν την παρατήρηση ότι, παρά τις υψηλές συσχετίσεις για ορισμένες παραμέτρους, τα δύο συστήματα

δεν καταγράφουν ισοδύναμες απόλυτες τιμές, και επομένως δεν ενδείκνυται η εναλλακτική ή συγκριτική χρήση τους χωρίς επαναβαθμονόμηση ή εξειδικευμένη προσαρμογή (Carcreff et al., 2022; Zhao et al., 2023).

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης αναφορικά με την εγκυρότητα του αισθητήρα Wiva στην καταγραφή των χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης συνάδουν με την υπάρχουσα διεθνή βιβλιογραφία. Συγκεκριμένα, η συστηματική ανασκόπηση των Kobsar et al. (2020) αξιολόγησε 82 μελέτες και τεκμηρίωσε ότι τα IMU παρουσιάζουν εξαιρετική εγκυρότητα σε μέσες χωροχρονικές παραμέτρους, όπως ο χρόνος και το μήκος βήματος και διασκελισμού, η διάρκεια στήριξης και αιώρησης και ο ρυθμός βάδισης. Αντίθετα, η εγκυρότητα δεικτών μεταβλητότητας (π.χ. διακύμανση διάρκειας βημάτων) και συμμετρίας κρίθηκε ως φτωχότερη, γεγονός που αποδίδεται στην ευαισθησία αυτών των παραμέτρων σε μικρές αλλαγές και στην ανάγκη αυστηρής τυποποίησης των πρωτοκόλλων. Η παρατήρηση αυτή συνάδει με την παρούσα μελέτη, όπου οι μεταβλητές των φάσεων στήριξης και αιώρησης εμφάνισαν χαμηλότερους συντελεστές συσχέτισης και σημαντικές στατιστικές διαφορές μεταξύ Wiva και Zebris. Η μελέτη των Riglet et al. (2024) κατέδειξε επίσης υψηλή εγκυρότητα κριτηρίου ($ICC > 0.80$) για παραμέτρους όπως το μήκος και ο ρυθμός διασκελισμού, τη διάρκεια στήριξης και αιώρησης, και τη γωνία κάμψης στο οβελιαίο επίπεδο, συγκρίνοντας ενσωματωμένα IMU σε πέλματα με σύστημα motion capture. Παρά τις μικρές συστηματικές αποκλίσεις που παρατηρήθηκαν ($mean\ bias \approx 0$), οι τιμές συμφωνίας (LoA) κρίθηκαν ικανοποιητικές, ενισχύοντας τη θέση ότι τα IMU μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ελεγχόμενες συνθήκες (π.χ. διάδρομος), όπως και στην παρούσα μελέτη. Η μελέτη των He et al. (2024) επίσης επιβεβαιώνει την εγκυρότητα των IMU σε υγιείς γυναίκες, καταγράφοντας υψηλή συμφωνία με συστήματα αναφοράς σε παραμέτρους όπως το μήκος και η διάρκεια βήματος, υποστηρίζοντας τη δυνατότητα εφαρμογής τους στην αξιολόγηση της φυσιολογικής βάδισης. Επιπλέον, η μελέτη των Washabaugh et al. (2017) ενίσχυσε περαιτέρω τη βιβλιογραφική τεκμηρίωση της εγκυρότητας των IMU σε συνθήκες διαδρόμου και υπαίθριας βάδισης, χρησιμοποιώντας αισθητήρες τοποθετημένους στο πόδι και τον αστράγαλο. Οι συγγραφείς κατέγραψαν εξαιρετική εγκυρότητα ($LCC > 0.99$) για θεμελιώδεις χωροχρονικές παραμέτρους όπως η ταχύτητα βάδισης, το μήκος διασκελισμού, ο ρυθμός και ο χρόνος κύκλου βάδισης, ειδικά όταν ο αισθητήρας ήταν τοποθετημένος στο πόδι. Αντιθέτως, οι μεταβλητές ποσοστού φάσης στήριξης και αιώρησης παρουσίασαν χαμηλότερη εγκυρότητα ($LCC = 0.50-0.76$), αν και οι τιμές Pearson ήταν υψηλές ($r > 0.95$), υποδεικνύοντας καλή σχετική αλλά

περιορισμένη απόλυτη συμφωνία. Τα ευρήματα αυτά παρουσιάζουν σαφή συμφωνία με τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης, όπου επίσης παρατηρήθηκαν πολύ υψηλοί συσχετισμοί σε βασικές παραμέτρους όπως η συχνότητα βάδισης και ο χρόνος κύκλου βάδισης, αλλά χαμηλότερη εγκυρότητα στις φάσεις στήριξης και αιώρησης, επιβεβαιώνοντας τη διεθνώς καταγεγραμμένη πρόκληση της αποτύπωσης αυτών των πιο ευαίσθητων μεταβλητών με απόλυτη ακρίβεια από φορητούς αισθητήρες.

Συνοψίζοντας, παρά τους περιορισμούς στην εγκυρότητα για ορισμένες παραμέτρους, η υψηλή αξιοπιστία του αισθητήρα Wiva υποστηρίζει τη χρήση του για την παρακολούθηση της βάδισης και την αξιολόγηση της αλλαγής με την πάροδο του χρόνου. Στην κλινική πράξη, ο Wiva θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας των θεραπευτικών παρεμβάσεων, την παρακολούθηση της αποκατάστασης των ασθενών και την ανίχνευση μικρών αλλαγών στη βάδιση που μπορεί να μην είναι εμφανείς με την κλινική παρατήρηση (He et al., 2024; Liang et al., 2023; Yin et al., 2025). Στην έρευνα, ο Wiva θα μπορούσε να αξιοποιηθεί σε μελέτες που απαιτούν επαναλαμβανόμενες μετρήσεις της βάδισης, όπως μελέτες παρέμβασης ή παρακολούθησης της εξέλιξης μιας πάθησης. Ωστόσο, οι ερευνητές θα πρέπει να είναι προσεκτικοί στην επιλογή των παραμέτρων της βάδισης και στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων, λαμβάνοντας υπόψη τους περιορισμούς της εγκυρότητας του αισθητήρα (Wang et al., 2025; Yin et al., 2025). Επιπλέον, δεδομένης της ύπαρξης στατιστικά σημαντικών διαφορών και ασθενών συσχετίσεων σε αρκετές παραμέτρους, δεν ενδείκνυται η άμεση σύγκριση των μετρήσεων μεταξύ διαφορετικών συστημάτων, όπως του Wiva και του Zebris, καθώς κάτι τέτοιο θα μπορούσε να οδηγήσει σε εσφαλμένα συμπεράσματα. Για λόγους συνέπειας και ακρίβειας, συνιστάται η εκ νέου αξιολόγηση να πραγματοποιείται με τον ίδιο αισθητήρα που χρησιμοποιήθηκε και κατά την αρχική μέτρηση.

Κεφάλαιο 7

7.1: Συμπεράσματα

Συνοψίζοντας, τα αποτελέσματα ανέδειξαν ότι ο αισθητήρας Wiva επιτυγχάνει υψηλό βαθμό αξιοπιστίας στις επαναλαμβανόμενες μετρήσεις, γεγονός που τεκμηριώνει τη σταθερότητα και την επαναληψιμότητα των καταγραφών του. Ωστόσο, η εγκυρότητα του αισθητήρα διαφοροποιείται ανάλογα με τη μετρούμενη παράμετρο και την ταχύτητα βάδισης. Τα παραπάνω ευρήματα υποδηλώνουν ότι ο αισθητήρας Wiva μπορεί να αποτελέσει ένα χρήσιμο και πρακτικό εργαλείο για την κλινική και ερευνητική παρακολούθηση της βάδισης, ιδίως σε περιβάλλοντα όπου η χρήση εξειδικευμένου εξοπλισμού είναι περιορισμένη ή μη διαθέσιμη. Ωστόσο, απαιτείται προσεκτική ερμηνεία των δεδομένων του σε σχέση με το πλαίσιο εφαρμογής και τις συγκεκριμένες παραμέτρους που μετρούνται. Η μελέτη ενισχύει τη σημασία της τεκμηριωμένης αξιολόγησης των φορητών τεχνολογιών πριν από την ευρεία τους ενσωμάτωση στην καθημερινή κλινική πρακτική. Η ενδελεχής εξέταση της ακρίβειας, της συνέπειας και των ορίων χρήσης τέτοιων συσκευών είναι καθοριστική για την ασφαλή και αποτελεσματική αξιοποίησή τους στη φροντίδα και την αποκατάσταση των ασθενών.

