



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ»

ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΕΥΡΕΙΑΣ ΧΡΗΣΗΣ ΚΑΙ
ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΚΙΝΗΤΩΝ ΤΗΛΕΦΩΝΩΝ
ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ
ΑΘΛΟΥΜΕΝΩΝ ΕΦΗΒΩΝ

Αδαμάκης Εμμανουήλ

Διδακτορική διατριβή
ΠΕΔΙΟ ΣΠΟΥΔΩΝ: ΠΑΙΔΑΓΩΓΙΚΟ
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ: ΑΘΛΗΤΙΚΗ ΠΑΙΔΑΓΩΓΙΚΗ & ΔΙΔΑΚΤΙΚΗ ΤΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΑΓΩΓΗΣ

ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2016

© Copyright
Εμμανουήλ Αδαμάκης
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

Μέλη της Εξεταστικής Επιτροπής

Αικατερίνη Ζουνχιά
Καθηγήτρια
(Επιβλέπουσα)

Κωνσταντίνος Καρτερολιώτης
Καθηγητής
(Μέλος της Συμβουλευτικής Επιτροπής)

Μαρία Κοσκολού
Αναπληρώτρια Καθηγήτρια
(Μέλος της Συμβουλευτικής Επιτροπής)

Ιωάννης Αυθίνος
Καθηγητής
(Μέλος της Εξεταστικής Επιτροπής)

Εμμανουήλ Σκορδίλης
Αναπληρωτής Καθηγητής
(Μέλος της Εξεταστικής Επιτροπής)

Νεκτάριος Σταύρου
Επίκουρος Καθηγητής
(Μέλος της Εξεταστικής Επιτροπής)

Γρηγόρης Μπογδάνης
Επίκουρος Καθηγητής
(Μέλος της Εξεταστικής Επιτροπής)

Πρακτικό της Εξεταστικής Επιτροπής
για την κρίση της μεταπτυχιακής/διδακτορικής διατριβής
(χορηγείται από τη Γραμματεία του Προγράμματος)

Έκφραση Ευχαριστιών

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα μέλη της οικογένειάς μου (Ελίνα, Άρτεμις, Σωτήρη, Κώστα, Ευγενία) για τη συμπαράσταση και τη βοήθεια που μου παρείχαν τα τέσσερα αυτά χρόνια των διδακτορικών σπουδών, καθώς και για την ανοχή τους σε δύσκολες περιόδους έρευνας και συγγραφής της διατριβής. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου Αικατερίνη Ζουνχιά για τη σημαντική συμβολή της στην επιτυχή ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής, καθώς και τα μέλη της τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής, Κωνσταντίνο Καρτερολιώτη και Μαρία Κοσκολού. Τέλος θα ήθελα να πω ένα πολύ μεγάλο ευχαριστώ σε δύο προπτυχιακές φοιτήτριες και έναν διδακτορικό φοιτητή, χωρίς την ουσιαστική βοήθεια των οποίων ακόμα θα προσπαθούσα να συλλέξω τα δεδομένα της έρευνας. Αυτοί είναι οι Ελένη Τσολακίδη, Ευαγγελία Ξυνού και Παναγιώτης Μηλιώτης.

Από τα βάθη της καρδιάς μου, σας ευχαριστώ όλους που με ανεχθήκατε, και που κάποιοι από εσάς θα χρειαστεί να με ανεχθείτε και στη συνέχεια!

Στην Άρτεμιν

ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΕΥΡΕΙΑΣ ΧΡΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΚΙΝΗΤΩΝ ΤΗΛΕΦΩΝΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΑΘΛΟΥΜΕΝΩΝ ΕΦΗΒΩΝ

Περίληψη

Στη Φυσική Αγωγή και τον Αθλητισμό γενικότερα, η αξιολόγηση της σωματικής δραστηριότητας των παιδιών είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την επίτευξη των στόχων, τόσο της εκπαιδευτικής όσο και της προπονητικής διαδικασίας. Για να επιτευχθεί αυτός ο στόχος, τεχνολογικά εξελιγμένες συσκευές έχουν τη δυνατότητα να αντικαταστήσουν παλαιότερες μεθόδους καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας. Τέτοιες συσκευές είναι τα επιταχυνσιόμετρα ευρείας χρήσης, συσκευές Global Positioning System (GPS) και δωρεάν εφαρμογές για smartphones. Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν ο έλεγχος της εγκυρότητας κριτηρίου ευρέως διαδεδομένων συσκευών και δωρεάν εφαρμογών κινητών τηλεφώνων, για την καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας, σε δείγμα αθλουμένων εφήβων.

Οι συσκευές που εξετάστηκαν ήταν το GPS Garmin Forerunner 310XT και δύο συσκευές-επιταχυνσιόμετρα ευρείας χρήσης, οι Garmin Vivofit και Medisana Vifit. Επιπλέον αξιολογήθηκαν ως προς την ακρίβεια καταγραφής παραμέτρων της άσκησης έξι δωρεάν εφαρμογές για Android smartphones, που περιλάμβαναν τρία επιταχυνσιόμετρα (Walk Pedometer, Accupedo και Pedometer 2.0) και τρία GPS (RunKeeper, Runtastic και Sports Tracker). Τέλος, χρησιμοποιήθηκε και μία ήδη έγκυρη ερευνητική συσκευή πολλαπλών αισθητήρων, η SenseWear Armband, με σκοπό εκτός από τον έλεγχο εγκυρότητας, να συγκριθεί και με τις υπόλοιπες συσκευές-εφαρμογές. Οι μεταβλητές που ελέγχθηκαν ήταν: α) ο αριθμός των βημάτων β) η διανυθείσα απόσταση και γ) η ενεργειακή δαπάνη. Το δείγμα της παρούσας έρευνας ήταν 38 υγιείς αθλούμενοι έφηβοι, 16 αγόρια και 22 κορίτσια, ηλικίας 15.3 ± 2.0 έτη, με $\Delta M \Sigma 22.4 \pm 5.0$. Το ερευνητικό πρωτόκολλο περιλάμβανε τρεις δοκιμασίες: α) ηρεμία σε ύπτια θέση β) βάδιση και γ) τρέξιμο υπομέγιστης έντασης. Η αντικειμενική αξιολόγηση της ενεργειακής δαπάνης

έγινε με συσκευή έμμεσης θερμιδομετρίας σε εργαστηριακές συνθήκες, ενώ ο υπολογισμός των βημάτων και της απόστασης πραγματοποιήθηκε με άμεση παρατήρηση. Πιθανές διαφορές από τις μετρήσεις των κριτηρίων ελέγχθηκαν μέσω συσχετίσεων, ANOVA επαναλαμβανομένων μετρήσεων, μέσω απόλυτων ποσοστιαίων τιμών σφάλματος (MAPE) και γραφημάτων Bland-Altman.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι συσχετίσεις που υπολογίστηκαν μεταξύ συσκευών-εφαρμογών και μετρήσεων κριτηρίου ήταν χαμηλές για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης, μέτριες στην καταγραφή των βημάτων και μέτριες προς υψηλές στην εκτίμηση της ενεργειακής δαπάνης. Τα MAPE ήταν χαμηλά για τη συσκευή και τις εφαρμογές GPS κατά τον υπολογισμό της απόστασης και σημαντικά υψηλότερα για τα επιταχυνσιόμετρα. Η Garmin Vivofit και η Medisana Vifit υπολόγισαν με υψηλή ακρίβεια τον αριθμό των βημάτων κατά τη βάδιση, αλλά μόνο η Garmin Vivofit ήταν επαρκώς έγκυρη κατά το τρέξιμο. Οι εφαρμογές είχαν σημαντικά σφάλματα, με εξαίρεση την Accuendo. Όσον αφορά την ενεργειακή δαπάνη, όλες οι συσκευές-εφαρμογές είχαν υψηλά σφάλματα στις εκτιμήσεις τους, άνω του 10%. Κάποιες συσκευές και εφαρμογές υποεκτίμησαν συγκεκριμένες παραμέτρους της άσκησης, ενώ άλλες τις υπερεκτίμησαν.

Συμπερασματικά, η εγκυρότητα των συσκευών ευρείας χρήσης και των εφαρμογών κινητών τηλεφώνων για τον υπολογισμό της σωματικής δραστηριότητας εφήβων διέφερε ανάλογα με την υπό εξέταση μεταβλητή. Οι μεγαλύτερες διαφορές παρατηρήθηκαν στην αξιολόγηση της ενεργειακής δαπάνης. Οι πιο έγκυρες συσκευές-εφαρμογές ανά παράμετρο ήταν οι εξής: α) για τα βήματα, οι Garmin Vivofit, Medisana Vifit, SenseWear Armband και Accuendo, β) για την απόσταση, οι Sports Tracker, Garmin Forerunner 310XT, RunKeeper και Runtastic, και γ) για την ενεργειακή δαπάνη, οι Runtastic, SenseWear Armband, Garmin Forerunner 310XT και Accuendo. Τέλος, οι εφαρμογές και συσκευές για γενική χρήση, που πληρούν συνδυαστικά τα περισσότερα κριτήρια εγκυρότητας, είναι οι Runtastic, SenseWear Armband, Garmin Forerunner 310XT και Accuendo.

Λέξεις κλειδιά: εγκυρότητα κριτηρίου, βηματόμετρο, επιταχυνσιόμετρο, GPS, εφαρμογή Android, σωματική δραστηριότητα, άσκηση, έφηβοι, ενεργειακή δαπάνη, θερμιδομετρία, κινητό τηλέφωνο.

VALIDITY OF CONSUMER-LEVEL ACTIVITY MONITORS AND MOBILE APPICATIONS TO MEASURE PHYSICAL ACTIVITY OF ADOLESCENT ATHLETES

Abstract

In physical education and sport, an important factor in order to achieve the goals set by the professionals is the evaluation of regular physical activity levels of children and adolescents. In order to achieve this objective, new and more technologically sophisticated monitors have been developed, which have the potential to replace older methods of recording physical activity in real time. These are consumer-based monitors, GPS devices and freeware smartphone applications. This study aimed to examine the criterion validity of consumer-based (wearable) activity monitors and free of charge smartphone applications in a sample of adolescent athletes.

The devices tested were three activity monitors, Garmin Forerunner 310XT GPS, Garmin Vivofit and Medisana Vifit. Additionally, six free Android applications, which included three accelerometers (Walk Pedometer, Accupedo and Pedometer 2.0) and three GPS (Runkeeper, Runtastic and Sports Tracker), were examined for the accuracy of the activities' recorded parameters. Finally, a previously validated multisensor monitor, SenseWear Armband, was used as a comparison activity tracker. The variables tested were steps count, distance travelled and energy expenditure during the activities. The sample consisted of 38 healthy well trained adolescents, 16 boys and 22 girls, with an average age 15.3 ± 2.0 years and BMI 22.4 ± 5.0 . The research protocol included a cool down period in supine position, a walking test and a running test of submaximal intensity. The objective assessment of energy expenditure was evaluated with indirect calorimetry device in a laboratory setting, while the steps' and distance's calculation were recorded by direct observation and objective measurement, respectively. Statistical analyses included correlations, repeated measures ANOVA, mean absolute percent errors (MAPE) and Bland-Altman plots.

The correlations for the monitors and applications were low for the estimation of distance, moderate for step counting and moderate to high for energy expenditure. MAPE were low for GPS device and applications for distance estimation and significantly higher for accelerometer monitors and applications. Garmin Vivofit and Medisana Vifit accurately estimated the number of steps during walking, however only Garmin Vivofit was accurate during running. All applications had high MAPE for step counting. Regarding energy expenditure estimation, all monitors and applications had high MAPE over 10%. Some of the monitors and applications underestimated specific physical activity parameters, while others overestimated them.

The validity of consumer-level activity monitors and smartphone applications for the estimation of adolescents' physical activity differed according to the variable under examination. Larger differences were observed in the estimation of energy expenditure. The most valid monitors-applications were: for step count Garmin Vivofit, Medisana Vifit, SenseWear Armband and Accupedo; for distance Sports Tracker, Garmin Forerunner 310XT, Runkeeper and Runtastic; for energy expenditure Runtastic, SenseWear Armband, Garmin Forerunner 310XT and Accupedo. Lastly, the devices and applications for overall use which combinely meet the most criteria of validity are Runtastic, SenseWear Armband, Garmin Forerunner 310XT and Accupedo.

Keywords: criterion validity, activity monitor, physical activity, exercise, steps, distance, energy expenditure, pedometer, accelerometer, GPS, adolescents, Android application, smartphone.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Έκφραση Ευχαριστιών.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract	ix
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	xv
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ.....	xvii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xviii
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος	1
1.2. Σημασία της έρευνας	11
1.3. Ερευνητικές υποθέσεις.....	13
1.4. Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας.....	15
1.5. Διευκρίνιση όρων	16
II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	20
2.1. Μέτρηση ενεργειακής δαπάνης και σωματικής δραστηριότητας	20
2.1.1. Ιστορική αναδρομή	20
2.1.2. Άμεση θερμιδομετρία	21
2.1.3. Έμμεση θερμιδομετρία	23
2.2. Έμμεσες μέθοδοι υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης.....	25
2.2.1. Φορητό εργοσπιρόμετρο Cosmed K4b2	25
2.2.2. Ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου - Doubly Labeled Water (DLW).....	28
2.3. Αντικειμενικές μέθοδοι υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης.....	30
2.4. Καρδιακή συχνότητα	30
2.5. Επιταχυνσιόμετρα (Accelerometers)	35
2.5.1. Συγκριτικές μελέτες εγκυρότητας και ακρίβειας επιταχυνσιομέτρων..	42
2.5.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών ευρείας χρήσης (Wearable συσκευές).....	44
2.5.3. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών SenseWear σε παιδιά και εφήβους.....	49
2.6. Βηματόμετρα (Pedometers).....	52
2.6.1. Εγκυρότητα και ακρίβεια βηματομέτρων	55
2.6.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια βηματομέτρων σε παιδιά και εφήβους.....	60

2.7. Συσκευές Παγκοσμίου Συστήματος Στιγματοθέτησης (Global Positioning System: GPS).....	64
2.7.1. Χρήση του GPS για τη μέτρηση της κίνησης παιδιών και εφήβων	66
2.7.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών GPS	68
2.7.3. Παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια των GPS	73
2.8. Χρήση «έξυπνων» κινητών τηλεφώνων (Smartphones).....	74
2.9. Έρευνες εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας	79
2.9.1. Παρεμβάσεις μέσω εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας.....	85
2.9.2. Εγκυρότητα κινητών τηλεφώνων για καταγραφή σωματικής δραστηριότητας.....	92
2.9.3. Έρευνες δημιουργίας εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας.....	96
2.9.4. Εγκυρότητα εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ...	102
III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	109
3.1. Δείγμα	109
3.2. Όργανα μέτρησης	112
3.2.1. MedGraphics CPX Ultima	112
3.2.2. Garmin Forerunner 310XT (Forerunner).....	112
3.2.3. SenseWear Pro Armband (SenseWear)	114
3.2.4. Garmin Vivofit (Vivofit).....	115
3.2.5. Medisana Vifit (Vifit)	116
3.2.6. Android smartphone.....	117
3.2.7. Εφαρμογές-GPS για Android smartphones – Κριτήρια επιλογής.....	118
3.2.8. Runkeeper.....	119
3.2.9. Runtastic.....	120
3.2.10. Sports Tracker.....	121
3.2.11. Εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα για Android smartphones – Κριτήρια επιλογής	122
3.2.12. Walk Pedometer (Walk).....	122
3.2.13. Accupedo.....	123
3.2.14. Pedometer 2.0 (Pedometer)	124
3.3. Ερευνητικό πρωτόκολλο	125
3.3.1. Πρώτη συνεδρία	125
3.3.2. Δεύτερη συνεδρία	126
3.3.3. Τρίτη συνεδρία	129

3.4. Συλλογή και επεξεργασία δεδομένων.....	130
3.5. Στατιστική ανάλυση.....	132
IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	136
4.1. Έλεγχος προσομοιωμένων συνθηκών πεδίου και εργαστηρίου.....	136
4.2. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού διανυθείσας απόστασης	137
4.2.1. Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	137
4.2.2. RM ANOVA διανυθείσας απόστασης μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	140
4.2.3. MAPE διανυθείσας απόστασης συσκευών-εφαρμογών και κριτηρίου.....	143
4.2.4. Γραφήματα Bland-Altman διανυθείσας απόστασης συσκευών-εφαρμογών και κριτηρίου	146
4.2.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας απόστασης συσκευών και εφαρμογών	148
4.3. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού βημάτων	151
4.3.1. Συσχετίσεις βημάτων μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	151
4.3.2. RM ANOVA βημάτων μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	154
4.3.3. MAPE βημάτων συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου	156
4.3.4. Γραφήματα Bland-Altman βημάτων συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου.....	159
4.3.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας βημάτων συσκευών και εφαρμογών	161
4.4. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης	163
4.4.1. Συσχετίσεις ΕΔ μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	163
4.4.2. RM ANOVA ΕΔ μεταξύ συσκευών και εφαρμογών	168
4.4.3. MAPE ΕΔ συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου	172
4.4.4. Γραφήματα Bland-Altman ΕΔ συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου.....	177
4.4.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας ΕΔ συσκευών και εφαρμογών	181
V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	186
5.1. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων καταγραφής βημάτων με προηγούμενες έρευνες	188
5.2. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων απόστασης με προηγούμενες έρευνες	193

5.3. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων ΕΔ με προηγούμενες έρευνες	199
5.4. Συνοπτική συζήτηση των αποτελεσμάτων και χρησιμότητα συσκευών - εφαρμογών	207
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	212
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	215
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι	257
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ	259

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1.	Φυσιολογικά χαρακτηριστικά δείγματος.....	111
Πίνακας 2.	Φυσιολογικά χαρακτηριστικά δείγματος εργαστηριακών δοκιμασιών.....	111
Πίνακας 3.	Δεδομένα που υπολογίζουν οι συσκευές και οι εφαρμογές.....	131
Πίνακας 4.	Συσχετίσεις Pearson r μεταβλητών εξωτερικών και εργαστηριακών συνθηκών.....	136
Πίνακας 5.	Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης κατά τη βάρδιση.....	137
Πίνακας 6.	Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης κατά το τρέξιμο.....	138
Πίνακας 7.	Συσχετίσεις συνολικής διανυθείσας απόστασης.....	139
Πίνακας 8.	RM ANOVA διανυθείσας απόστασης (km) κατά τη βάρδιση και σύγκριση με κριτήριο.....	140
Πίνακας 9.	RM ANOVA διανυθείσας απόστασης (km) κατά το τρέξιμο και σύγκριση με κριτήριο.....	141
Πίνακας 10.	RM ANOVA συνολικής διανυθείσας απόστασης (km) και σύγκριση με κριτήριο.....	142
Πίνακας 11.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βάρδιση.....	146
Πίνακας 12.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	147
Πίνακας 13.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών.....	148
Πίνακας 14.	Συσχετίσεις βημάτων κατά τη βάρδιση.....	151
Πίνακας 15.	Συσχετίσεις βημάτων κατά το τρέξιμο.....	152
Πίνακας 16.	Συσχετίσεις συνολικών βημάτων.....	153
Πίνακας 17.	RM ANOVA βημάτων κατά τη βάρδιση και σύγκριση με κριτήριο.....	154
Πίνακας 18.	RM ANOVA βημάτων κατά το τρέξιμο και σύγκριση με κριτήριο.....	155
Πίνακας 19.	RM ANOVA συνολικών βημάτων και σύγκριση με κριτήριο.....	155
Πίνακας 20.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βάρδιση.....	159
Πίνακας 21.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	160
Πίνακας 22.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών.....	160
Πίνακας 23.	Συσχετίσεις ΕΔ ηρεμίας τεσσάρων συσκευών.....	163

Πίνακας 24.	Συσχετίσεις ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση.....	164
Πίνακας 25.	Συσχετίσεις ΕΔ άσκησης κατά το τρέξιμο.....	165
Πίνακας 26.	Συσχετίσεις συνολικής ΕΔ άσκησης.....	166
Πίνακας 27.	Συσχετίσεις συνολικής ΕΔ.....	167
Πίνακας 28.	RM ANOVA ΕΔ ηρεμίας (kcal/ημέρα) και σύγκριση με MedGraphics.....	168
Πίνακας 29.	RM ANOVA ΕΔ άσκησης (kcal) κατά τη βάδιση και σύγκριση με MedGraphics.....	169
Πίνακας 30.	RM ANOVA άσκησης (kcal) κατά το τρέξιμο και σύγκριση με MedGraphics.....	169
Πίνακας 31.	RM ANOVA συνολικής ΕΔ άσκησης (kcal) και σύγκριση με MedGraphics.....	170
Πίνακας 32.	RM ANOVA συνολικής ΕΔ (kcal) και σύγκριση με MedGraphics.....	171
Πίνακας 33.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ ηρεμίας μεταξύ κριτηρίου και συσκευών.....	177
Πίνακας 34.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βάδιση.....	178
Πίνακας 35.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	179
Πίνακας 36.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών.....	180
Πίνακας 37.	Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά συνολικής ΕΔ μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών.....	181

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Γράφημα 1. MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βάρδιση.....	143
Γράφημα 2. MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	144
Γράφημα 3. MAPE (\pm SD) συνολικής διανυθείσας απόστασης συσκευών και εφαρμογών.....	145
Γράφημα 4. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης συσκευών και εφαρμογών.....	145
Γράφημα 5. MAPE (\pm SD) βημάτων όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βάρδιση.....	156
Γράφημα 6. MAPE (\pm SD) βημάτων όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	157
Γράφημα 7. MAPE (\pm SD) συνολικών βημάτων συσκευών και εφαρμογών.....	158
Γράφημα 8. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) βημάτων συσκευών και εφαρμογών	158
Γράφημα 9. MAPE (\pm SD) ΕΔ ηρεμίας των τριών συσκευών.....	172
Γράφημα 10. MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βάρδιση.....	173
Γράφημα 11. MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο.....	174
Γράφημα 12. MAPE (\pm SD) συνολικής ΕΔ άσκησης συσκευών και εφαρμογών..	175
Γράφημα 13. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης συσκευών και εφαρμογών.....	175
Γράφημα 14. MAPE (\pm SD) συνολικής ΕΔ συσκευών και εφαρμογών.....	176

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

WHO: World Health Organization

NASPE: National Association for Sport and Physical Education

ΕΛ.ΣΤΑΤ.: Ελληνική Στατιστική Αρχή

ΔΜΣ: Δείκτης Μάζας Σώματος

DLW: Doubly Labeled Water

GPS: Global Positioning Systems

H/Y: ηλεκτρονικός υπολογιστής

ΕΔ: ενεργειακή δαπάνη

sms: γραπτά μηνύματα κινητής τηλεφωνίας

kcal: χιλιοθερμίδες

I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Τα ποσοστά θνησιμότητας εξαιτίας της έλλειψης σωματικής δραστηριότητας αυξάνονται παγκοσμίως. Το 40% των πρόωρων θανάτων σχετίζεται με τις ανθυγιεινές συνήθειες διαβίωσης. Πιο συγκεκριμένα, οι κύριες αιτίες θανάτου το 2000 στις Η.Π.Α. ήταν το κάπνισμα (18.1%), η χαμηλή διατροφικής αξίας διατροφή και η ελλιπής σωματική δραστηριότητα (16.6%) (Mokdad, Marks, Stroup, & Gerberding, 2004). Περίπου 3.2 εκατομμύρια θάνατοι και 32.1 εκατομμύρια περιπτώσεις ασθενειών ετησίως οφείλονται στο φαινόμενο της ελλιπούς σωματικής δραστηριότητας. Επίσης τα άτομα που δεν είναι σωματικά δραστήρια έχουν 20%-30% περισσότερες πιθανότητες θνησιμότητας σε σχέση με αυτούς που ασκούνται καθημερινά για 30 λεπτά (World Health Organization, 2014), ενώ άτομα με υψηλό Δείκτη Μάζας Σώματος (ΔΜΣ) είναι πιο επιρρεπής σε εμφάνιση 22 διαφορετικών τύπων καρκίνων (Bhaskaran et al., 2014).

Εν έτει 2008, το 31% των ενηλίκων παγκοσμίως ήταν μη επαρκώς σωματικά δραστήριοι, με το ποσοστό να είναι υψηλότερο για τις γυναίκες (28% οι άνδρες και 34% οι γυναίκες). Τα ποσοστά αυτά ήταν υψηλότερα στην Αμερική και στις χώρες της ανατολικής Μεσογείου, στις οποίες οι γυναίκες δεν ήταν σωματικά δραστήριες κατά 50%, ενώ οι άνδρες ήταν 40% και 36%, αντίστοιχα. Παρόμοια ήταν τα ποσοστά και στις αναπτυγμένες χώρες υψηλού ατομικού εισοδήματος (41% οι άνδρες και 48% οι γυναίκες) (WHO, 2014).

Στην έρευνα των Bauman et al. (2009) σε 20 χώρες, παρατηρήθηκε ότι τα ποσοστά χαμηλής σωματικής δραστηριότητας κυμάνθηκαν μεταξύ 9% και 43%, με τους άνδρες να είναι περισσότερο σωματικά δραστήριοι. Οι Dumith, Hallal, Reis και Kohl (2011) σε μελέτη που αφορούσε 76 χώρες κατέληξαν σε παρόμοια συμπεράσματα. Ένας στους πέντε ενήλικους ήταν σωματικά αδρανής, με τα μεγαλύτερα ποσοστά να καταγράφονται σε πλούσιες και αστικές χώρες, ενώ οι γυναίκες και οι ηλικιωμένοι ήταν πιο επιρρεπείς στη σωματική ακινησία.

Στις περισσότερες δυτικές χώρες οι νέοι ηλικίας 18 έως 35 ετών αποτελούν ομάδα υψηλού κινδύνου για να γίνουν υπέρβαροι ή παχύσαρκοι (Allman-Farinelli, Chey, Bauman, Gill, & James, 2008; Reither, Hauser, & Yang, 2009). Το φαινόμενο αυτό παίρνει δραματικές διαστάσεις αν αναλογιστούμε ότι ένας στους δέκα άνδρες και μία στις επτά γυναίκες είναι παχύσαρκοι, καθώς και ότι τα τελευταία 40 χρόνια ο αριθμός των παχύσαρκων αντρών έχει τριπλασιαστεί και οι παχύσαρκες γυναίκες έχουν διπλασιαστεί. Αν συνεχιστούν οι τάσεις αυτές, οι ερευνητές προβλέπουν 18% των ανδρών και 21% των γυναικών να είναι παχύσαρκοι μέχρι το 2025, με το 6% των ανδρών και το 9% των γυναικών πιθανότατα να τηρούν τα κριτήρια νοσογόνου παχυσαρκίας (NCD Risk Factor Collaboration, 2016). Ένα επιπλέον ανησυχητικό εύρημα είναι ότι όχι μόνο η τάση δημιουργίας παχύσαρκων ατόμων αυξάνεται διαρκώς, αλλά και ότι τα τελευταία 33 χρόνια δεν έχει αναφερθεί κάποια επιτυχημένη εθνική δράση αντιμετώπισής της (Ng et al., 2014). Οι τέσσερις βασικοί τρόποι διαβίωσης που συμβάλλουν στην αύξηση του παγκόσμιου φαινομένου παχυσαρκίας είναι: α) η μείωση της σωματικής δραστηριότητας (Hankinson et al., 2010; Leslie, Fotheringham, Owen, & Bauman, 2001), β) η λήψη τροφών με πολλά λιπαρά (Pereira et al., 2005), γ) η υπερκατανάλωση αφεψημάτων, τύπου Cola, με πολλά ζάχαρα (Bleich, Wang, Wang, & Gortmaker, 2009; Duffey, Gordon-Larsen, Steffen, Jacobs, & Popkin, 2010) και δ) η μη επαρκής κατανάλωση φρούτων και λαχανικών.

Όσον αφορά την τακτική σωματική δραστηριότητα, αυτή συμβάλλει στη διατήρηση της υγείας των ατόμων, μέσω προγραμμάτων που έχουν ως στόχο την καταπολέμηση ασθενειών, σε διαφορετικές ομάδες ανθρώπων, περιβάλλοντα και χώρες (Heath et al., 2012). Σχετίζεται με μειωμένο κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου του μαστού, υπέρτασης, στεφανιαίας νόσου, οξέων καρδιοαγγειακών παθήσεων, σακχαρώδους διαβήτη τύπου II, μεταβολικού συνδρόμου, παχυσαρκίας, και οστεοπόρωσης, τόσο σε παιδιά όσο και σε ενήλικες (Boreham & Riddoch, 2001; Hallal, Victora, Azevedo, & Wells, 2006; Thompson et al., 2003; Thompson et al., 2007; van der Berg et al., 2016; Warburton, Nicol, & Bredin, 2006). Σχετικά με το επίπεδο έντασής της, η μέτρια και υψηλής έντασης άσκηση είναι πιο αποτελεσματική στην απώλεια βάρους σε σχέση με τη χαμηλής έντασης

δραστηριότητα (Swain & Franklin, 2006; Warburton, Nicol, & Bredin, 2006). Όμως ακόμα και η μικρή αύξηση της σωματικής δραστηριότητας μπορεί να έχει θετική επίδραση στον γενικό πληθυσμό (Davis, Spence, Vandelanotte, Caperchione, & Mummery, 2012).

Οι Ekelund et al. (2015) συσχέτισαν το επίπεδο σωματικής δραστηριότητας 334161 ατόμων με μια σειρά από σωματικούς δείκτες, όπως ύψος, βάρος, περιφέρεια μέσης κ.ο.κ., καθώς και με την κατάσταση της υγείας τους. Το 23% του δείγματος ταξινομήθηκε ως σωματικά αδρανές, καθώς έκανε καθιστικό επάγγελμα και παράλληλα δεν ασκούνταν σωματικά στον ελεύθερο χρόνο του. Ο κίνδυνος πρόωρου θανάτου ήταν μεγαλύτερος σε αυτή την ομάδα, και αυτό ήταν ανεξάρτητο από το σωματικό βάρος. Επίσης υπολόγισαν ότι αν κάποιος απλώς πραγματοποιούσε καθημερινά γρήγορο βάδισμα επί 20 λεπτά, καίγοντας έτσι περίπου 100 θερμίδες, θα μείωνε τον κίνδυνο πρόωρου θανάτου κατά 16% έως 30%. Το δυνητικό όφελος είναι μεγαλύτερο για τα άτομα με φυσιολογικό βάρος, αλλά ακόμα και για αυτά με υψηλότερο ΔΜΣ. Αναλύοντας τα πιο πρόσφατα διαθέσιμα στοιχεία για τους θανάτους στην Ευρώπη, οι ερευνητές εκτίμησαν ότι 337000 από τους 9.2 εκατομμύρια θανάτους (3.6%) αποδίδονται στην παχυσαρκία, αλλά οι θάνατοι που αποδίδονται στην έλλειψη σωματικής άσκησης είναι υπερδιπλάσιοι (676000 ή 7.5%) και αρκετοί από αυτούς θα ήταν δυνατό να αποφευχθούν με επαρκή τακτική άσκηση.

Η συστηματική ανασκόπηση των Janssen και Leblanc (2010) σε παιδιά σχολικής ηλικίας έδειξε ότι η σωματική δραστηριότητα επιδρά θετικά στην αρτηριακή πίεση, στην οστική πυκνότητα, στη μείωση της χοληστερόλης, στο μεταβολικό σύνδρομο και στην κατάθλιψη. Για το λόγο αυτό προτείνουν καθημερινά υψηλής έντασης αερόβιες δραστηριότητες, οι οποίες θα συμπληρώνονται από ασκήσεις μυϊκής ενδυνάμωσης τρεις φορές την εβδομάδα. Επίσης οι Nechuta et al. (2015) συσχέτισαν την πιθανότητα κάθε γυναίκα να προσβληθεί από καρκίνο σε σχέση με τον αν αθλούνταν σε ηλικία 13 έως 19 ετών, σε δείγμα 75.000 γυναικών. Βρήκαν ότι όσες ασκούνταν περίπου 1.5 ώρες ανά εβδομάδα στην εφηβεία είχαν 16% χαμηλότερο κίνδυνο θανάτου από καρκίνο και 15% χαμηλότερο κίνδυνο θανάτου από άλλη αιτία. Συνεπώς φαίνεται

πως η άσκηση κατά τα εφηβικά χρόνια λειτουργεί επιπλέον προληπτικά για τις ασθένειες που εκδηλώνονται στην ενήλικη ζωή.

Παρόλα τα θετικά οφέλη της άσκησης, η πλειοψηφία των ατόμων δεν εμπλέκεται συστηματικά σε τέτοιου είδους δραστηριότητες, με αποτέλεσμα τα οφέλη αυτά να μην είναι επιτεύξιμα (Brodersen, Steptoe, Boniface, & Wardle, 2007; Janssen et al., 2005; Koezuka et al., 2006). Τα τελευταία 15 χρόνια το ποσοστό των μη σωματικά δραστήριων ατόμων έχει αυξηθεί σημαντικά (WHO, 2009). Η ενεργειακή κατανάλωση των σύγχρονων ανθρώπων είναι γενικά χαμηλή. Τα άτομα υιοθετούν έναν ολοένα και περισσότερο καθιστικό τρόπο διαβίωσης, όπου τα μηχανοκίνητα μέσα μεταφοράς, ο μηχανικός εξοπλισμός και οι αυτόματες ηλεκτρικές συσκευές εκτοπίζουν τη σωματική δραστηριότητα και τις χειρονακτικές εργασίες. Πλέον, η μειοψηφία απασχολείται σε πιο σωματικά δραστήρια επαγγέλματα, ενώ ο ελεύθερος χρόνος τους κυριαρχείται από καθιστικές δραστηριότητες, συνήθως παρακολουθώντας τηλεόραση ή ασχολούμενοι με κάποιον υπολογιστή (Westerterp, 2013).