7.2: Περιορισμοί της έρευνας και συστάσεις για το μέλλον

Η παρούσα μελέτη, αν και προσέφερε σημαντικά δεδομένα σχετικά με την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του αισθητήρα Wiva, περιλαμβάνει ορισμένους περιορισμούς:

- Το δείγμα περιορίστηκε σε υγιή άτομα, γεγονός που περιορίζει τη γενικευσιμότητα των αποτελεσμάτων σε παθολογικούς πληθυσμούς.
- Η μελέτη πραγματοποιήθηκε σε ελεγχόμενο εργαστηριακό περιβάλλον (δαπεδοεργόμετρο), σε συνθήκες οι οποίες μπορεί να μην αντικατοπτρίζουν πλήρως την φυσική, καθημερινή βάδιση. Μελλοντικές μελέτες θα μπορούσαν να διερευνήσουν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα του αισθητήρα Wiva σε πιο φυσικά περιβάλλοντα.
- Η εγκυρότητα του αισθητήρα παρουσίασε ασθενέστερες συσχετίσεις σε χαμηλές ταχύτητες βάδισης, γεγονός που μειώνει τη χρηστικότητα της συσκευής σε πληθυσμούς με περιορισμένη κινητικότητα (π.χ. ηλικιωμένοι, νευρολογικοί ασθενείς).

- Η μελέτη επικεντρώθηκε κυρίως στα χωροχρονικά χαρακτηριστικά, χωρίς να λαμβάνονται υπόψη άλλες σημαντικές κινηματικές ή κινητικές παράμετροι.

Προτείνεται η περαιτέρω διερεύνηση της χρήσης του Wiva και των άλλων IMU σε πολύπλοκες κινητικές συνθήκες όπως η βάρδιση σε ανώμαλο έδαφος, η ανάβαση/ κατάβαση σκαλοπατιών ή η συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες, ώστε να αξιολογηθεί η ολιστική επίδοσή τους σε φυσικά περιβάλλοντα.

Επιπλέον, θα μπορούσαν να διερευνηθούν και άλλες λειτουργικές δοκιμασίες που προσφέρει το λογισμικό του αισθητήρα κίνησης Wiva, όπως η δοκιμασία Time Up and Go (TUG), με σκοπό την αξιολόγηση της εγκυρότητας και της αξιοπιστίας της. Είναι σημαντικό να εξελιχθεί περαιτέρω, έτσι ώστε να αξιολογείται όχι μόνο ποσοτικά αλλά και ποιοτικά κατά την εκτέλεση της συγκεκριμένης δοκιμασίας.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S. W., & Fadayeveatan, R. (2016). The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging clinical and experimental research*, 28(3), 393-405. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0420-6>
2. Almutairi, S. (2023). Lower Body Positive Pressure Treadmill Gait Training for Walking Recovery After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 104(3), e37-e38. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2022.12.107>
3. Amini, A., Banitsas, K., & Hosseinzadeh, S. (2017). A new technique for foot-off and foot contact detection in a gait cycle based on the knee joint angle using microsoft kinect v2. In *2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)* (pp. 153-156). IEEE. DOI:10.1109/BHI.2017.7897228
4. Andrade, C. (2018). Internal, external, and ecological validity in research design, conduct, and evaluation. *Indian journal of psychological medicine*, 40(5), 498-499. https://doi.org/10.4103/IJPSYM.IJPSYM_334_18
5. Andrenacci, I., Boccaccini, R., Bolzoni, A., Colavolpe, G., Costantino, C., Federico, M., ... & Vannucci, A. (2021). A comparative evaluation of inertial sensors for gait and jump analysis. *Sensors*, 21(18), 5990. <https://doi.org/10.3390/s21185990>
6. Bauer, L., Hamberger, M. A., Böcker, W., Polzer, H., & Baumbach, S. F. (2024). Reliability testing of an IMU-based 2-segment foot model for clinical gait analysis. *Gait & Posture*, 114, 112-118. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.09.010>
7. Bernal, A. G., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., & Losa-Iglesias, M. E. (2016). Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait & posture*, 50, 196-200. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.035>
8. Berner, K., Cockcroft, J., Morris, L. D., & Louw, Q. (2020). Concurrent validity and within-session reliability of gait kinematics measured using an inertial motion capture system with repeated calibration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 24(4), 251-260. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.06.008>

9. Botros, A., Gyger, N., Schütz, N., Single, M., Nef, T., & Gerber, S. M. (2021). Contactless Gait Assessment in Home-like Environments. *Sensors (Basel)*, 21(18), Article 6205. <https://doi.org/10.3390/s21186205>
10. Bovonsunthonchai, S., Vachalathiti, R., Hiengkaew, V., Bryant, M. S., Richards, J., & Senanarong, V. (2022). Quantitative gait analysis in mild cognitive impairment, dementia, and cognitively intact individuals: A cross-sectional case–control study. *BMC Geriatrics*, 22(1), 767. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03405-9>
11. Brognara, L., Palumbo, P., Grimm, B., & Palmerini, L. (2019). Assessing gait in Parkinson’s disease using wearable motion sensors: a systematic review. *Diseases (Basel, Switzerland)*, 7(1), 18. <https://doi.org/10.3390/diseases7010018>
12. Camomilla, V., Dumas, R., & Cappozzo, A. (2017). Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. *Journal of biomechanics*, 62, pp-1-4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.001>
13. Campagnini, S., Pasquini, G., Schlechtriem, F., Fransvea, G., Simoni, L., Gerli, F., Magaldi, F., Cristella, G., Riener, R., Carrozza, M. C., & Mannini, A. (2023). Estimation of Spatiotemporal Gait Parameters in Walking on a Photoelectric System: Validation on Healthy Children by Standard Gait Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(13), 6059. <https://doi.org/10.3390/s23136059>
14. Carbajales-Lopez, J., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M. E., Casado-Hernández, I., Benito-De Pedro, M., Rodríguez-Sanz, D., Calvo-Lobo, C., & San Antolín, M. (2020). The OptoGait Motion Analysis System for Clinical Assessment of 2D Spatio-Temporal Gait Parameters in Young Adults: A Reliability and Repeatability Observational Study. *Applied Sciences*, 10(11), 3726. <https://doi.org/10.3390/app10113726>
15. Carcreff, L., Payen, G., Grouvel, G., Massé, F., & Armand, S. (2022). Three-Dimensional Lower-Limb Kinematics from Accelerometers and Gyroscopes with Simple and Minimal Functional Calibration Tasks: Validation on Asymptomatic Participants. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(15), 5657. <https://doi.org/10.3390/s22155657>
16. Casamassima, F., Ferrari, A., Milosevic, B., Ginis, P., Farella, E., & Rocchi, L. (2014). A wearable system for gait training in subjects with Parkinson’s disease. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(4), 6229-6246. <https://doi.org/10.3390/s140406229>