Στις Η.Π.Α. μόνο το 38% των ενηλίκων συμμετείχαν σε τακτικά προγράμματα σωματικής δραστηριότητας και 25% ήταν εντελώς σωματικά αδρανείς (Adams & Schoenborn, 2006). Στις χώρες-μέλη της Ευρωπαϊκής Ένωσης το 42% απάντησε ότι δεν κάνει κάποιο άθλημα και το 30% καμία απολύτως σωματική δραστηριότητα. Στους νέους ηλικίας 15 έως 24 ετών τα ποσοστά ήταν ιδιαίτερα ανησυχητικά, καθώς το 19% δεν ασχολούνταν με κάποιο άθλημα και το 17% συμμετείχε σπάνια, ενώ το 20% δεν πραγματοποιούσε κάποια σωματική δραστηριότητα και το 24% συμμετείχε σπάνια (European Commission, 2013). Όσον αφορά την Ελλάδα τα ποσοστά κινητικά αδρανών ατόμων ήταν ιδιαίτερα αυξημένα στον γενικό πληθυσμό, με το 59% να δηλώνει ότι δεν αθλείται και το 49% δεν κάνει κάποια σωματική δραστηριότητα (European Commission, 2013).

Σε έρευνα με δείγμα 2379 έφηβες κοπέλες βρέθηκε ότι το 50% αυτών διήγαγε έναν καθιστικό τρόπο ζωής και αυτό το ποσοστό αυξανόταν σταδιακά με την αύξηση της ηλικίας. Το 60% αυτών των κοριτσιών προσδιόρισαν την έλλειψη χρόνου ως τον κύριο παράγοντα που καθόριζε αυτόν τον τρόπο ζωής, ενώ άλλοι

παράγοντες ήταν η καθημερινή κόπωση και η έλλειψη ενδιαφέροντος προς τη σωματική άσκηση (Kimm et al., 2006).

Παρόμοια ήταν και τα συμπεράσματα των Gomez-Lopez, Gallegos και Extremera (2010), οι οποίοι σε δείγμα 323 μη σωματικά δραστήριων φοιτητών του Πανεπιστημίου της Αλμερίας βρήκαν ότι τους εμπόδιζαν κυρίως εξωτερικοί παράγοντες, όπως η έλλειψη χρόνου και η εργασιακή κόπωση. Επιπλέον εμπόδια αποτελούσαν και εσωτερικοί παράγοντες, όπως το ότι δεν τους άρεσε η σωματική δραστηριότητα και ότι είχαν έλλειψη αυτοπεποίθησης, καθώς και η ελλιπής κοινωνική υποστήριξη από το περιβάλλον τους. Ειδικά οι έφηβοι κατά τη μετάβασή τους από το σχολείο στο πανεπιστήμιο και στη διάρκεια των σπουδών δε διάγουν έναν υγιεινό τρόπο ζωής και μειώνουν σημαντικά την υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα (Bray & Born, 2004; Han et al., 2008; Sinclair, Hamlin, & Steel, 2005). Η μεγάλη πλειοψηφία αυτών που ξεκινούν κάποια δραστηριότητα δεν τη συνεχίζουν (Castro & King, 2011), ενώ το 50% αυτών την τερματίζουν σε λιγότερο από έξι μήνες από την έναρξη (Buckworth & Dishman, 2002).

Μία μετα-ανάλυση (Krishna, Boren, & Balas, 2009) υπογράμμισε τις θετικές επιδράσεις των προγραμμάτων σωματικής άσκησης, καθώς και τις νέες προκλήσεις που παρουσιάζονται καθημερινά στους επαγγελματίες υγείας, ειδικότερα σε ότι αφορά την μεγιστοποίηση των παρεμβάσεων σε πληθυσμιακό επίπεδο. Η συστηματική ανασκόπηση εννέα ερευνών σε παιδιά και εφήβους των Lau, Lau, Wong και Ransdell (2011) καταδεικνύει ότι υπάρχουν επαρκή στοιχεία που υποστηρίζουν τη θετική επίδραση προγραμμάτων φυσικής αγωγής με τη χρήση νέων τεχνολογιών, ιδιαίτερα όταν αυτά χρησιμοποιούν συνδυασμό ερευνητικών προσεγγίσεων. Πιο συγκεκριμένα παρατηρήθηκε η βελτίωση σημαντικών ψυχοκινητικών παραμέτρων των παιδιών, όπως η αυτοαποτελεσματικότητα, αλλά τα συμπεράσματα όσον αφορά αλλαγές στη συμπεριφορά και στα επίπεδα σωματικής δραστηριότητας παραμένουν αμφίβολα. Οι παραπάνω ερευνητές συμπέραναν ότι οι νέες τεχνολογίες μπορούν να βοηθήσουν τους νέους να οργανώσουν καλύτερα το ημερήσιο πρόγραμμά τους, απλοποιώντας τον προγραμματισμό και αποφεύγοντας την συνύπαρξη αντίθετων δραστηριοτήτων που τους απέτρεπαν από το να συμμετέχουν μέρος σε σωματικές δραστηριότητες. Η χρήση των emails και των κινητών τηλεφώνων έκαναν τις

παρεμβάσεις, μέσω νέων τεχνολογιών, πιο συμβατές με τις υφιστάμενες καθημερινές πρακτικές και τον τρόπο ζωής των νέων.

Η έρευνα των Davis, Spence, Vandelanotte, Caperchione και Mummery (2012) σχετικά με τη χρήση του διαδικτύου για την παροχή προγραμμάτων παρέμβασης με στόχο την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας κατέληξε σε παρόμοια συμπεράσματα. Μπορεί η αύξηση να ήταν γενικά μικρή, όμως κρίθηκε ιδιαίτερος σημαντική αν αναλογιστούμε ότι τέτοιου είδους μικρές ατομικές αλλαγές συμπεριφοράς μπορεί να έχουν ισχυρότατες επιπτώσεις στον γενικό πληθυσμό. Επίσης οι Griffiths, Lindenmeyer, Powell, Lowe και Thorogood (2006) πρότειναν αρκετούς λόγους για την παροχή συμβουλών υγείας, ευεξίας και σωματικής κατάστασης μέσω του διαδικτύου. Οι κυριότεροι από αυτούς περιλαμβάνουν το μειωμένο κόστος των παροχών υγείας, τη διευκόλυνση και έγκαιρη ενημέρωση, τη μείωση του στιγματισμού και τη μείωση της κοινωνικής απομόνωσης των χρηστών. Απλές κινητές συσκευές και smartphones μπορούν να γίνουν μια φθηνή, προσιτή και ταυτόχρονα αποτελεσματική λύση για την αλλαγή της συμπεριφοράς σχετικά με τη σωματική δραστηριότητα, περιορίζοντας την ανάγκη για υπερβολικά πολύπλοκες και δαπανηρές συσκευές (Foster, Linehan, Kirman, Lawson, & James, 2010).

Στη συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας που πραγματοποίησαν οι Stephens και Allen (2013) βρήκαν ότι η πλειοψηφία των παρεμβάσεων μέσω εφαρμογών (71%) είχαν θετικά αποτελέσματα σε τουλάχιστον μία παράμετρο, όπως απώλεια βάρους, αύξηση σωματικής δραστηριότητας, βελτίωση διατροφικών συνηθειών, ελάττωση ΔΜΣ κ.ο.κ. Στην έρευνα των West και συνεργατών (2012), οι οποίοι έλεγξαν εφαρμογές υγείας σε συσκευές iPhone, βρέθηκε ότι ήταν πιο πιθανό οι ακριβές εφαρμογές να θεωρηθούν πιο αξιόπιστες και είχαν περισσότερες πιθανότητες να προταθούν από τους επαγγελματίες της υγείας ή για προσωπική χρήση. Τέλος, οι Rabin και Bock (2011) διαπίστωσαν ότι η τεχνολογία των smartphones προσφέρει την ευκαιρία για παροχή παρεμβάσεων σωματικής δραστηριότητας εξ αποστάσεως. Βρήκαν ότι οι συμμετέχοντες προτιμούσαν εφαρμογές που παρακολουθούσαν αυτόματα τη σωματική δραστηριότητα μέσω βηματομέτρων και υπολογισμό θερμίδων, κατέγραφαν την

πρόοδο, είχαν ενσωματωμένη μουσική, μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν σε πληθώρα δραστηριοτήτων και ήταν φιλικές προς τον χρήστη (user friendly).

Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι εφαρμογές των νέων τεχνολογιών έχουν αντίκτυπο στην κοινωνία και αυτό είναι μια αναμφισβήτητη πραγματικότητα που αντανακλάται σε κάθε πτυχή της κοινωνικής, οικονομικής και πολιτιστικής δραστηριότητας. Με τον όρο Νέες Τεχνολογίες εννοούμε, σύμφωνα με τους Μηλιώνη και Μπαλά (2001), εκείνες τις τεχνολογίες που βασίζονται στις εφαρμογές ηλεκτρονικών υπολογιστών και στις προηγμένες υπηρεσίες τηλεπικοινωνιών. Δεν πρόκειται απλώς για μέσα μαζικής ενημέρωσης με την παραδοσιακή έννοια του όρου, αλλά σχετίζονται περισσότερο με την αποθήκευση και την επεξεργασία δεδομένων, την τηλεπικοινωνιακή μετάδοση των πληροφοριών και την αρχειοθέτηση τους σε ηλεκτρονική μορφή.

Στη φυσική αγωγή και τον αθλητισμό γενικότερα, μία σημαντική διαδικασία για την επίτευξη των στόχων που τίθενται από τους ειδικούς είναι η αξιολόγηση της σωματικής δραστηριότητας των μαθητών και γενικά των παιδιών. Αυτή έχει βαρύνουσα σημασία καθώς οι ειδήμονες του αθλητισμού πιστεύουν ότι ο πρωταρχικός σκοπός της φυσικής αγωγής είναι η αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των παιδιών (Adamakis, Zounhia, Hatziharistos, & Psychountaki, 2013; Kulinna, Brusseau, Ferry, & Cothran, 2010).

Για να επιτευχθεί αυτός ο σκοπός, τεχνολογικά εξελιγμένες συσκευές έχουν τη δυνατότητα να αντικαταστήσουν παλαιότερες μεθόδους καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας. Η National Association for Sport and Physical Education (NASPE, 2009) κοινοποίησε τέσσερις κατευθυντήριες οδηγίες για τη χρήση των νέων τεχνολογιών στη διδασκαλία της φυσικής αγωγής και του αθλητισμού. Σύμφωνα με αυτές, σκοπός της τεχνολογίας είναι η αύξηση της διδακτικής αποτελεσματικότητας, η συμπλήρωση και όχι η αντικατάστασή της, η παροχή ίσων ευκαιριών προς όλους τους μαθητές και η διατήρηση δεδομένων που σχετίζονται με την αποτελεσματικότητα των προγραμμάτων. Τα καρδιοσυχνόμετρα, τα βηματόμετρα, τα επιταχυνσιόμετρα, οι συσκευές Global Positioning System (GPS) και οι εφαρμογές κινητών τηλεφώνων μπορεί να διαδραματίσουν αυτό τον ρόλο και να γίνουν πολύτιμα εργαλεία για όλους,

παρέχοντας έγκυρες και ακριβείς μετρήσεις της σωματικής δραστηριότητας (NASPE, 2009).

Το σημαντικότερο πλεονέκτημά αυτών των συσκευών είναι ότι παρέχουν στους χρήστες άμεσα αποτελέσματα σχετικά με την ένταση και τη διάρκεια της άσκησης, καθώς και έμμεσες εκτιμήσεις της ενεργειακής τους δαπάνης (ΕΔ) (Lox, Ginis, & Petruzzello, 2010). Στις μέρες μας υπάρχουν πολλές συσκευές οι οποίες προτείνουν ένα μεγάλο εύρος σωματικών δραστηριοτήτων και μπορούν να μετρήσουν πολλές παραμέτρους της απόδοσης, όπως είναι η διανυθείσα απόσταση, η ταχύτητα και κατανάλωση θερμίδων (Stevens & Bryan, 2012). Επιπλέον υπάρχουν ειδικές εφαρμογές οι οποίες επιτρέπουν τη χρήση του κινητού τηλεφώνου ως βηματομέτρου μέσω ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου. Πολλές εφαρμογές τηλεφώνων επιτρέπουν τη ρύθμιση ατομικών χαρακτηριστικών των χρηστών, ενώ άλλες χρησιμοποιούν την τεχνολογία GPS, η οποία μπορεί να βελτιώσει την ακρίβεια των μετρήσεων, σε σύγκριση με τα εμπορικώς διαθέσιμα βηματομέτρα. Αυτές οι τεχνολογίες είναι ιδιαίτερα έγκυρες και ακριβείς στα smartphones, αφού τα εξαρτήματα που χρησιμοποιούνται είναι παρόμοια με αυτά των ευρέως διαδεδομένων εμπορικών συσκευών GPS και βηματομετρητών (Chen et al., 2013; Michael, McGregor, Allen, & Fickas, 2008).

Όπως όμως είχε παρατηρηθεί σε προηγούμενες έρευνες, υπάρχει η πιθανότητα οι παρεμβάσεις μέσω εφαρμογών κινητών τηλεφώνων να μην είναι τόσο αποτελεσματικές όσο τα συμβατικά προγράμματα άσκησης με καθοδήγηση των ειδικών επαγγελματιών αυτοπροσώπως (face to face) (Archer et al., 2012; Pellegrini et al., 2012; Polzien, Jakicic, Tate, & Otto, 2007). Από μια άλλη οπτική προσέγγιση, μπορεί αυτά τα προγράμματα να έχουν μεγαλύτερο αντίκτυπο στον ευρύ πληθυσμό εξαιτίας της μεγάλης έκτασής τους, αποδοχής, υλοποίησης και υποστήριξής τους (Mayrsohn & Khalil, 2014). Πιο συγκεκριμένα, τα smartphones είναι συσκευές με διευρυμένες τεχνικές δυνατότητες και χρησιμοποιούνται από μεγάλο ποσοστό του πληθυσμού (Rainie, 2010). Επίσης οι άνθρωποι έχουν την τάση να τα έχουν πάντα μαζί τους σε όλες τις καθημερινές δραστηριότητες και έχει παρατηρηθεί υψηλή προσκόλληση σε αυτά (Venta, Isomursu, Ahtinen, & Ramiah, 2008).

Παρόλα αυτά, οι εφαρμογές smartphones σωματικής δραστηριότητας δεν στηρίζονται σε στέρεες θεωρίες τροποποίησης της συμπεριφοράς και η συντριπτική πλειοψηφία δεν έχει αξιολογηθεί με επιστημονικές μεθόδους (Cowan et al., 2013; Pagoto & Bennett, 2013). Επίσης οι νέες τεχνολογίες των βηματομέτρων και επιταχυνσιομέτρων εξελίσσονται ταχύτατα, νέες συσκευές δημιουργούνται και χρειάζεται η εγκυροποίησή τους ούτως ώστε να αποτελέσουν έναν αξιόπιστο τρόπο μέτρησης της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων (Rowlands & Eston, 2007).

Πολλές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί για να εξεταστεί η εγκυρότητα και ελάχιστες για την αξιοπιστία καινούριων συσκευών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης, με ιδιαίτερη έμφαση να δίνεται στις συσκευές δύο εταιριών, των Fitbit και Jawbone (Evenson, Goto, & Furberg, 2015). Οι συσκευές αυτές έχουν υψηλή εγκυρότητα στον υπολογισμό των βημάτων, χαμηλή εγκυρότητα στην ΕΔ, ενώ ελάχιστες έχουν ελέγξει μεταβλητές όπως η διανυθείσα απόσταση και η γενική σωματική δραστηριότητα των συμμετεχόντων. Για παράδειγμα, στην έρευνα των Fulk και συνεργατών (2014) συγκρίθηκαν τα Fitbit Ultra και Nike+ Fuelband, με δύο συσκευές αναφοράς, τα StepWatch Activity Monitor και Yamax Digi-Walker SW-701 και το Fitbit Ultra είχε υψηλή συσχέτιση με τις πραγματικές τιμές των βημάτων, καθώς και με τις ερευνητικές συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν ως κριτήρια. Οι Lee, Kim και Welk (2014) συνέκριναν οκτώ συσκευές ως προς τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ σε ένα ερευνητικό πρωτόκολλο διάρκειας 69 λεπτών και βρήκαν ότι η BodyMedia Fit ήταν η πιο έγκυρη συσκευή με σφάλμα μόλις 9.3%, ενώ αρκετά έγκυρη ήταν και η Fitbit Zip. Σε δύο έρευνες που έγιναν σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης των συμμετεχόντων, εκτιμήθηκε ότι όλες οι συσκευές ήταν πολύ ακριβείς στον υπολογισμό των βημάτων, αλλά παρουσίασαν σημαντικές αποκλίσεις στον υπολογισμό της συνολικής ημερήσιας ΕΔ (Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015; Murakami et al., 2016).

Εκτός από τις συσκευές αυτές, πλέον υπάρχουν διαθέσιμες και έρευνες για την εξέταση της εγκυρότητας εφαρμογών κινητών τηλεφώνων, οι οποίες χρησιμοποιούν είτε το GPS ή το επιταχυνσιόμετρο για τον υπολογισμό παραμέτρων της άσκησης. Οι Hekler και συνεργάτες (2015) εξέτασαν τρία

διαφορετικά smartphones (HTC MyTouch, Nexus One and Motorola Cliq) ως προς την εγκυρότητα καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, καταλήγοντας στο ότι τα νέας τεχνολογίας κινητά τηλέφωνα μπορούν να παρέχουν παρόμοια δεδομένα με ένα εργαστηριακό επιταχυνσιόμετρο ActiGraph. Αντίθετα, οι Boyce, Padmasekara και Blum (2012), οι οποίοι σύγκριναν την ακρίβεια τριών δωρεάν εφαρμογών-επιταχυνσιομέτρων σε iPhone και ενός εμπορικά διαθέσιμου βηματομετρητή, συμπαίραναν ότι οι συγκεκριμένες εφαρμογές δεν ήταν τόσο έγκυρες όσο οι αντίστοιχες συσκευές στην καταγραφή βημάτων και ταχύτητας. Τέλος, οι Orr και συνεργάτες (2015) χρησιμοποίησαν διαφορετικά κινητά τηλέφωνα στα οποία είχαν εγκατεστημένες τις εφαρμογές Accupedo, Moves και Runtastic, ούτως ώστε να εξετάσουν την εγκυρότητα καταγραφής βημάτων. Τα αποτελέσματα δεν ήταν και πάλι ικανοποιητικά, καθώς καμία από τις εφαρμογές δεν χαρακτηρίστηκε ως έγκυρη.

Συνεπώς κρίνεται ιδιαίτερα αναγκαίος ο έλεγχος εγκυρότητας συσκευών και εφαρμογών κινητών τηλεφώνων καταγραφής σωματικής δραστηριότητας που είναι εύκολα πρoσβάσιμες στον ευρύ πληθυσμό, ιδιαίτερα από τους νέους ανθρώπους, οι οποίοι είναι και πιο εξοικειωμένοι με τις νέες τεχνολογίες. Σκοπός του παρόντος ερευνητικού πονήματος ήταν ο έλεγχος της εγκυρότητας κριτηρίου ευρέως διαδεδομένων συσκευών καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας σε εφήβους. Οι συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν για τις δοκιμασίες πεδίου ήταν ένα GPS Garmin 310XT και δύο επιταχυνσιόμετρα ευρείας χρήσης, τα Garmin Vivofit και Medisana Vifit. Επιπλέον αξιολογήθηκαν ως προς την ακρίβεια καταγραφής παραμέτρων της άσκησης έξι συνολικά δωρεάν εφαρμογές για smartphones, εκ των οποίων τρία επιταχυνσιόμετρα¹ (Walk Pedometer, Accupedo και Pedometer 2.0) και τρεις που χρησιμοποιούσαν το ενσωματωμένο GPS (Runkeeper, Runtastic και Sports Tracker). Τέλος, χρησιμοποιήθηκε και μία ερευνητική συσκευή πολλαπλών αισθητήρων, η SenseWear Pro Armband, με σκοπό να ελεγχθεί εκ νέου η εγκυρότητά της και να συγκριθεί αυτή με τις πιο οικονομικές συσκευές και τις δωρεάν εφαρμογές.

¹ Με τον όρο εφαρμογή-επιταχυνσιόμετρο θα εννοούμε τις εφαρμογές κινητών τηλεφώνων που συλλέγουν τα αρχικά τους δεδομένα με τη χρήση του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου του smartphone.

1.2. Σημασία της έρευνας

Νέες συσκευές και εφαρμογές smartphones δημιουργούνται καθημερινά από εταιρίες με σκοπό τον έλεγχο, την προώθηση και τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων που τις χρησιμοποιούν. Οι περισσότερες εξ αυτών έχουν αναπτυχθεί με στόχο το ευρύ κοινό και δεν έχουν αξιολογηθεί ως προς την εγκυρότητα και την ακρίβεια με την οποία καταγράφουν τα διάφορα δεδομένα. Η εγκυρότητα διαφέρει από μοντέλο σε μοντέλο, πιθανότατα και σε μοντέλα των ίδιων εταιριών, και ως εκ τούτου είναι εξαιρετικά σημαντικό να ελεγχθεί η εγκυρότητα των συσκευών αυτών στον πληθυσμό του ειδικού ενδιαφέροντος, πριν από την ευρεία χρήση τους (Rowlands & Eston, 2007). Παρότι δεν είναι ιδιαίτερα ρεαλιστικό να αναμένουμε ότι οι εταιρίες θα συμφωνήσουν σε κοινές τεχνολογίες, εντούτοις θα πρέπει να αξιολογούνται επίσημα οι τεχνολογίες αυτές, ούτως ώστε οι καταναλωτές, αλλά και οι ερευνητές, να μπορούν να κάνουν συνειδητές επιλογές ως προς το ποιες είναι οι καταλληλότερες για αυτούς (Welk, McClain, & Ainsworth, 2012).

Επιπλέον, η κατανόηση του τρόπου με τον οποίο εξελίσσεται η σωματική δραστηριότητα από την παιδική ηλικία ως την ενηλικίωση απαιτεί έγκυρες, αξιόπιστες και πρακτικές μεθόδους αξιολόγησης των επιπέδων δραστηριότητας, οι οποίες θα πρέπει να είναι κατάλληλες για χρήση σε μεγάλες πληθυσμιακές ομάδες. Η μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας σε έρευνες με μεγάλο πληθυσμό χρειάζεται μεθόδους χαμηλού κόστους, ευχάριστες προς τους συμμετέχοντες και έγκυρες (Rowlands, Eston, & Ingledeu, 1997; Welk, McClain, & Ainsworth, 2012). Τέτοιες μέθοδοι μπορούν να προσφερθούν τόσο από τα smartphones όσο και από τις οικονομικές συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης.

Στις οδηγίες της για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας η NASPE (2010) αναφέρει ότι θα πρέπει να γίνεται χρήση έγκυρων και αξιόπιστων μεθόδων για όλες τις μετρήσεις της φυσικής κατάστασης των παιδιών, τόσο σε σχολικό πλαίσιο όσο και σε εξωσχολικές αθλητικές δραστηριότητες. Οι εφαρμογές και οι συσκευές παρέχουν αυτές τις δυνατότητες, καθώς δεν επηρεάζονται από εξωτερικούς παρατηρητές, αρκεί να έχουν ελεγχθεί ως προς τα χαρακτηριστικά

αυτά. Επίσης παρέχουν τη δυνατότητα δημιουργίας, μέσω του ειδικού λογισμικού τους, εξατομικευμένων προγραμμάτων για τους μαθητές, τον καθορισμό στόχων και την αξιολόγηση της προόδου που επιτυγχάνεται, το οποίο θεωρείται ιδιαίτερα σημαντικό για τη NASPE (2010).

Ένα ακόμα στοιχείο στο οποίο θα συνεισφέρει η παρούσα έρευνα είναι ότι με την εγκυροποίηση νέων συσκευών μέτρησης της σωματικής δραστηριότητας, θα έχουμε τη δυνατότητα χρήσης τους για την καλύτερη κατανόηση των παραγόντων που την επηρεάζουν. Όπως αναφέρουν οι Bauman, Phongsavan, Schoeppe και Owen (2006), πρωταρχικός στόχος της μέτρησης της σωματικής άσκησης είναι να επιτευχθεί η βέλτιστη κατανόηση, μέσω επιστημονικά τεκμηριωμένων στοιχείων, για τον τρόπο με τον οποίο συναφείς παράγοντες επιδρούν σε αυτή. Οι πληροφορίες αυτές είναι κεντρικής σημασίας για την ανάπτυξη, εφαρμογή και αξιολόγηση αποτελεσματικών προγραμμάτων προαγωγής της υγείας.

Σήμερα υπάρχουν πολλές διαφορετικές μέθοδοι υπολογισμού της σωματικής δραστηριότητας σε παιδιά και εφήβους. Οι ερευνητές, οι κλινικοί ιατροί και άλλοι επαγγελματίες της υγείας έχουν δυσκολία στην επιλογή των κατάλληλων μεθόδων και οργάνων και για το λόγο αυτό έχουν εκδοθεί αρκετές οδηγίες που τους διευκολύνουν (Dollman et al., 2009; McClain & Tudor-Locke, 2009). Όλες αναφέρουν τα βηματόμετρα και τα επιταχυνσιόμετρα ως κατάλληλες μεθόδους και εστιάζουν κυρίως στην εγκυρότητα και την αξιοπιστία, καθώς και στη χρηστικότητα τους. Αυτές οι συσκευές και οι εφαρμογές ληνητών τηλεφώνων είναι περισσότερο εύχρηστες και παρέχουν άμεση ανατροφοδότηση στους χρήστες σε σχέση με τις ερευνητικές συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, ενώ παρέχουν και δυνατότητες θέσπισης συγκεκριμένων στόχων καθώς και σύνδεση με δίκτυα κοινωνικής δικτύωσης. Αυτές οι επιπρόσθετες παροχές αυξάνουν τη χρηστικότητα όσον αφορά τη δημιουργία προγραμμάτων που συμβάλλουν στην τροποποίηση της συμπεριφοράς και στη βελτίωση της υγείας.

Όμως οι Welk, McClain και Ainsworth (2012) αναφέρουν επιπλέον ότι ένας σημαντικός παράγοντας για την επιλογή της καταλληλότερης συσκευής, ειδικά σε έρευνες με μεγάλα δείγματα, είναι το κόστος. Ουσιαστικά αναφέρονται

στον βέλτιστο συνδυασμό μεταξύ εγκυρότητας, χρηστικότητας και κόστους, κάνοντας ακόμα πιο συγκεκριμένο το γεγονός ότι χρειάζονται, ακόμα και για την έρευνα, συσκευές χαμηλού κόστους.

Εκτός όμως από την έρευνα, χαμηλού ή ακόμα και μηδενικού κόστους αντικειμενικοί τρόποι μέτρησης της σωματικής δραστηριότητας είναι απαραίτητοι και σε περιβάλλοντα όπου οι οικονομικοί πόροι είναι περιορισμένοι. Τέτοια είναι και οι ερασιχτεχνικοί αθλητικοί σύλλογοι και οι σχολικές μονάδες, ιδιαίτερα σε χώρες με οικονομικά προβλήματα ή αναπτυσσόμενες χώρες. Σε αυτές τις χώρες το μάθημα της σχολικής Φυσικής Αγωγής είναι συνήθως υποβαθμισμένο και δεν υπάρχει στη διάθεση των καθηγητών η απαραίτητη υλικοτεχνική υποδομή για την έγκυρη μέτρηση σημαντικών παραμέτρων, όπως η σωματική δραστηριότητα, η φυσική κατάσταση, οι κινητικές δεξιότητες κ.ο.κ.

Ήδη συσκευές που αναφέρθηκαν προωότερα υπάρχουν διαθέσιμες στην αγορά, όπως και εφαρμογές για smartphones που έχουν την ίδια χρήση, αλλά η βιομηχανία των συσκευών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης ολοένα παράγει νέες συσκευές και εφαρμογές με ταχύτερους ρυθμούς, ή εξελίσσει ήδη υπάρχουσες βελτιώνοντας τους αλγορίθμους τους. Συνεπώς υπάρχει ανάγκη για σχεδιασμό και εκτέλεση ερευνών υψηλής ποιότητας για τον έλεγχο της εγκυρότητας και αξιοπιστίας των συσκευών και εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας. Οι νέες αυτές μέθοδοι υπολογισμού των βημάτων, της απόστασης και της ΕΔ έχουν μπει για τα καλά στη ζωή των ανθρώπων του 21^{ου} αιώνα, οι οποίοι τις χρησιμοποιούν κυρίως για τη βελτίωση, προώθηση και έλεγχο της σωματικής τους κατάστασης. Οπότε η έρευνά μας θα παρέχει νέες προοπτικές για τη χρήση και την ένταξη των επιλεγμένων συσκευών στην έρευνα, καθώς αυτές είναι χαμηλού κόστους, ενώ οι εφαρμογές που θα εξεταστούν διατίθενται δωρεάν από τους παρόχους κινητής τηλεφωνίας στα διάφορα λειτουργικά συστήματα των smartphones.

1.3. Ερευνητικές υποθέσεις

Στην παρούσα έρευνα θα εξεταστεί η εγκυρότητα των επιλεγμένων συσκευών και εφαρμογών κινητών τηλεφώνων ως προς τις εξής παραμέτρους: διανυθείσα απόσταση, αριθμός βημάτων και ΕΔ (άσκησης και συνολική). Όλες οι

παράμετροι θα μελετηθούν τόσο κατά τη διάρκεια του συνολικού πρωτοκόλλου άσκησης, όσο και ξεχωριστά σε κάθε ένα επιμέρους τμήμα του πρωτοκόλλου, στις τρεις διαφορετικές συνθήκες που έχουν επιλεγθεί: ηρεμία, βάδιση και τρέξιμο. Συνεπώς, με βάση τις μεταβλητές που έχουμε ορίσει, έχουμε τις ακόλουθες τέσσερις βασικές ερευνητικές υποθέσεις:

1. Αναμένεται οι συσκευές και οι εφαρμογές να μη διαφέρουν σημαντικά στη μεταξύ τους σύγκριση για τον υπολογισμό της εγκυρότητας των υπό εξέταση μεταβλητών (διανυθείσα απόσταση, αριθμός βημάτων, ΕΔ). Πιστεύουμε δηλαδή ότι οι δωρεάν εφαρμογές των κινητών τηλεφώνων θα έχουν αντίστοιχη εγκυρότητα με τις ευρέως διαδεδομένες συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας.
2. Αναμένεται το σύνολο των συσκευών που υπολογίζουν την ΕΔ ηρεμίας (ή μεταβολικό ρυθμό ηρεμίας) να μην παρουσιάσουν υψηλή εγκυρότητα, ενώ η πιο έγκυρη αναμένεται να είναι η SenseWear Armband.
3. Αναμένεται οι συσκευές και εφαρμογές GPS να παρουσιάσουν υψηλότερη εγκυρότητα υπολογισμού διανυθείσας απόστασης σε σχέση με τα επιταχυνσιόμετρα (συσκευές και εφαρμογές).
4. Αναμένεται οι πιο έγκυρες συσκευές να είναι: α) για τον υπολογισμό των βημάτων η Garmin VivoFit, β) για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης η Garmin Forerunner 310XT, και γ) για τον υπολογισμό της ΕΔ η SenseWear Armband.

Επιπλέον, από τα δεδομένα που θα προκύψουν θα μπορέσουμε να βγάλουμε συμπεράσματα και για δύο δευτερεύουσες ερευνητικές υποθέσεις:

5. Αναμένεται το σύνολο των συσκευών και εφαρμογών να παρουσιάσουν υψηλότερη εγκυρότητα υπολογισμού διανυθείσας απόστασης κατά τη δοκιμασία του τρεξίματος, σε σχέση με τη βάδιση.
6. Αναμένεται το σύνολο των επιταχυνσιομέτρων να παρουσιάσουν υψηλότερη εγκυρότητα υπολογισμού βημάτων κατά τη δοκιμασία του τρεξίματος, σε σχέση με τη βάδιση.

1.4. Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας

Στο συγκεκριμένο ερευνητικό πόνημα χρησιμοποιήθηκε δείγμα ευκολίας υγιών αθλούμενων εφήβων ηλικίας 12 έως 18 ετών, οι οποίοι συμμετείχαν σε αθλητικά σωματεία. Αυτό σημαίνει πως είναι πιθανό να μην υπάρχει μεγάλο εύρος τιμών όσο αφορά το σωματικό βάρος και το σωματικό λίπος. Το δείγμα ήταν σχετικά μικρό, της τάξεως των 38 ατόμων, γεγονός που δυσκολεύει περαιτέρω τη γενίκευση των αποτελεσμάτων σε όλον τον πληθυσμό. Όμως η επιλογή αυτού του μεγέθους δείγματος είναι μία συνήθης πρακτική σε παρόμοιες έρευνες που εμπεριέχουν εργαστηριακές μετρήσεις με πολύπλοκα όργανα και διαδικασίες.