17. Chaaraoui, A. A., Padilla-López, J. R., Climent-Pérez, P., & Flórez-Revuelta, F. (2014). Evolutionary joint selection to improve human action recognition with RGB-D devices. *Expert Systems with Applications*, 41(3), 786-794. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2013.08.009>
18. Chakravorty, A., Mobbs, R. J., Anderson, D. B., Rooke, K., Phan, K., Yoong, N.,...Choy, W. J. (2019). The role of wearable devices and objective gait analysis for the assessment and monitoring of patients with lumbar spinal stenosis: Systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 288. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2663-4>
19. Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 222-231. <https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>
20. Chan, Y. H. (2003). Biostatistics 104: correlational analysis. *Singapore Medical Journal*, 44 (12), 614-619.
21. Chauvel, G., Palluel, E., Brandao, A., Barbieri, G., Nougier, V., & Olivier, I. (2017). Attentional load of walking in children aged 7–12 and in adults. *Gait & Posture*, 56, 95-99. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.034>
22. Cho, Y. S., Jang, S. H., Cho, J. S., Kim, M. J., Lee, H. D., Lee, S. Y., & Moon, S. B. (2018). Evaluation of validity and reliability of inertial measurement unit-based gait analysis systems. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 42(6), 872-883. <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.6.872>
23. Coda, A., Carline, T., & Santos, D. (2014). Repeatability and reproducibility of the Tekscan HR-Walkway system in healthy children. *Foot (Edinburgh)*, 24(2), 49-55. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.02.004>
24. Christensen, J. C., Stanley, E. C., Oro, E. G., Carlson, H. B., Naveh, Y. Y., Shalita, R., & Teitz, L. S. (2022). The validity and reliability of the OneStep smartphone application under various gait conditions in healthy adults with feasibility in clinical practice. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 17(1), 417. <https://doi.org/10.1186/s13018-022-03300-4>
25. Damale, P. U., Chong, E. K. P., Hammond, S. L., & Tjalkens, R. B. (2021). A Low-Cost, Autonomous Gait Detection and Estimation System for Analyzing Gait Impairments in

- Mice. *Journal of healthcare engineering*, 2021, 9937904. <https://doi.org/10.1155/2021/9937904>
26. da Silva, L. P. G., de Araújo, M. D. G. R., dos Santos Costa, A., de Sousa Pedrosa, B. C., da Silva, K. K. D., & dos Santos, T. M. (2020). Inertial sensor and Timed Up and Go test in elderly women with bone demineralization: A reliability and agreement study. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, 25, 1-7.
 27. Deli, Z., Betsis, S., Stefanouli, V., Kanellopoulos, A., & Strimpakos, N. (2023). Reliability and validity of integrated treadmill H/P Cosmos Pluto Med for gait parameters. *Gait & Posture*, 106, S92. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.114>
 28. de Oliveira Sato, T., Hansson, G. Å., & Coury, H. J. C. G. (2010). Goniometer crosstalk compensation for knee joint applications. *Sensors*, 10(11), 9994-10005. <https://doi.org/10.3390/s101109994>
 29. Dolatabadi, E., Taati, B., & Mihailidis, A. (2016). Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 38(9), 952-958. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.06.015>
 30. Donno, M., Palange, E., Di Nicola, F., Bucci, G., & Ciancetta, F. (2008). A new flexible optical fiber goniometer for dynamic angular measurements: Application to human joint movement monitoring. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(8), 1614-1620.
 31. Edwards, N. A., Caccese, J. B., Tracy, R. E., Hagen, J., Quatman-Yates, C. C., & OñATE, J. (2025). The Validity and Usability of Markerless Motion Capture and Inertial Measurement Units for Quantifying Dynamic Movements. *Medicine and science in sports and exercise*, 57(3), 641–655. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000003579>
 32. Fanton, M., Harari, Y., Giffhorn, M., Lynott, A., Alshan, E., Mendley, J., Czerwicz, M., Macaluso, R., Ideses, I., Oks, E., & Jayaraman, A. (2022). Validation of Amazon Halo Movement: a smartphone camera-based assessment of movement health. *NPJ digital medicine*, 5(1), 134. <https://doi.org/10.1038/s41746-022-00684-9>
 33. Faria, D. R., Premebida, C., & Nunes, U. (2014, August 25–29). A probabilistic approach for human everyday activities recognition using body motion from RGB-D images. In *2014 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication* (pp. 732–737). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2014.6926340>

34. Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors (Basel)*, 20(11). <https://doi.org/10.3390/s20113154>
35. Fikri, Z., Hambali, R., & Rahayu, K. (2018). Validity and reliability of Vicon™ motion capture camera over the traditional anthropometric method. *Malaysian Journal of Public Health Medicine*, 18, 142–151.
36. García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Ramirez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). Agreement between spatiotemporal parameters from a photoelectric system with different filter settings and high-speed video analysis during running on a treadmill at comfortable velocity. *Journal of Biomechanics*, 93, 213-219. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.017>
37. He, Y., Chen, Y., Tang, L., Chen, J., Tang, J., Yang, X., Su, S., Zhao, C., & Xiao, N. (2024). Accuracy validation of a wearable IMU-based gait analysis in healthy female. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 16(1), 2. <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00792-3> .
38. Healy, A., Linyard-Tough, K., & Chockalingam, N. (2019). Agreement Between the Spatiotemporal Gait Parameters of Healthy Adults From the OptoGait System and a Traditional Three-Dimensional Motion Capture System. *Journal of biomechanical engineering*, 141(1), 10.1115/1.4041619. <https://doi.org/10.1115/1.4041619>
39. Hermez, L., Halimi, A., Houmani, N., Garcia-Salicetti, S., Galarraga, O., & Vigneron, V. (2023). Clinical Gait analysis: characterizing normal gait and pathological deviations due to neurological diseases. *Sensors*, 23(14), 6566. <https://doi.org/10.3390/s23146566>
40. Hezel, N., Sloot, L. H., Wanner, P., Becker, C., Bauer, J. M., Steib, S., & Werner, C. (2023). Feasibility, effectiveness and acceptability of two perturbation-based treadmill training protocols to improve reactive balance in fall-prone older adults (FEATURE): protocol for a pilot randomised controlled trial. *BMJ open*, 13(9), e073135. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2023-073135>
41. Hu, J.-F., Zheng, W.-S., Lai, J., & Zhang, J. (2015). Jointly learning heterogeneous features for RGB-D activity recognition. In 2015 *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern*

- Recognition (CVPR)* (pp. 5344–5352). IEEE.
<https://doi.org/10.1109/CVPR.2015.7299172>
42. Hulleck, A. A., Menoth Mohan, D., Abdallah, N., El Rich, M., & Khalaf, K. (2022). Present and future of gait assessment in clinical practice: Towards the application of novel trends and technologies. *Frontiers in Medical Technology*, 4, 901331. <https://doi.org/10.3389/fmedt.2022.901331>
 43. Jarchi, D., Pope, J., Lee, T. K. M., Tamjidi, L., Mirzaei, A., & Sanei, S. (2018). A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 11, 177–194. <https://doi.org/10.1109/RBME.2018.2807182>
 44. Kalron, A., Dvir, Z., Frid, L., & Achiron, A. (2013). Quantifying gait impairment using an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. *ISRN neurology*, 2013, 867575. <https://doi.org/10.1155/2013/867575>
 45. Khera, P., & Kumar, N. (2020). Role of machine learning in gait analysis: a review. *Journal of medical engineering & technology*, 44(8), 441–467. <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1822940>
 46. Kluge, F., Gaßner, H., Hannink, J., Pasluosta, C., Klucken, J., & Eskofier, B. M. (2017). Towards Mobile Gait Analysis: Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of an Inertial Measurement System for the Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 17(7), 1522. <https://doi.org/10.3390/s17071522>
 47. Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T. F., Esculier, J. F., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 17(1), 62. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3>
 48. Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of chiropractic medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
 49. Kuwahara, W., Kurumadani, H., Tanaka, N., Nakanishi, K., Nakamura, H., Ishii, Y., Ueda, A., Deie, M., Adachi, N., & Sunagawa, T. (2019). Correlation between spinal and pelvic movements during gait and aggravation of low back pain by gait loading in lumbar spinal stenosis patients. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 24(2), 207–213. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2018.09.002>