Επίσης στην έρευνά μας μετρήθηκαν και συγκρίθηκαν οι διάφορες παράμετροι της σωματικής δραστηριότητας σε μερικώς τυποποιημένες διαδικασίες βαδίσματος και τρεξίματος εκτός εργαστηρίου και για σχετικά μικρό χρονικό διάστημα. Αυτό μας παρέχει το πλεονέκτημα ότι οι επιλεγμένες διαδικασίες προσομοίασαν με αυτές της καθημερινότητας των συμμετεχόντων. Όμως είναι πιθανό τα αποτελέσματα να είναι διαφορετικά όταν οι συσκευές αυτές χρησιμοποιηθούν σε συνθήκες καθημερινής διαβίωσης, με πολλές αλλαγές κατεύθυνσης κατά τη μετατόπιση και για πολλές ώρες, ή ακόμα και ημέρες.

Οι δοκιμασίες στις οποίες αξιολογήθηκαν οι συσκευές ήταν χαμηλής και υπομέγιστης έντασης, όπως η βάδιση και το χαλαρό τρέξιμο. Αυτές οι σωματικές δραστηριότητες αποτελούν και την πλειοψηφία των καθημερινών δραστηριοτήτων των εφήβων. Δεν εξετάστηκαν σε υψηλής έντασης και ταχύτητας ασκήσεις, γεγονός που δεν μας επιτρέπει να γενικεύσουμε τα αποτελέσματα σε όλο το δυνατό εύρος της έντασης των δραστηριοτήτων, έστω και αν αυτές αποτελούν μειοψηφία στην καθημερινότητα των αθλουμένων.

Ένας επιπλέον περιορισμός της έρευνας ήταν ότι για τον υπολογισμό της ΕΔ κατά τη διάρκεια της άσκησης σε εξωτερικό περιβάλλον δεν χρησιμοποιήθηκε κάποιο φορητό εργοσπιρόμετρο (e.g. Cosmed K4b2 ή Oxycan mobile) όπως στην πλειονότητα προηγούμενων παρόμοιων ερευνών. Αντί αυτών, πραγματοποιήθηκε μία τρίτη συνεδρία σε εργαστηριακές συνθήκες και η ΕΔ μετρήθηκε με τη σταθερή συσκευή ανοικτού κυκλώματος σπιρομέτρησης

MedGraphics CPX Ultima. Η συγκεκριμένη μεθοδολογία επιλέχθηκε λόγω έλλειψης έγκυρης φορητής συσκευής σπιρομέτρησης.

Τέλος οι συσκευές τοποθετήθηκαν σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος, τα οποία προτείνονται από τους κατασκευαστές. Για παράδειγμα, η SenseWear Armband τοποθετήθηκε στον βραχίονα, ενώ η Garmin 310XT στον καρπό. Επίσης τα smartphones τοποθετήθηκαν σε ειδικές ελαστικές ζώνες γύρω από τη μέση των συμμετεχόντων. Αυτό σημαίνει πως δεν είχαμε τη δυνατότητα να γνωρίζουμε τον τρόπο που θα διαφοροποιούνταν τα δεδομένα που συλλέχτηκαν αν είχαμε τοποθετήσει τις συσκευές σε διαφορετικά σημεία.

1.5. Διευκρίνιση όρων

Σωματική δραστηριότητα (physical activity): Είναι η οποιαδήποτε σωματική κίνηση που παράγεται από τους σκελετικούς μύες και καταλήγει σε κατανάλωση επιπλέον ενέργειας από τα επίπεδα ηρεμίας. Περιγράφεται ακριβέστερα αν λάβουμε υπόψη μας τις ακόλουθες τέσσερις διαστάσεις που τη χαρακτηρίζουν: α) συχνότητα, που είναι ο αριθμός των δραστηριοτήτων σε μία συγκεκριμένη χρονική περίοδο, β) διάρκεια, η οποία αναφέρεται στον χρόνο συμμετοχής σε μία δραστηριότητα, γ) ένταση, η οποία είναι το επίπεδο της σωματικής προσπάθειας που απαιτείται για τη συμμετοχή σε μία δραστηριότητα, δ) είδος της δραστηριότητας (Caspersen, Powell, & Christenson, 1985).

Άσκηση (exercise): Αποτελεί μία υποκατηγορία της σωματικής δραστηριότητας. Αναφέρεται σε προγραμματισμένες, δομημένες και επαναλαμβανόμενες σωματικές κινήσεις, οι οποίες πραγματοποιούνται για τη βελτίωση ή την διατήρηση μίας ή περισσότερων παραμέτρων της φυσικής κατάστασης (Caspersen, Powell, & Christenson, 1985; Howley, 2001).

Φυσική κατάσταση (Physical fitness): Αναφέρεται γενικά στην ικανότητα του ατόμου να καταβάλει μυϊκή προσπάθεια σε διάφορες καθημερινές δραστηριότητες, χωρίς να κουράζεται. Είναι ένας γενικός δείκτης του βιολογικού δυναμικού του ατόμου ο οποίος αποτελεί συνισταμένη των παραγόντων, που αντανακλούν τόσο την υγεία του ατόμου με τη θετική δυναμική έννοια και όχι

απλά την έλλειψη νόσου, όσο και την ικανότητά του για αθλητική απόδοση. Οι παράμετροι που αναφέρονται στην υγεία είναι: καρδιοαναπνευστική και μυϊκή αντοχή, μυϊκή ισχύς, σωματική σύσταση και ευκαμψία (Caspersen, Powell, & Christenson, 1985). Οι παράμετροι που αναφέρονται στην αθλητική απόδοση είναι: μυϊκή ισχύς, ταχύτητα και ισορροπία (Κλεισούρας, 1991).

Νέες Τεχνολογίες: Με τον όρο Νέες Τεχνολογίες εννοούμε εκείνες που βασίζονται στις εφαρμογές των Ηλεκτρονικών Υπολογιστών και στις προηγμένες υπηρεσίες τηλεπικοινωνιών. Δεν πρόκειται για μαζικά Μέσα Επικοινωνίας με την παραδοσιακή έννοια του όρου, αλλά αφορούν κυρίως την αποθήκευση και την επεξεργασία δεδομένων, την τηλεπικοινωνιακή μετάδοση των πληροφοριών και την αρχειοθέτηση τους σε ηλεκτρονική μορφή (Μηλιώνης & Μπαλτά, 2001).

Ενεργειακή δαπάνη (ΕΔ): Η συνολική ημερήσια ΕΔ του σώματος περιλαμβάνει όλες τις χημικές αντιδράσεις που συνοδεύουν τον καταβολισμό και τον αναβολισμό, και αποτελείται από τρεις συνιστώσες: α) βασικός μεταβολισμός ή μεταβολισμός ηρεμίας, β) τροφική θερμογένεση, και γ) μυϊκή δραστηριότητα. Ο βασικός μεταβολισμός αντανάκλα την ελάχιστη ενεργειακή απαίτηση που είναι απαραίτητη για την επιβίωση του οργανισμού, κάτω από συνθήκες απόλυτης ηρεμίας και περιλαμβάνει τον μεταβολισμό κατά τον ύπνο και κατά την εγρήγορση. Αντιπροσωπεύει το 50%-70% της ημερήσιας συνολικής ΕΔ. Η τροφική θερμογένεση είναι η αύξηση της ΕΔ εξαιτίας της πέψης, της απορρόφησης και της αποθήκευσης της τροφής. Αντιστοιχεί στο 6%-10% της ημερήσιας ΕΔ. Τέλος η μυϊκή δραστηριότητα διακρίνεται σε δύο κατηγορίες, την αυτογενή και τη βουλητική. Η αυτογενής αναφέρεται στη μη βουλητική δραστηριότητα όπως είναι ο μυϊκός τόνος, η στάση του σώματος και οι κινήσεις, ενώ η βουλητική αναφέρεται στις εκούσιες κινήσεις μεγάλων μυϊκών ομάδων που πραγματοποιεί ο άνθρωπος. Αντιστοιχεί στο 15%-30% της ημερήσιας ΕΔ, ενώ για ένα δραστήριο άτομο μπορεί να φτάσει και το 50% (Κλεισούρας, 2007).

Βηματόμετρο (pedometer): Το βηματόμετρο είναι μία μικρή σε μέγεθος και βάρος ηλεκτρονική συσκευή, τοποθετείται στο ύψος του ισχίου και μετράει τον

αριθμό των βημάτων, τη διανυόμενη απόσταση και την συνολική ΕΔ κατά τη διάρκεια της ημέρας (Vanhees et al., 2005).

Επιταχυνσιόμετρο (accelerometer): Είναι συσκευή που αποτελείται από αισθητήρες αδράνειας, οι οποίοι αντιλαμβάνονται τη γραμμική επιτάχυνση των ατόμων που τα φοράνε, σε μία ή περισσότερες κατευθύνσεις, σε έναν ή περισσότερους άξονες (Yang & Hsu, 2010). Αξιολογεί το μέγεθος και τις συνολικές παραμέτρους της κίνησης ως συνάρτηση του χρόνου με σκοπό τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων (Cliff, Reilly, & Okely, 2009).

Συσκευή Παγκοσμίου Συστήματος Στιγματοθέτησης (GPS): Συσκευή η οποία λαμβάνει σήμα από τουλάχιστον τέσσερις δορυφόρους ταυτόχρονα για τον εντοπισμό με υψηλή ακρίβεια της τοποθεσίας, της κατεύθυνσης, της διάρκειας της κίνησης και της ταχύτητας με την οποία κινείται ο δέκτης (Lowe & O'laighin, 2014).

«Έξυπνα» κινητά τηλέφωνα (smartphones): Κάθε συσκευή κινητής τηλεφωνίας η οποία έχει εξειδικευμένες λειτουργίες, όπως κάμερα, GPS, Wi-Fi, και εγκατεστημένο ένα από τα ακόλουθα λειτουργικά συστήματα: iPhone, Android, Blackberry ή Windows Mobile. Τα smartphones τελευταίας γενιάς τείνουν να χρησιμοποιούνται περισσότερο ως προσωπικοί φορητοί υπολογιστές παρά ως τηλέφωνα, εξαιτίας των πολλαπλών δυνατοτήτων τους, της μεγάλης μνήμης που διαθέτουν, της μεγάλης οθόνης, του αυξημένου αποθηκευτικού χώρου και των ανοικτών λογισμικών συστημάτων που χρησιμοποιούν (Ozdalga, Ozdalga, & Ahuja, 2012).

Εφαρμογή κινητού τηλεφώνου (application): Είναι κάθε λογισμικό που μπορεί να εκτελεστεί σε ένα κινητό τηλέφωνο ή μέσω διαδικτύου προσαρμοσμένο σε κινητή πλατφόρμα (mobile platform), αλλά έχει επιπλέον και τη δυνατότητα να εκτελείται μέσω διακομιστή (Food and Drug Administration, 2015). Οι εφαρμογές είναι συνήθως διαθέσιμες από πλατφόρμες διαμοιρασμού εφαρμογών,

όπως τα Apple App Store, Google Play, Windows Phone Store και Blackberry App World (European Commission, 2014).

II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Μέτρηση ενεργειακής δαπάνης και σωματικής δραστηριότητας

2.1.1. Ιστορική αναδρομή

Όλοι οι ζωντανοί οργανισμοί παράγουν θερμότητα και όλες οι μεταβολικές διεργασίες που λαμβάνουν χώρα σε κάθε οργανισμό καταλήγουν απώτερα στην παραγωγή θερμότητας (Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010). Περίπου το 40% της ενέργειας που ελευθερώνεται κατά τη διάρκεια του μεταβολισμού της γλυκόζης και των λιπών χρησιμοποιούνται για την παραγωγή ATP, ενώ το εναπομείναν 60% μετατρέπεται σε θερμότητα (Kenney, Wilmore, & Costill, 2012). Συνεπώς, ο υπολογισμός της θερμότητας αυτής μας προσδίδει ένα μέτρο του ενεργειακού μεταβολισμού. Η βασική μονάδα μέτρησης της θερμότητας είναι η χιλιοθερμίδα (kcal) και ορίζεται ως η θερμιδική ενέργεια που απαιτείται για την ανύψωση της θερμοκρασίας ενός κιλού νερού κατά έναν βαθμό Κελσίου. Στο διεθνές σύστημα μονάδων χρησιμοποιείται το kilojoule (kJ), όπου 1 kcal ισοδυναμεί με 4176 kJ (Kenney, Wilmore, & Costill, 2012; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010).

Ένα πολύ ενδιαφέρον χρονοδιάγραμμα των εφευρέσεων για τον υπολογισμό της ΕΔ παρουσιάζεται από τον Halsey (2011, σ. 248). Πιθανότατα το πρώτο θερμιδόμετρο κατασκευάστηκε από τον Joseph Black το 1761 (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Την ίδια χρονική περίοδο, ο γάλλος χημικός Antoine Lavoiser (1743-1794) ήταν εκ των πρώτων που παρατήρησε ότι οι ζώντες οργανισμοί παράγουν θερμότητα. Το 1777 επινόησε ένα θερμιδόμετρο και μέτρησε για πρώτη φορά τον ενεργειακό μεταβολισμό σε πειραματόζωα (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Από το 1782 έως το 1784 ο Lavoiser συνεργάστηκε με τον μαθηματικό Laplace για τη μέτρηση της παραγωγής θερμότητας σε ζώντες οργανισμούς, χρησιμοποιώντας μία τροποποιημένη συσκευή του Black (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Τοποθετώντας το πειραματόζωο μέσα στο

θερμιδόμετρο, ένα στεγανό θάλαμο που περιείχε πάγο, και μετρώντας το βάρος του νερού που προήλθε από τον λειωμένο πάγο, υπολόγισαν τη θερμιδική ενέργεια που παρήγαγε το ζώο, με βάση το γεγονός ότι απαιτούνται 80 kcal για το λιώσιμο 1000 gr πάγου.

Αργότερα μέτρησαν την κατανάλωση οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα σε ανθρώπους, μέσω συσκευής που ονομάστηκε σπιρόμετρο (Κλεισούρας, 2007; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Αυτή ήταν ένα πλατύστομο κυλινδρικό δοχείο με ανεστραμμένο πυθμένα και ανοικτό στόμιο το οποίο επικαθόταν σε ένα στρώμα υδραργύρου. Τοποθετώντας το πειραματόζωο μέσα στο σπιρόμετρο παρατήρησαν ότι κατανάλωνε ένα στοιχείο, το οξυγόνο, και παρήγαγε ένα άλλο, το διοξείδιο του άνθρακα, σε ίσες ποσότητες. Ο Lavoisier ήταν ο πρώτος που ονόμασε το παραγόμενο στοιχείο «οξυγόνο», στοιχείο το οποίο είχε ανακαλυφθεί πρωτύτερα από τον Joseph Priestly (Κλεισούρας, 2007; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996).

2.1.2. Άμεση θερμιδομετρία

Η σύγχρονη εποχή στηρίχθηκε στις πρόδρομες αυτές ανακαλύψεις και έτσι άνοιξε ο δρόμος για την άμεση θερμιδομετρία και την κατασκευή του σπιρομετρικού θερμιδομέτρου που μετρά στον άνθρωπο, ταυτόχρονα, την παραγόμενη θερμότητα, το καταναλόμενο οξυγόνο και το παραγόμενο διοξείδιο του άνθρακα, τόσο κατά την ηρεμία, όσο και κατά την άσκηση (Κλεισούρας, 2007). Ο χημικός Atwater (1844-1907) και ο φυσικός Rosa (1861-1921) του Πανεπιστημίου Wesleyan, Connecticut, καθώς και ο χημικός Benedict (1870-1957), χρησιμοποίησαν το πρώτο ανθρώπινο θερμιδόμετρο στα τέλη του 1890 (Atwater & Benedict, 1905; Atwater & Rosa, 1899). Αυτό λειτουργούσε με βάση τον νόμο της διατήρησης της ενέργειας και πιστοποίησε τη σχέση μεταξύ άμεσης και έμμεσης θερμιδομετρίας (Maynard, 1962). Επίσης καθιέρωσε την έμμεση θερμιδομετρία που χρησιμοποιείται στις μέρες μας για τον υπολογισμό της ΕΔ στον άνθρωπο (Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Μία άλλη ιστορική προσέγγιση αναφέρει ότι οι Zuntz και Hagemann στα τέλη

του 18^{ου} αιώνα ήταν οι πρώτοι που περιέγραψαν και δημιούργησαν το πρώτο ανθρώπινο θερμιδόμετρο (Kenney, Wilmore, & Costill, 2012).

Το ανθρώπινο θερμιδόμετρο, που πήρε το όνομα των δημιουργών του (Atwater-Rosa Calorimeter), αποτελούνταν από έναν αεροστεγή θάλαμο με ποσότητα οξυγόνου, τέτοια ώστε ένα άτομο να μπορεί να ζήσει και να εργαστεί για παρατεταμένη χρονική περίοδο. Κάθε πείραμα των Atwater και Rosa διαρκούσε από αρκετές ώρες έως 13 μέρες και χρειάζονταν για τη λειτουργία του 16 άτομα. Μέσω σειράς σπειρών που βρισκόταν στο πάνω μέρος του θαλάμου κυκλοφορούσε νερό γνωστού όγκου και καθορισμένης θερμοκρασίας. Επειδή ολόκληρος ο θάλαμος ήταν καλά μονωμένος, η παραγόμενη και ακτινοβολούμενη από το άτομο θερμότητα απορροφάτο από το νερό που κυκλοφορούσε. Η αλλαγή θερμοκρασίας του νερού, για δεδομένο χρονικό διάστημα, ήταν ευθέως ανάλογη προς τον ενεργειακό μεταβολισμό του ατόμου. Η θερμιδική αυτή απώλεια υπολογιζόταν από το βάρος των υδρατμών που απορροφούνταν από το σύστημα και ο υπολογισμός γινόταν με βάση το θερμιδικό ισοδύναμο, των υδρατμών, που είναι 586 kcal ανά κιλό. Προκειμένου να υπάρχει επαρκής αερισμός, ο εκπνεόμενος αέρας απορροφούνταν διαρκώς από το δωμάτιο και διερχόταν από χημικές ουσίες που αφαιρούσαν την υγρασία και απορροφούσαν το διοξείδιο του άνθρακα, ενώ ταυτόχρονα προστίθετο οξυγόνο στον αέρα και ανακυκλοφορείτο στον θάλαμο (Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996; Williams, 2010).

Πέρα από τη μέτρηση της θερμιδικής απώλειας, το συγκεκριμένο θερμιδόμετρο μπορούσε επιπλέον να μετρήσει και την ανταλλαγή των αναπνευστικών αερίων. Η πρόσληψη οξυγόνου μετριόταν διατηρώντας σταθερή τη στάθμη του στον θάλαμο, ενώ η αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα με την απορρόφηση του από ένα χημικό στοιχείο, τον νατράσβεστο. Κατά την άσκηση, μέρος της χημικής ενέργειας μετατρέποταν σε μηχανική και υπολογιζόταν με εργόμετρο (Κλεισούρας, 2007).

Στα 110 περίπου χρόνια που έχουν περάσει από την πρώτη εφαρμογή της άμεσης θερμιδομετρίας, άλλες μέθοδοι έχουν δημιουργηθεί, όπως θερμιδόμετρο με τη ροή αέρα (airflow calorimeter), θερμιδόμετρο με τη ροή νερού (water flow

calorimeter), θερμιδόμετρο με στρωματικές κλίσεις (gradient layer calorimetry) και θερμιδόμετρο αποθήκευσης (storage calorimetry). Παρότι η άμεση μέτρηση της παραγωγής θερμότητας από το ανθρώπινο σώμα έχει σημαντικές θεωρητικές εφαρμογές, η πρακτική εφαρμογή της είναι περιορισμένη. Η ακριβής μέτρηση απαιτεί πολύ χρόνο και υπερβολικό οικονομικό κόστος, επαρκώς εξειδικευμένο προσωπικό και παρέχει ανακριβή αποτελέσματα κατά την έντονη μυϊκή προσπάθεια (McArdle, Katch, & Katch, 2010). Σήμερα η μέθοδος αυτή παρουσιάζει κυρίως ιστορικό ενδιαφέρον στην εξέλιξη της Εργοφυσιολογίας, αλλά συνέβαλε σημαντικά στην καθιέρωση της έμμεσης θερμιδομετρίας (Κλεισούρας, 2007).

2.1.3. Έμμεση θερμιδομετρία

Τις τελευταίες δεκαετίες η ΕΔ του ανθρώπινου σώματος υπολογίζεται με τη μέθοδο της έμμεσης θερμιδομετρίας (Macfarlane, 2001; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014). Στηρίζεται στην τριαδική σχέση που υπάρχει μεταξύ του καταναλωνόμενου οξυγόνου, του παραγόμενου διοξειδίου του άνθρακα και της απελευθερούμενης ενέργειας, κατά την καύση θερμιδογόνων ουσιών στα μιτοχόνδρια. Όταν καίγεται ένα gr υδατανθράκων καταναλώνονται 828 ml οξυγόνου και παράγεται ίση ποσότητα διοξειδίου του άνθρακα, καθώς και 4.2 kcal ενέργειας (Κλεισούρας, 2007). Συνεπώς είναι δυνατόν να υπολογιστεί έμμεσα η ΕΔ μετρώντας την πρόσληψη οξυγόνου και μόνο (Halsey, 2011; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012; Sirard & Pate, 2001; Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011; Williams, 2010). Υπό ελεγχόμενες συνθήκες η έμμεση θερμιδομετρία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον διαχωρισμό των τριών κυρίων συνιστωσών της ΕΔ, δηλαδή του μεταβολισμού ηρεμίας, της τροφικής θερμογένεσης και της μυϊκής δραστηριότητας, και να τις υπολογίσει ξεχωριστά (Welk, Corbin, & Dale, 2000). Εξ αυτών, η ενέργεια που καταναλώνεται κατά τη μυϊκή δραστηριότητα θεωρείται η πιο ευμετάβλητη και εξαρτάται τόσο από το σωματικό μέγεθος, όσο και από το είδος και την ένταση της δραστηριότητας (Westerterp, 2013). Μπορεί να κυμανθεί από το 15% έως το 30% της συνολικής ημερήσιας ΕΔ, ενώ για υπερβολικά δραστήρια άτομα μπορεί να φτάσει το 50% (Κλεισούρας, 2007; Williams, 2010).

Η πρόσληψη οξυγόνου μπορεί άμεσα να μετατραπεί στην τιμή που αντιστοιχεί στη δαπάνη ενέργειας. Περίπου 4.82 kcal θερμιδικής ενέργειας απελευθερώνονται όταν καταναλωθεί ένα λίτρο οξυγόνου με καύση μίγματος υδατανθράκων, λιπιδίων και πρωτεϊνών. Η αναλογία αυτή των 4.82 kcal ανά λίτρο οξυγόνου παρουσιάζει ελάχιστες μόνο διακυμάνσεις 2% έως 4%, και αυτές εξαρτώνται κατά κύριο λόγο από το μείγμα τροφής που οξειδώνεται. Για πρακτική ευκολία στους υπολογισμούς χρησιμοποιείται η τιμή των 5 kcal ανά λίτρο καταναλωμένου οξυγόνου ως κατάλληλος συντελεστής μετατροπής (Hills, Mokhtar, & Byme, 2014; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Williams, 2010).

Η μέτρηση της πρόσληψης οξυγόνου γίνεται με δύο μεθόδους, το κλειστό και το ανοιχτό κύκλωμα σπιρομέτρησης. Κατά τη διαδικασία του κλειστού κυκλώματος το άτομο αναπνέει 100% οξυγόνο από ένα σπιρόμετρο γεμάτο με αμιγές οξυγόνο από πριν. Το άτομο αναπνέει μόνο μέσα από αυτή τη συσκευή, χωρίς ο εξωτερικός αέρας να μπορεί να εισέρθει στο σύστημα. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται μόνο σε νοσοκομεία και ερευνητικά εργαστήρια, αλλά δεν θεωρείται κατάλληλη για μέτρηση ΕΔ κατά τη σωματική δραστηριότητα (Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007; Williams, 2010).

Κατά τη μυϊκή προσπάθεια χρησιμοποιείται το ανοιχτό κύκλωμα σπιρομέτρησης, όπου η κατανάλωση οξυγόνου υπολογίζεται από τη μέτρηση του όγκου και της σύστασης του εκπνεόμενου αέρα σε οξυγόνο και διοξείδιο του άνθρακα (Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011; Webb, 1985). Το άτομο εισπνέει τον αέρα του περιβάλλοντος, ο οποίος έχει σταθερή σύνθεση και αποτελείται από 20.9% οξυγόνο, 0.03% διοξείδιο του άνθρακα, 79.04% άζωτο και μερικά αδρανή υπόλοιπα (McArdle, Katch, & Katch, 2010; Williams, 2010). Η διαφορά των ποσοστών του οξυγόνου και του διοξειδίου του άνθρακα στον εκπνεόμενο αέρα σε σύγκριση με τα ίδια στοιχεία του εισπνεόμενου, έμμεσα αντανakλά τη συνεχιζόμενη διαδικασία μεταβολισμού της ενέργειας (Williams, 2010). Τρεις τέτοιες τεχνικές είναι οι πλέον διαδεδομένες και ευρέως διαδεδομένες: α) η τεχνική του αερόσακου ή Douglas (1882-1963) bags, β) το φορητό σπιρόμετρο και γ) το αυτόματο εργοσπιρόμετρο (Andre & Wolf, 2007; Macfarlane, 2001; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Williams, 2010).

Ανεξάρτητα όμως από την πολυπλοκότητα όλων των συστημάτων, τα στοιχεία που προβάλλουν αντανακλούν την ακρίβεια της συσκευής μέτρησης. Συνεπώς η ακρίβεια και η εγκυρότητα των συσκευών απαιτούν προσεκτικές και συχνές ρυθμίσεις με χρήση καθιερωμένων δεδομένων αναφοράς (Williams, 2010). Στο παρελθόν, όλες οι μετρήσεις των ποσοστών οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα γινόντουσαν με τους χημικούς αναλυτές του Scholander και του Haldane (Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010; Williams, 2010). Για μία αναλυτική παρουσίαση της μετατροπής του Haldane ανατρέξτε στην αναφορά των Kenney, Wilmore και Costill (2012, σ. 117). Για να εφαρμοστούν οι μέθοδοι αυτές απαιτούνταν εκατοντάδες χρονοβόρες διαφορετικές αναλύσεις για ένα και μόνο πείραμα, περιορίζοντας τον αριθμό των συμμετεχόντων σε ένα με δύο άτομα για κάθε πείραμα (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Andre & Wolf, 2007). Πλέον η βαθμονόμηση των οργάνων μέτρησης ελέγχεται από υπολογιστές (McArdle, Katch, & Katch, 2010; Williams, 2010).

Τα τελευταία 40 χρόνια ένας σημαντικός αριθμός αυτόματων συστημάτων έχει αναπτυχθεί, με πάνω από 12 εμπορικούς κατασκευαστές να έχουν παράγει περισσότερα από 20 εργοσπιρόμετρα (Macfarlane, 2001). Στις μέρες μας υπάρχουν τόσο εργαστηριακά εργοσπιρόμετρα, τα οποία εξαιτίας του όγκου η χρήση τους είναι αποτρεπτική για μετρήσεις σε εξωτερικό περιβάλλον, όσο και φορητά εργοσπιρόμετρα. Και τα δύο είδη όμως είναι εξαιρετικά ακριβά, με τις τιμές τους να ανέρχονται άνω των 20000\$ (Andre & Wolf, 2007).

2.2. Έμμεσες μέθοδοι υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης

2.2.1. Φορητό εργοσπιρόμετρο Cosmed K4b2

Το φορητό εργοσπιρόμετρο, μαζί με την τεχνική των ραδιοϊσοτόπων υδρογόνου και οξυγόνου, αποτελούν τους «χρυσούς» κανόνες των αντικειμενικών μετρήσεων της ΕΔ, με τους οποίους συγκρίνονται όλες οι υπόλοιπες μέθοδοι (Halsey, 2011; Sirard & Pate, 2001; Vanhees et al., 2005; Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011). Στις μέρες μας, το ηλεκτρονικό εργοσπιρόμετρο-θερμιδόμετρο Cosmed K4b2 (Rome, Italy) χρησιμοποιείται σε πληθώρα ερευνών ως κριτήριο εγκυρότητας για την αξιολόγηση άλλων

συσκευών. Είναι ένα τηλεμετρικό, ελαφρύ (600 γραμμάρια), φορητό σύστημα σπιρομέτρησης και λειτουργεί με τον ακόλουθο τρόπο. Μία ειδικά κατασκευασμένη αναπνευστική μάσκα (Hans Rudolf, Kansas City, MO) περιέχει ένα στρόβιλο-ροόμετρο για τη μέτρηση του πνευμονικού αερισμού και ένα τριχοειδές σωληνάριο για τη δειγματοληψία του εκπνεόμενου αέρα, ο οποίος στη συνέχεια αναλύεται για οξυγόνο και διοξείδιο του άνθρακα με ειδικά πολαρογραφικά ηλεκτρόδια. Η συσκευή φέρει έναν ραδιοπομπό που επικοινωνεί με ηλεκτρονικό πρόγραμμα εγκατεστημένο σε υπολογιστή σε ακτίνα 1.000 m (Κλεισούρας, 2007).

Το Cosmed K4b2 είναι η πρώτη φορητή συσκευή που σχεδιάστηκε από την ομώνυμη εταιρία για τη μέτρηση των αναπνευστικών αερίων σε κάθε αναπνοή (breath by breath). Η τεχνολογία του K4b2 επιτρέπει την μέτρηση και επεξεργασία των φυσιολογικών παραμέτρων κατά τη διάρκεια σύντομης και έντονης άσκησης σε εξωτερικό χώρο (όπως σε γήπεδο και άλσος), καθώς επίσης και την καταγραφή και την αποθήκευση των φυσιολογικών παραμέτρων για μία έως πέντε ώρες περίπου (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003). Το K4b2 μετράει με μεγάλη ακρίβεια μέχρι και 30 φυσιολογικές παραμέτρους, συμπεριλαμβανομένων της πρόσληψης οξυγόνου, της αποβολής διοξειδίου του άνθρακα, της καρδιακής συχνότητας, του πνευμονικού αερισμού κτλ. (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Cosmed, 2015a).

Η κύρια μονάδα της συσκευής μπορεί να αποθηκεύσει breath by breath δεδομένα, ως και 16000 αναπνοές, στην υψηλής χωρητικότητας κάρτα μνήμης που διαθέτει. Με την ολοκλήρωση του τεστ τα δεδομένα μπορούν να μεταφερθούν στον υπολογιστή για ανάλυση και παρουσίαση. Χρησιμοποιώντας την τηλεμετρική δυνατότητα του K4b2, μπορούν να μεταφερθούν δεδομένα breath by breath στον υπολογιστή, επιτρέποντας έτσι την παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο των φυσιολογικών παραμέτρων στη διάρκεια της άσκησης που πραγματοποιείται σε εξωτερικό χώρο. Το K4b2 μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ως συμβατικό εργοσπιρόμετρο, αφού συνδέοντας την συσκευή με τον υπολογιστή λειτουργεί σαν τα σταθερά εργοσπιρόμετρα. Η μέτρηση (αξιολόγηση) και η βαθμονόμηση (calibration) μπορούν να γίνουν είτε μέσω υπολογιστή είτε μέσω του πληκτρολογίου της συσκευής (Cosmed, 2015a).

Το Cosmed έχει χρησιμοποιηθεί, όπως αναφέρθηκε, σε πολλές έρευνες. Ένας αναλυτικός κατάλογος 23 σελίδων όλων των ερευνών που έχουν πραγματοποιηθεί με αυτή τη συσκευή από το 1996 έως το 2014 μπορεί να βρεθεί στην ιστοσελίδα της εταιρίας παρασκευής του (Cosmed, 2016b). Αποτελεί μία ιδιαίτερα έγκυρη συσκευή καταγραφής της ΕΔ. Η πρώτη ερευνητική καταγραφή της εγκυρότητάς της πραγματοποιήθηκε το 1997 από τους Hausswirth, Bigard και Le Chevalier (1997). Η έρευνά τους απέδειξε ότι το Cosmed παρείχε ακριβείς μετρήσεις για την πρόσληψη οξυγόνου σε όλα τα επίπεδα δραστηριότητας, από την ανάπαυση έως υψηλής έντασης δραστηριότητα. Παρόμοια ήταν και τα αποτελέσματα των McLaughlin, King, Howley, Bassett και Ainsworth (2001) και Parr, Strath, Bassett και Howley (2001), οι οποίοι συνέκριναν το Cosmed με τη μέθοδο του αερόσακου Douglas. Και στις δύο αυτές έρευνες τα αποτελέσματα της πρόσληψης οξυγόνου, αποβολής διοξειδίου του άνθρακα και του αναπνευστικού πηλίκου κυμάνθηκαν σε αποδεκτά για την εγκυρότητα όρια, παρότι φάνηκε ότι πιθανότατα η συσκευή αυτή υπερεκτιμάει ελαφρώς την πρόσληψη οξυγόνο σε συγκεκριμένες εντάσεις. Μικρές αποκλίσεις στις μεταβολικές παραμέτρους σε χαμηλής και μέτριας έντασης δραστηριότητες παρατηρήθηκαν σε μία επόμενη έρευνα, οι οποίες όμως ήταν μέσα στα επιτρεπτά όρια όπως αυτά ορίστηκαν από την μέθοδο εγκυρότητας Bland-Altman (Eisenmann, Brisko, Shadrick, & Welsh, 2003). Όσον αφορά τους ενήλικες, οι Shrack, Simonsick και Ferrucci (2010) συνέκριναν το Cosmed με το στατικό, παραδοσιακό σύστημα ανταλλαγής αερίων Medgraphics D-Series και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι μετρήσεις των δύο συσκευών ήταν παρεμφερείς σε σταθερές, υπομέγιστης έντασης ασκήσεις.

Παρότι χρησιμοποιείται κατά κόρον σε έρευνες με παιδιά και εφήβους, μόνο μία δημοσιευμένη έρευνα υπάρχει σχετικά με τη μέτρηση της εγκυρότητας του Cosmed σε άτομα μικρών ηλικιών (Harrell, McMurray, Baggett, Pennell, Pearce, & Bangdiwala, 2005). Χρησιμοποιήθηκε δείγμα 14 παιδιών, ηλικίας οκτώ έως 14 ετών, και τα δεδομένα που παρήχθησαν από τη συσκευή συγκρίθηκαν με ένα τυπικό εργαστηριακό εργοσπιρόμετρο Parvo Medics Truemax 2400, κατά την ανάπαυση, σε βάρδια και τρέξιμο. Παρατηρήθηκε ένα μικρό θετικό σφάλμα

μέτρησης μεταξύ των δύο μετρήσεων πρόσληψης οξυγόνου, το οποίο όμως δεν ξεπέρασε το 6%.

2.2.2. Ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου - *Doubly Labeled Water (DLW)*

Στις μέρες μας η πιο αποδεκτή και έγκυρη μέθοδος υπολογισμού της ΕΔ για μεγάλο χρονικό διάστημα, που μπορεί να κυμανθεί από τρεις μέρες έως τέσσερις εβδομάδες, είναι το διπλά εμπλουτισμένο νερό με ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; International Atomic Energy Agency, 2009; Katch, McArdle, & Katch, 2011; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012; Κλεισούρας, 2007; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996; Sirard & Pate, 2001; Vanhees et al., 2005; Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011). Οι τρεις ημέρες αναλογούν σε καταγραφή πολύ κινητικά δραστήριων ατόμων, ενώ οι τέσσερις εβδομάδες για άτομα ηλικιωμένα που διάγουν ως επί το πλείστον καθιστική ζωή (Westerterp, 2013).

Ο όρος «ισότοπο» επινοήθηκε από τον Soddy το 1913 και αναφέρεται σε δύο χημικά στοιχεία που έχουν διαφορετικά ατομικά βάρη (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Η DLW εφευρέθηκε και εφαρμόστηκε για πρώτη φορά σε 12 ποντίκια από τους Lifson, Gordon και McClintock (1955). Αυτοί παρατήρησαν ότι το εκπνεόμενο διοξείδιο του άνθρακα ήταν σε πλήρη ισοτοπική εξισορρόπηση με το οξυγόνο του νερού του σώματος. Ως εκ τούτου, κάθε ανιχνευτής ισοτόπου του οξυγόνου που εισάγεται στο νερό του σώματος θα εξαλειφθεί όχι μόνο από τη συνεχή ροή του νερού μέσα στο σώμα, αλλά και από τη συνεχή πρόσληψη οξυγόνου και την αποβολή διοξειδίου του άνθρακα (Lifson, Gordon, Visscher, & Nier, 1949). Χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά σε ανθρώπους πριν από 30 περίπου χρόνια (Schoeller & van Santen, 1982).

Στους συμμετέχοντες χορηγείται ποσότητα ραδιενεργών ισοτόπων ^2H και ^{18}O υπό τη μορφή νερού ($^2\text{H}_2^{18}\text{O}$), τα οποία σε λίγες ώρες κατανέμονται και ισορροπούν με το υγρό που βρίσκεται ήδη στο ανθρώπινο σώμα. Ο χρόνος που απαιτείται για την όλη διαδικασία είναι περίπου πέντε ώρες. Το βαρύ υδρογόνο προοδευτικά αποβάλλεται από το σώμα με τη μορφή νερού, με τον αέρα, τον ιδρώτα και τους υδρατμούς της αναπνοής, ενώ το προσημειωμένο οξυγόνο αποβάλλεται τόσο ως νερό, όσο και ως διοξείδιο του άνθρακα. Από τη διαφορά

αποβολής των δύο ραδιοϊσοτόπων, η οποία υπολογίζεται με ένα φασματοφωτόμετρο μάζας υψηλής ακρίβειας, μετριέται η παραγωγή διοξειδίου του άνθρακα (International Atomic Energy Agency, 2009). Γνωρίζοντας το αναπνευστικό πηλίκο, υπολογίζεται η πρόσληψη οξυγόνου και συνεπώς η ΕΔ για μία ορισμένη χρονική περίοδο (Katch, McArdle, & Katch, 2011; Κλεισούρας, 2007). Οι διαδικασίες χορήγησης και υπολογισμού των ραδιοϊσοτόπων περιγράφονται αναλυτικά στο βιβλίο των Montoye, Kemper, Saris και Washburn (1996, σ. 18), ενώ η εγκυρότητα της μεθόδου έχει περιγραφεί διεξοδικά από τους Schoeller και Hnilicka (1996).

Αυτή η μέθοδος έχει εγκυρότητα από 2% έως 10% σε ενήλικες (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996; Schoeller, Ravussin, Schutz, Acheson, Baertschim & Jequier, 1986; Westerterp, 2013) και εντός του ίδιου ατόμου διακύμανση 7.8% (Schoeller & Hnilicka, 1996). Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ευπαθείς ομάδες, όπως παιδιά, έγκυες, θηλάζουσες, ασθενείς, υπέρβαρα άτομα, ηλικιωμένους και παρέχει έγκυρες μετρήσεις υπό καθημερινές συνθήκες διαβίωσης, καθώς δεν επηρεάζει τα καθημερινά πρότυπα δραστηριότητας των ατόμων (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Vanhees et al., 2005; Welk, Corbin, & Dales, 2000). Ειδικά ο Goran (1994) πραγματοποίησε μία εκτενής ανασκόπηση σχετικά με την εγκυρότητα της μεθόδου σε παιδιά. Θεωρείται η καταλληλότερη μέθοδος μόνο για μετρήσεις που διαρκούν μεγάλο χρονικό διάστημα, συνήθως μεταξύ των 7 και 14 ημερών (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014) και αποτελεί κριτήριο για τη σύγκριση άλλων συσκευών καταγραφής ΕΔ (Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011). Είναι απολύτως ασφαλής σε ανθρώπους, μιας και τα ισότοπα του υδρογόνου και οξυγόνου είναι φυσικά και βρίσκονται ήδη μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό, σε αναλογία 2000 ppm για το οξυγόνο και 150 ppm για το υδρογόνο (Westerterp, 2013).

Παρόλα αυτά, η DLW έχει ορισμένα μειονεκτήματα, όπως το ότι υπολογίζει μόνο τη συνολική ΕΔ (Warren, Ekelund, Besson, Mezzani, Geladas, & Vanhees, 2010). Η παραγωγή και η ανάλυση των ραδιοϊσοτόπων είναι πολύ ακριβή, με το κόστος να κυμαίνεται στα 1500\$ για κάθε άτομο, καθιστώντας τη μη κατάλληλη μέθοδο για έρευνες με μεγάλο πληθυσμιακό δείγμα. Απαιτεί

εξαιρετικά εξελιγμένο εξοπλισμό, άκρως εξειδικευμένο προσωπικό και είναι γενικά μία πολύπλοκη διαδικασία (Andre & Wolf, 2007; Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011). Επιπλέον υπολογίζει μόνο τη συνολική ΕΔ μεγάλων χρονικών περιόδων, δεν παρέχει πληροφορίες για περιόδους λίγων ωρών και δεν μπορεί να διαχωρίσει μεταξύ των τριών κατηγοριών της ΕΔ, δηλαδή του μεταβολισμού ηρεμίας, της τροφικής θερμογένεσης και της μυϊκής δραστηριότητας (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Starling, 2002). Δεν παρέχει πληροφορίες σχετικά με την ένταση, τη συχνότητα και τη διάρκεια της σωματικής δραστηριότητας (Warren et al., 2010). Τα ίδια μειονεκτήματα αφορούν και τη χρήση της DLW σε παιδιά και εφήβους (Sirard & Pate, 2001).

2.3. Αντικειμενικές μέθοδοι υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης

Αρκετές αντικειμενικές μέθοδοι υπολογισμού της ΕΔ υπάρχουν στη διεθνή βιβλιογραφία. Στη συνέχεια θα αναλυθούν η καρδιακή συχνότητα, τα επιταχυνσιόμετρα, οι βηματομετρητές, οι συσκευές GPS και η τεχνολογία των smartphones με τη χρήση εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας. Μεγαλύτερη έμφαση θα δοθεί στην κατηγορία όπου η έρευνα είναι σχετικά περιορισμένη εξαιτίας της πρόσφατης εξέλιξης των συσκευών, δηλαδή στις εφαρμογές των smartphones.

2.4. Καρδιακή συχνότητα

Μία ακόμα έμμεση μέθοδος για τον προσδιορισμό της ΕΔ κατά τη μυϊκή προσπάθεια στηρίζεται στη γραμμική συσχέτιση που υπάρχει μεταξύ της πρόσληψης οξυγόνου και της καρδιακής συχνότητας (Freedson & Miller, 2000; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Κλεισούρας, 2007; McArdle, Katch, & Katch, 2010). Η πρόσληψη του οξυγόνου έχει υπολογιστεί πως είναι το γινόμενο της καρδιακής παροχής και της αρτηριοφλεβικής διαφοράς του οξυγόνου, σύμφωνα με την εξίσωση Fick, ενώ η καρδιακή παροχή ορίζεται ως το γινόμενο της καρδιακής συχνότητας και του όγκου παλμού του αίματος (Κλεισούρας, 2007; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996).

Η καρδιακή συχνότητα, ως τρόπος υπολογισμού της ΕΔ σε έμβιους οργανισμούς, εισήχθη για πρώτη φορά στην επιστημονική έρευνα από τον Benedict το 1907, όπως αναφέρουν οι Montoye, Kemper, Saris και Washburn (1996). Ο Benedict ανέφερε ότι οι αλλαγές που παρατηρούνταν στον καρδιακό παλμό σχετίζονταν με αλλαγές στην παραγωγή θερμότητας από το ανθρώπινο σώμα. Στη συνέχεια (Benedict, 1924), όπως μας παρουσιάζει ο Halsey (2011, σ. 248) στο ενδιαφέρον γράφημα του, ο Benedict πρότεινε τον υπολογισμό του καρδιακού παλμού ως έναν πρακτικό και επαρκώς ικανοποιητικό τρόπο υπολογισμού του συνολικού μεταβολισμού. Οι Murlin και Green το 1914 επιβεβαίωσαν τα αποτελέσματα του Benedict, μετρώντας τον αναπνευστικό μεταβολισμό και την καρδιακή συχνότητα ταυτόχρονα σε άτομα κατά την ανάπαυση και σε μέτριας έντασης δραστηριότητα. Αυτό το πείραμα έδειξε ότι η καρδιακή συχνότητα ήταν ένας καλός δείκτης προσδιορισμού της κατανάλωσης οξυγόνου (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Οι παραπάνω συγγραφείς προσφέρουν αρκετές πληροφορίες σχετικά με την ανάπτυξη αυτής της μεθόδου και την ανάπτυξη των οργάνων καταγραφής της, από τα πρώτα καρδιοσυχνόμετρα των Muller και Reech το 1950 έως και τα πιο πρόσφατα μέχρι το 1996 (Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996).

Αρκετές έρευνες ακολούθησαν στη συνέχεια οι οποίες κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η σχέση μεταξύ κατανάλωσης οξυγόνου και καρδιακής συχνότητας δεν είναι πάντα γραμμική σε όλο το φάσμα των δραστηριοτήτων, αλλά κυρίως αυτό παρατηρείται κατά τη μέτρια και υψηλής έντασης σωματική άσκηση (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Andre & Wolf, 2007; Freedson & Miller, 2000; Montoye, Kemper, Saris, & Washburn, 1996). Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι για ένα ευρύ φάσμα έντασης της μυϊκής προσπάθειας, που συνήθως κυμαίνεται άνω του 40% της μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου, τόσο ο όγκος παλμού όσο και η αρτηριοφλεβική διαφορά οξυγόνου παραμένουν σχεδόν αμετάβλητα, με αποτέλεσμα η οποιαδήποτε αύξηση της καρδιακής συχνότητας να σχετίζεται άμεσα με την αύξηση της πρόσληψης οξυγόνου (Κλεισούρας, 2007). Όμως ο όγκος παλμού δεν αυξάνεται με τον ίδιο ρυθμό όταν το άτομο κάθεται, ξαπλώνει ή είναι όρθιο, οπότε η εικοσιτετράωρη συνεχής εκτίμηση της ΕΔ μέσω

της καρδιακής συχνότητας οδηγεί σε σφάλμα της τάξεως του 30% (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003).

Επιπλέον η καρδιακή συχνότητα βρίσκεται υπό τον έλεγχο του αυτόνομου νευρικού συστήματος και της ορμονικής επίδρασης. Συνεπώς πολλοί εξωγενείς παράγοντες, όπως η ηλικία, η θερμοκρασία του περιβάλλοντος, η αφυδάτωση, η συναισθηματική κατάσταση, η προηγούμενη πρόσληψη τροφής, η θέση του σώματος, ο βιορυθμός, οι μυϊκές ομάδες που ασκούνται, το είδος των ασκήσεων, η μυϊκή κόπωση και η μυϊκή μάζα, δύναται να επηρεάσουν την καρδιακή συχνότητα και να προκαλέσουν την αύξησή της δυσανάλογα με τις απαιτήσεις ενέργειας της μυϊκής προσπάθειας (Andre & Wolf, 2007; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Κλεισούρας, 2007; Rowlands & Eston, 2007; Williams, 2010). Επίσης οι Achten και Jeukendrup (2003) στην ανασκόπηση που πραγματοποίησαν συμπέραναν ότι η χρήση της καρδιακής συχνότητας για την εκτίμηση της ΕΔ μπορεί να διαφέρει κατά 20% περίπου, ενώ εξαρτάται από την ημερήσια μεταβλητότητα, την αφυδάτωση των ατόμων και την θερμοκρασία του περιβάλλοντος.

Φαίνεται ότι η παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού κατά την άσκηση του άνω μέρους του σώματος ή κατά τη διάρκεια της στατικής άσκησης στην καμπύλη του καρδιακού ρυθμού με την πρόσληψη οξυγόνου, σε διάφορα αθλήματα, υπερεκτιμά την πρόσληψη οξυγόνου (Williams, 2010). Όταν όμως οι παράγοντες που αναφέρθηκαν πρωτύτερα ελέγχονται, ή έστω λαμβάνονται υπόψη, η καρδιακή συχνότητα μπορεί να αποτελέσει μία έγκυρη και αξιόπιστη μέθοδο υπολογισμού της ΕΔ κατά τη μυϊκή δραστηριότητα (Κλεισούρας, 2007).

Πάνω από 24 διαφορετικές μέθοδοι έχουν καταγραφεί, για την ανάλυση των δεδομένων καρδιακής συχνότητας ως τρόπο υπολογισμού της ΕΔ, με τις περισσότερες εξ αυτών να την προβλέπουν μέσω εξισώσεων παλινδρόμησης (Harro & Riddoch, 2000). Η βέλτιστη μέθοδος που έχει γίνει αποδεκτή με το πέρασμα των χρόνων είναι η μέθοδος FLEX (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Rowlands & Eston, 2007; Sirard & Pate, 2001; Warren et al., 2010). Έχει εφαρμοστεί με επιτυχία σε παιδιά (Livingstone et al., 1992; Maffei, Pinelli, Zaffanello, Schena, Iacumin, & Schutz, 1995; Van den Berg-Emons, Sarris, Westerterp, & van Baak, 1996) και σε ενήλικες (Ceesay,

Prentice, Day, Murgatroyd, Goldberg, Scott, & Spurr, 1989; Livingstone et al., 1990), με σκοπό να εξαλειφθούν οι εξωγενείς παράγοντες που επηρεάζουν την καρδιακή συχνότητα (Sirard & Pate, 2001).

Οι Livingstone et al. (1992) περιέγραψαν τη μέθοδο FLEX ως τον ατομικά καθοριζόμενο καρδιακό ρυθμό, μετρημένο σε συνδυασμό με την πρόσληψη οξυγόνου, που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διακρίνει την ΕΔ ηρεμίας από αυτήν κατά την άσκηση. Με αυτή τη μέθοδο σε κάθε άτομο ελέγχεται ταυτόχρονα τόσο η καρδιακή του συχνότητα όσο και η πρόσληψη οξυγόνου, κατά τη διάρκεια που αυτός ξαπλώνει, κάθετα, είναι όρθιος και ασκείται σε διάφορα επίπεδα έντασης. Επιπλέον μετριέται ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας. Στη συνέχεια τα δεδομένα αυτά συνυπολογίζονται για να αναπτυχθεί η ατομική καμπύλη καρδιακής συχνότητας και πρόσληψης οξυγόνου (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003). Το κρίσιμο σημείο της καρδιακής συχνότητας, κάτω από το οποίο αυτή και η ΕΔ δεν παρουσιάζουν γραμμική σχέση, υπολογίζεται από το μέσο όρο της μέγιστης καρδιακής συχνότητας κατά τη διάρκεια όρθιας στάσης του ατόμου, και της ελάχιστης όταν το άτομο ασκείται (Ceasay, Prentice, Day, Murgatroyd, Goldberg, Scott, & Spurr, 1989). Η μέθοδος αυτή έχει εφαρμοστεί ακόμα και σε παιδιά με εγκεφαλική παράλυση (Van den Berg-Emons, Sarris, Westerterp, & van Baak, 1996).

Οι Livingstone et al. (1992) εξέτασαν την αποτελεσματικότητα της μεθόδου FLEX σε 36 παιδιά, συγκρίνοντάς τη με την DLW και παρατήρησαν ότι υπήρχε σημαντική απόκλιση στις τιμές της συνολικής ΕΔ από 16.7% έως 18.8%. Επίσης οι Maffeis, Pinelli, Zaffanello, Schena, Iacumin και Schutz (1995) παρατήρησαν ότι η υπολογιζόμενη συνολική ΕΔ μέσω της FLEX και της DLW ήταν σχεδόν η ίδια για φυσιολογικού βάρους παιδιά, αλλά η FLEX υπερεκτίμησε την ΕΔ υπέρβαρων και παχύσαρκων παιδιών. Παρόμοια ήταν και τα συμπεράσματα της μετα-ανάλυσης των Rowlands, Ingledow και Eston (2000) οι οποίοι, αναλύοντας 50 έρευνες, βρήκαν ότι η καρδιακή συχνότητα τείνει να υπερεκτιμά την ΕΔ παχύσαρκων παιδιών.

Σε άλλες έρευνες, οι Ceasay, Prentice, Day, Murgatroyd, Goldberg, Scott και Spurr (1989) συμπέραναν ότι η καρδιακή συχνότητα παρέχει ικανοποιητικά αποτελέσματα για τον υπολογισμό της ΕΔ των παιδιών. Επίσης οι Strath, Bassett,

Thompson και Swartz (2002) κατέληξαν στο ότι η καρδιακή συχνότητα μπορεί να αποτελέσει ένα ακριβή προγνωστικό δείκτη της ΕΔ κατά την καθημερινή ζωή, αποτέλεσμα που επιβεβαίωσε και η έρευνα των Kurpad, Raj, Maruthy και Vaz (2006) σε ενήλικους άνδρες. Στην έρευνα των Strath, Swartz, Bassett, O'Brien, King και Ainsworth (2000) ελήφθη επιπλέον υπόψη η ηλικία και η μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου των εξεταζόμενων κατά τη διάρκεια άσκησης μέτριας έντασης και η καρδιακή συχνότητα παρουσίασε ιδιαίτερα υψηλό συντελεστή συσχέτισης με την πραγματική ΕΔ, οδηγώντας τους ερευνητές να συμπεράνουν ότι αυτή μπορεί να αποτελέσει αποδεκτό έγκυρο κριτήριο της ΕΔ. Παρ' όλες τις θετικές ενδείξεις που μας επιτρέπουν να υπολογίζουμε την ΕΔ από την καταγραφή της καρδιακής συχνότητας, συχνά παρατηρείται μεγάλη ατομική διακύμανση των αποτελεσμάτων εντός των ατόμων (Yu et al., 2012).

Μία σχετικά πρόσφατη μέθοδος υπολογισμού της ΕΔ γίνεται με τον αλγόριθμο της Firstbeat (Firstbeat Technologies, 2012), ο οποίος μετράει την ΕΔ κατά την άσκηση. Για τον υπολογισμό λαμβάνονται υπόψη τα δεδομένα που έχει εισάγει ο χρήστης, όπως φύλο, ύψος, βάρος και επίπεδο αθλουμένου. Στη συνέχεια συνδυάζει τα δεδομένα αυτά με την καρδιακή συχνότητα κατά την άσκηση. Υπολογίζει τον χρόνο μεταξύ δύο συνεχόμενων καρδιακών παλμών για τον προσδιορισμό του μεταβολικού ισοδύναμου (MET), το οποίο στη συνέχεια χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της πραγματικής ΕΔ. Αυτή η μέθοδος είναι ανέξοδη και αρκετά ακριβής, με ποσοστό σφάλματος της τάξεως του 7%-10% (Firstbeat Technologies, 2012). Παρόλα αυτά, μπορεί να υποεκτιμήσει την πρόσληψη οξυγόνου και την ΕΔ κατά 6% έως 13% αντίστοιχα (Montgomery, Green, Etxebarria, Pyne, Saunders, & Minahan, 2009). Συνεπώς είναι αρκετά έγκυρη μέθοδος για τον υπολογισμό της πρόσληψης οξυγόνου σε έρευνες πεδίου εκτός εργαστηρίου (Smolander, Ajovalta, Juuti, Nummela, & Rusko, 2011).

Συμπερασματικά, η καρδιακή συχνότητα θεωρείται κατάλληλη μέθοδος τόσο για ενήλικες, όσο και για παιδιά (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Rowlands & Eston, 2007; Sirard & Pate, 2001). Ειδικά θεωρείται κατάλληλη για μέτριας και υψηλής έντασης σωματικές δραστηριότητες και η πληθώρα δεδομένων που μπορούν να συλλεχθούν μέσω αυτής έχουν βοηθήσει σημαντικά τους ερευνητές για την κατανόηση της φύσης των δραστηριοτήτων των παιδιών τα τελευταία 20

χρόνια (Rowlands & Eston, 2007). Επιπλέον είναι ένας διακριτικός και εύχρηστος τρόπος, απαιτεί ελάχιστη παρέμβαση του ερευνητή και του συμμετέχοντα στην έρευνα, και είναι ιδιαίτερα οικονομική μέθοδος (Sirard & Pate, 2001; Warren et al., 2010). Είναι ιδιαίτερα έγκυρη μέθοδος, ειδικά όταν πραγματοποιείται ατομική βαθμονόμηση για κάθε συμμετέχοντα ξεχωριστά, και τα αποτελέσματα δεν στηρίζονται σε γενικές εξισώσεις παλινδρόμησης. Όμως αυτή η διαδικασία την καθιστά εξαιρετικά χρονοβόρα και κοστοβόρα (Firstbeat Technologies, 2012; Sirard & Pate, 2001; Warren et al., 2010). Επίσης θεωρείται καταλληλότερη για δραστηριότητες που πραγματοποιούνται κυρίως με το κάτω μέρος του σώματος, ενώ χρειάζονται διαφορετικές εξισώσεις για να υπολογιστεί με ακρίβεια η ΕΔ κινήσεων του άνω κορμού (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014). Τέλος, φαίνεται να παρέχει ικανοποιητικότερα αποτελέσματα όταν εφαρμόζεται σε νέους φυσιολογικού βάρους, και όχι σε υπέρβαρα ή παχύσαρκα άτομα (Sirard & Pate, 2001).

Πλέον έχουν αναπτυχθεί νέοι, βελτιωμένοι τρόποι υπολογισμού της ΕΔ των ατόμων. Από το 1998 κιόλας οι Eston, Rowlands και Ingledew (1998) συνέκριναν καρδιακή συχνότητα, βηματομετρητή και επιταχυνσιόμετρο για τον υπολογισμό της ΕΔ σε παιδιά και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο είναι η καλύτερη και πιο ακριβής μέθοδος. Αν το επιταχυνσιόμετρο συνδυαστεί με τη χρήση καρδιοσυχνόμετρου, τότε μπορεί να βελτιωθεί ακόμα περισσότερο η εγκυρότητα των αποτελεσμάτων σε παιδιά ηλικίας 12 ετών, τα οποία πραγματοποιούν σωματικές δραστηριότητες διαφορετικής έντασης (Corder et al., 2007; Warren et al., 2010).

2.5. Επιταχυνσιόμετρα (Accelerometers)

Οι έξυπνες φορητές συσκευές χρησιμοποιούνται σε πολλές δραστηριότητες, τόσο σε υγιείς όσο και σε ασθενείς ανθρώπους, για τον αυτοέλεγχο και την παρακολούθηση διαφόρων σωματικών δεδομένων που σχετίζονται με την υγεία. Αυτές μπορεί να αφορούν θέματα σχετιζόμενα με την παρακολούθηση της γλυκόζης του αίματος, νευρολογικών παθήσεων, φυσικοθεραπείας και αποκατάστασης. Κατά κύριο λόγο είναι συσκευές για την

πρόληψη παθήσεων και την παρακίνηση των ασθενών ούτως ώστε να τις αντιμετωπίζουν αποτελεσματικά (Appelboom et al., 2014).

Στο χώρο της σωματικής δραστηριότητας και της άσκησης τέτοιες συσκευές είναι κατά κύριο λόγο τα επιταχυνσιόμετρα. Χρησιμοποιούνται περίπου από τα τέλη της δεκαετίας του 1970 και οι Laporte, Kuller, Kupfer, McPartland, Matthews και Caspersen (1979) ήταν από τους πρώτους που μέτρησαν με αυτά τη σωματική δραστηριότητα. Επίσης η πρώτη έρευνα, που συνέδεσε την επιτάχυνση με τον υπολογισμό της ΕΔ και κατά την οποία βαθμονομήθηκε ανάλογα ένα επιταχυνσιόμετρο σε 21 άτομα που πραγματοποίησαν 14 διαφορετικές δραστηριότητες, έγινε σε εργαστηριακές συνθήκες από τους Montoye, Washburn, Servais, Ertl, Webster και Nagle (1983).

Η πρώτη συστηματική ανασκόπηση των συσκευών αυτών πραγματοποιήθηκε από τους Montoye, Kemper, Saris και Washburn (1996, σ. 79-89), οι οποίοι ανέλυσαν εκτενώς τον τρόπο λειτουργίας των επιταχυνσιομέτρων, τις θεωρητικές βάσεις που στηρίζόταν η χρήση τους, καθώς και τα δύο πρώτα επιταχυνσιόμετρα ευρείας χρήσης, Actometer και Caltrac. Από το 2001 και ύστερα έχει αυξηθεί σημαντικά ο αριθμός των ερευνών που έχουν γίνει με τη χρήση επιταχυνσιομέτρων για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των παιδιών (Rowlands, 2007). Όπως και τα βηματόμετρα, έτσι και τα επιταχυνσιόμετρα αποτελούν έναν έγκυρο και άμεσο τρόπο μέτρησης της ανθρώπινης κίνησης για πολλές κατηγορίες ατόμων (Allet, Knols, Shirato, & de Bruin, 2010; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Lowe & OLaighin, 2014; McClain & Tudor-Locke, 2009; Oliver, Schofield, & Kolt, 2007; Rowlands & Eston, 2007; Sirard & Pate, 2001).

Τα επιταχυνσιόμετρα στηρίζουν τη λειτουργία τους στην επιτάχυνση του ανθρωπίνου σώματος. Επιτάχυνση στη φυσική επιστήμη είναι η μεταβολή της ταχύτητας σε σχέση με τον χρόνο και μετριέται σε μονάδες επιτάχυνσης της βαρύτητας (g ; $1g = 9.8m/s^2$). Όταν η επιτάχυνση είναι μηδενική, το σώμα δεν αλλάζει την ταχύτητά του, αν και μπορεί ακόμα να κινείται με σταθερή ταχύτητα (Chen & Bassett, 2005). Αφού η επιτάχυνση είναι ανάλογη προς την καθαρή εξωτερική δύναμη που τη δημιουργεί, αντανακλά με αποτελεσματικότερο τρόπο την ΕΔ κατά τη σωματική δραστηριότητα σε σχέση με τη μέτρηση της ταχύτητας.

Από τεχνικής απόψεως, είναι πιο επιθυμητή η μέτρηση της επιτάχυνσης, καθώς αυτή στη συνέχεια μπορεί να αναλυθεί σε συνιστώσες ταχύτητας και απόστασης, παρέχοντας πληθώρα πρωτογενών δεδομένων (Chen & Bassett, 2005).

Τα επιταχυνσιόμετρα είναι γενικά συσκευές που αποτελούνται από αισθητήρες αδράνειας, οι οποίοι αντιλαμβάνονται τη γραμμική επιτάχυνση των ατόμων που τα φοράνε, σε μία ή περισσότερες κατευθύνσεις και σε έναν ή περισσότερους άξονες (Yang & Hsu, 2010). Για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας αξιολογούν το μέγεθος και τις συνολικές παραμέτρους της κίνησης ως συνάρτηση του χρόνου (Cliff, Reilly, & Okely, 2009).

Η λειτουργία τους βασίζεται σε ένα μηχανικό στοιχείο ανίχνευσης της επιτάχυνσης, το οποίο αποτελείται από ένα σεισμικό δέκτη (seismic mass), που συνδέεται με ένα μηχανικό σύστημα ανάρτησης σε σχέση με ένα πλαίσιο αναφοράς. Η δύναμη της αδράνειας, εξαιτίας της επιτάχυνσης ή της βαρύτητας, αναγκάζει τον σεισμικό δέκτη να εκτραπεί, σύμφωνα με τον δεύτερο νόμο του Νεύτωνα. Στη συνέχεια η επιτάχυνση μετριέται ηλεκτρικά μέσω των φυσικών αλλαγών που παρατηρούνται κατά την μετατόπιση του δέκτη σε σχέση με το πλαίσιο αναφοράς (Yang & Hsu, 2010).

Στις μέρες μας τριών ειδών επιταχυνσιόμετρα έχουν αναπτυχθεί, τα πιεζοαντιστασιακά (piezoresistive), τα πιεζοηλεκτρικά (piezoelectric) και τα διαφορικής χωρητικότητας (differential capacitive). Τα πιο διαδεδομένα είναι τα πιεζοηλεκτρικά, τα οποία αποτελούνται από ένα πιεζοηλεκτρικό στοιχείο και έναν σεισμικό δέκτη και λειτουργούν με τον ακόλουθο τρόπο. Το αισθητήριο στοιχείο κάμπτεται εξαιτίας της εφαρμογής της επιτάχυνσης στο όργανο, που προκαλείται από τη μετατόπιση του σεισμικού δέκτη, καταλήγοντας σε μία ηλεκτρική εκφόρτιση ανάλογη της εφαρμοζόμενης επιτάχυνσης. Το παραγόμενο ηλεκτρικό φορτίο διηθείται και μετατρέπεται από το επιταχυνσιόμετρο σε δείγματα τα οποία λαμβάνονται συνεχόμενα ανά δευτερόλεπτο (Yang & Hsu, 2010).

Τα δείγματα αθροίζονται ανά καθορισμένα χρονικά διαστήματα, τα οποία είναι γνωστά ως «epochs» και ορίζονται από τον εκάστοτε χρήστη (Chen & Bassett, 2005; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014). Αυτά κυμαίνονται συνήθως από 5 έως 60 δευτερόλεπτα και προτείνεται για τους ενήλικες η χρήση του ενός λεπτού, ενώ για τα παιδιά τα 15 δευτερόλεπτα (McClain & Tudor-Locke, 2009; Warren et

al., 2010). Εν συνεχεία καταγράφονται στην εσωτερική μνήμη της συσκευής. Μετά το πέρας της καταγραφής για μία δεδομένη epoch του συνόλου των επιταχύνσεων, το αριθμητικό ολοκλήρωμα που τις υπολογίζει μηδενίζεται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται (Cliff, Reilly, & Okely, 2009; Yang & Hsu, 2010). Για να εξασφαλιστεί ότι το πλήρες εύρος της ανθρώπινης κίνησης εντοπίζεται, η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να πληροί το κριτήριο Nyquist (Oppenheim, Willsky, & Young, 1983), το οποίο ορίζει πως η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσια από τη συχνότητα της υψηλότερης συχνότητας της κίνησης (Chen & Bassett, 2005).