50. Laskoski, G. T., Martins, L. D. L., Pichorim, S. F., & Abatti, P. J. (2009). Development of a telemetric goniometer. In O. Dössel & W. C. Schlegel (Eds.), *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7–12, 2009, Munich, Germany (IFMBE Proceedings, vol. 25/9). Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03889-1_61
51. Lee, M. M., Song, C. H., Lee, K. J., Jung, S. W., Shin, D. C., & Shin, S. H. (2014). Concurrent validity and test-retest reliability of the OPTOGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 81–85. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.81>
52. Lee, S. I., Campion, A., Huang, A., Park, E., Garst, J. H., Jahanforouz, N., ... & Lu, D. C. (2017). Identifying predictors for postoperative clinical outcome in lumbar spinal stenosis patients using smart-shoe technology. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 14, 1-11. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0288-0>
53. Lee, K., & Tang, W. (2021). A Fully Wireless Wearable Motion Tracking System with 3D Human Model for Gait Analysis. *Sensors*, 21(12), 4051. <https://doi.org/10.3390/s21124051>
54. Liang, S., Zhang, Y., Diao, Y., Li, G., & Zhao, G. (2022). The reliability and validity of gait analysis system using 3D markerless pose estimation algorithms. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 857975. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.857975>
55. Liang, W., Wang, F., Fan, A., Zhao, W., Yao, W., & Yang, P. (2023). Extended Application of Inertial Measurement Units in Biomechanics: From Activity Recognition to Force Estimation. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(9), 4229. <https://doi.org/10.3390/s23094229>
56. Loske, S., Nüesch, C., Byrnes, K. S., Fiebig, O., Schären, S., Mündermann, A., & Netzer, C. (2018). Decompression surgery improves gait quality in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *The Spine Journal*, 18(12), 2195-2204. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.04.016>
57. Mandalidis, D., & Kafetzakis, I. (2022). Differences between systems using optical and capacitive sensors in treadmill-based spatiotemporal analysis of level and sloping gait. *Sensors (Basel)*, 22(7), 2790. <https://doi.org/10.3390/s22072790>

58. Mangone, M., Marinelli, E., Santilli, G., Finanore, N., Agostini, F., Santilli, V., & Zaami, S. (2023). Gait analysis advancements: Rehabilitation value and new perspectives from forensic application. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 27(1), 3–12. https://doi.org/10.26355/eurrev_202301_30847
59. Marín, J., Blanco, T., Marín, J. J., Moreno, A., Martitegui, E., & Aragüés, J. C. (2019). Integrating a gait analysis test in hospital rehabilitation: A service design approach. *PLOS ONE*, 14(10), e0224409. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224409>
60. Marín, J., Blanco, T., de la Torre, J., & Marín, J. J. (2020). Gait analysis in a box: A system based on magnetometer-free IMUs or clusters of optical markers with automatic event detection. *Sensors (Basel)*, 20(12), 3338. <https://doi.org/10.3390/s20123338>
61. Mehmet, H., Robinson, S. R., & Yang, A. W. H. (2020). Assessment of gait speed in older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 43(1), 42–52. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000224>
62. Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 159, pp. 119–134). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>
63. Mishra, P., Pandey, C. M., Singh, U., Gupta, A., Sahu, C., & Keshri, A. (2019). Descriptive statistics and normality tests for statistical data. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 22(1), 67–72. https://doi.org/10.4103/aca.ACA_157_18
64. Mohamed, A. A., Baba, J., Beyea, J., Landry, J., Sexton, A., & McGibbon, C. A. (2012). Comparison of strain-gage and fiber-optic goniometry for measuring knee kinematics during activities of daily living and exercise. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(8), 084502. <https://doi.org/10.1115/1.4007094>
65. Montero-Odasso, M., Sarquis-Adamson, Y., Kamkar, N., Pieruccini-Faria, F., Bray, N., Cullen, S., Mahon, J., Titus, J., Camicioli, R., Borrie, M. J., Bherer, L., & Speechley, M. (2020). Dual-task gait speed assessments with an electronic walkway and a stopwatch in older adults. A reliability study. *Experimental gerontology*, 142, 111102. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.111102>

66. Mukaka M. M. (2012). Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69–71.
67. Nagai, K., Aoyama, T., Yamada, M., Izeki, M., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Nishiguchi, S., Tsuboyama, T., & Neo, M. (2014). Quantification of changes in gait characteristics associated with intermittent claudication in patients with lumbar spinal stenosis. *Journal of spinal disorders & techniques*, 27(4), E136–E142. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3182a2656b>.
68. Nicol, A. C. (1987). A new flexible electrogoniometer with widespread applications. *Biomechanics XB*, 6, 1029-1033.
69. Niswander, W., Wang, W., & Kontson, K. (2020). Optimization of IMU Sensor Placement for the Measurement of Lower Limb Joint Kinematics. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(21), 5993. <https://doi.org/10.3390/s20215993>
70. O'Keeffe, K., Argent, R., Bourke, A., Shabani, S., Praestgaard, J., Muaremi, A., Goulding, C., Brom, M., Scotti, C., Walsh, L. C., & Caulfield, B. (2022). Test-retest reliability of wireless inertial-sensor derived measurements of knee joint kinematics. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2022, 4218–4221. <https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871584>
71. Peters, D. M., Fritz, S. L., & Krotish, D. E. (2013). Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-meter walk test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 36(1), 24–30. <https://doi.org/10.1519/JPT.0b013e318248e20d>
72. Posada-Ordax, J., Cosin-Matamoros, J., Losa-Iglesias, M. E., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Esteban-Gonzalo, L., Martin-Villa, C., ... & Rodriguez-Sanz, D. (2021). Accuracy and repeatability of spatiotemporal gait parameters measured with an inertial measurement unit. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 1804. <https://doi.org/10.3390/jcm10091804>
73. Prasanth, H., Caban, M., Keller, U., Courtine, G., Ijspeert, A., Vallery, H., & von Zitzewitz, J. (2021). Wearable Sensor-Based Real-Time Gait Detection: A Systematic Review. *Sensors (Basel)*, 21(8). <https://doi.org/10.3390/s21082727>

74. Preeti, M., Guha, K., Baishnab, K. L., & Sastry, A. S. C. S. (2021). Design and analysis of a capacitive MEMS accelerometer as a wearable sensor in identifying low-frequency vibration profiles. In *Modern Techniques in Biosensors: Detection Methods and Commercial Aspects*, (pp.37-61). https://doi.org/10.1007/978-981-15-9612-4_2
75. Preeti, M., Guha, K., Baishnab, K. L., Iannacci, J., Donelli, M., & Krishnaswamy, N. (2024). Analysis of a low frequency MEMS capacitive accelerometer under the effect of biasing voltage for detection of Parkinsons tremor. *Microsystem Technologies*, 1-13. <https://doi.org/10.1007/s00542-024-05735-7>
76. Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One*, 14(6), e0216448. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216448>
77. Riglet, L., Orliac, B., Delphin, C., Leonard, A., Eby, N., Ornetti, P., Laroche, D., & Gueugnon, M. (2024). Validity and Test-Retest Reliability of Spatiotemporal Running Parameter Measurement Using Embedded Inertial Measurement Unit Insoles. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 24(16), 5435. <https://doi.org/10.3390/s24165435>
78. Rocha, A. P., Choupina, H. M. P., Vilas-Boas, M. D. C., Fernandes, J. M., & Cunha, J. P. S. (2018). System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. *PloS One*, 13(8), e0201728. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201728>
79. Roggio, F., Ravalli, S., Maugeri, G., Bianco, A., Palma, A., Di Rosa, M., & Musumeci, G. (2021). Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. *World Journal of Orthopedics*, 12(7), 467-481. <https://doi.org/10.5312/wjo.v12.i7.467>
80. Rovetta, A. (2020). Raiders of the Lost Correlation: A Guide on Using Pearson and Spearman Coefficients to Detect Hidden Correlations in Medical Sciences. *Cureus*, 12(11), e11794. <https://doi.org/10.7759/cureus.11794>
81. Rowe, P. J., Myles, C. M., Hillmann, S. J., & Hazlewood, M. E. (2001). Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*, 87(9), 479-488.