Το ανεπεξέργαστο αποτέλεσμα που παρέχεται από τις συσκευές αυτές είναι μία μονάδα μέτρησης η οποία δεν έχει διαστάσεις και συχνά αναφέρεται ως «μονάδα επιτάχυνσης» (accelerometer count) (Chen & Bassett, 2005). Αυτές οι μονάδες είναι γενικά αυθαίρετες και εξαρτώνται από τις προδιαγραφές του εκάστοτε επιταχυνσιόμετρου. Ως εκ τούτου δεν μπορούν να συγκριθούν άμεσα τα δεδομένα που καταγράφονται από συσκευές διαφόρων τύπων και εταιριών (Chen & Bassett, 2005). Προκειμένου να αποδοθεί κάποια βιολογική σημασία στα αποτελέσματα αυτά, οι μονάδες αυτές έχουν συσχετιστεί με την ΕΔ (Freedson, Pober, & Janz, 2005). Αυτό έχει ως συνέπεια τον υπολογισμό των κατώτερων ορίων σε διάφορες κατηγορίες ΕΔ κατά την ανθρώπινη κίνηση, συμπεριλαμβανομένης και της καθιστικής συμπεριφοράς (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014), τα οποία επιτρέπουν στους ερευνητές να υπολογίσουν τον χρόνο που δαπανάται σε δραστηριότητες διαφορετικών εντάσεων. Αυτά τα κατώτερα όρια έχουν υπολογιστεί για όλες τις ευρέως διαδεδομένες συσκευές που χρησιμοποιούνται στην έρευνα, αλλά η πληθώρα κατώτερων ορίων που υπάρχει φανερώνει την έλλειψη συμφωνίας μεταξύ των ερευνητών στην ερμηνεία των δεδομένων (Rowlands & Eston, 2007). Πιο αναλυτικές πληροφορίες σχετικά με τον τρόπο λειτουργίας των πιεζοηλεκτρικών επιταχυνσιόμετρων, την επεξεργασία των δεδομένων και τη «μονάδα επιτάχυνσης» μπορούν να αναζητηθούν στις ανασκόπησεις των Chen και Bassett (2005) και Lowe και O'Laighin (2014).

Η ΕΔ κατά τη σωματική δραστηριότητα οφείλεται κυρίως στις κάθετες μετατοπίσεις του ανθρώπινου σώματος. Συνεπώς όλα τα επιταχυνσιόμετρα μπορούν να μετρήσουν τις κινήσεις αυτές κατά τον οριζόντιο άξονα και

αποτελούν τα πρώτα είδη που κατασκευάστηκαν, τα μοναξονικά. Στη συνέχεια αυτά εξελίχθηκαν και πλέον έχουν σχεδιαστεί διαξονικά και τριαξονικά επιταχυνσιόμετρα, επιτρέποντας τη μέτρηση επιπλέον κινήσεων στον προσθοπίσθιο και στον εγκάρσιο άξονα (Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Cliff, Reilly, & Okely, 2009; Warren et al., 2010). Για παράδειγμα, τα επιταχυνσιόμετρα τριών αξόνων αποτελούνται από τρεις ορθογώνιες μονάδες και παρέχουν δεδομένα για κάθε ένα επίπεδο ξεχωριστά, καθώς και ένα αποτέλεσμα από τη σύνθεση των τριών αξόνων (Rowlands & Eston, 2007).

Τα στοιχεία από συγκρίσεις μεταξύ μοναξονικών και τριαξονικών επιταχυνσιομέτρων δείχνουν ότι τα τελευταία είναι πιο έγκυρα (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Jimmy, Seiler, & Mader, 2013; Rowlands & Eston, 2007; Van Remoortel et al., 2012). Ειδικά σε παιδιά, στα μονοαξονικά επιταχυνσιόμετρα όταν φτάνουν σε ταχύτητες άνω των 9 ή 10 km/h μειώνεται η εγκυρότητά τους όσον αφορά την πρόβλεψη της ΕΔ, επειδή υποτιμάται η πρόσληψη οξυγόνου. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο ότι σε υψηλές ταχύτητες επικρατεί η οριζόντια επιτάχυνση και όχι η κάθετη την οποία αυτά υπολογίζουν με ακρίβεια (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Rowlands, Stone, & Eston, 2007). Αυτή η παρατήρηση ήταν ιδιαίτερα εμφανής στην έρευνα των Jimmy, Seiler και Mader (2013), οι οποίοι συνέκριναν ένα μονοαξονικό και ένα τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο της ίδιας εταιρίας ActiGraph σε παιδιά ηλικία πέντε έως εννέα ετών και συμπέραναν ότι οι κάθετες μετρήσεις ήταν παρόμοιες για τις δύο συσκευές, αλλά υπήρχε σημαντική διαφορά στις οριζόντιες. Επίσης οι Van Remoortel et al. (2012) παρατήρησαν ότι τα μονοαξονικά έχουν την τάση να υποεκτιμούν σε μεγαλύτερο βαθμό την συνολική ημερήσια ΕΔ σε σχέση με τα τριαξονικά επιταχυνσιόμετρα.

Στις μέρες μας τα τριαξονικά επιταχυνσιόμετρα συνεχίζουν να εξελίσσονται ως προς τον τρόπο συλλογής των δεδομένων και έχουν κατασκευαστεί συσκευές πολλαπλών αισθητήρων (multisensor devices) (Van Remoortel et al., 2012). Αυτές, εκτός από το τριαξονικό σύστημα καταγραφής της επιτάχυνσης, μπορεί να διαθέτουν επιπλέον καρδιοσυχνόμετρο, GPS, αισθητήρες ροής θερμότητας και γαλβανικής αντίδρασης του δέρματος (Andre & Wolf, 2007; Lowe & O'Laighin, 2014). Δύο συσκευές με αυτά τα χαρακτηριστικά είναι οι

Actiheart (Mini Mitter Sunriver, OR, USA) και SenseWear Pro Armband (Bodymedia, Pittsburgh, PA, USA). Οι συσκευές πολλαπλών αισθητήρων τείνουν να είναι ακόμα πιο έγκυρες και αξιόπιστες στην καταγραφή της ΕΔ ακόμα και από τα τριαξονικά επιταχυνσιόμετρα. Αυτό συμβαίνει εξαιτίας του γεγονότος ότι διαθέτουν εξελιγμένους αλγορίθμους οι οποίοι, εκτός της σωματικής επιτάχυνσης, αξιοποιούν και τις υπόλοιπες σωματομετρικές πληροφορίες που καταγράφουν (Van Remoortel et al., 2012).

Τα επιταχυνσιόμετρα έχουν αρκετά πλεονεκτήματα. Είναι συσκευές μικρές σε μέγεθος, ελαφριές, επαναχρησιμοποιούμενες, δεν παρεμβαίνουν στις καθημερινές κινήσεις των χρηστών και πολλές είναι αδιάβροχες (Chen & Bassett, 2005; Sirard & Pate, 2001), στοιχεία που τις καθιστούν ιδανικές για χρήση σε άτομα μικρής ηλικίας, ειδικά από τη στιγμή που θα ληφθούν υπόψη ορισμένες μεθοδολογικές παράμετροι (Cliff, Reilly, & Okely, 2009; McClain & Tudor-Locke, 2009; Rowlands, 2007). Μπορούν να τοποθετηθούν σε πολλές θέσεις στο ανθρώπινο σώμα, όπως στο στήθος, χαμηλά στην πλάτη, στη μέση, στους καρπούς και στους γοφούς. Συνηθίζεται όμως να τοποθετούνται στη μέση, μιας και βρίσκεται πιο κοντά στο κέντρο μάζας του σώματος και επειδή ο κορμός αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος του σώματος (Yang & Hsu, 2010).

Επιπλέον είναι συσκευές χαμηλού ή μέτριου κόστους (με τιμές να κυμαίνονται από τα 50\$ ως τα 1000\$) και γενικά εύχρηστες (Andre & Wolf, 2007; McClain & Tudor-Locke, 2009). Μπορούν ακόμα να συλλέγουν δεδομένα σε πραγματικό χρόνο και τα αποτελέσματά τους παρουσιάζουν υψηλή συσχέτιση με την ΕΔ, ιδιαίτερα κατά το βάδισμα ή το χαλαρό τρέξιμο. Η μπαταρία τους διαρκεί σημαντικό χρονικό διάστημα, που μπορεί να φτάσει ως τις 14 μέρες, ενώ μπορούν να επαναφορτιστούν εύκολα μέσω καλωδίων USB (McClain & Tudor-Locke, 2009; Warren et al., 2010). Χρησιμοποιούνται κυρίως για την ταξινόμηση της ανθρώπινης κίνησης και ακινησίας, κατηγοριοποιώντας τις δραστηριότητες ανάλογα με την ένταση, για τον υπολογισμό της ΕΔ, την αξιολόγηση των πτώσεων και τον έλεγχο της ισορροπίας (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Yang & Hsu, 2010).

Παρόλα αυτά, αν ένα επιταχυνσιόμετρο τοποθετηθεί για παράδειγμα στη μέση, δεν θα μπορεί να υπολογίσει με ακρίβεια την κίνηση των χεριών (Warren et

al., 2010). Επιπλέον δεν μπορεί να διαχωρίσει τις διαφορετικές σωματικές δραστηριότητες, π.χ. τρέξιμο από ποδηλασία, ή τις καθιστικές συμπεριφορές, π.χ. αν βλέπει κάποιος τηλεόραση ή αν διαβάζει (Cliff, Reilly, & Okely, 2009), καθώς και τη μετακίνηση σε κεκλιμένο επίπεδο ή τη μεταφορά βάρους (Sirard & Pate, 2001). Γενικά τα επιταχυνσιόμετρα δεν μπορούν να καταγράψουν δραστηριότητες οι οποίες δεν περιλαμβάνουν μετατόπιση του κέντρου βάρους των ατόμων, οδηγώντας σε σφάλματα κατά τον υπολογισμό της ΕΔ (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014).

Ακόμα η μετατροπή των μονάδων επιτάχυνσης σε θερμίδες ΕΔ αρκετές φορές παρέχει ανακριβείς εκτιμήσεις, εξαιτίας του επιπρόσθετου σφάλματος μέτρησης (Sirard & Pate, 2001). Για να παρέχουν έγκυρα αποτελέσματα πρέπει τα άτομα να τα φοράνε για αρκετές μέρες, να καταγράφεται ο χρόνος που δεν τα φοράνε και σε κάθε έναν να πραγματοποιείται εξατομικευμένη βαθμονόμηση του οργάνου (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014).

Πληθώρα τέτοιων συσκευών είναι πλέον διαθέσιμες για χρήση σε ερευνητικό επίπεδο, εκ των οποίων η συντριπτική πλειοψηφία έχει υποβληθεί σε ελέγχους αξιοπιστίας και εγκυρότητας (Cliff, Reilly, & Okely, 2009; Yang & Hsu, 2010). Οι Rowlands και Eston (2007) και οι Chen και Bassett (2005) αναφέρουν τα ActiGraph, Actical, Actiwatch και RT3, οι Hills, Mokhtar και Byrne (2014) τα ActiGraph, PAM και ActiTrac, οι McClain και Tudor-Locke (2009) τα NL-1000, Kenz Lifecorder e-Step και EX, ActiGraph και Actical, οι Lowe και O'Laighin (2014) τα πιο σύγχρονα ActivPAL, IDEEA, Actigraph wGT3X+, SenseWear, Actical και GENEActiv. Οι Van Remoortel et al. (2012) συνόψισαν τις συσκευές που έχουν υποβληθεί σε έλεγχο εγκυρότητας σε τέσσερις πίνακες. Ο πρώτος αφορά τα μονοαξονικά επιταχυνσιόμετρα και περιέχει 12 συσκευές (σ. 4), ο δεύτερος τα διαξονικά επιταχυνσιόμετρα με τρεις συσκευές (σ. 4), ο τρίτος τα τριαξονικά επιταχυνσιόμετρα με 16 συσκευές (σ. 5) και ο τελευταίος τις συσκευές πολλαπλών αισθητήρων, οι οποίες είναι εννέα στο σύνολο. Σύμφωνα με τους McClain και Tudor-Locke (2009) οι πλέον διαδεδομένες για έρευνες σωματικής δραστηριότητας σε παιδιά είναι οι ActiGraph.

Η πλειοψηφία των προαναφερθέντων συσκευών είναι αρκετά περίπλοκες στο χειρισμό τους, γεγονός που τις καθιστά δύσχρηστες από τον ευρύ πληθυσμό. Για το λόγο αυτό πολλές εταιρίες έχουν πλέον εισάγει στην αγορά συσκευές καταγραφής και αυτοελέγχου της σωματικής δραστηριότητας, για χρήση όχι τόσο σε ερευνητικό επίπεδο, αλλά για την προώθηση ενός υγιούς τρόπου διαβίωσης των χρηστών. Οι Lee, Kim και Welk (2014) και οι Lowe και OLaighin (2014) αναφέρουν χαρακτηριστικά τις εξής εμπορικές συσκευές: BodyMedia FIT, DirectLife, Fitbit One, Fitbit Zip, Jawbone UP Band, Nike+ FuelBand, Basis B1 Band και MOTOACTV, οι οποίες συχνά αναφέρονται ως *wearable* συσκευές. Τα περισσότερα όμως εξ αυτών δεν έχουν εξεταστεί ως προς την εγκυρότητα και αξιοπιστία τους και οι εταιρίες κατασκευής δεν παρέχουν επαρκείς πληροφορίες ως προς αυτά τα ζητήματα (Lee, Kim, & Welk, 2014). Η μεγαλύτερη διαφορά τους με τις ερευνητικές συσκευές έγκειται στο ότι οι καταναλωτικές έχουν οθόνες και παρέχουν ανατροφοδότηση σε πραγματικό χρόνο, ενθαρρύνοντας τις θετικές συμπεριφορές ως προς την υγεία και αύξηση της καθημερινής άσκησης (Lowe & OLaighin, 2014).

2.5.1. Συγκριτικές μελέτες εγκυρότητας και ακρίβειας επιταχυνσιόμετρων

Η βιβλιογραφία σχετικά με την εγκυρότητα των επιταχυνσιόμετρων είναι εξαιρετικά πολυπληθής. Κάθε επιταχυνσιόμετρο έχει υποβληθεί σε πληθώρα εγκυροποιήσεων και βαθμονομήσεων, οπότε η παρουσίαση όλου του όγκου αυτού κρίνεται εξαιρετικά αναποτελεσματική. Στην παρούσα ενότητα θα παρουσιαστούν ενδεικτικά έρευνες που συγκρίνουν διαφορετικά μοντέλα επιταχυνσιόμετρων. Επιπλέον πολλές έρευνες συγκρίνουν βηματόμετρα με επιταχυνσιόμετρα, μιας και το είδος των δεδομένων που καταγράφουν και παρέχουν προς επεξεργασία είναι σχεδόν πανομοιότυπο. Τέλος, κάποιες συσκευές, οι οποίες αναφέρονται στη βιβλιογραφία γενικά ως «συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας» (*activity based monitors*), θα παρουσιαστούν είτε στην ενότητα των επιταχυνσιόμετρων, είτε σε αυτή των βηματομέτρων, ανάλογα πώς τις χαρακτηρίζουν οι εκάστοτε ερευνητές, αφού πλέον οι διαφορές μεταξύ αυτών των δύο όρων είναι ελάχιστες.

Οι Erdogan, Cetin, Karatosun και Baydar (2010) συνέκριναν ένα καρδιοσυχνόμετρο Polar S810 με ένα SenseWear Pro Armband για τον υπολογισμό της ΕΔ 43 παχύσαρκων ενηλίκων κατά τη διάρκεια κωπηλατικής άσκησης. Οι δύο μέθοδοι παρουσίασαν μέτρια συμφωνία με την άμεση θερμιδομετρία που εφαρμόστηκε. Αυτό οδήγησε τους ερευνητές να συμπεράνουν ότι οι συγκεκριμένες συσκευές δεν ήταν ιδιαίτερα έγκυρες σε υπέρβαρα και παχύσαρκα άτομα και χρειαζόταν η ανάπτυξη ειδικών αλγορίθμων για αυτές τις πληθυσμιακές ομάδες.

Οι Freito, Bassett, Thompson και Tyo (2012) διαχώρισαν τους συμμετέχοντες στην έρευνα τους ανά κατηγορίες ανάλογα με το ΔΜΣ και συνέκριναν τέσσερα επιταχυνσιόμετρα, τα ActiGraph GT1M, ActiCal, NL-200 και StepWatch, ως προς την καταγραφή των βημάτων σε διαφορετικούς ρυθμούς βάδισης. Ο ΔΜΣ δεν επηρέασε τις μετρήσεις και το StepWatch ήταν το πιο ακριβές από τα τέσσερα. Η ακρίβεια των υπόλοιπων τριών επιταχυνσιόμετρων μειωνόταν στις χαμηλότερες ταχύτητες μετατόπισης.

Στη μελέτη των Kinnunen, Tennant, McParlin, Poston, Robson και Bell (2011) ένα επιταχυνσιόμετρο ActiGraph GT1M και ένα βηματόμετρο Yamax Digi-Walker CW-701 φορέθηκαν από 58 υπέρβαρας έγκυες γυναίκες για τέσσερις μέρες. Υπολογίστηκε η συσχέτιση των καταγραφέντων βημάτων μεταξύ των δύο συσκευών, η οποία ήταν σχετικά μικρή και κυμάνθηκε από Pearson's r 0.36 έως 0.56. Παρότι οι γενικοί μέσοι όροι δεν διέφεραν σημαντικά, το επίπεδο συμφωνίας μεταξύ των συσκευών διέφερε ανάλογα με την ένταση της εκάστοτε δραστηριότητας. Συμπερασματικά, οι ερευνητές κατέληξαν ότι σε έγκυες γυναίκες δεν γίνεται να χρησιμοποιούνται εναλλάξ οι δύο αυτές συσκευές καταγραφής βημάτων.

Στην έρευνα των Van Remoortel et al. (2012), στην οποία συμμετείχαν και οι Ζαφείρης Λούβαρης και Ιωάννης Βογιατζής του Πανεπιστημίου Αθηνών, συγκρίθηκαν τα επιταχυνσιόμετρα Kenz Lifecorder, Actiwatch, RT3, Actigraph GT3X, Dynaport MiniMod, και SenseWear Armband σε δείγμα 39 ηλικιωμένων ασθενών με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια. Αυτοί εκτέλεσαν διάφορες δραστηριότητες για μία ώρα, κατά την οποία φορούσαν τις έξι συσκευές και έναν φορητό θερμιδομετρητή Oxygen Mobile. Συνολικά, τα Dynaport MiniMod,

Actigraph GT3X και SenseWear Armband ήταν τα πιο έγκυρα καθ' όλη τη διάρκεια του πρωτοκόλλου, με συσχετίσεις που δεν ξεπέρασαν όμως το $r=.76$ σε σχέση με τον θερμιδομετρητή. Επιπλέον τα Dynaport MiniMod και Actigraph GT3X διέκριναν πιο αποτελεσματικά τις δραστηριότητες διαφορετικής έντασης και ταχύτητας, με $r=.94$ και $r=.88$ αντίστοιχα.

Οι Lof, Henriksson και Forsum (2013) συνέκριναν τρεις συσκευές διαφορετικής τεχνολογίας σε δείγμα 20 γυναικών. Οι συσκευές αυτές ήταν η RT3 (τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο), η Actiheart (σύστημα καρδιακού παλμογράφου και επιταχυνσιόμετρο) και η IDEEA (επιταχυνσιόμετρο πολλαπλών αισθητήρων). Οι γυναίκες, αφού προσήλθαν σε νοσοκομείο για αρχικές μετρήσεις βασικού μεταβολικού ρυθμού και καρδιακής συχνότητας, συμμετείχαν σε κάποιες προκαθορισμένες δραστηριότητες και στη συνέχεια τους χορηγήθηκε DLW, το οποίο συλλέχθηκε ύστερα από 14 μέρες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η Actiheart παρείχε έγκυρα δεδομένα για το σύνολο των συμμετεχόντων, ενώ η RT3 είχε μεγαλύτερη ακρίβεια όταν εξετάστηκε η ΕΔ καθεμίας ξεχωριστά. Η IDEEA έρχοι περαιτέρω τροποποιήσεων και βελτιώσεων.

Οι Kim και Welk (2015) εξέτασαν την εγκυρότητα κριτηρίου των ActiGraph, ActivPAL και SenseWear Core Armband σε 52 ενήλικες, για τον υπολογισμό της ΕΔ σε πρωτόκολλο 15 δραστηριοτήτων διάρκειας πέντε λεπτών η κάθε δραστηριότητα. Η SenseWear Core Armband είχε το χαμηλότερο σφάλμα στις μέτριας (20.7%) και υψηλής έντασης (14.5%) δραστηριότητες, ενώ η ActivPAL είχε μικρότερο σφάλμα μέτρησης στις καθιστικές (27.4%) και χαμηλής έντασης (24.7%) δραστηριότητες. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι πιθανότατα ο συνδυασμός αυτών των δύο συσκευών να αποτελεί την βέλτιστη πρακτική για τον υπολογισμό της ημερήσιας ΕΔ ενηλίκων ατόμων.

2.5.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών ευρείας χρήσης (Wearable συσκευές)

Στις έρευνες που θα ακολουθήσουν χρησιμοποιήθηκαν κυρίως για τις συγκρίσεις συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης, και όχι εργαστηριακές. Κάποιες από τις πιο διαδεδομένες συσκευές είναι οι Basis B1 Band, BidyMedia FIT, DirectLife, FitBit, Gruve, Jawbone UP, Nike+ FuelBand και PAM (Lee, Kim, & Welk, 2014), καθώς και αρκετές άλλες.

Η πρώτη αφορά την εγκυροποίηση της συσκευής χαμηλού κόστους Fitbit Zip σε σχέση με τις ήδη έγκυρες ActiGraph GT3X και Yamax CW700, για τον υπολογισμό των ημερήσιων βημάτων και όχι της ΕΔ. Συνολικά 50 άτομα φόρεσαν τις τρεις συσκευές για επτά μέρες. Οι συσχετίσεις μεταξύ των συσκευών ήταν υψηλές, με $r=.91$, αλλά τα βήματα που κατέγραψε η Fitbit ήταν περίπου 700 περισσότερα από την ActiGraph. Γενικά οι συμμετέχοντες εξέφρασαν θετικές απόψεις για την νεοεισαχθείσα στην αγορά συσκευή (Tully, McBride, Heron, & Hunter, 2014).

Οι Fortune, Lugade, Morrow και Kaufman (2014) δημιούργησαν ένα αυτοσχέδιο επιταχυνσιόμετρο και το συνέκριναν στην καταγραφή βημάτων με τα FitBit και Nike Fuelband, καθώς και με άμεση παρατήρηση. Το δείγμα αποτελούσαν 11 υγιείς ενήλικες, οι οποίοι έκαναν διάφορες δραστηριότητες εντός εργαστηρίου. Ο αλγόριθμος που αναπτύχθηκε για τη νέα συσκευή κρίθηκε πολύ έγκυρος για τον υπολογισμό των συνολικών βημάτων στις διαφορετικές εντάσεις άσκησης, με το σφάλμα μέτρησης να είναι μικρότερο του 5%. Οι άλλες δύο συσκευές ήταν και αυτές ιδιαίτερα ακριβείς, αλλά δεν ξεπέρασαν την ακρίβεια της νέας συσκευής. Παρουσίασαν όμως σημαντικό σφάλμα στη μέτρηση των βημάτων σε πολύ χαμηλές ταχύτητες μικρότερες των 0.5 m/s.

Ο Lee στη διδακτορική του διατριβή (Lee, 2013) ασχολήθηκε με την εγκυρότητα συσκευών ευρείας χρήσης για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας. Στην έρευνα που δημοσιεύτηκε εν συνεχεία (Lee, Kim, & Welk, 2014) συμμετείχαν 60 άτομα, τα οποία φόρεσαν οκτώ συσκευές, τις BodyMedia FIT armband, Fitbit Zip, Fitbit One, Jawbone Up, ActiGraph, DirectLife monitor, NikeFuel Band και Basis B1 Band monitor. Σε ένα ερευνητικό πρωτόκολλο διάρκειας 69 λεπτών εντός εργαστηρίου, πραγματοποίησαν αρκετές δραστηριότητες και η ΕΔ υπολογίστηκε μέσω του φορητού θερμιδόμετρου Oxycon Mobile. Βρέθηκε ότι τα μέσα ποσοστιαία σφάλματα για την ΕΔ ήταν τα ακόλουθα: 9.3%, 10.1%, 10.4%, 12.2%, 12.6%, 12.8%, 13.0% και 23.5%. Συγκριτικά, η BodyMedia Fit ήταν η πιο έγκυρη συσκευή, ενώ ελπιδοφόρα ήταν και τα αρχικά ευρήματα για την Fitbit Zip. Να επισημάνουμε ότι η BodyMedia Fit αποτελεί την οικονομική λύση της εταιρίας που παράγει το Sensewear Armband.

Οι Calabro, Lee, Saint-Maurice, Yoo και Welk (2014) εξέτασαν τις SenseWear Pro3 Armband, SenseWear Mini, Actiheart, ActiGraph και ActivPAL, τα οποία είναι τα πιο έγκυρα και διαδεδομένα επιταχυνσιόμετρα στις έρευνες. Σκοπός ήταν η εξέταση του κατά πόσο είναι έγκυρα σε ημιδομημένες δραστηριότητες χαμηλής έντασης. Το δείγμα αποτελούσαν 40 υγιείς ενήλικες, οι οποίοι εκτός από τις πέντε συσκευές χρησιμοποίησαν και φορητό θερμιδόμετρο για την έγκυρη καταγραφή της ΕΔ τους. Το ερευνητικό πρωτόκολλο διήρκεσε συνολικά 120 λεπτά. Η Pro3 και η Mini υπερεκτίμησαν την ενεργειακή κατανάλωση κατά 1.0% και 4.0% αντίστοιχα, ενώ η Actiheart, η ActiGraph και η ActivPAL την υποεκτίμησαν κατά 7.8%, 25.5% και 22.2% αντίστοιχα. Οι δύο συσκευές της SenseWear είχαν την υψηλότερη ακρίβεια, με τη Mini να παρέχει την ακριβέστερη εκτίμηση της ΕΔ σε χαμηλής έντασης δραστηριότητες.

Στη συνέχεια οι Ferguson, Rowlands, Olds και Maher (2015) έλεγξαν την εγκυρότητα των συσκευών Fitbit One, Fitbit Zip, Jawbone Up, Misfit Shine, Nike+ FuelBand, Striiv Smart Pedometer και Withings Pulse, ενώ παράλληλα τις συνέκριναν με δύο ερευνητικά επιταχυνσιόμετρα, τα BodyMedia SenseWear και ActiGraph GT3X+. Το δείγμα τους ήταν 21 υγιείς ενήλικες, οι οποίοι φόρεσαν τις συσκευές για δύο μέρες, συνεπώς όχι σε πειραματικές συνθήκες αλλά σε συνθήκες καθημερινής διαβίωσης. Εκτιμήθηκε ότι σε αυτές τις συνθήκες όλες σχεδόν οι συσκευές είναι πολύ ακριβείς στον υπολογισμό των βημάτων και της διάρκειας του ύπνου ($\approx 10\%$) και λιγότερο ακριβείς στη μέτρηση της συνολικής ημερήσιας ΕΔ ($< 30\%$), με τη μεγαλύτερη ακρίβεια να παρουσιάζουν οι Fitbit One, Fitbit Zip και Withings Pulse.

Η έρευνα των Dannecker, Sazonova, Melanson, Sazonov και Browning (2013) είχε ως βασικό στόχο την εξέταση της εγκυρότητας μίας καινούριας συσκευής καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, η οποία τοποθετείται στο πόδι, και παράλληλα τον έλεγχο εγκυρότητας των Actical, ActiGraph, IDEEA, DirectLife και Fitbit. Τα σφάλματα στον υπολογισμό της ΕΔ ήταν 19%, 14%, 18%, 27%, 26% και 28% για το Actical, DirectLife, IDEEA, ActiGraph και Fitbit, αντίστοιχα, ενώ η συσκευή που ήταν τοποθετημένη στο πόδι είχε ένα ελάχιστο σφάλμα της τάξεως του 6.2%.

Εν συνεχεία οι Bai και συνεργάτες (2015) συνέκριναν πέντε συσκευές ευρείας χρήσης, τις Fitbit Flex, Jawbone Up24, Misfit Shine, Nike+ Fuelband SE και Polar Loop με τις εργαστηριακές συσκευές ActiGraph GT3X+ και SenseWear BodyMedia Core. Το πρωτόκολλο περιελάμβανε 20 λεπτά καθιστικών δραστηριοτήτων, 25 λεπτά αεροβικής άσκησης και 25 λεπτά ασκήσεων με αντιστάσεις, τα οποία μπορούσαν να τα επιλέξουν οι συμμετέχοντες. Τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα έδειξαν ότι οι FitBit Flex, Jawbone Up24 και Nike+ Fuelband SE είχαν σχετικά μικρά σφάλματα για το σύνολο των δραστηριοτήτων, αλλά παρατηρήθηκαν γενικά μεγάλα σφάλματα μέτρησης μεταξύ των ατόμων, κυρίως στις δοκιμασίες των ασκήσεων με αντιστάσεις, μεγαλύτερα από 25%.

Η επόμενη έρευνα εγκυρότητας είχε ως δείγμα νεαρά άτομα ηλικίας περίπου 22 ετών (Gusmer, Bosch, Watkins, Ostrem & Dengel, 2014). Εξετάστηκε η εγκυρότητα της FitBit Ultra και συγκρίθηκε με την ActiGraph GT1M κατά τη διάρκεια πρωτοκόλλου βάδισης σε δαπεδοεργόμετρο. Βρέθηκε ότι το FitBit και το ActiGraph παρουσιάζουν παρόμοια αποτελέσματα κατά τον υπολογισμό των βημάτων, αλλά διαφέρουν σημαντικά στον υπολογισμό της ΕΔ. Το FitBit υποτιμούσε τις θερμίδες που καταναλωνόντουσαν, και αυτή η υποεκτίμηση αύξανε όσο αύξανε και η ένταση της άσκησης.

Μία ακόμα πρόσφατη έρευνα (Wallen, Gomersall, Keating, Wisloff, & Coombes, 2016) σε δείγμα 22 υγείων ενηλίκων συνέκρινε τα Apple Watch, Fitbit Charge HR, Samsung Gear S και Mio Alpha για τον υπολογισμό βημάτων, καρδιακής συχνότητας και ΕΔ. Οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν διάφορες δραστηριότητες για περίπου μία ώρα, ενώ τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με βιντεοσκόπηση για τα βήματα, ηλεκτρομυογραφία για την καρδιακή συχνότητα και έμμεση θερμιδομετρία για την ΕΔ. Βρέθηκε ότι οι συγκεκριμένες συσκευές ήταν πολύ έγκυρες κατά τη μέτρηση βημάτων, επαρκώς έγκυρες για τον υπολογισμό της καρδιακής συχνότητας, με πιο έγκυρη την Apple Watch (ICC=.98), και ελάχιστα έγκυρες για τον υπολογισμό της ΕΔ. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αυτές οι συσκευές, παρότι μπορούν να μετρήσουν την καρδιακή συχνότητα και να την εντάξουν στον αλγόριθμο

υπολογισμού της ΕΔ, η ακρίβεια υπολογισμού της ΕΔ δε βελτιώθηκε σε σχέση με άλλες έρευνες.

Η τελευταία έρευνα που θα παρουσιάσουμε αποτελεί και την πιο ολοκληρωμένη και μεθοδολογικά πολύπλοκη που έχει αναφερθεί στη διεθνή βιβλιογραφία, λόγω των τεχνικών εγκυρότητας που χρησιμοποιήθηκαν. Συνολικά 12 συσκευές ευρείας χρήσης (Jawbone UP24, Fitbit Flex, Misfit Shine, Epson Pulsence PS-100, Garmin Vivofit, Tanita AM-160, Omron CaloriScanHJA-403C και Withings Pulse) φορέθηκαν ταυτόχρονα από 19 ενήλικες ηλικίας 21 έως 50 ετών (Murakami et al., 2016). Πραγματοποιήθηκαν δύο δοκιμασίες ελέγχου εγκυρότητας καταγραφής ΕΔ των συμμετεχόντων. Στην πρώτη οι συμμετέχοντες έμειναν για μία μέρα σε μεταβολικό θάλαμο (metabolic chamber), ενώ στη δεύτερη έγινε χρήση ραδιοϊσοτόπων υδρογόνου και οξυγόνου (DLW) για χρονική διάρκεια 15 ημερών. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι όλες οι συσκευές υποεκτίμησαν την ΕΔ σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης από 590 kcal/ημέρα (Jawbone UP24) έως 69 kcal/ημέρα (Omron CaloriScan). Παρόλα αυτά, όλες οι συσκευές είχαν υψηλή συσχέτιση με τις μετρήσεις κριτηρίου, μεγαλύτερη από .80, σε όλες τις συνθήκες. Η συσκευή Garmin Vivofit που μας ενδιαφέρει ιδιαίτερος, μιας και θα χρησιμοποιηθεί στην έρευνά μας, παρουσίασε συσχέτιση .90 με τον μεταβολικό θάλαμο και .85 με τα ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου, ενώ είχε σφάλματα μέτρησης 11.89% και 21.72% αντίστοιχα, υποεκτιμώντας και στις δύο περιπτώσεις την ΕΔ.

Όπως μπορούμε να παρατηρήσουμε, η πλειοψηφία των ερευνών εγκυρότητας αφορούσε κατά κύριο λόγο τις πιο διαδεδομένες συσκευές Fitbit και Jawbone. Από τα αποτελέσματα, τα οποία παρουσιάζονται διεξοδικά στην συστηματική ανασκόπηση των Evenson, Goto και Furberg (2015), μπορούμε να συνάγουμε ότι οι συσκευές αυτές έχουν υψηλή εγκυρότητα στον υπολογισμό των βημάτων, χαμηλή εγκυρότητα στην ΕΔ, ενώ ελάχιστες έχουν ελέγξει μεταβλητές όπως η διανυθείσα απόσταση και η γενική σωματική δραστηριότητα των συμμετεχόντων. Συνεπώς είναι αναγκαίες έρευνες οι οποίες να ελέγξουν και αυτές τις παραμέτρους άσκησης, καθώς και άλλες συσκευές ευρείας χρήσης που έχουν κατακλύσει την αγορά. Επίσης δεν έχουν καταγραφεί έρευνες όπου το

δείγμα να αποτελείται από παιδιά ή εφήβους, δύο ηλικιακές ομάδες εξαιρετικά υψηλής σημαντικότητας.

2.5.3. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών *SenseWear* σε παιδιά και εφήβους

Όπως είδαμε, οι συσκευές *SenseWear* έχουν εγκυροποιηθεί σε πολλά διαφορετικά δείγματα ατόμων, ηλικίας, φυσικής και σωματικής κατάστασης, φύλου κ.τ.λ. Οι Drenowatz και Eisenmann (2011) και οι Koehler, Braun, De Marees, Fusch, Fusch και Schaenzer (2011) μελέτησαν την εγκυρότητα υπολογισμού της ΕΔ σε δείγμα προπονημένων αθλητών και σε υψηλής έντασης και διάρκειας ασκήσεις, οι Vernillo, Savoldelli, Pellegrini και Schena (2015) κατά τη βάρδια σε κεκλιμένο επίπεδο και οι Smith, Lanningham-Foster, Welk και Campbell (2012) σε εγκύους. Επίσης αρκετές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί σε ασθενείς, όπως αυτές των Tierney, Fraser, Purtill και Kennedy (2013) με δείγμα ατόμων με ρευματοειδή αρθρίτιδα, των Hiremath, Ding, Farrington, Vyas και Cooper (2013) σε ασθενείς με κακώσεις του νωτιαίου μυελού, των McKeon, Slevin και Taggart (2013) σε άτομα με διανοητική αναπηρία και των Slinde, Bertz, Winkvist, Ellegard, Olausson και Brekke (2013) σε υπέρβαρες και παχύσαρκες γυναίκες που θήλαζαν. Στην παρούσα ενότητα θα παρουσιάσουμε έρευνες που αφορούν τον έλεγχο εγκυρότητας της *SenseWear* σε άτομα νεαρής ηλικίας και πώς η εγκυρότητα εξελίχθηκε από το 2008 έως σήμερα.

Για τον έλεγχο ακρίβειας υπολογισμού της ΕΔ της *SenseWear Pro Armband*, οι Dorminy, Choi, Akohoue και Buchowski (2008) χρησιμοποίησαν δείγμα 21 αφροαμερικανών παιδιών ηλικίας 10 έως 14 ετών, τα οποία διέμεναν για μία μέρα σε δωμάτιο έμμεσης θερμιδομετρίας. Κατά την παραμονή τους στο δωμάτιο πραγματοποίησαν διάφορες δραστηριότητες. Οι αλγόριθμοι της *SenseWear* υπερεκτίμησαν από 16% έως 43% την ΕΔ στις διάφορες συνθήκες, ενώ το σφάλμα μειώθηκε επαρκώς όταν αυτοί αναπροσαρμόζονταν ανάλογα με το σωματικό βάρος των παιδιών. Πάντως εν έτει 2008 η συσκευή παρουσίαζε σημαντικό σφάλμα στη μέτρηση της ΕΔ.

Το επόμενο έτος οι Calabro, Welk και Eisenmann (2009) μέτρησαν την ΕΔ 21 παιδιών ηλικίας 9.4 ετών, όπως αυτή καταγράφηκε από το *SenseWear Pro Armband* και μία συσκευή φορητής θερμιδομετρίας. Το πρωτόκολλο διήρκεσε 41

λεπτά και περιλάμβανε δραστηριότητες βάρδισης, ξεκούρασης, στατικής ποδηλασίας και παιχνίδι σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Οι νέοι αλγόριθμοι που είχαν αναπτυχθεί στο λογισμικό 6.1 βελτίωσαν πολύ την ακρίβεια υπολογισμού της ενεργειακής κατανάλωσης, με τις μεγαλύτερες αποκλίσεις να παρατηρούνται κατά την ξεκούραση (-20.7%) και την ποδηλασία (-25.1%). Στο σύνολο των 41 λεπτών δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ SenseWear και έμμεσης θερμιδομετρίας.

Το 2010 δημοσιεύτηκε μία έρευνα στην οποία οι Backlund, Sundelin και Larsson (2010) υπολόγισαν την ΕΔ 22 υγιών, υπέρβαρων και παχύσαρκων παιδιών ηλικίας από οκτώ έως 11 ετών. Δύο λογισμικά της συσκευής, το παλαιότερο 5.1 και το νεότερο 6.1, συγκρίθηκαν με τη μέθοδο DLW για 14 μέρες σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης. Το λογισμικό 5.1 ήταν πολύ ακριβές με μικρή απόκλιση 17 kJ ανά μέρα, ενώ το 6.1 παρουσίασε σημαντική υποεκτίμηση της δαπάνης κατά 18%. Συνεπώς, σε δείγμα παχύσαρκων και υπέρβαρων παιδιών, φάνηκε ότι το παλαιότερο λογισμικό ήταν πιο έγκυρο.

Δύο έτη αργότερα οι Calabro, Stewart και Welk (2013) ολοκλήρωσαν την έρευνά τους η οποία είχε σκοπό τη σύγκριση δύο διαφορετικών μοντέλων SenseWear, τα Pro3 και Mini, με τη μέθοδο της DLW. Για το λόγο αυτό καταγράφηκε η ΕΔ από 21 υγιή παιδιά ηλικίας 10 έως 16 ετών για 14 μέρες, ενώ ο υπολογισμός της έγινε με δύο αλγόριθμους που ήταν διαθέσιμοι από την εταιρία, τον 2.2 και τον νεότερο 5.0. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το είδος της συσκευής και το φύλο των παιδιών δεν επηρέασαν τις μετρήσεις, αλλά ο αλγόριθμος έδωσε διαφορετικά αποτελέσματα για τις δύο εκδόσεις του. Ο νεότερος 5.0 αλγόριθμος παρουσίασε σφάλμα 10.9% για το Pro3 και 11.7% για το Mini, ενώ ο 2.2 20.7% για το Pro3 και 18.3% για το Mini.

Εν έτει 2014 δύο έρευνες δημοσιεύτηκαν σχετικά με τη SenseWear. Στην πρώτη (Lee, Kim, Bai, Gaesser, & Welk, 2014) 45 παιδιά ηλικίας 7 έως 13 ετών φόρεσαν δύο συσκευές SenseWear Armband Mini, οι οποίες διέφεραν στον αλγόριθμο υπολογισμού της ΕΔ. Η πρώτη είχε τον 2.2 ενώ η δεύτερη τον πιο εξελιγμένο 5.2. Ως μέθοδος κριτηρίου εκτίμησης της δαπάνης χρησιμοποιήθηκε η συσκευή φορητής θερμιδομετρίας Oxycon Mobile. Οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν 12 δραστηριότητες διάρκειας πέντε λεπτών η κάθε μία. Ο νέος

αλγόριθμος 5.2 παρουσίασε σημαντικά χαμηλότερο ποσοστό σφάλματος ($17.0\pm 12.1\%$) συγκριτικά με τον παλαιότερο ($31.4\pm 11.1\%$) και σε συγκεκριμένες δραστηριότητες, κυρίως βάδισης και στατικής ποδηλασίας ο 5.2 δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από το αποτέλεσμα της έμμεσης θερμιδομετρίας. Συνεπώς οι αλγόριθμοι της SenseWear συνεχίζουν να βελτιώνονται με το πέρασμα του χρόνου, καθιστώντας τις συσκευές περισσότερο κατάλληλες για παιδιά και εφήβους.

Τέλος, οι Ryan, Walsh και Gormley (2014) συνέκριναν τρεις συσκευές, τις SenseWear Pro Armband, IDEEA και RT3, ως προς την υπολογισθείσα ΕΔ, σε δείγμα 18 ενηλίκων (ηλικία 31.9 ± 9.5 έτη) και 18 παιδιών (11.4 ± 3.2 έτη). Η ΕΔ κριτηρίου μετρήθηκε και πάλι με το Oxycon Mobile κατά τη διάρκεια του ερευνητικού πρωτοκόλλου, το οποίο περιελάμβανε ξεκούραση και βάδιση σε πέντε διαφορετικές εντάσεις. Η RT3 παρείχε την υψηλότερη συμφωνία στον υπολογισμό της ΕΔ με την έμμεση θερμιδομετρία, αλλά είχε πολύ μεγάλες διακυμάνσεις, που κυμάνθηκαν από -67.2% έως 86.3% . Στα παιδιά η SenseWear είχε την υψηλότερη εγκυρότητα με μέσο σφάλμα 12.4% , ενώ το μέσο σφάλμα της IDEEA ήταν χαμηλότερο για τους ενήλικες με 16.3% .

Από τις προαναφερθείσες βιβλιογραφικές αναφορές συμπεραίνουμε ότι η SenseWear Armband έχει εξεταστεί επαρκώς σε παιδιά και εφήβους ως προς την εγκυρότητά της. Τα αποτελέσματα ήταν πολύ ενθαρρυντικά, παρουσιάζοντας χαμηλά ποσοστά σφάλματος σε σχέση με πιο έγκυρες μεθόδους υπολογισμού της ΕΔ, όπως η έμμεση θερμιδομετρία και η DLW. Όμως τα ερευνητικά πρωτόκολλα περιλάμβαναν είτε δραστηριότητες μέσα σε εργαστήριο, είτε την παρακολούθηση της καθημερινής διαβίωσης για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Δεν έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες εγκυρότητας της συσκευής με μερικώς τυποποιημένες δραστηριότητες σε εξωτερικό περιβάλλον.

Το νέο λογισμικό της συσκευής (έκδοση 9.03) παρέχει τη δυνατότητα υπολογισμού, εκτός του αριθμού των βημάτων, της ταχύτητας και της διανυθείσας απόστασης του χρήστη. Αυτές οι μεταβλητές δεν έχουν εξεταστεί στο παρελθόν, παρά μόνο η ΕΔ. Επιπλέον το νέο λογισμικό επιτρέπει στον χρήστη να φοράει τη SenseWear τόσο στο δεξί όσο και στο αριστερό χέρι, ενώ στο παρελθόν αυτό δεν ήταν εφικτό. Οπότε, χρειάζεται να ερευνηθεί πόσο

αξιόπιστα είναι τα αποτελέσματα από το αριστερό χέρι, αφού μέχρι σήμερα μόνο μία έρευνα έχει επικεντρωθεί στην αξιοπιστία της συσκευής (Brazeau, Karelis, Mignault, Lacroix, Prud'homme, & Rabasa-Lhoret, 2011). Τέλος, η εταιρία υποστηρίζει ότι οι νέοι αλγόριθμοι, που δεν έχουν εξεταστεί ακόμα, παρέχουν βελτιωμένα αποτελέσματα όσον αφορά τον υπολογισμό της ΕΔ παιδιών και εφήβων. Για τους λόγους αυτούς κρίνεται αναγκαία η εξέταση της εγκυρότητας της SenseWear Armband στο παρόν ερευνητικό πόνημα.

2.6. Βηματόμετρα (Pedometers)

Ο Leonardo da Vinci φέρεται να είναι ο πρώτος άνθρωπος που σχεδίασε ένα βηματόμετρο πριν από 500 χρόνια (Gibbs-Smith, 1978). Τα βηματόμετρα χρησιμοποιούνταν στην Ιαπωνία για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας από τη δεκαετία του 1970 (Hatano, 1993). Ο Hatano (Hatano & Tudor-Locke, 2001) ανέφερε ότι το πρώτο βηματόμετρο βγήκε στην αγορά το 1965 με την ονομασία «manpo-meter», το οποίο στα γαπωνέζικα σημαίνει «μετρητής 10000 βημάτων».

Το βηματόμετρο είναι μία μικρή σε μέγεθος και βάρος ηλεκτρονική συσκευή η οποία τοποθετείται στο ύψος του ισχίου και μετράει τον αριθμό των διασκελισμών, τη διανυόμενη απόσταση και τη συνολική ΕΔ κατά τη διάρκεια της ημέρας (Κλεισούρας, 2007; Sirard & Pate, 2001; Vanhees et al., 2005). Τα παλαιότερα βηματόμετρα λειτουργούσαν μέσω της κάθετης επιτάχυνσης του σώματος, η οποία κατά τη βόλτα συμπαρέσυρε τον μοχλοβραχίονα που έφερε η συσκευή και προκαλούσε την περιστροφή ενός οδοντωτού τροχού ούτως ώστε κάθε μετατόπιση στο ελατήριο να αντιστοιχεί σε έναν βηματισμό (Κλεισούρας, 2007; McClain & Tudor-Locke, 2009; Vanhees et al., 2005).

Σήμερα υπάρχουν διαθέσιμα πολλά διαφορετικά είδη και μοντέλα βηματόμετρων, τα οποία είναι ιδιαίτερα εξελιγμένα και δεν λειτουργούν με μηχανικές μεθόδους (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014). Τα περισσότερα πλέον είναι ηλεκτρονικά και όταν το ηλεκτρονικό κύκλωμα καταγράφει και συσσωρεύει βηματισμούς τους παρουσιάζει στην οθόνη της συσκευής (McClain & Tudor-Locke, 2009; Warren et al., 2010), ενώ πρόσφατα αναπτύχθηκαν και τα πιεζοηλεκτρικά βηματόμετρα (McClain & Tudor-Locke, 2009). Τα τελευταία

χρησιμοποιούν ίδιο μηχανισμό με αυτόν των επιταχυνσιομέτρων για τον εντοπισμό των βημάτων. Εν συντομία, ο μηχανισμός αυτός αποτελείται από μία οριζόντια ανασταλτική ακτίνα και έναν πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο, που μετράει άμεσα την κάθετη επιτάχυνση, καταγράφοντας ένα βήμα όταν εντοπιστεί επιτάχυνση άνω του ορίου ευαισθησίας που έχει ορίσει ο κατασκευαστής. Από μηχανικής απόψεως, τα πιεζοηλεκτρικά βηματόμετρα είναι παρόμοιας τεχνολογίας με τα επιταχυνσιόμετρα και είναι εξαιρετικά πιο ακριβή σε σχέση με τα αντίστοιχα μηχανικά (Melanson et al., 2004). Όμως ταξινομούνται ως βηματόμετρα γιατί τα δεδομένα που υπολογίζουν είναι μόνο ο αριθμός των βημάτων και μεταβλητές που προέρχονται από αυτά, όπως για παράδειγμα ΕΔ άσκησης, απόσταση και ταχύτητα βάδισης (McClain & Tudor-Locke, 2009).

Τα βηματόμετρα θεωρούνται μία καλή επιλογή για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας ατόμων όλων την ηλικιών, καθώς αποτελούν μία οικονομική λύση. Η πλειοψηφία τους δεν κοστίζει περισσότερο από 50\$ (Dollman et al., 2009; McClain & Tudor-Locke, 2009; Warren et al., 2010), με το κόστος αγοράς να κυμαίνεται από 10\$ έως 200\$ (Corder, Brage, & Ekelund, 2007). Επιπλέον είναι εύκολα στη χρήση τους, έχουν μικρό μέγεθος, είναι επαναχρησιμοποιούμενα και μπορούν να βοηθήσουν τα άτομα να αυξήσουν τη σωματική τους δραστηριότητα (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Sirard & Pate, 2001). Επίσης το γεγονός ότι το περπάτημα ή το χαλαρό τρέξιμο αποτελούν τον κυριότερο τρόπο μετατόπισης των ανθρώπων στην καθημερινότητά τους, καθιστά τα βηματόμετρα έναν πολύ χρήσιμο τρόπο μέτρησης της απόστασης που διανύουν και της ταχύτητάς τους (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Vanhees et al., 2005).

Όσον αφορά τη χρήση τους σε παιδιά, οι McNamara, Hudson και Taylor (2010) παρατήρησαν στην ανασκόπησή τους ότι αυτές οι συσκευές καταγράφουν υψηλές συσχετίσεις τόσο σε εγκυρότητα κριτηρίου όσο και συγκλίνουσα εγκυρότητα στις διάφορες έρευνες. Κάποια προβλήματα παρουσιάζονται σε σχέση με θέματα συμμόρφωσης με τον τρόπο χρήσης τους, αντιδραστικότητας (responsiveness) από τις παρεχόμενες πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο και με δεδομένα που μπορεί να μην καταγραφούν. Γενικά όμως, εξαιτίας του μικρού

τους μεγέθους και του χαμηλού κόστους, αποτελούν έναν έγκυρο τρόπο καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας παιδιών και εφήβων.

Οι Lubans, Morgan και Tudor-Locke (2009) αναφέρουν ότι τα βηματόμετρα είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε έρευνες που έχουν ως σκοπό την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των παιδιών και εφήβων. Αυτοί παρατήρησαν ότι στις 12 από τις 14 έρευνες που ανασκόπησαν, οι νέοι, ειδικά οι λιγότερο σωματικά δραστήριοι, αύξησαν τη δραστηριότητα τους με τη χρήση των βηματομέτρων. Μπορούν με σχετικά ακρίβεια να τεθούν ημερήσια στόχοι επίτευξης βημάτων για όλες τις ηλικιακές ομάδες, οι οποίοι είναι για παιδιά 12000-16000 βήματα, 7000-13000 βήματα για υγιείς ενήλικες, 6000-8500 βήματα για υγιείς ηλικιωμένους και 3000-3500 βήματα για άτομα με προβλήματα υγείας (Tudor-Locke & Myers, 2001). Ακόμα έχει βρεθεί ότι η μέτριας έντασης δραστηριότητα αντιστοιχεί σε 100 βήματα ανά λεπτό σε ενήλικους και αυτοί θα πρέπει να πραγματοποιούν 3000 βήματα σε 30 λεπτά για πέντε μέρες ούτως ώστε να επιτύχουν τις συστάσεις των διαφόρων οργανισμών υγείας για μέτριας έντασης σωματική δραστηριότητα (Marshall et al., 2009).

Σημαντικό μειονέκτημα των βηματομέτρων είναι ότι άλλες δραστηριότητες, όπως ποδηλασία, κολύμβηση, μεταφορά βάρους ή μετακίνηση σε κεκλιμένο επίπεδο, δεν μπορούν να καταγραφούν με ακρίβεια (Corden, Brage, & Ekelund, 2007; Vanhees et al., 2005). Ένα ακόμα μειονέκτημά τους είναι ότι δεν είναι κατασκευασμένα για να ανιχνεύουν τον χρόνο που τα άτομα συμμετέχουν σε συγκεκριμένης εντάσεως δραστηριότητες, καθιστώντας τα λιγότερα χρήσιμα για πειραματικούς σκοπούς με συγκεκριμένα ερωτήματα (Corden, Brage, & Ekelund, 2007; McClain & Tudor-Locke, 2009). Βέβαια σε πιο πρόσφατες έρευνες, χρησιμοποιώντας καινούρια μοντέλα, αυτός ο σκόπελος φαίνεται να ξεπερνιέται (Beets et al., 2011). Επίσης παρουσιάζουν σημαντικό σφάλμα στην καταγραφή της ΕΔ και της συνολικής απόστασης, καθιστώντας τα περισσότερο κατάλληλα για τον απλό υπολογισμό των καθημερινών βημάτων των ατόμων (Corden, Brage, & Ekelund, 2007). Τέλος, αρκετά βηματομέτρα δεν μπορούν να λάβουν υπόψη τους ατομικές παραμέτρους όπως το μήκος του διασκελισμού, το βάρος και το ύψος, και φαίνεται ότι δεν είναι επαρκώς ακριβή σε μετρήσεις μικρών ταχυτήτων μετακίνησης (Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014;

Warren et al., 2010). Η ταχύτητα στην οποία καταγράφουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τον αριθμό των βημάτων είναι αυτή των 4.8 km/h μέτριας έντασης βάδιση, αλλά τείνουν να υπερεκτιμούν τον αριθμό σε μεγαλύτερες ταχύτητες, ενώ τον υποεκτιμούν σε μικρότερες (Corden, Brage, & Ekelund, 2007; Crouter, Schneider, Karabulut, & Bassett, 2003 ; Melanson et al., 2004; Tudor-Locke, Williams, Reis, & Pluto, 2002).

2.6.1. Εγκυρότητα και ακρίβεια βηματομέτρων

Τα τελευταία χρόνια πολλά και διαφορετικά μοντέλα βηματομέτρων έχουν αναπτυχθεί για χρήση από τον ευρύ πληθυσμό. Για το λόγο αυτό πολλές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί συγκρίνοντας τα διαφορετικά αυτά μοντέλα, προερχόμενα από διαφορετικές εταιρίες. Αυτές οι συγκρίσεις είναι ιδιαίτερα χρήσιμες καθώς οι ερευνητές έχουν πολλές επιλογές και μπορούν να διαλέξουν ανάμεσα στα πιο έγκυρα εργαλεία και σε αυτά που ταιριάζουν περισσότερο στα ερευνητικά τους ερωτήματα. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν ορισμένες από αυτές τις έρευνες.

Οι Tudor-Locke, Williams, Reis και Pluto (2002) ήταν οι πρώτοι που πραγματοποίησαν μία έρευνα σχετικά με τη συγκλίνουσα εγκυρότητα βηματομέτρων σε σχέση με επιταχυνσιόμετρα, άμεση παρατήρηση και ερωτηματολόγια. Στα 25 άρθρα που ανασκόπησαν παρατήρησαν ότι τα αποτελέσματα των βηματομέτρων συσχετίστηκαν υψηλά με αυτά των επιταχυνσιόμετρων και της άμεσης παρατήρησης, ειδικά σε δοκιμασίες βάδισης και τρεξίματος. Κατά την αργή βάδιση η ακρίβειά τους ήταν αρκετά μειωμένη. Δεν βρέθηκε κάποια σχέση μεταξύ των δεδομένων ΕΔ, τα αποτελέσματα της οποίας διέφεραν ανάλογα με τον τρόπο μέτρησής της.

Οι ίδιοι ερευνητές δύο έτη μετά δημοσίευσαν ακόμα μία ανασκόπηση (Tudor-Locke, Williams, Reis, & Pluto, 2004) σχετικά με την δομική εγκυρότητα των βηματομέτρων. Από τα 29 άρθρα στα οποία κατέληξαν, στα οποία συσχέτισαν τον αριθμό βημάτων με παραμέτρους όπως ηλικία, σωματικά χαρακτηριστικά και φυσική κατάσταση των εξεταζομένων, κρίθηκε ότι η δομική εγκυρότητα αυτών των συσκευών είναι επαρκής. Συνεπώς, από τις δύο αυτές ανασκοπήσεις δομικής και συγκλίνουσας εγκυρότητας, συμπεράναν ότι τα

βηματόμετρα αποτελούν έναν απλό, ανέξοδο και έγκυρο τρόπο υπολογισμού της σωματικής δραστηριότητας.

Οι Scheider, Crouter, Lukajic και Bassett (2003) εξέτασαν την ακρίβεια και αξιοπιστία 10 βηματομέτρων: Freestyle Pacer Pro, Kenz Lifecorder, New Lifestyles NL-2000, Omron HJ-105, Oregon Scientific PE316CA, Sportline 330 και 345, Walk4Life LS 2525, Yamax Skeletone EM-180, και τέλος Yamax Digi-Walker SW-701, σε 20 ενήλικες και για απόσταση 400 m. Συγκρίθηκαν μόνο τα βήματα που πραγματοποιήθηκαν σε σχέση με αυτά που κατέγραψε ένας εξωτερικός παρατηρητής. Τα πιο ακριβή και αξιόπιστα ήταν τα Kenz Lifecorder, New Lifestyles NL-2000 και Yamax Digi-Walker SW-701, με $\pm 3\%$ διαφορά από την μέτρηση κριτηρίου και με αξιοπιστία άνω του 99% μεταξύ των δύο ίδιων συσκευών. Εξαιτίας της πληθώρας των επιλογών που υπάρχουν και των διαφορετικών τρόπων καταγραφής των βημάτων από τις διάφορες συσκευές, οι ερευνητές εστίασαν την προσοχή στον τρόπο επιλογής των κατάλληλων βηματομέτρων από τους ερευνητές.

Οι ίδιοι ερευνητές δημοσίευσαν το ίδιο έτος την έρευνά τους σχετικά με την εγκυρότητα αυτών των συσκευών στην καταγραφή των βημάτων, της απόστασης και της ΕΔ (Crouter, Schneider, Karabulut, & Bassett, 2003). Δέκα άτομα περπάτησαν σε δαπεδοεργόμετρο σε πέντε διαφορετικές ταχύτητες, από 54 έως 107 m/min, για πέντε λεπτά στην κάθε ταχύτητα. Ένας εξωτερικός παρατηρητής κατέγραφε τα βήματα και η ΕΔ υπολογίστηκε μέσω έμμεσης θερμιδομετρίας. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα περισσότερα βηματοόμετρα ήταν αρκετά ακριβή όσο αυξανόταν η ταχύτητα βάδισης, με βέλτιστη ταχύτητα τα 80 m/min (σφάλμα $\pm 1\%$). Η καταγραφείσα απόσταση βρέθηκε να είναι αρκετά ανακριβής και κυμαινόταν από υπερεκτίμηση σε μικρότερες ταχύτητες σε υποεκτίμηση σε μεγαλύτερες, με το ελάχιστο σφάλμα απόστασης στα 80 m/min να κυμαίνεται στο $\pm 10\%$. Τέλος η ΕΔ ήταν ανακριβής για όλες τις συσκευές, με γενική τάση την υπερεκτίμησή της. Συνεπώς, τα βηματοόμετρα το 2003 θεωρούνταν συσκευές κατάλληλες για τον υπολογισμό των βημάτων σε μέτριας άσκησης δραστηριότητες, εν μέρει κατάλληλα για τον υπολογισμό της απόστασης, αλλά εντελώς ανεπαρκή για τον υπολογισμό της ΕΔ κατά την άσκηση.

Το επόμενο έτος οι Schneider, Crouter και Bassett (2004) δημοσίευσαν μία ακόμα μελέτη η οποία αυτή τη φορά συνέκρινε 13 μοντέλα βηματομέτρων, τα 10 προηγούμενα και επιπλέον τα Accusplit Alliance 1510, Colorado on the Move και Yamax Digi-Walker SW-200. Το Yamax Digi-Walker SW-200 θεωρήθηκε το βηματομέτρο κριτήριο με το οποίο συγκρίθηκαν όλα τα υπόλοιπα. Συνολικά 20 άτομα, 10 άνδρες και 10 γυναίκες μέσου όρου ηλικίας 39.5 ετών, φόρεσαν για μία ημέρα το Yamax και ακόμα ένα βηματομέτρο. Ορισμένα βηματομέτρα υπερεκτίμησαν κατά πολύ τον αριθμό των βημάτων κατά 45%, ενώ άλλα τον υποεκτίμησαν κατά 25%, σε σχέση με τη συσκευή κριτήριο Yamax που είχε τεθεί. Αυτά που θεωρήθηκαν επαρκώς ακριβή για χρήση σε ερευνητικές δραστηριότητες ήταν τα Kenz Liferecorder, Yamax Digi-Walker SW-200, Yamax Digi-Walker SW-701 και New Lifestyles NL-2000.

Στην έρευνα των Fulk και συνεργατών (2014) συγκρίθηκαν τα Fitbit Ultra και Nike+ Fuelband, με δύο συσκευές αναφοράς, τα StepWatch Activity Monitor και Yamax Digi-Walker SW-701 ως μέθοδοι καταγραφής βημάτων σε ασθενείς με εγκεφαλικές βλάβες. Η διαδικασία ήταν σχετικά απλή και αποτελούνταν από μία δοκιμασία βάδισης για δύο λεπτά. Το Fitbit Ultra είχε υψηλότερα ποσοστά συσχέτισης με τις πραγματικές τιμές των βημάτων και με τις συσκευές αναφοράς, οπότε ίσως να αποτελεί μία έγκυρη μέθοδο μέτρησης της άσκησης των ατόμων με εγκεφαλικά προβλήματα.

Οι Macfarlane, Lee, Ho, Chan και Chan (2006) έλεγξαν την συγκλίνουσα εγκυρότητα ενός καρδιακού παλμογράφου Polar, ενός μονοαξονικού επιταχυνσιόμετρου ActiGraph GT1M, ενός τριαξονικού επιταχυνσιόμετρου Tritrac και ενός βηματομέτρου Yamax SW-700. Συνολικά 49 Κινέζοι έλαβαν μέρος και φόρεσαν τις τέσσερις συσκευές για επτά συνεχείς μέρες. Στο τέλος της περιόδου αυτής συμπλήρωσαν δύο ερωτηματολόγια καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας. Τα δεδομένα που συλλέχτηκαν έδειξαν ότι δεν υπήρχε συγκλίνουσα εγκυρότητα μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν, καθώς αυτά φαίνεται να καταγράφουν με διαφορετικό τρόπο τις καθημερινές συνήθειες άσκησης των ατόμων.

Η ερευνητική ομάδα της Tudor-Locke (Tudor-Locke, Ainsworth, Thompson, & Matthews, 2003) συνέκριναν ένα επιταχυνσιόμετρο τύπου CSA

7164 και ένα μηχανικό βηματόμετρο Yamax SW-200. Τις δύο συσκευές τις φόρεσαν ταυτόχρονα 52 ενήλικες ηλικίας 38 περίπου ετών για επτά ημέρες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι δύο συσκευές κατέγραφαν με διαφορετικό τρόπο τα ημερήσια βήματα, με το επιταχυνσιόμετρο να υπολογίζει περίπου 1845 ± 2116 περισσότερα βήματα καθημερινά από το βηματόμετρο. Το γεγονός αυτό αποδόθηκε από τους ερευνητές στα διαφορετικά επίπεδα ευαισθησίας με τα οποία ήταν ρυθμισμένες οι συσκευές και, πιθανότατα, στα διαφορετικά σημεία που φοριόντουσαν αυτές.

Στις δύο ακόλουθες έρευνες χρησιμοποιήθηκαν βηματόμετρα της εταιρίας Omron. Η ερευνητική απόπειρα των Hasson, Haller, Pober, Staudenmayer και Freedson (2009) πραγματοποιήθηκε με σκοπό τον έλεγχο της εγκυρότητας καταγραφής βημάτων της συσκευής Omron HJ-112, σε δείγμα 92 ατόμων διαφορετικού ΔΜΣ. Αυτοί συμμετείχαν σε δοκιμασίες διαφόρων ταχυτήτων σε δαπεδοεργόμετρο και φορούσαν τέσσερις ίδιες συσκευές στο ισχίο, στην τσέπη του παντελονιού, στο στήθος και γύρω από τον λαιμό. Ένας παρατηρητής κατέγραφε αντικειμενικά τον αριθμό των βημάτων και οι μετρήσεις συγκρίθηκαν επιπλέον με το μοντέλο Yamax SW-701. Τα αποτελέσματα ήταν ιδιαίτερα ακριβή με το μεγαλύτερο σφάλμα να καταγράφεται στα 3.7%. Η θέση που ήταν τοποθετημένο δεν επηρέασε ιδιαίτερα την εγκυρότητά του, με μόνη διαφορά τις συσκευές που βρίσκονταν στην τσέπη του παντελονιού, όπου το σφάλμα μέτρησης ανήλθε στο 5.8%.

Στη συνέχεια οι Holbrook, Barreira και Kang (2009) εξέτασαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία δύο συσκευών Omron, των HJ-151 και HJ-720ITC. Συνολικά 47 ενήλικες πραγματοποίησαν τρεις δοκιμασίες διαφορετικής έντασης σε απόσταση 100 m και μία δοκιμασία απόστασης ενός μιλίου σε εξατομικευμένη ένταση. Κατά τη διάρκεια αυτών, φορούσαν πολλές συσκευές των δύο μοντέλων σε διαφορετικά σημεία του σώματός τους, όπως στο δεξί και αριστερό ισχίο, στη μέση της πλάτης κ.τ.λ. Γενικά βρέθηκε ότι τα δύο βηματόμετρα είχαν εξαιρετική ακρίβεια και αξιοπιστία στην μέτρηση των βημάτων, σε όλες τις συνθήκες και σε όλους τους συμμετέχοντες, ανεξαρτήτως σωματικού βάρους αυτών.

Σε μία ελληνική ερευνητική απόπειρα σύγκρισης τριών συσκευών, των Omron HJ-720, Omron HJ-113 και Yamax Digi-Walker SW-200, 42 άτομα περπάτησαν σε δαπεδοεργόμετρο με διαφορετικές ταχύτητες, για πέντε λεπτά στην κάθε μία. Εκτός από τον αριθμό βημάτων, μετρήθηκε επιπλέον η απόσταση που διανύθηκε και η ΕΔ μέσω φορητού εργοσπιρόμετρου. Παρότι ο αριθμός των βημάτων υπολογίστηκε με αρκετή ακρίβεια από τις συσκευές Omron, τόσο η απόσταση όσο και η ΕΔ διέφεραν στατιστικά σημαντικά από τα κριτήρια που είχαν τεθεί. Ειδικότερα η ΕΔ υποτιμήθηκε κατά 28%, ενώ η διανυθείσα απόσταση υπερεκτιμήθηκε σε χαμηλές ταχύτητες και υποεκτιμήθηκε σε υψηλές (Giannakidou et al., 2012).