82. Rowe, P. J., Nicol, A. C., & Kelly, I. G. (1989). Flexible goniometer computer system for the assessment of hip function. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 4(2), 68–72. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90041-7](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90041-7)
83. Różańska-Perlińska, D., Jaszczur-Nowicki, J., Rydzik, Ł., Perliński, J., & Bukowska, J. M. (2023). Changes in Gait Parameters and the Podal System Depending on the Presence of a Specific Malocclusion Type in School-Age Children. *Journal of clinical medicine*, 12(23). <https://doi.org/10.3390/jcm12237334>
84. Schlachetzki, J. C. M., Barth, J., Marxreiter, F., Gossler, J., Kohl, Z., Reinfelder, S., Gassner, H., Aminian, K., Eskofier, B. M., Winkler, J., & Klucken, J. (2017). Wearable sensors objectively measure gait parameters in Parkinson's disease. *PloS one*, 12(10), e0183989. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0183989>
85. Sempere-Bigorra, M., Brognara, L., Julian-Rochina, I., Mazzotti, A., & Cauli, O. (2023). Relationship between deep and superficial sensitivity assessments and gait analysis in diabetic foot patients. *International Wound Journal*, 20(8), 3023-3034. <https://doi.org/10.1111/iwj.14178>
86. Silva, L. A. M., Costa, A. P. B., & da Silva, T. K. (2020). Inertial sensor and Timed Up and Go test in elderly women with bone demineralization: A reliability and agreement study. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, 25, 1–7. <https://doi.org/10.12820/rbafs.25e0156>
87. Spanos, S., Kanellopoulos, A., Petropoulakos, K., Dimitriadis, Z., Siasios, I., & Poulis, I. (2023). Reliability and applicability of a low-cost, camera-based gait evaluation method for clinical use. *Expert Review of Medical Devices*, 20(1), 63-70. <https://doi.org/10.1080/17434440.2023.2171289>
88. Steinert, A., Sattler, I., Otte, K., Röhling, H., Mansow-Model, S., & Müller-Werdan, U. (2019). Using New Camera-Based Technologies for Gait Analysis in Older Adults in Comparison to the Established GAITRite System. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(1), 125. <https://doi.org/10.3390/s20010125>
89. Sun, J., Liu, Y. C., Yan, S. H., Wang, S. S., Lester, D. K., Zeng, J. Z., ... & Zhang, K. (2018). Clinical gait evaluation of patients with lumbar spine stenosis. *Orthopaedic Surgery*, 10(1), 32-39.

90. Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 12(2), 2255–2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>
91. Tao, S., Zhang, H., Kong, L., Sun, Y., & Zhao, J. (2024). Validation of gait analysis using smartphones: Reliability and validity. *Digital Health*, 10, <https://doi.org/10.1177/20552076241257054>.
92. Verbiest, J. R., Bonnechère, B., Saeys, W., Van de Walle, P., Truijen, S., & Meyns, P. (2023). Gait Stride Length Estimation Using Embedded Machine Learning. *Sensors (Basel)*, 23(16). <https://doi.org/10.3390/s23167166>
93. Verghese, J., Wang, C., Lipton, R. B., Holtzer, R., & Xue, X. (2007). Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 78(9), 929-935. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2006.106914>
94. Vila, M. H., Pérez, R., Mollinedo, I., & Cancela, J. M. (2021). Analysis of Gait for Disease Stage in Patients with Parkinson's Disease. *International journal of environmental research and public health*, 18(2). <https://doi.org/10.3390/ijerph18020720>
95. Wang, A., Li, D., Fan, N., Yuan, S., Wu, Q., Fu, Z., ... & Zang, L. (2022). Piezoresistive-based gait monitoring technique for the recognition of knee osteoarthritis patients. *IEEE Access*, 10, 123874-123884.
96. Wang, Y., Tang, R., Wang, H., Yu, X., Li, Y., Wang, C.,...Qie, S. (2022). The Validity and Reliability of a New Intelligent Three-Dimensional Gait Analysis System in Healthy Subjects and Patients with Post-Stroke. *Sensors (Basel)*, 22(23). <https://doi.org/10.3390/s22239425>
97. Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Claflin, E. S., & Krishnan, C. (2017). Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait & posture*, 55, 87–93. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.013>
98. Werner, C., Heldmann, P., Hummel, S., Bauknecht, L., Bauer, J. M., & Hauer, K. (2020). Concurrent Validity, Test-Retest Reliability, and Sensitivity to Change of a Single Body-Fixed Sensor for Gait Analysis during Rollator-Assisted Walking in Acute Geriatric Patients. *Sensors (Basel)*, 20(17). <https://doi.org/10.3390/s20174866>
99. Whitley, E., & Ball, J. (2002a). Statistics review 5: Comparison of means. *Critical Care*, 6(5), 424-428. <https://doi.org/10.1186/cc1548>

100. Whitley, E., & Ball, J. (2002b). Statistics review 6: Nonparametric methods. *Critical Care*, 6(6), 509-513. <https://doi.org/10.1186/cc1820>
101. Wilcoxon, F. (1945). Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bulletin*, 1(6), 80–83.
102. Wu, J., Kuruvithadam, K., Schaer, A., Stoneham, R., Chatzipirpiridis, G., Easthope, C. A., Barry, G., Martin, J., Pané, S., Nelson, B. J., Ergeneman, O., & Torun, H. (2021). An Intelligent In-Shoe System for Gait Monitoring and Analysis with Optimized Sampling and Real-Time Visualization Capabilities. *Sensors*, 21(8), 2869. <https://doi.org/10.3390/s21082869>
103. Xuan, J., Zhu, T., Peng, G., Sun, F., & Dong, D. (2024). A Review on the Inertial Measurement Unit Array of Microelectromechanical Systems. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 24(22), 7140. <https://doi.org/10.3390/s24227140>
104. Yin, L., Chen, P., Xu, J., Gong, Y., Zhuang, Y., Chen, Y., & Wang, L. (2025). Validity and reliability of inertial measurement units for measuring gait kinematics in older adults across varying fall risk levels and walking speeds. *BMC geriatrics*, 25(1), 336. <https://doi.org/10.1186/s12877-025-05993-8>
105. Zhao, G., Tan, M., Wang, X., Liang, W., Gao, S., & Chen, Z. (2023). Research on IMU Calibration Model Based on Polar Decomposition. *Micromachines*, 14(3), 697. <https://doi.org/10.3390/mi14030697>

Παραρτήματα

Παράρτημα Α: Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ - ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

3^ο χλμ ΠΕΟ Λαμίας-Αθηνών, Λαμία 35132

Τηλ.: 2231060176-177, email: g-physio@uth.gr

Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή

/γενικές πληροφορίες/

Σκοπός και λόγος ύπαρξης του εντύπου *Ενημέρωση Υποψήφιου Εθελοντή*:

Ασθενείς ή υγιείς εθελοντές οι οποίοι πιθανόν θα συμμετάσχουν σε μία έρευνα, πρέπει να έχουν επαρκή πληροφόρηση η οποία θα τους επιτρέψει να αποφασίσουν αν θέλουν να συμμετάσχουν ή όχι. Αυτή την πληροφόρηση θα την λάβουν από το *Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή* που έχει συντάξει ο φοιτητής.

Ο σκοπός του παρόντος εντύπου είναι να δώσει τη σωστή κατεύθυνση και βοήθεια στους φοιτητές που θέλουν να συντάξουν το *Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή*. Απευθύνεται σε φοιτητές που η έρευνά τους περιλαμβάνει καθ' οιονδήποτε τρόπο εθελοντές ή στοιχεία-πληροφορίες από εθελοντές που θα μπορούσαν να θεωρηθούν προσωπικά.

Γενικά:

Είναι σημαντικό το *Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή* να μπορεί να παρέχει τις πληροφορίες με απλό τρόπο, αποφεύγοντας τη χρήση τεχνικών όρων ώστε ακόμα και ένας αδαής να μπορεί να κατανοήσει την μελέτη/έρευνα. Οι προτάσεις και οι παράγραφοι πρέπει να είναι σύντομες. Αν η έρευνα διεξάγεται σε κάποιο Νοσοκομείο ή Ερευνητικό Κέντρο είναι καλό να

χρησιμοποιείται και το logo του Νοσοκομείου/Ερευνητικού Κέντρου. Το έντυπο ενημέρωσης πρέπει να περιέχει πληροφορίες στη σειρά που καθορίζει το παρόν έντυπο. Αν κάποια από τις παρακάτω πληροφορίες δεν ανταποκρίνεται στο είδος της μελέτης/έρευνας του φοιτητή, απλά δεν τις συμπεριλαμβάνει.

Γενικές Κατευθύνσεις για τη Δημιουργία του Εντύπου

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας:

Έλεγχος αξιοπιστίας και εγκυρότητας του αισθητήρα κίνησης WIVA, ως εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης.