Στην πιο πρόσφατη έρευνα που καταγράφηκε από την παρούσα ανασκόπηση σχετιζόμενη με την εγκυρότητα βηματομέτρων, οι Park, Lee, Byungmo και Tanaka (2014) εξέτασαν τα Fitbit Ultra Activity Plus Sleep Tracker, Lifesource XI-25ant Ehealth Wireless Activity monitor, Omron HJ-320, Omron HJ-324U και Virgin HealthMiles GoZone pedometer ως προς την ακρίβεια καταγραφής βημάτων. Για το λόγο αυτό 40 ενήλικες ηλικίας 18 έως 61 έτη φόρεσαν σε διάφορα σημεία του σώματός τους, π.χ. μέση, τσέπες, στήθος, βραχίονα, μέσα σε τσάντα τις πέντε συσκευές και περπάτησαν σε διάφορα επίπεδα ταχυτήτων αυξανόμενης έντασης, τόσο σε δαπεδοεργόμετρο όσο και σε εξωτερικό χώρο. Όλα τα βηματομέτρα παρείχαν ακριβείς μετρήσεις σε μέτριας έντασης βηματισμούς ανεξάρτητα από το μέρος που ήταν τοποθετημένα. Όμως κάποιες συσκευές παρουσίασαν μειωμένη ακρίβεια όταν ήταν στην τσέπη ή στην τσάντα, ειδικά στις πολύ χαμηλές ή πολύ υψηλές ταχύτητες.

Ο Tyo (2010) ολοκλήρωσε τη διδακτορική του διατριβή εξετάζοντας την επίδραση του ΔΜΣ στην εγκυρότητα των βηματομέτρων, υπό συνθήκες καθημερινής διαβίωσης, τόσο σε παιδιά όσο και σε ενήλικες. Η πρώτη από τις δύο έρευνες δημοσιεύτηκε το 2011 (Tyo, Fitzhugh, Bassett, John, Freito, & Thompson, 2011) και αφορούσε 56 ενήλικες ηλικίας περίπου 32 ετών, εκ των οποίων οι 20 είχαν κανονικό βάρος, οι 18 ήταν υπέρβαροι και οι εναπομείναντες 18 παχύσαρκοι. Όλοι φόρεσαν για επτά μέρες τρία βηματομέτρα, το New Lifestyles NL-2000 που είναι πιεζοηλεκτρικό και το Digi-Walker SW-200 που είναι μηχανικό, τα οποία συγκρίθηκαν με κριτήριο το StepWatch 3. Βρέθηκε ότι

το New Lifestyles NL-2000 ήταν πιο έγκυρο στην καταγραφή των βημάτων στους παχύσαρκους συμμετέχοντες, ενώ καμία από τις δύο υπό εξέταση συσκευές δεν ήταν επαρκώς έγκυρη στα άτομα που περπατούσαν αργά.

Στη δεύτερη έρευνα της διδακτορικής διατριβής που δημοσιεύτηκε δύο έτη αργότερα (Tyo, Bassett, Coe, Freito, & Thompson, 2013), σε 74 εφήβους ηλικίας 13 ετών, εκ των οποίων 33 ήταν φυσιολογικού βάρους, 21 υπέρβαροι και 20 παχύσαρκοι, εφαρμόστηκε ακριβώς η ίδια μεθοδολογία με την προηγούμενη και τα ίδια όργανα μέτρησης βημάτων. Το New Lifestyles NL-2000 παρουσίασε και πάλι μικρότερα σφάλμα μέτρησης σε σχέση με το Digi-Walker SW-200, σε όλες τις κατηγορίες σωματικού βάρους. Συνεπώς το New Lifestyles NL-2000 κρίθηκε ως πιο έγκυρη συσκευή καταγραφής βημάτων, ενώ το Digi-Walker SW-200 δεν θεωρήθηκε κατάλληλο για αυτές τις ηλικίες ατόμων.

2.6.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια βηματομέτρων σε παιδιά και εφήβους

Σε γενικές γραμμές οι έρευνες σχετικά με την εγκυρότητα των βηματομέτρων σε άτομα νεαρής ηλικίας είναι περιορισμένες. Οι Duncan, Schofield, Duncan και Hinckson (2007) συνέκριναν και πάλι τις προαναφερθείσες συσκευές (New Lifestyles NL-2000 και Digi-Walker SW-200) σε δείγμα 85 παιδιών ηλικίας πέντε έως 11 έτη. Αυτή τη φορά οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε δαπεδοεργόμετρο και σε τρεις διαφορετικές εντάσεις ταχυτήτων, 42, 66 και 90 m/min. Και οι δύο συσκευές ήταν εξαιρετικά αποτελεσματικές στις δύο υψηλότερες ταχύτητες, αλλά είχαν σφάλμα 20% στα 42 m/min. Γενικά το New Lifestyles NL-2000 παρουσίασε παρόμοια εγκυρότητα με το μηχανικό βηματόμετρο, αλλά υψηλότερη αξιοπιστία. Τέλος οι ερευνητές συνέστησαν την στερέωση των οργάνων με μια ελαστική ζώνη για τη βελτίωση της σταθερότητας και την εξάλειψη της υποεκτίμησης του αριθμού των βημάτων σε άτομα νεαρής ηλικίας.

Οι Nakae, Oshima και Ishii (2008) συνέκριναν την ακρίβεια καταγραφής των βημάτων μεταξύ ενός μηχανικού και ενός πιεζοηλεκτρικού βηματομέτρου σε 394 παιδιά ηλικίας επτά έως 12 ετών από την Ιαπωνία. Αυτά περπάτησαν απόσταση 50 m σε τρεις διαφορετικές ταχύτητες: χαμηλή, μέτρια και υψηλή. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το μηχανικό βηματόμετρο είχε μεγάλα ποσοστά

σφάλματος σε όλες τις ταχύτητες, ενώ το σφάλμα του πιεζοηλεκτρικού ήταν μόνο $\pm 3\%$. Συνεπώς μόνο τα πιεζοηλεκτρικά βηματόμετρα μπορούν να θεωρηθούν κατάλληλα για τη μέτρηση της άσκησης σε παιδιά.

Οι Rosenkranz, Rosenkranz και Weber (2011) εξέτασαν την εγκυρότητα στην καταγραφή βημάτων του επιταχυνσιόμετρου Actical, σε 19 παιδιά ηλικίας επτά έως 12 ετών. Αυτά φόρεσαν δύο συσκευές, μία στον αστράγαλο και μία στη μέση, και πραγματοποίησαν τυποποιημένες δοκιμασίες σε δαπεδοεργόμετρο, σε διάφορες ταχύτητες. Η συσκευή στον αστράγαλο κατέγραψε ακριβέστερα τα βήματα σε αργές ταχύτητες, ενώ αυτή που ήταν τοποθετημένη στη μέση ήταν ακριβέστερη κατά τις υψηλότερες ταχύτητες, άνω των 130 βημάτων το λεπτό. Γενικά η Actical ήταν αρκετά έγκυρη συσκευή για την καταγραφή των βημάτων σε άτομα νεαρής ηλικίας.

Η έρευνα των Beets et al. (2011) έγινε με σκοπό να συγκριθούν τα αποτελέσματα επιταχυνσιόμετρων και βηματομέτρων ως προς την εκτίμηση της μέτριας προς υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα. Συνολικά 149 παιδιά ηλικίας πέντε έως 14 ετών, με μέσο όρο 8.6 έτη, φόρεσαν ταυτόχρονα δύο συσκευές, το βηματόμετρο Walk4Life MVPA pedometer και το επιταχυνσιόμετρο ActiGraph GT1M. Τα αποτελέσματα κρίθηκαν ιδιαίτως ικανοποιητικά ως προς τη μεταβλητή που εξετάστηκε και οι ερευνητές συμπέραναν ότι πλέον και τα βηματόμετρα μπορούν να θέσουν κατάλληλα όρια ως προς το επίπεδο της έντασης των δραστηριοτήτων. Αυτό ήταν ιδιαίτερα σημαντικό, καθώς μέχρι πρόσφατα μόνο τα επιταχυνσιόμετρα είχαν αυτή τη δυνατότητα και αποτελούσε σημαντικό μειονέκτημα στη χρήση των βηματομέτρων.

Οι Smith και Schroeder (2010) μελέτησαν την ακρίβεια καταγραφής βημάτων σε δύο βηματόμετρα, τα Yamax SW-701 και NL-800. Παιδιά πέμπτης δημοτικού τα φόρεσαν ταυτόχρονα και πραγματοποίησαν διάφορες δραστηριότητες μετακίνησης, όπως περπάτημα, καλπασμό (galloping) και γλίστριμα (sliding). Και οι δύο συσκευές κατέγραψαν λιγότερα βήματα από αυτά που μετρήθηκαν με την άμεση παρατήρηση, ενώ το Yamax φάνηκε να υπολογίζει καλύτερα τα βήματα και να έχει μικρότερη μεταβλητότητα στα αποτελέσματα σε σχέση με το NL-800.

Στην έρευνα των Duncan, White, Sa'ulilo και Schofield (2011) υπολογίστηκε η συγκλίνουσα εγκυρότητα ενός πιεζοηλεκτρικού βηματομέτρου NL-1000 και ενός επιταχυνσιόμετρου Actical. Το δείγμα αποτέλεσαν 114 παιδιά ηλικίας πέντε έως 11 ετών, τα οποία φόρεσαν τις δύο συσκευές για μία μέρα. Το NL-1000 υποεκτίμησε τον χρόνο που οι μαθητές συμμετείχαν σε μέτριας και υψηλής έντασης σωματικές δραστηριότητες από 37% έως 45%, γεγονός που απέδειξε ότι οι συσκευές αυτές είχαν χαμηλά επίπεδα συμφωνίας και συγκλίνουσας εγκυρότητας σε άτομα μικρής ηλικίας.

Οι Hart, Brusseau, Kulinna, McClain και Tudor-Locke (2011) συνέκριναν τις χαμηλού κόστους συσκευές Yamax Digiwalker SW-200, Omron HJ-151 και Walk4Life MVP, με τις εργαστηριακές συσκευές ActiGraph GT1M και New Lifestyles NL-1000, σε δείγμα 36 παιδιών ηλικίας 10 περίπου ετών για μία μέρα. Και οι τρεις συσκευές χαμηλού κόστους ήταν επαρκώς έγκυρες για τον υπολογισμό των βημάτων και παρείχαν παρόμοια αποτελέσματα με τις εργαστηριακές συσκευές, ενώ για τον υπολογισμό της μέτριας προς υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα η ακρίβεια καταγραφής μειώθηκε σημαντικά.

Η επόμενη έρευνα αφορούσε τη σύγκριση των Yamax Digiwalker SW-200 και ActiGraph MTI σε δείγμα 129 τεσσάρων και πέντε ετών παιδιών, τα οποία φόρεσαν και τις δύο συσκευές για τέσσερις συνεχείς μέρες. Παρότι τα δεδομένα που κατεγράφησαν από τις δύο συσκευές ήταν διαφορετικά (βήματα για το Yamax και χρόνος μέτριας προς υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα για το ActiGraph) οι δύο αυτές μεταβλητές συσχετίστηκαν υψηλά μεταξύ τους ($r=.73$, $p<0.001$), γεγονός που, σύμφωνα με τους ερευνητές, αποδεικνύει ότι και οι απλοί βηματομετρητές μπορούν να μετρήσουν διαφορετικές παραμέτρους της άσκησης, πλην των βημάτων.

Τέλος, οι Saunders et al. (2014) χρησιμοποίησαν δείγμα 40 εφήβων ηλικίας 10 έως 17 έτη για να συγκρίνουν τα βηματομέτρα SC-Step MX, NL-1000 και Walk4Life MVP, με τα επιταχυνσιόμετρα ActiGraph GT3X και Actical στον διαχωρισμό της μέτριας από την υψηλή ένταση σωματική δραστηριότητα. Κάθε συμμετέχοντας φόρεσε έξι SC-StepRx, δύο ActiGraph GT3X, δύο Actical, ένα NL-1000 και ένα Walk4Life MVP σε διάφορα σημεία του σώματός του και πραγματοποίησε δοκιμασίες διαφορετικής εντάσεως σε δαπεδοεργόμετρο. Η ΕΔ

υπολογίστηκε με τη μέθοδο της έμμεσης θερμιδομετρίας. Το SC-Step MX εντόπισε με μεγαλύτερη ακρίβεια τη μετάβαση από μέτρια σε υψηλή ένταση φυσική δραστηριότητα στα 110 με 130 βήματα ανά λεπτό, ενώ ακολούθησε το NL-1000.

Παρατηρήσαμε ότι η πλειοψηφία των ερευνών στα βηματόμετρα αφορούσαν τυποποιημένες δοκιμασίες σε δαπεδοεργόμετρο, σε συγκεκριμένες ταχύτητες. Λίγες ήταν αυτές που το ερευνητικό τους πρωτόκολλο περιλάμβανε δραστηριότητες εκτός εργαστηριακών συνθηκών και σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης. Αυτές χρησιμοποιούσαν ως κριτήρια άλλα ήδη έγκυρα βηματόμετρα ή επιταχυνσιόμετρα, και όχι αντικειμενικές μεθόδους, εξετάζοντας κυρίως τη συγκλίνουσα εγκυρότητα. Επιπλέον οι περισσότερες επικεντρώνονταν στην μέτρηση της ακρίβειας των βημάτων, ενώ μόλις πρόσφατα ξεκίνησε προσπάθεια υπολογισμού της ακρίβειας καταγραφής και άλλων παραμέτρων, όπως ταχύτητα, απόσταση και ΕΔ με αντικειμενικές μεθόδους. Πολλές έρευνες συνέκριναν συσκευές συγκεκριμένων εταιριών, όπως η Omron και η Yamax. Τα μοντέλα Yamax SW-200 και SW-701 θεωρούνται πλέον ο χρυσός κανόνας με τα οποία οι υπόλοιπες συσκευές συγκρίνονται, ιδιαίτερα σε ερευνητικά πρωτόκολλα εκτός εργαστηριακών συνθηκών, τα οποία περιλαμβάνουν καθημερινές δραστηριότητες για αρκετές μέρες. Τέλος οι έρευνες που αφορούν την εγκυρότητα των βηματομέτρων σε εφήβους είναι εξαιρετικά περιορισμένες.

Νέες συσκευές διατίθενται καθημερινά στην αγορά. Επίσης νέες τεχνολογίες, όπως τα smartphones, μέσω των ενσωματωμένων επιταχυνσιομέτρων που διαθέτουν, μπορούν να καταγράψουν τον ημερήσιο αριθμό βημάτων των ατόμων, καθώς και την ΕΔ τους. Όλες αυτές οι συσκευές και οι εφαρμογές χρήζουν εξέτασης ως προς την εγκυρότητα και την ακρίβεια καταγραφής των δεδομένων. Τα βηματόμετρα-συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης που θα χρησιμοποιηθούν στην παρούσα έρευνα, Garmin Vivofit και Medisana Vifit, δεν έχουν ακόμα εξεταστεί ως προς αυτές τις παραμέτρους καθώς η εμφάνισή τους στην αγορά είναι αρκετά πρόσφατη. Επίσης το Garmin Vivofit συνδέεται με καρδιοσυχνόμετρο, γεγονός που το διαφοροποιεί από τις υπόλοιπες συσκευές αυτού του είδους. Η μελέτη της εγκυρότητας, με

επιστημονικά αποδεκτές μεθόδους, όσο το δυνατόν περισσότερων βηματομέτρων ευρείας χρήσης κρίνεται ιδιαίτερος επιτακτική.

2.7. Συσκευές Παγκοσμίου Συστήματος Στιγματοθέτησης (Global Positioning System: GPS)

Από τις 14 ανασκοπήσεις που εντοπίστηκαν και οι οποίες περιγράφουν συνοπτικά τις μεθόδους μέτρησης σωματικής δραστηριότητας και ΕΔ (Andre & Wolf, 2007; Ainslie, Reilly, & Westerterp, 2003; Dollman, Okely, Hardy, Timperio, Salmon, & Hills, 2009; Halsey, 2011; Hills, Mokhtar, & Byrne, 2014; Lowe & O'Laighin, 2014; McClain & Tudor-Locke, 2009; Rowlands & Eston, 2007; Sirard & Pate, 2001; Vanhees et al., 2005; Volp, de Oliveria, Alves, Esteves, & Bressan, 2011; Warren et al., 2010; Welk, Corbin, & Dale, 2000; Westerterp, 2013), εκ των οποίων οι πέντε αναφέρονται σε παιδιά και εφήβους (Dollman, Okely, Hardy, Timperio, Salmon, & Hills, 2009; Halsey, 2011; McClain & Tudor-Locke, 2009; Rowlands & Eston, 2007; Sirard & Pate, 2001; Welk, Corbin, & Dale, 2000), μόνο δύο (Andre & Wolf, 2007; Lowe & O'Laighin, 2014) αναφέρουν ως έγκυρο τρόπο υπολογισμού τους την τεχνολογία GPS. Οι συγγραφείς της πρώτης ανασκόπησης (Andre & Wolf, 2007) υποστηρίζουν ότι πλέον πολλές συσκευές GPS υπάρχουν στην αγορά, με κυριότερες αυτές των εταιριών Garmin και Edge, οι οποίες έχουν τη δυνατότητα να υπολογίσουν την ταχύτητα, την απόσταση και την ΕΔ της άσκησης. Η ιδιαιτερότητά τους έγκειται στο ότι για να λειτουργήσει το GPS πρέπει να χρησιμοποιούνται σε εξωτερικό περιβάλλον και για δραστηριότητες που περιλαμβάνουν μετατόπιση, και όχι στατικές (transport-related physical activities). Επίσης το μικρό χρονικό διάστημα χρήσης τους, εξαιτίας της σύντομης διάρκειας της μπαταρίας, αποτελεί ένα ακόμα μειονέκτημα στη χρήση τους. Οι Lowe και O'Laighin (2014) κάνουν μια σύντομη περιγραφή της λειτουργίας και των τεχνικών χαρακτηριστικών του GPS.

Οι συσκευές GPS λειτουργούν με τον εξής τρόπο: σε περιστροφή γύρω από την Γη βρίσκονται 27 GPS δορυφόροι, εκ των οποίων οι 24 λειτουργούν και οι τρεις βρίσκονται σε αναμονή, υπό τις οδηγίες της Navigational System with Timing and Ranging (NAVSTAR), που υπάγεται στο Αμερικανικό Υπουργείο Άμυνας. Οι 24 δορυφόροι που βρίσκονται σε λειτουργία περιστρέφονται γύρω

από την Γη σε έξι τροχιές ανά τέσσερις δορυφόροι. Όλοι οι δορυφόροι βρίσκονται σε ύψος 12552 μιλίων (20200 km) πάνω από την επιφάνεια της θάλασσας και περιστρέφονται δύο φορές γύρω από τη Γη κάθε εικοσιτετράωρο. Οι τροχιές διατάσσονται με τέτοιον τρόπο ώστε ανά πάσα στιγμή, οπουδήποτε στην Γη, να υπάρχουν τουλάχιστον τέσσερις δορυφόροι ορατοί στον ουρανό. Η τροφοδοσία τους με ηλεκτρική ενέργεια πραγματοποιείται μέσω των φωτοβολταϊκών συστημάτων που διαθέτουν (Brain & Harris, 2015; Kaplan & Hegarty, 2005).

Οι δορυφόροι μεταδίδουν σήμα στη συσκευή GPS, η οποία για να ενεργοποιηθεί θα πρέπει να λάβει σήμα από τουλάχιστον τέσσερις δορυφόρους ταυτόχρονα. Με τον τρόπο αυτό εντοπίζεται με υψηλή ακρίβεια η τοποθεσία, η κατεύθυνση, η διάρκεια της κίνησης και η ταχύτητα με την οποία κινείται ο δέκτης (Brain & Harris, 2015; Lowe & O'laighin, 2014). Από τον πρώτο δορυφόρο GPS που μπήκε σε τροχιά το 1978 μέχρι και σήμερα, αποτελούν βασικά εργαλεία πλοήγησης, τοπογράφησης και χαρτογράφησης. Όμως, εξαιτίας του γεγονότος ότι η τεχνολογία αυτή αναπτύχθηκε για στρατιωτικούς λόγους από τις Η.Π.Α., μέχρι το 2000 δεν ήταν διαθέσιμη για το ευρύ κοινό (Maddison & Ni Mhurchu, 2009; U.S. Government, 2000).

Όταν οι συσκευές GPS ενεργοποιηθούν για πρώτη φορά υπόκεινται σε διαδικασία αρχικοποίησης των δεδομένων που συλλέγουν, κατά την οποία οι δέκτες λαμβάνουν τον απαιτούμενο αριθμό σημάτων για την εκτίμηση της θέσης τους. Η περίοδος της αρχικοποίησης είναι συγκεκριμένη για κάθε συσκευή και εξαρτάται από τον δέκτη, τη μάρκα και το μοντέλο, και μπορεί να διαρκέσει από 15 δευτερόλεπτα έως πέντε λεπτά (Duncan, Badland, & Mummery, 2009; Maddison & Ni Mhurchu, 2009). Η φάση έναρξης διακρίνεται σε δύο κατηγορίες, τη «θερμή» και την «ψυχρή». Η «θερμή» εκκίνηση αναφέρεται όταν η συσκευή έχει χρησιμοποιηθεί πρόσφατα και δεν έχει μετατοπιστεί σημαντικά από την τελευταία τοποθεσία (π.χ. κατά την είσοδο και έξοδο από ένα κτήριο). Κατά την «ψυχρή» εκκίνηση αντίθετα, η συσκευή δεν έχει χρησιμοποιηθεί για σημαντικό και συνήθως μεγάλο χρονικό διάστημα (Stopher, Fitzgerald, & Zhang, 2008).

Η πρώτη αναφορά για τη χρήση της εν λόγω τεχνολογίας στον εντοπισμό της ανθρώπινης μετακίνησης και προσδιορισμού της θέσης έγινε από τους Schutz

και Chambaz (1997). Αυτοί επισήμαναν τα ακόλουθα πλεονεκτήματα της συγκεκριμένες μεθόδου: α) είναι φορητή, β) δεν παρεμβαίνει και δεν ενοχλεί κατά την ελεύθερη διαβίωση, γ) τα δεδομένα λαμβάνονται και προβάλλονται σε μικρή οθόνη, ανατροφοδοτώντας τον χρήστη σε πραγματικό χρόνο, δ) υπάρχει ελεύθερη πρόσβαση σε δορυφόρους GPS σε όλον τον κόσμο, ε) διατίθεται σε λογικό κόστος, στ) τα δεδομένα μπορούν να αποθηκευτούν και να ανακτηθούν όταν χρειαστούν, και ζ) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο εγκυρότητας άλλων συσκευών (όπως επιταχυνσιόμετρων), σε παραμέτρους όπως η απόσταση και η ταχύτητα (Schutz & Chambaz, 1997, σ. 339). Γενικά η τεχνολογία GPS, παρότι είναι αρκετά καινούρια στον χώρο της φυσικής αγωγής και του αθλητισμού, αποτελεί έναν χαμηλού κόστους, αντικειμενικό και διακριτικό τρόπο παρακολούθησης της μετακίνησης των ατόμων μέσα στο περιβάλλον στο οποίο δραστηριοποιούνται (Duncan, Badland, & Mummery, 2009) και της ταχύτητάς τους (Witte & Wilson, 2004).

2.7.1. Χρήση του GPS για τη μέτρηση της κίνησης παιδιών και εφήβων

Στον τομέα της σωματικής δραστηριότητας, της ανθρώπινης κίνησης και του αθλητισμού αρκετές έρευνες πλέον εφαρμόζουν τη χρήση του GPS για τον εντοπισμό της ανθρώπινης θέσης στο χώρο και της ταχύτητας, για καλύτερη κατανόηση της αθλητικής απόδοσης (Maddison & Ni Mhurchu, 2009). Αρκετά συχνά οι συσκευές GPS συνδυάζονται με επιταχυνσιόμετρα για την πληρέστερη κατανόηση των χωρικών πλαισίων στα οποία κινούνται τα άτομα και καταγραφής του συνόλου της ανθρώπινης κίνησης (Duncan, Badland, & Mummery, 2009).

Οι έρευνες αυτές έχουν πραγματοποιηθεί και με δείγμα ατόμων μικρής ηλικίας. Για παράδειγμα οι Fjortoft, Kristoffersen και Sageie (2009) διερεύνησαν τον τρόπο με τον οποίο παιδιά έξι ετών μετακινούνταν και ασκούσαν εντός του σχολικού προαυλίου. Για το λόγο αυτό χρησιμοποίησαν συνδυασμό ρολογιών GPS τύπου Garmin Forerunner 201 και καρδιοσυχνόμετρων Polar. Ο συνδυασμός αυτών των μεθόδων κρίθηκε ιδιαίτερα ικανοποιητικός για την επιτυχή εξέλιξη της έρευνας. Με παρόμοια τρόπο μέτρησαν οι Duncan, Badland και Schofield (2009) τη σωματική δραστηριότητα 39 παιδιών πέντε έως 10 ετών από τη Νέα Ζηλανδία, χρησιμοποιώντας συσκευές GPS και καρδιοσυχνόμετρα. Κατέληξαν στο

συμπέρασμα ότι αυτή η συνδυαστική προσέγγιση αποτελεί μία ιδιαίτερα υποσχόμενη μέθοδο για τη διερεύνηση της ΕΔ που σχετίζεται με το παιδικό παιχνίδι.

Άλλα ερευνητικά πονήματα πραγματοποιήθηκαν με την ταυτόχρονη χρήση συσκευών GPS και επιταχυνσιόμετρων για ακριβέστερη καταγραφή της συνολικής δραστηριότητας παιδιών και εφήβων. Οι Maddison, Jiang, Vander Hoorn, Exeter, Ni Mhurchu και Dorey (2010) χρησιμοποίησαν μία διαφορετική προσέγγιση για τον υπολογισμό της σωματικής δραστηριότητας εφήβων 12 έως 17 ετών. Οι συμμετέχοντες φόρεσαν για τουλάχιστον τρεις μέρες από ένα GPS Garmin Forerunner 305 και ένα επιταχυνσιόμετρο Actigraph, αντί για καρδιοσυχνόμετρο. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι έφηβοι πραγματοποιούσαν καθημερινά 74 min μέτριας και 7.5 min υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα. Οι ερευνητές υποστήριξαν ότι η συσκευή GPS μαζί το επιταχυνσιόμετρο μπορεί να αποτελέσουν έναν αποτελεσματικό τρόπο καταγραφής και κατηγοριοποίησης της άσκησης των νέων. Παρεμφερής μεθοδολογία εφαρμόστηκε και στην καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας 100 παιδιών ηλικίας 10 ετών από την Αγγλία (Jones, Goombes, Griffin, & van Sluijs, 2009). Τα παιδιά φορούσαν ταυτόχρονα ένα Actigraph και ένα Garmin Forerunner 205. Τα αγόρια ήταν πιο δραστήρια από τα κορίτσια, αλλά γενικά παρατηρήθηκε ότι οι ασφαλείς περιοχές, όπως και αυτές με πολύ πράσινο (π.χ. πάρκα, κήποι) συνέβαλαν στο να είναι τα παιδιά πιο δραστήρια σωματικά.

Σε μία ακόμα έρευνα που πραγματοποιήθηκε στο Λονδίνο, οι ερευνητές συνδύασαν και πάλι το GPS με τα επιταχυνσιόμετρα για να υπολογίσουν τη σωματική δραστηριότητα 137 παιδιών ηλικίας 11 ετών κατά τη διάρκεια της διαδρομής από το σπίτι προς το σχολείο (Cooper et al., 2010). Όπως και οι προηγούμενοι ερευνητές, συμφώνησαν ότι η κοινή χρήση των δύο αυτών συσκευών μπορεί να βελτιώσει την κατανόησή μας σχετικά με τα μοτίβα μετακίνησης των παιδιών στον χώρο. Συμπέραναν ότι η ενεργητική μεταφορά από και προς το σχολείο παρέχει ενδείξεις αύξησης τόσο της συνολικής ΕΔ των παιδιών, όσο και της μέτριας και υψηλής έντασης σωματικής δραστηριότητας. Μία πρόσφατη έρευνα (Le & Li, 2014) σε δείγμα 112 παιδιών ηλικίας επτά έως 12 ετών μέτρησε για επτά συνεχείς μέρες την σωματική τους δραστηριότητα κατά

τη μετάβασή τους στο σχολείο, με τη χρήση Garmin Forerunner 205 και Actigraph συσκευών. Τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια με αυτά των Cooper et al. (2010).

2.7.2. Εγκυρότητα και ακρίβεια συσκευών GPS

Αρκετές έρευνες υπό ελεγχόμενες συνθήκες έχουν πραγματοποιηθεί για τον έλεγχο της εγκυρότητας συσκευών GPS κατά τη διάρκεια της βάρδιας και του τρεξίματος (Duncan, Badland, & Mummery, 2009; Maddison & Ni Mhurchu, 2009). Οι πιο συνήθεις παράμετροι που υπολογίζονται είναι η ταχύτητα και η απόσταση. Οι ανασκοπήσεις των Duncan, Badland και Mummery (2009), καθώς και των Maddison και Ni Mhurchu (2009), παρουσιάζουν αρκετές έρευνες σχετιζόμενες με την ακρίβεια των GPS. Οι περισσότερες εξ αυτών πραγματοποιήθηκαν σε ευθείες διαδρομές χωρίς πολλές στροφές, οι οποίες δεν αντικατοπτρίζουν πλήρως τις συνήθεις καθημερινές διαδρομές των ατόμων (Duncan, Badland, & Mummery, 2009).

Για παράδειγμα, οι Le Faucheur, Abraham, Jaquinandi, Bouye, Saumet και Noury-Desvaux (2007) αξιολόγησαν τη συσκευή EGNOS-enabled GPS με τρεις διαφορετικές μεθόδους και συνολικό δείγμα 16 υγείων ενηλίκων. Παρότι τα πρωτογενή δεδομένα ταχύτητας και απόστασης δεν ήταν ιδιαίτερα ακριβή, η επεξεργασία τους με διάφορες μεθόδους βελτίωσε την ακρίβεια από 89.8% έως 97.1%. Συνεπώς συμπέραναν ότι παρόμοιες συσκευές χαμηλού κόστους και εμπορικά διαθέσιμες μπορούν να παράξουν έγκυρα δεδομένα κατά τη διάρκεια της βάρδιας σε εξωτερικό περιβάλλον, αρκεί να επεξεργαστούν κατάλληλα τα αρχικά δεδομένα.

Η έρευνα των Townshend, Worringham και Stewart (2008) περιλάμβανε την εγκυροποίηση ενός μη-διαφορικού (non-differential) GPS συστήματος. Τρεις ενήλικοι έτρεξαν 59 φορές σε ευθεία διαδρομή και 34 φορές σε καμπυλωτή διαδρομή. Παρατηρήθηκε υψηλή συσχέτιση της πραγματικής ταχύτητας με την ταχύτητα που καταγράφηκε από το GPS τόσο στην ευθεία όσο και στην καμπύλη διαδρομή, μόνο που στην καμπύλη η συσχέτιση ήταν ελαφρώς χαμηλότερη. Επίσης το μέσο ποσοστό σφάλματος στην καταγραφή της απόστασης για χρήση της συσκευής επί μία ώρα, ήταν 1.08 ± 0.34 μέτρα. Παρεμφερή ήταν και τα

αποτελέσματα των Witte και Wilson (2004), οι οποίοι συμπέραναν ότι σε κυκλικές διαδρομές με μικρή ακτίνα κύκλου, το GPS που χρησιμοποίησαν είχε την τάση να υποεκτιμά την ταχύτητα μετακίνησης.

Οι προηγούμενες έρευνες εξέτασαν την εγκυρότητα μίας μόνο συσκευής κάθε φορά. Στις μέρες μας όμως υπάρχουν στην αγορά διαθέσιμες πληθώρα τέτοιων συσκευών GPS από διάφορες εταιρίες. Για το λόγο αυτό, σε επόμενες έρευνες, χρησιμοποιήθηκαν πολλές διαφορετικές συσκευές προς σύγκριση των δεδομένων που προσφέρουν. Αυτή η τεχνική έχει αρκετά πλεονεκτήματα, καθώς συγκρίνει ανταγωνιστικές τεχνολογίες και παρέχει πληροφορίες για το ποια είναι η πιο ακριβής, η πιο εύχρηστη, η πιο έγκυρη και χαμηλού κόστους, ώστε οι ενδιαφερόμενοι να επιλέγουν την καταλληλότερη για αυτούς (Welk, McClain, & Ainsworth, 2012).

Η πλειοψηφία των ερευνών που θα αναφερθούν στη συνέχεια αναφέρονται σε εμπορικά διαθέσιμες συσκευές GPS. Οι Menaspa, Impellizzeri, Haakonssen, Martin και Abbiss (2014) συνέκριναν τέσσερις συσκευές Garmin (Forerunner 310XT, Edge 500, Edge 750 και Edge 800) με δύο συσκευές SRM (Power Control 7) για τη μέτρηση του υψομέτρου. Παρότι οι μετρήσεις μεταξύ των συσκευών της ίδιας εταιρίας ήταν ίδιες, παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των αποτελεσμάτων των δύο εταιριών της τάξεως του 3%. Συνεπώς πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στη σύγκριση της υψομετρικής διαφοράς όταν αυτή πραγματοποιείται με GPS διαφορετικών εταιριών.