Πρόσκληση:

Σας καλούμε να λάβετε μέρος στην έρευνα που διεξάγει το Εργαστήριό μας. Πριν αποφασίσετε αν θέλετε να λάβετε μέρος είναι σημαντικό να διαβάσετε τις παρακάτω πληροφορίες για να καταλάβετε γιατί πραγματοποιούμε την έρευνα και τι προσπαθούμε να βρούμε. Δεν είναι ανάγκη να μας απαντήσετε αμέσως, αν επιθυμείτε μπορείτε να συζητήσετε και με άλλους και κατόπιν απαντήστε μας αν θέλετε να συμμετάσχετε ή όχι. Αν οτιδήποτε δεν είναι δεν είναι ξεκάθαρο μπορείτε να ρωτήσετε για να σας δώσουμε περισσότερες πληροφορίες.

Σκοπός της έρευνας:

Σκοπός της παρούσης μελέτης είναι να διερευνηθεί η εγκυρότητα και η αξιοπιστία του αισθητήρα κίνησης της Wiva στην καταγραφή χωροχρονικών χαρακτηριστικών της βάδισης συγκριτικά με το δαπεδοεργόμετρο Pluto, ένα σύστημα ανάλυσης βάδισης h/p/cosmos Treadmill Pluto Med Zebris analysis/ biomechanics, το οποίο θεωρείται ως gold standard.

Ο λόγος που επιλεχθήκατε:

Επιλεγήκατε ως εθελοντής διότι δεν έχετε προηγούμενο ιστορικό προβλήματος, και έτσι μπορείτε να εκτελέσετε δοκιμασία βάδισης για την καταγραφή χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης.

Κατά πόσο είναι υποχρεωτικό να λάβετε μέρος:

Είναι δική σας απόφαση αν θα λάβετε μέρος ή όχι. Αν αποφασίσετε τελικά να λάβετε μέρος θα σας δοθεί ένα έντυπο που ονομάζεται *Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση* για να το υπογράψετε. Έχετε πάντα το δικαίωμα να αποσυρθείτε από την έρευνα ακόμα και μετά την υπογραφή σας χωρίς να υποχρεούστε να δώσετε καμία εξήγηση. Η απόφασή σας να μην συμμετέχετε δεν θα επηρεάσει την παροχή υπηρεσιών από το Ίδρυμά μας.

Τι θα γίνει από τη στιγμή που θα αποφασίσω να λάβω μέρος στην μελέτη/έρευνα;

Η μελέτη θα διαρκέσει από τον Οκτώβριο 2024 μέχρι τον Ιανουάριο 2025. Στη μελέτη εγκυρότητας, θα χρειαστεί να παρευρεθείτε μια φορά για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση. Η μέτρηση περιλαμβάνει ταυτόχρονη τοποθέτηση του αισθητήρα και του δαπεδοεργόμετρου ανάλυσης χαρακτηριστικών βάδισης, με το οποίο θα γίνει η σύγκριση. Θα σας ζητηθεί να πραγματοποιήσετε δοκιμασία βάδισης διάρκειας 2 με 3 λεπτών σε 2 διαφορετικές ταχύτητες.

Στη μελέτη αξιοπιστίας, θα χρειαστεί να παρευρεθείτε μια φορά για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση. Η μέτρηση περιλαμβάνει τοποθέτηση του αισθητήρα κίνησης Wiva και εκτέλεση δοκιμασίας βάδισης 2 λεπτών. Η διαδικασία αυτή αποτελείται από τρεις επαναλήψεις με ενδιάμεσα διαλείμματα 10 λεπτών. Εξίσου, σημειώνεται ότι θα χρησιμοποιηθεί ένα σταθερό σημείο αναφοράς για τη διατήρηση ίδιας ταχύτητας.

Περιορισμοί

Δεν υπάρχουν περιορισμοί στην συγκεκριμένη έρευνα.

Υπάρχουν εναλλακτικές λύσεις;

Δεν θα χρησιμοποιηθούν εναλλακτικές θεραπείες στους εθελοντές που θα συμμετέχουν.

Υπάρχουν παρενέργειες;

Δεν υπάρχουν παρενέργειες.

Πιθανοί κίνδυνοι ή μειονεκτήματα:

Η δοκιμασία βάδισης που θα πραγματοποιείται είναι πολύ οικεία και καθημερινή και δεν θα διαταράζουν την σωματική ακεραιότητά σας, αντιθέτως θα συμβάλλουν θετικά στην διερεύνηση έγκυρης και αξιόπιστης λειτουργίας ενός φορητού μικρού μεγέθους και οικονομικού αισθητήρα κίνησης που θα διευκολύνει την αντικειμενική αξιολόγηση των ασθενών στην καθημερινή κλινική πρακτική.

Ποιο είναι το όφελος του εθελοντή-ασθενή;

Το όφελος θα είναι ουσιαστικό για όλους γιατί θα συμβάλουμε σε μια έρευνα όπου η ποσοτικοποίηση της αξιολόγησης της βάδισης θα διευκολύνει με ακρίβεια την επιστήμη της Φυσικοθεραπείας σε οποιοδήποτε κλινικό περιβάλλον ακόμη και εκτός φυσικοθεραπευτηρίου.

Επίσης, θα αποτελεί έναν εύκολο τρόπο αξιολόγησης και σε ασθενείς που καθίσταται αδύνατη η μετακίνησή τους εκτός σπιτιού.

Νέες πληροφορίες έρχονται στο φως από την έρευνα:

Η έρευνα αφορά την αξιοπιστία και την εγκυρότητα ενός κλινικού εργαλείου μέτρησης και δεν περιλαμβάνεται θεραπεία στην έρευνα. Ωστόσο για νέες πληροφορίες θα ενημερωθεί ο συμμετέχων από τον ερευνητή και θα δοθεί νέο έντυπο στον εθελοντή εάν επιθυμεί να συμμετέχει.

Τι γίνεται όταν τελειώσει η έρευνα;

Με το πέρας της έρευνας θα ενημερωθεί για τα ευρήματα αυτής.

Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα δεν είναι τα αναμενόμενα ή που κάτι θα πάει λάθος:

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δεν θα επηρεάσουν το βιοψυχοκοινωνικό επίπεδό σας. Η συμμετοχή σας είναι καθαρά εθελοντική, δεν τίθεται ζήτημα αποζημίωσης. Διερευνάται μόνο η ορθή λειτουργία και επαναληψιμότητα των μετρήσεων ενός εργαλείου αξιολόγησης εύρους κίνησης στην αυχενική μοίρα. Αρνητικά αποτελέσματα συνεπάγονται με ανούσια χρήση του εργαλείου στην κλινική πρακτική.

Προσωπικά δεδομένα σχετικά με την συμμετοχή σας στην έρευνα:

Αν συναινέσετε και λάβετε μέρος στην έρευνα, ο ιατρικός σας φάκελος θα γίνει γνωστός στην ομάδα η οποία πραγματοποιεί την έρευνα ώστε αυτοί να αξιολογήσουν και να αναλύσουν τα αποτελέσματα. Επίσης τα στοιχεία σας μπορεί να γίνουν γνωστά στην Επιτροπή Ελέγχου της Έρευνας. Τα στοιχεία σας δεν θα αποκαλυφθούν αλλού. Όπου είναι δυνατό τα αποτελέσματα θα ελέγχονται με τα προσωπικά σας στοιχεία (όνομα, επώνυμο, διεύθυνση κλπ) καλυμμένα.

Τι θα γίνει με τα αποτελέσματα της έρευνας;

Σε περίπτωση δημοσίευσης της έρευνας τα προσωπικά στοιχεία του κάθε εθελοντή θα μείνουν απόρρητα.

Περισσότερες πληροφορίες:

Για περισσότερες πληροφορίες θα μπορείτε να επικοινωνήσετε είτε με τον ερευνητή στο κινητό τηλέφωνο ή στο προσωπικό email, είτε με τον επιβλέποντα καθηγητή της έρευνας.

Ευχαριστούμε εκ των προτέρων για τον χρόνο που αφιερώσατε και την συμμετοχή σας σε αυτή την έρευνα. Ο κάθε συμμετέχων θα κρατήσει ένα αντίγραφο του εντύπου *Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή* και του εντύπου *Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση*

Ευχαριστούμε που λαμβάνετε μέρος στην μελέτη αυτή.

Ημερομηνία παράδοσης:

Πολιτική Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων - GDPR

Το Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας αποδίδει μεγάλη σημασία στην σύννομη και ασφαλή επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων, η οποία διενεργείται με σεβασμό προς τις βασικές αρχές προστασίας προσωπικών δεδομένων, σύμφωνα με τον Γενικό Κανονισμό για την Προστασία Προσωπικών Δεδομένων (ΕΕ) 2016/679 και τον Ν. 4624/2019, ήτοι της νομιμότητας, αντικειμενικότητας και διαφάνειας της επεξεργασίας, του περιορισμού του σκοπού της επεξεργασίας, της ελαχιστοποίησης των δεδομένων, της ακρίβειας αυτών, του περιορισμού της περιόδου αποθήκευσης, της ακεραιότητας και εμπιστευτικότητας και, τέλος, της λογοδοσίας.

Υπεύθυνος επεξεργασίας:

Το Πανεπιστήμιο είναι Υπεύθυνος Επεξεργασίας των δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα που υπόκεινται σε επεξεργασία κατά τη συμμετοχή σας στην έρευνα και παραμένει στη διάθεσή σας για οποιαδήποτε διευκρίνιση. Η διεύθυνση του Πανεπιστημίου είναι Αργοναυτών & Φιλελλήνων,

Βόλος, Τ.Κ. 382 21, τηλ. επικ: 30 2421074000, ενώ μπορείτε να επικοινωνείτε και με τον Υπεύθυνο Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων του Πανεπιστημίου στην ηλεκτρονική διεύθυνση: dpo@uth.gr

Τι είδους προσωπικά δεδομένα επεξεργαζόμαστε και για ποιους σκοπούς:

Προβαίνουμε στην συλλογή και επεξεργασία δεδομένων που είναι απολύτως απαραίτητα για τους σκοπούς της έρευνας.

Νομική βάση της επεξεργασίας:

Ως προς τα προσωπικά δεδομένα που επεξεργάζεται το Πανεπιστήμιο στα πλαίσια του σκοπού της έρευνας, η νομική βάση της επεξεργασίας τους είναι πως η επεξεργασία είναι απαραίτητη για την εκπλήρωση καθήκοντος που εκτελείται προς το δημόσιο συμφέρον ή την άσκηση δημόσιας εξουσίας που έχει ανατεθεί στο Πανεπιστήμιο. Ως προς τα δεδομένα ειδικών κατηγοριών η νομική βάση της επεξεργασίας των εν λόγω δεδομένων είναι πως η επεξεργασία τους είναι απαραίτητη για την εκπλήρωση του σκοπού της επιστημονικής έρευνας ή για στατιστικούς σκοπούς αλλά και του σκοπού της αρχειοθέτησης προς το δημόσιο συμφέρον που επιδιώκει το Πανεπιστήμιο.

Η Ασφάλεια των δεδομένων σας:

Δεσμευόμαστε ότι έχουμε λάβει κατάλληλα οργανωτικά και τεχνικά μέτρα για την ασφάλεια και την προστασία των δεδομένων σας από κάθε μορφής τυχαία ή αθέμιτη επεξεργασία. Σημειώνεται ότι το ειδικά εξουσιοδοτημένο προσωπικό μας, το οποίο επεξεργάζεται τα προσωπικά σας δεδομένα, έχει λάβει την κατάλληλη εκπαίδευση, καθοδήγηση και ενημέρωση.

Ποιοι έχουν πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα:

Πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα έχει το απολύτως απαραίτητο ερευνητικό προσωπικό του Πανεπιστημίου, το οποίο έχει δεσμευτεί με τήρηση της εχεμύθειας, της εμπιστευτικότητας και του απορρήτου. Πρόσβαση στα προσωπικά σας δεδομένα έχουν και τα συνεργαζόμενα με το Πανεπιστήμιο φυσικά ή νομικά πρόσωπα, τα οποία επεξεργάζονται τα δεδομένα σας ως Εκτελούντες την Επεξεργασία υπό τις ρητές εντολές του Πανεπιστημίου και υπό την εγγύηση λήψης όλων των κατάλληλων τεχνικών και οργανωτικών μέτρων για την προστασία των δεδομένων σας.

Η περίοδος αποθήκευσης των προσωπικών σας δεδομένων:

Τα προσωπικά σας δεδομένα διατηρούνται μόνο για το εύλογο χρονικό διάστημα που απαιτείται από τη φύση της επεξεργασίας των δεδομένων και μόνο για όσο απαιτείται προς επίτευξη του σκοπού αυτής, εκτός αν υφίσταται αντίθετη έννομη υποχρέωση προς περαιτέρω τήρησή τους.

Ως υποκείμενο των δεδομένων έχετε τα ακόλουθα δικαιώματα:

- Δικαίωμα πρόσβασης στα προσωπικά σας δεδομένα
- Δικαίωμα διόρθωσης ανακριβών δεδομένων προσωπικού χαρακτήρα
- Δικαίωμα διαγραφής/ δικαίωμα στη λήθη
- Δικαίωμα φορητότητας των Δεδομένων σας

- Δικαίωμα περιορισμού της επεξεργασίας
- Δικαίωμα εναντίωσης στην επεξεργασία των δεδομένων σας

Πώς μπορείτε να ασκήσετε τα δικαιώματά σας:

Για να ελέγξετε ότι η έρευνά σας συμμορφώνεται με τις αρχές της Ηθικής, επισκεφθείτε τους ακόλουθους ιστότοπους αναφορικά στα παγκόσμια διεθνή πρότυπα:

Declaration of Helsinki of the World Medical Association (2013) and the Council for International Organizations of Medical Sciences' (CIOMS) International Ethical Guidelines for Biomedical Research Involving Human Subjects published in collaboration with the World Health Organization (2106). CIOMS and International Council for Laboratory Animal Science (2012) International Guiding Principles for Biomedical Research Involving Animals.

Εάν επιθυμείτε να λάβετε περαιτέρω πληροφορίες σχετικά με την επεξεργασία των προσωπικών σας δεδομένων ή να ασκήσετε οποιοδήποτε εκ των ανωτέρω δικαιωμάτων, μπορείτε να επικοινωνήσετε με τον Υπεύθυνο Προστασίας Προσωπικών Δεδομένων του Πανεπιστημίου στην ηλεκτρονική διεύθυνση: dpo@uth.gr Στην περίπτωση που: α) θεωρείτε πως δεν ικανοποιήθηκε επαρκώς και νομίμως κάποιο αίτημά σας ή β) θεωρείτε πως το δικαίωμα στην προστασία των προσωπικών σας δεδομένων προσβάλλεται από κάποια επεξεργασία που πραγματοποιούμε, έχετε δικαίωμα να υποβάλλετε καταγγελία στην Αρχή Προστασίας Δεδομένων Προσωπικού Χαρακτήρα (ταχυδρομική δ/ση Κηφισίας 1-3, Τ.Κ. 115 23, Αθήνα, τηλ. 210 6475600, <https://www.dpa.gr/>, δ/ση ηλεκτρονικού ταχυδρομείου contact@dpa.gr).

Παράρτημα Β



Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

ΕΝΤΥΠΟ ΣΥΝΑΙΝΕΣΗΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΠΛΗΡΟΦΟΡΗΣΗ

Ονοματεπώνυμο _____ εθελοντή _____ (ασθενή _____ ή
παιδιού): _____

Ημερομηνία γέννησης: ____/____/20____

Ονοματεπώνυμο _____ Πατέρα _____ /
Μητέρας¹: _____

Ιδιαιτερότητες _____ εθελοντή _____ – άλλες _____ πληροφορίες: _____

Τίτλος Ερευνητικής Εργασίας: *Έλεγχος αξιοπιστίας και εγκυρότητας του αισθητήρα κίνησης WIVA, ως εργαλείο καταγραφής χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης.*

Προϊστάμενος ερευνητής - εισηγητής: Σπανός Σάββας

Φοιτητής - ερευνητής: Σπυριδωνίδου Αναστασία

¹Στην περίπτωση που ο συμμετέχων είναι ανήλικο παιδί ή δεσποζόμενο ζώο συντροφιάς, σημειώνεται το ονοματεπώνυμο του γονέα (κηδεμόνα), ή του ιδιοκτήτη του ζώου αντίστοιχα.

1. Επιβεβαιώνω ότι διάβασα και κατανόησα το “Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή στο οποίο αναφέρονται όλες οι λεπτομέρειες της μελέτης σήμερα την ____/____/202__ και ότι είχα την δυνατότητα να κάνω ερωτήσεις. ☐
2. Καταλαβαίνω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και ότι είμαι ελεύθερος(-η) να αποσυρθώ από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή, ακόμη και μετά από την υπογραφή της παρούσας δήλωσης, χωρίς να δώσω εξηγήσεις για το λόγο της απόσυρσής μου και χωρίς αυτό να επηρεάζει το επίπεδο των υπηρεσιών από τον πάροχο υγείας. ☐
3. Δίνω την άδεια για πρόσβαση στον ιατρικό φάκελο. ☐
4. Συμφωνώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην παρούσα ερευνητική εργασία. ☐

Παρακάτω παραθέτω, χωρίς περαιτέρω εξηγήσεις, πρακτικές οι οποίες δεν θα επιθυμούσα να ακολουθηθούν σε περίπτωση ανάγκης:

Δηλώνω υπεύθυνα ότι ασκώ την επιμέλεια του ανήλικου τέκνου μου και έχω τη συναίνεση κάθε τυχόν συνασκούντος την επιμέλεια αυτή και επιθυμώ τον παραπάνω προγραμματισμό συνεδριών φυσικοθεραπείας του τέκνου μου ☐ (αναφέρεται στην περίπτωση που ο συμμετέχων είναι ανήλικος).

Ονοματεπώνυμο & Υπογραφή (του γονέα αν πρόκειται για ανήλικο)

Ημερομηνία:

____/____/202__

Η ερευνητική εργασία είναι εγκεκριμένη από την Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας (αριθμ. πρωτ. 1446/12.12.2023).

Το παρόν περιέχει εμπιστευτικές πληροφορίες και φυλάσσεται στο αρχείο των ερευνητών.

Δήλωση και υποχρεώσεις του υπεύθυνου ερευνητή- μεταπτυχιακού φοιτητή:

Έχω εξηγήσει τη διαδικασία της έρευνας στον συμμετέχοντα (ασθενή). Έχω πληροφορήσει τον συμμετέχοντα για τα πλεονεκτήματα από την έρευνα έχοντας καταστήσει σαφές αν είναι πλεονεκτήματα προς την ανθρωπότητα ή προς το ίδιο τον συμμετέχοντα. Έχω καταστήσει σαφές ποιοι μπορεί να είναι οι κίνδυνοι συμμετέχοντας σε αυτή την έρευνα. Έχω καταστήσει σαφές τι περιλαμβάνει η μελέτη, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα εναλλακτικών λύσεων που μπορεί να έχει ο συμμετέχων, και έχω απαντήσει σε απορίες του.

Σε περίπτωση που ο συμμετέχων θέλει περαιτέρω πληροφορίες πριν ή και μετά τη διεξαγωγή της έρευνας μπορεί να επικοινωνήσει με τον υπεύθυνο ερευνητή στο τηλέφωνο: _____

Εξήγησα στον συμμετέχοντα όσο καλύτερα μπορούσα τις λεπτομέρειες και τις συνέπειες του πειράματος με τρόπο απλό ώστε να μπορεί να κατανοήσει τα λεγόμενά μου.

Υπογραφή ερευνητή – φοιτητή:

Ημερομηνία: ____/____/202__

Ονοματεπώνυμο - Ιδιότητα

Το παρόν δόθηκε στον συμμετέχοντα; ☐Ναι☐Όχι

Παράρτημα Γ

Έγκριση διεξαγωγής Έρευνας

Αρ. Πρωτ. ΠΘ: 23713/24/ΤΦΣΚΘ - 14/10/24
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Σχολή Επιστημών Υγείας
Τμήμα Ψυχοθεραπείας

ΕΙΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ

Τμήμα, στις 9-10-2024, στην αίθουσα συνεδριάσεων του Τμήματος Ψυχοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, συνεδρίασε η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τμήματος Ψυχοθεραπείας.

Σύμφωνα, με απόφαση της Γενικής Συνέλευσης του Τμήματος Ψυχοθεραπείας η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας αποτελείται από τους:

Δρ. Ζαχαρίας Δημητριάδης, Επίκουρος Καθηγητής (πρόεδρος)

Δρ. Γεώργιος Παράς, Επίκουρος Καθηγητής (μέλος)

Δρ. Αριστείδης Βασιλόπουλος, Επίκουρος Καθηγητής (μέλος)

Μετά από μελέτη της αίτησης για διεξαγωγή έρευνας του Σπυριδωνίδου Αναστασίας, με αριθμό πρωτοκόλλου 20903/24/ΤΦΣΚΘ - 24/09/24 και τίτλο:

«Έλεγχος αξιοπιστίας και εγκυρότητας του αισθητήρα Κίνησης WIVA, ως εργαλείο καταγραφής χρονοχρονικών χαρακτηριστικών βόδισης.»

και βάσει των πληροφοριών που περιλαμβάνονται στην αίτηση η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας αποφάσισε ομόφωνα την **έγκριση** της μελέτης.

Οι ερευνητές θα πρέπει να είναι ενήμεροι ότι η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας θα πρέπει να ενημερώνεται για οτιδήποτε από τα παρακάτω:

- ο για υποοδήσετε ατύχημα ή ανεπιθύμητο γεγονός που σχετίζεται με την μελέτη
- ο οποιοδήποτε αλλαγές γίνονται σε σχέση με το εγκεκριμένο πρωτόκολλο
- ο σε περίπτωση διακοπής της ερευνητικής μελέτης (με αιτιολόγηση)

Τα μέλη της Εσωτερικής Επιτροπής Δεοντολογίας

1. Δρ. Ζαχαρίας Δημητριάδης (πρόεδρος)
2. Δρ. Γεώργιος Παράς (μέλος)
3. Δρ. Αριστείδης Βασιλόπουλος (μέλος)

Παράρτημα Δ

Report Wiva

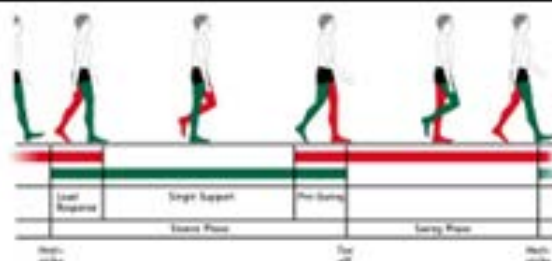


Παράρτημα Ε

Report Zebris

Gait Analysis Report

Person: [REDACTED]
 Record: 11/16/2024 11:40, Gait Analysis FDM-T, 3.5



Geometry

Foot rotation, degree	L	1.5 ± 1.6	-4°	6°
	R	3.0 ± 2.1		
Step length, cm	L	61 ± 2		140 cm
	R	61 ± 2		
Stride length, cm		122 ± 3		
Step width, cm		16 ± 2		

Phases

Stance, %	L	66.4 ± 1.6	100 %
	R	67.3 ± 1.5	
Load response, %	L	16.2 ± 0.7	
	R	17.6 ± 0.8	
Mid stance, %	L	52.6 ± 1.2	
	R	53.6 ± 1.3	
Pre-Swing, %	L	17.6 ± 0.8	
	R	16.2 ± 0.7	
Swing, %	L	33.6 ± 1.3	
	R	32.6 ± 1.2	
Double stance, %		33.8 ± 1.0	

Timing

Step time, s	L	0.64 ± 0.02	1.4 s
	R	0.61 ± 0.02	
Stride time, s		1.25 ± 0.03	
Cadence, steps/min		96 ± 2	130 steps/min
Velocity, km/h		3.5 ± 0.1	4.4 km/h

Record comments