Οι Specht και Szot (2012) εξέτασαν τη συμφωνία μεταξύ έξι συσκευών GPS, δύο Garmin Forerunner (310XT και 405), δύο Garmin Edge (205 και 800), ενός Pentagram P3106 και ενός Qstarz BT-Q1000. Τις τοποθέτησαν όλες πάνω σε ένα μηχανοκίνητο τρόλεϊ που κινούνταν με ταχύτητα 5.5 έως 6 km/h, το οποίο διένυσε την περίμετρο ενός σταδίου δύο φορές. Τη μεγαλύτερη απόκλιση παρουσίασαν τα Forerunner 310XT και Edge 800, ενώ το πιο έγκυρο ήταν το Pentagram P3106. Παρόλα αυτά όλες οι συσκευές ήταν εξαιρετικά έγκυρες στα χωροταξικά δεδομένα που συνέλλεξαν.

Στην έρευνα των Wieters, Kim και Lee (2012) συγκρίθηκαν τέσσερα μοντέλα GPS, τα Garmin Forerunner 205 και Fortrex 201, GlobalSat DG-100 και Wintec Easy Showily. Τέσσερις ενήλικες συμμετείχαν στις τρεις δοκιμασίες,

κατά τις οποίες περπάτησαν υπό διάφορες συνθήκες απόσταση 1.24 km και τοποθέτησαν τις συσκευές σε διαφορετικά σημεία του σώματος. Στη συνέχεια οι συσκευές έμειναν ακίνητες για μία ώρα σε συγκεκριμένη τοποθεσία ώστε να ελεγχθεί η στατική τους ακρίβεια. Επίσης υπολογίστηκαν και άλλες παράμετροι, όπως η διάρκεια της μπαταρίας, η χωρητικότητα της μνήμης, ο αρχικός χρόνος εντοπισμού σήματος, η ευχρηστία και η τιμή. Η πιο ακριβής συσκευή ήταν η Forerunner 205 και ακολούθησε η GlobalSat, η οποία ήταν και η πιο φτηνή. Σε σχέση με τη διάρκεια μπαταρίας οι τρεις από τις τέσσερις συσκευές μπορούν να λειτουργούν συνεχόμενα για εννιά έως 15 h, ενώ η GlobalSat διαρκεί μέχρι και 24 h. Ο χρόνος αυτός μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα για έρευνες που απαιτούν τη συνεχή χρήση του GPS για όλο το εικοσιτετράωρο. Επίσης το κόστος τους είναι, ακόμα και σήμερα, ιδιαίτερα υψηλό.

Στην έρευνα που έγινε στο Όκλαντ της Νέας Ζηλανδίας από τους Duncan et al. (2013) υπολογίστηκαν η στατική εγκυρότητα επτά φορητών συσκευών GPS, καθώς και η διάρκεια ζωής της μπαταρίας και ο αρχικός χρόνος πρόσληψης σήματος από τους δορυφόρους. Τα μοντέλα που εξετάστηκαν ήταν τα Garmin Forerunner 201 και 205, QStarz BT-Q1000XT, i-gotU GT-600, GlobalSat TR-203, FRWD B100 και StarsNav BTS-110. Όλες οι συσκευές παρουσίασαν εξαιρετικά υψηλή εγκυρότητα στην καταγραφή του σημείου σε ανοικτό χώρο, με τα Garmin Forerunner 201 και 205 και το QStarz BT-Q1000XT να παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη ακρίβεια. Όμως σε περιοχές όπου υπήρχαν πολλές παρεμβολές από κτήρια και δεν ήταν ελεύθερη η πρόσβαση στους δορυφόρους, η εγκυρότητα μειώθηκε σημαντικά για όλα τα GPS. Επιπλέον οι έξι από τις επτά συσκευές είχαν μεγαλύτερο χρόνο εύρεσης αρχικού σήματος σε σχέση με τον χρόνο που διαφημιζόταν από τις εταιρίες, εκτός από την QStarz BT-Q1000XT, η οποία ήταν πιο γρήγορη. Τέλος, σημαντική διαφορά σε σχέση με τους διαφημιζόμενους χρόνους λειτουργίας παρουσίασαν όλα τα ρολόγια, με το Garmin Forerunner 205 να υπερβαίνει κατά 52% τον διαφημιζόμενο χρόνο λειτουργίας.

Οι Lee, Kim, Putti, Bennett, Cassidy και Hertz-Picciotto (2009) επέλεξαν τέσσερα χαμηλού κόστους εμπορικά GPS, εκ των οποίων τα δύο ήταν και πάλι της Garmin (60 και Forerunner 201), και τα δύο εναπομείναντα τα GeoStats GeoLogger και Skytrix minitracker MT4100. Τρεις δοκιμασίες επιλέχθηκαν για τη

σύγκριση των δεδομένων, αυτές της στατικής μέτρησης, κατά τη διάρκεια της βάρδισης και σε κινούμενο αυτοκίνητο. Και πάλι όλες οι συσκευές έδωσαν ικανοποιητικά αποτελέσματα από πλευράς εγκυρότητας σε όλες τις δοκιμασίες, με ακριβέστερα αυτά του Garmin 60.

Ο Niruthikha Mahedran παρουσίασε σε δύο συνέδρια το 2013 τα αποτελέσματα της έρευνάς του στην οποία συνέκρινε την εγκυρότητα επιταχυνσιομέτρων και συσκευών GPS σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (Mahendran, 2013; Mahendran, Downie, Kuys, & Brauer, 2013). Στην πρώτη παρουσίαση (Mahendran, 2013) συνέκρινε τα επιταχυνσιόμετρα ActivPAL, SenseWear Pro2 Armaband με μία συσκευή GPS, τα οποία φόρεσαν 15 ασθενείς. Υπολογίστηκαν τα βήματά τους, ο χρόνος που περπάτησαν, η απόσταση, η ΕΔ και η τοποθεσία που βρίσκονταν. Το ActivPAL παρουσίασε την υψηλότερη αξιοπιστία και συγχρονικής συνάφειας εγκυρότητα σε όλες τις μεταβλητές, ενώ το SenseWear είχε πολλές απύσες τιμές στην καταγραφή (>21.9%) και υψηλό μέσο ποσοστό σφάλματος, της τάξεως του 44%. Το GPS κατέγραψε με ακρίβεια τον χρόνο περπατήματος και τον αριθμό βημάτων, αλλά όχι και την απόσταση. Φαίνεται ότι ο συνδυασμός ActivPAL και GPS αποτελεί την καλύτερη μέθοδο καταγραφής σωματικής δραστηριότητας για αυτούς τους ασθενείς. Η δεύτερη παρουσίαση ήταν της ίδιας μορφής, παρόμοιας μεθοδολογίας, με πανομοιότυπα αποτελέσματα και συμπεράσματα (Mahendran, Downie, Kuys, & Brauer, 2013).

Το Πανεπιστήμιο της Αριζόνα (Wise, Orr, Wisneski, & Hongu, 2008) εξέδωσε μία αναφορά στην οποία αξιολόγησε πέντε φορητά GPS, τα Garmin Forerunner 305, Polar RS800G3, ADEO fitness trainer motionlingo και Suunto Multi-Sport Pack t3. Ένα επιταχυνσιόμετρο RT3 χρησιμοποιήθηκε ως κριτήριο εγκυρότητας και οι δοκιμαζόμενοι που φορούσαν τις συσκευές διένυσαν διαδρομή μήκους 400 m. Παρότι η σύγκριση ήταν αρκετά επιφανειακή και η προσέγγιση όχι ιδιαίτερα επιστημονική και εμπειρισταωμένη, οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το πιο έγκυρο ήταν το Forerunner305 όσον αφορά τη μέτρηση της ΕΔ. Επίσης παρείχε περαιτέρω ευκολίες στη χρήση του, όπως ακουστικά σήματα για την ταχύτητα και την απόσταση, καρδιοσυχνόμετρο και εύκολη μεταφορά δεδομένων σε υπολογιστή.

Οι Adamakis και Zounhia (2014) παρουσίασαν επίσης σε συνέδριο τα αρχικά αποτελέσματα της έρευνάς τους σχετικά με την εγκυρότητα μίας συσκευής GPS (Garmin Forerunner 310XT) και μίας εφαρμογής για smartphones (Runkeeper). Ένας συμμετέχοντας έτρεξε διαδρομή 3.58 km για 25 φορές, φορώντας ταυτόχρονα τις δύο συσκευές. Η Forerunner 310XT ήταν εξαιρετικά έγκυρη και σταθερή στη μέτρηση τόσο της απόστασης, όσο και της ταχύτητας και της ΕΔ. Η εφαρμογή Runkeeper υπερεκτίμησε όλες τις παραμέτρους, γεγονός που ίσως να οφείλεται στην έλλειψη ακρίβειας κατά την έναρξη και στο πρώτο χιλιόμετρο της άσκησης, αργώντας να προσαρμοστεί στις συνθήκες άσκησης.

Ολοκληρώνοντας θα αναφέρουμε τη μεταπτυχιακή διατριβή της Mallula (2010), η οποία συνέκρινε το GPS Garmin Forerunner 405CX με την εφαρμογή Nike+ για iPod. Για τον υπολογισμό της ΕΔ χρησιμοποιήθηκε η συσκευή Cosmed K4b2. Συνολικά 15 δρομείς (εννιά άνδρες και έξι γυναίκες) συμμετείχαν και διένυσαν μία απόσταση τριών μιλίων. Η εφαρμογή ήταν πιο ακριβής στον υπολογισμό της ΕΔ, ενώ η GPS παρουσίασε καλύτερα αποτελέσματα όσον αφορά την απόσταση και την ταχύτητα.

Συνοψίζοντας αυτή την ενότητα, διαπιστώνουμε ότι παρατηρείται έλλειψη ερευνών εγκυρότητας και αξιοπιστίας, στις οποίες το δείγμα να αποτελείται από άτομα μικρότερης ηλικίας, όπως παιδιά και έφηβοι. Επίσης οι νεότερες συσκευές GPS έχουν τη δυνατότητα, μέσω εξειδικευμένων αλγορίθμων (π.χ. Firstbeat Technologies, 2012) και με τη βοήθεια ενσωματωμένων καρδιοσυχομέτρων (π.χ. Garming Forerunner 310XT), να υπολογίζουν την ΕΔ κατά την άσκηση. Εκτός των δύο τελευταίων ερευνών, οι οποίες συνέκριναν και την ΕΔ, η συντριπτική πλειοψηφία αυτών εξέτασε μόνο διαφορές στην καταγραφή της απόστασης και της ταχύτητας, καθώς και απόκλισης από σταθερά σημεία. Συνεπώς οι νέες έρευνες θα πρέπει να εξετάσουν και την εγκυρότητα αυτών των αλγορίθμων υπολογισμού της ΕΔ, συγκρίνοντάς τες με άλλες ήδη έγκυρες μεθόδους. Τέλος, συνεχώς πληθύνονται οι νέες εμπορικά διαθέσιμες συσκευές που κυκλοφορούν στην αγορά. Νέα εμπορικά μοντέλα από νέες και ήδη υπάρχουσες εταιρίες διατίθενται προς πώληση σε ικανοποιητικές τιμές και θα πρέπει αυτά να αξιολογούνται επιστημονικά ώστε να εξακριβώνεται η εγκυρότητα και η ακρίβειά τους.

2.7.3. Παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια των GPS

Όπως αξιολογήθηκε από τις προαναφερθείσες έρευνες, οι συσκευές GPS αποτελούν ως επί το πλείστον ένα αρκετά έγκυρο και αποτελεσματικό τρόπο υπολογισμού της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων. Παρόλα αυτά, αρκετοί παράγοντες δύνανται να επηρεάσουν την ακρίβεια των μετρήσεων. Οι κυριότεροι εξ αυτών αναφέρονται στις ανασκοπήσεις των Duncan, Badland και Mummery (2009), Krenn, Titze, Oja, Jones και Oligvie (2011) και Maddison και Ni Mhurchu (2009).

Οι παρεμβολές στο σήμα των δορυφόρων από τα κτήρια και τις φυσικές δομές του περιβάλλοντος αποτελούν ένα προφανές εμπόδιο για τη σωστή χρήση των GPS (Duncan, Badland, & Mummery, 2009). Αυτές έχουν ως συνέπεια την απώλεια του σήματος και, συνεπώς, την απώλεια δεδομένων. Αν η καταγραφή της δραστηριότητας ξεκινήσει πριν την αρχικοποίηση του GPS, αυτό μπορεί να οδηγήσει επίσης σε απώλεια πολλών δεδομένων (Duncan, Badland, & Mummery, 2009). Αυτό μπορεί να επιλυθεί με το να ζητηθεί από τους συμμετέχοντες να παραμείνουν ακίνητοι για χρόνο ικανό ώστε να λειτουργήσει εύρυθμα η συσκευή, ο οποίος υπολογίζεται στο ένα λεπτό.

Παρατηρήθηκε ότι η απώλεια δεδομένων σχετίζεται και με τη διάρκεια της μέτρησης. Όσο αυξάνεται ο χρόνος χρήσης των συσκευών, τόσο αυξάνεται η πιθανότητα απώλειας δεδομένων, με τη συσχέτιση μεταξύ χρήσης και απώλειας να ανέρχεται στο Pearson's $r=0.80$ και εξαιρετικά υψηλή στατιστική σημαντικότητα (Krenn, Titze, Oja, Jones, & Oligvie, 2011). Αν η καταγραφή των δραστηριοτήτων υπερέβαινε τη μία μέρα, τότε δεν την ολοκλήρωναν όλοι οι συμμετέχοντες (Krenn, Titze, Oja, Jones, & Oligvie, 2011). Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο γεγονός ότι η πλειοψηφία των μπαταριών GPS δεν διαρκούν περισσότερο από 15 ώρες συνεχούς χρήσης.

Ένα ακόμα σημαντικό μειονέκτημα των GPS είναι ότι δεν τα εμπιστεύονται οι ερευνητές για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας και χρησιμοποιούν επιπλέον συσκευές, όπως επιταχυνσιόμετρα ή καρδιοσυχνόμετρα, για την ακριβή καταγραφή της (Maddison & Ni Mhurchu, 2009). Οι συγκεκριμένοι ερευνητές υποστηρίζουν ότι οι συσκευές GPS, από μόνες τους, δεν

αποτελούν μία έγκυρη και αξιόπιστη λύση για την καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας. Για να ξεπεραστεί το πρόβλημα αυτό, πλέον έχουν αναπτυχθεί συσκευές πολλαπλών αισθητήρων (multisensory devices) οι οποίες διαθέτουν περισσότερες λειτουργίες, όπως καρδιοσυχνόμετρο, προαιρετικό βηματομετρητή και αισθητήρες ταχύτητας, οι οποίες καλύπτουν κενά που δημιουργούνται όταν δεν λαμβάνει σήμα το GPS. Τέτοιες συσκευές παράγονται από την εταιρία Garmin, τα επωνομαζόμενα Forerunners (Andre & Wolf, 2007).

Δύο τελικές παρατηρήσεις μπορούν να γίνουν σχετικά με την εγκυρότητα των GPS. Η πρώτη αφορά το είδος της διαδρομής που μετριέται, καθώς η ακρίβεια των μετρήσεων αυξάνεται σε ευθείες διαδρομές και μειώνεται σε διαδρομές με αρκετές αλλαγές κατεύθυνσης, καθώς υποεκτιμάται η ταχύτητα μετακίνησης των ατόμων (Townshend, Worringham, & Stewart, 2008; Witte & Wilson, 2004). Δεύτερον, το μοντέλο της συσκευής δεν φαίνεται να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην απώλεια των δεδομένων, ούτε και το μέρος στο οποίο αυτή τοποθετείται (Krenn, Titze, Oja, Jones, & Oligvie, 2011).

2.8. Χρήση «έξυπνων» κινητών τηλεφώνων (Smartphones)

Με τον όρο «smartphone» εννοούμε κάθε συσκευή κινητής τηλεφωνίας η οποία έχει εξειδικευμένες λειτουργίες, όπως κάμερα, GPS, Wi-Fi, και εγκατεστημένο ένα από τα ακόλουθα λειτουργικά συστήματα: iOS, Android, Blackberry ή Windows Mobile (Ozdalga, Ozdalga, & Ahuja, 2012). Τα smartphones τελευταίας γενιάς τείνουν να χρησιμοποιούνται περισσότερο ως προσωπικοί φορητοί υπολογιστές παρά ως τηλέφωνα, εξαιτίας των πολλαπλών δυνατοτήτων τους, της μεγάλης μνήμης που διαθέτουν, της μεγάλης οθόνης, του αυξημένου αποθηκευτικού χώρου και των ανοικτών λογισμικών συστημάτων που χρησιμοποιούν. Αυτό το τελευταίο διευκολύνει τους προγραμματιστές στην ανάπτυξη εφαρμογών. Σήμερα υπάρχουν εφαρμογές σχεδόν για κάθε κοινωνική, εκπαιδευτική και ψυχαγωγική δραστηριότητα, μιας και η ανάπτυξή τους είναι σχετικά εύκολη για τους προγραμματιστές.

Τα smartphones έχουν τη δυνατότητα να παρέχουν, τόσο στους χρήστες όσο και στους παρόχους υγείας, τα απαραίτητα εργαλεία για πρόσβαση σε πληροφορίες και δεδομένα σε πραγματικό χρόνο, και για την διευκόλυνση της

παρακολούθησης ατόμων με χρόνια προβλήματα υγείας. Τα πλεονεκτήματα αυτών των συσκευών είναι αρκετά: α) μεγάλη μνήμη και ισχυροί επεξεργαστές για αποθήκευση και επεξεργασία δεδομένων, β) γεω-χωρική παρακολούθηση (μέσω GPS), γ) επιταχυνσιόμετρα που μπορούν να παρακολουθούν τη θέση και την κίνηση των ατόμων, δ) οθόνη αφής, ε) χαμηλότερο κόστος ανά μονάδα και φθηνότερες συνδέσεις τηλεφωνίας, στ) επέκταση της λειτουργικότητάς τους με την προσθήκη εφαρμογών, ζ) εφαρμογές πλήρους οθόνης, και η) συσκευές απομακρυσμένης παρακολούθησης (remote monitoring devices) με δυνατότητα απευθείας μεταφοράς δεδομένων (Deloitte, 2012; σελ. 8).

Τα τελευταία χρόνια οι χρήστες κινητών τηλεφώνων παγκοσμίως έχουν αυξηθεί. Στην Αυστραλία ανέρχονται στο 86% του πληθυσμού άνω των 16 ετών, στην Βραζιλία στο 84%, στην Κίνα στο 89%, στην Ινδία στο 81%, στην Ιταλία, στο Ηνωμένο Βασίλειο και στις Η.Π.Α. στο 97%, στη Ρωσία στο 98% στη Νότια Κορέα στο 99%. Εξ αυτών των χρηστών χρησιμοποιούν smartphones το 65% στην Αυστραλία, το 36% στην Βραζιλία, το 66% στην Κίνα, το 10% στην Ινδία, το 62% στην Ιταλία, το 37% στη Ρωσία, το 67% στη Νότια Κορέα, το 19% στην Τουρκία, το 61% στο Ηνωμένο Βασίλειο και το 53% στις Η.Π.Α. Σε όλες τις προαναφερθείσες χώρες τα smartphones έχουν διεισδύσει κυρίως στις ηλικιακές ομάδες μεταξύ 16 και 24 ετών και 25-34 ετών, ενώ ακολουθεί η ηλικιακή ομάδα 35 έως 44 ετών (Nielsen, 2013).

Στις Η.Π.Α. το 45% των συμμετεχόντων στην έρευνα των Fox και Duggan (2012) είχε στην κατοχή του τουλάχιστον ένα smartphone. Το 31% το 2012, σε σχέση με το 17% το 2010, χρησιμοποίησαν το smartphone τους για να βρουν πληροφορίες σχετικά με θέματα υγείας, ενώ το 19% είχαν εγκαταστήσει στο κινητό τους τουλάχιστον μία εφαρμογή υγείας (23% γυναίκες, 16% άνδρες). Επίσης από αυτούς που ενδιαφέρονταν για θέματα υγείας μέσω του κινητού, το 34% δεν είχε προβλήματα υγείας ενώ το 26% είχε μία ή περισσότερες χρόνιες παθήσεις, γεγονός που υποδεικνύει ότι γινόταν χρήση των πληροφοριών προληπτικά. Η πλειοψηφία των εφαρμογών που είχαν κατεβάσει οι χρήστες ήταν εφαρμογές άσκησης, φυσικής κατάστασης, σωματικής δραστηριότητας και βηματομετρητές (38%), ενώ ακολουθούσαν διατροφικές εφαρμογές και εφαρμογές μέτρησης θερμίδων (31%) και ελέγχου σωματικού βάρους (12%) (Fox

& Duggan, 2012). Σε μία πιο πρόσφατη έρευνα σχετικά με τη χρήση εφαρμογών υγείας στις Η.Π.Α. (Krebs & Duncan, 2015) περισσότεροι από το 58% των χρηστών είχε κατεβάσει τουλάχιστον μία εφαρμογή υγείας, με τις πιο διαδεδομένες να είναι οι εφαρμογές άσκησης και διατροφής. Αυτοί που τις χρησιμοποιούσαν ήταν κυρίως νεότερα σε ηλικία άτομα, με υψηλό ετήσιο εισόδημα, μορφωμένοι και υπέρβαροι. Όμως πολλοί εκ των συμμετεχόντων κάποια στιγμή σταματούσαν να τις χρησιμοποιούν εξαιτίας κυρίως των πολλών δεδομένων που έπρεπε να εισάγουν καθημερινά, έλλειψης ενδιαφέροντος και κρυφών χρεώσεων που εμφανίζονταν στη συνέχεια. Η πλειοψηφία δήλωσε επιπλέον ότι δεν σκόπευε να πληρώσει για να αποκτήσει τέτοιου είδους εφαρμογές.

Είχε υπολογιστεί ότι μέχρι τα τέλη του 2013 οι συνδρομητές κινητών τηλεφώνων ήταν 6.9 δισεκατομμύρια. Το λειτουργικό σύστημα Android ήταν το πιο ευρέως διαδεδομένο στις Η.Π.Α. με ποσοστό στην αγορά 45%, ακολουθούμενο από το iOS με 33%. Επιπλέον περισσότεροι από τους μισούς νέους ηλικίας 18-34 ετών (50%) χρησιμοποιούσαν στις Η.Π.Α. συσκευές Android σε σχέση με το 32% που είχαν στην κατοχή τους iPhone (Ruder Finn, 2013).

Εν έτει 2014 η εταιρία κινητής τηλεφωνίας Ericsson παρουσίασε τα ευρήματα της τελευταίας έκθεσής της (Ericsson, 2014), μιας ολοκληρωμένης πηγής ενημέρωσης για τις τελευταίες τάσεις στις κινητές επικοινωνίες που βασίζεται σε μεγάλους όγκους δεδομένων από εμπορικά δίκτυα παγκοσμίως. Αποκάλυψε ότι η διάδοση της κινητής τεχνολογίας συνεχιζόταν με ταχείς ρυθμούς. Το 90% του παγκόσμιου πληθυσμού άνω των έξι ετών αναμενόταν να διαθέτει κινητό τηλέφωνο έως το 2020. Επιπλέον, μέχρι το 2020 οι συνδρομές smartphones προβλεπόταν ότι θα ξεπεράσουν τα 6.1 δισεκατομμύρια. Τέλος η ανάπτυξη των έξυπνων κινητών τηλεφώνων συνεχίζεται απρόσκοπτα, καθώς το 65-70% των συσκευών που πωλήθηκαν το τρίτο τρίμηνο του 2014 ήταν smartphones, σε σύγκριση με το 55.0% για το ίδιο τρίμηνο το 2013.

Παρά την αύξηση του ποσοστού των πωλήσεων, η οποία θα συνεχιστεί με την προσθήκη περίπου 800 εκατομμυρίων νέων συνδρομών smartphones μέχρι το τέλος του 2014, η έκθεση διαπίστωσε ότι υπήρχαν ακόμη σημαντικά περιθώρια για περαιτέρω ανάπτυξη του κλάδου. Τα smartphones αντιπροσώπευαν μόλις το

37% του συνόλου των συνδρομών κινητών επικοινωνιών, πράγμα που σήμαινε ότι πολλοί χρήστες δεν είχαν πραγματοποιήσει ακόμη τη μετάβαση σε συσκευές με περισσότερες δυνατότητες και φιλικές στη χρήση του διαδικτύου. Η έκθεση προέβλεπε μια ισχυρή απορρόφηση μέσα στα επόμενα χρόνια, καθώς ο αριθμός αναμενόταν να αυξηθεί από 2.7 δισεκατομμύρια συνδρομές smartphones το 2014, σε 6.1 δισεκατομμύρια το 2020 (Ericsson, 2014).

Στην Ελλάδα το ποσοστό των παιδιών που χρησιμοποιούσαν κινητό τηλέφωνο ανερχόταν το 2007 σε 86.8% και είχε αυξηθεί σε σχέση με το 2006 κατά 6.8%. Τα αγόρια και τα κορίτσια το χρησιμοποιούσαν σε ίδιο περίπου ποσοστό (50.2% αγόρια και 49.8% κορίτσια). Αυτό σήμαινε ότι 9 στα 10 παιδιά ηλικίας 12 - 15 ετών κάνουν χρήση κινητού τηλεφώνου. Χρήση κινητού τηλεφώνου καθημερινά έκαναν το 91.7% των παιδιών, ενώ το 47.3% αυτών μιλούσε 1 - 5 min ημερησίως. Πιο συγκεκριμένα, τα παιδιά ηλικίας 12 ετών μιλούσαν 1 - 5 min ημερησίως (59.2%) και τα παιδιά ηλικίας 15 ετών μιλούσαν περισσότερο από 20 min ημερησίως (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2007).

Το επόμενο έτος τα αποτελέσματα δεν τροποποιήθηκαν σημαντικά (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2008). Το ποσοστό των παιδιών που χρησιμοποιούσαν κινητό τηλέφωνο ανερχόταν σε 86.5%, χωρίς να υπάρχει μεγάλη διαφοροποίηση μεταξύ των δύο φύλων (49.7% αγόρια και 50.3% κορίτσια). Αυτό σήμαινε ότι 9 στα 10 νεαρά παιδιά ηλικίας 12 έως 15 ετών έκαναν χρήση κινητού τηλεφώνου. Ειδικότερα, καθημερινή χρήση κινητού τηλεφώνου έκανε το 88.9% των παιδιών και από αυτά το 56.5% μιλούσε 1 - 5 min ημερησίως. Όπως προέκυψε από τα αποτελέσματα της έρευνας, 1 - 5 min ημερησίως μιλούσαν περισσότερο τα παιδιά ηλικίας 12 ετών (69.1%), ενώ περισσότερο από 20 min ημερησίως τα παιδιά 15 ετών.

Το κινητό τηλέφωνο, εκτός από κύριο μέσο επικοινωνίας, χρησιμοποιούνταν και για άλλες δραστηριότητες που σχετίζονται με την ψυχαγωγία, όπως η αποστολή ή το «φόρτωμα» φωτογραφιών ή videos, η λήψη και η αναζήτηση πληροφοριών, το «διάβασμα» ηλεκτρονικών μηνυμάτων, το «κατέβασμα» ή η παρακολούθηση τηλεόρασης ή video κλπ. Ως κυριότερη δραστηριότητα των παιδιών μέσω κινητού τηλεφώνου αναφέρθηκε η αποστολή φωτογραφιών ή videos σε ποσοστό 62.3%, ενώ σε πολύ χαμηλότερα ποσοστά

εμφανίζονταν οι υπόλοιπες δραστηριότητες, όπως το «φόρτωμα» φωτογραφιών με 8.5% και η αναζήτηση πληροφοριών από το διαδίκτυο με 3.4%. Η ποσοστιαία χρήση πλέον του κινητού τηλεφώνου προσέγγιζε τη χρήση του Η/Υ (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2008).

Σε σχέση με την εν κινήσει πρόσβαση των Ελλήνων στο διαδίκτυο, το 22.5% του συνολικού πληθυσμού ηλικίας 16 - 74 ετών και το 40.9% όσων χρησιμοποίησαν το διαδίκτυο το πρώτο τρίμηνο του 2012 συνδέθηκαν στο διαδίκτυο εκτός της κατοικίας και του χώρου εργασίας τους, μέσω laptop, notebook, netbook, tablet, smartphone ή άλλης φορητής συσκευής. Το ποσοστό αυτό παρουσίασε αύξηση κατά 64.2% και 54.9% αντίστοιχα, σε σχέση με το πρώτο τρίμηνο του 2011. Από το 40.9% που χρησιμοποίησε το διαδίκτυο εν κινήσει, το 69.0% συνδέθηκε μέσω κινητού τηλεφώνου και smartphone. Τρεις στους δέκα από όσους συνδέθηκαν στο διαδίκτυο με φορητό υπολογιστή εκτός της κατοικίας και του χώρου εργασίας τους, έκαναν καθημερινή ή σχεδόν καθημερινή χρήση, ενώ η αναλογία ανερχόταν σε τέσσερις στους δέκα για όσους συνδέθηκαν στο διαδίκτυο με κινητό τηλέφωνο, έξυπνο τηλέφωνο ή άλλη φορητή συσκευή (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2012).

Στη διαχρονική μελέτη της ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2013) για τα έτη μεταξύ 2010-2013, η σύνδεση στο διαδίκτυο από κινητές συσκευές αυξήθηκε από 6.7% το 2010 σε 26.7% το 2013. Το 2013, μεταξύ των δραστηριοτήτων που πραγματοποιούνταν περισσότερο μέσω διαδικτύου, ήταν η αναζήτηση πληροφοριών υγείας σχετικές με ασθένειες, διατροφή, κατώσεις κτλ. σε ποσοστό 56% και το κατέβασμα λογισμικού (εξαιρουμένου λογισμικού παιχνιδιών) σε ποσοστό 23.5%. Επίσης περίπου τρεις στους 10 συνδέονταν στο διαδίκτυο εν κινήσει (εκτός κατοικίας και χώρου εργασίας), από φορητή συσκευή. Το 26.7% του συνολικού πληθυσμού ηλικίας 16 - 74 ετών και το 44.7% όσων χρησιμοποίησαν το διαδίκτυο το πρώτο τρίμηνο του 2013 συνδέθηκαν στο διαδίκτυο εκτός της κατοικίας και του χώρου εργασίας τους, με χρήση κινητού τηλεφώνου ή smartphone, φορητού υπολογιστή (laptop, notebook, netbook ή tablet) ή άλλης φορητής συσκευής (PDA, MP3 player, e-book reader, φορητή κονσόλα παιχνιδιών κλπ.), παρουσιάζοντας αύξηση κατά 18.7% και 9.3%, αντίστοιχα, σε σχέση με το πρώτο τρίμηνο του 2012. Η μεγάλη αύξηση που

καταγράφηκε στη χρήση ασύρματων δικτύων (WiFi) για σύνδεση στο διαδίκτυο στην κατοικία καταγράφηκε και για την εν κινήσει χρήση από φορητές συσκευές. Το 82.8% όσων συνδέονταν στο διαδίκτυο με κινητό ή smartphone χρησιμοποιούσε ασύρματο δίκτυο και το 44.1% δίκτυο κινητής τηλεφωνίας (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2013).

Κατά το έτος 2014, τα στοιχεία της ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2014) έδειξαν ότι έξι στους 10 από όσους χρησιμοποίησαν το διαδίκτυο το πρώτο τρίμηνο του 2014, συνδέθηκαν στο διαδίκτυο εν κινήσει (εκτός κατοικίας και χώρου εργασίας), από φορητή συσκευή, ποσοστό διπλάσιο από το αντίστοιχο του 2013. Το 58.4% όσων χρησιμοποίησαν το διαδίκτυο το πρώτο τρίμηνο του 2014 συνδέθηκαν στο διαδίκτυο εκτός της κατοικίας και του χώρου εργασίας τους με τη χρήση κινητού τηλεφώνου ή smartphone, φορητού υπολογιστή (laptop, notebook, netbook ή tablet) ή άλλης φορητής συσκευής (PDA, MP3 player, e-book reader, φορητή κονσόλα παιχνιδιών κλπ.), παρουσιάζοντας αύξηση 30.7%, σε σχέση με το πρώτο τρίμηνο του 2013.

2.9. Έρευνες εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας

Οι Klasnja και Pratt (2012) δημοσίευσαν μια επισκόπηση σχετικά με τον ταχέως αναπτυσσόμενο χώρο της κινητής τηλεφωνίας στην υγεία. Εντόπισαν πέντε βασικούς τρόπους παρέμβασης με τη χρήση αυτών των συσκευών. Αυτές γίνονται κυρίως μέσω: 1) μηνυμάτων sms, 2) κάμερας, 3) εφαρμογών, 4) αισθητήρων κίνησης (GPS, επιταχυνσιόμετρα κτλ.) και 5) διαδικτυακής προσβασιμότητας. Οι παρεμβάσεις αυτές είχαν ως σκοπό τον εντοπισμό πληροφοριών υγείας των χρηστών, τη συμμετοχή ομάδων υγειονομικής περίθαλψης, μέσω απομακρυσμένης καθοδήγησης και αυτοματοποιημένης ανατροφοδότησης, την αξιοποίηση της κοινωνικής επιρροής σημαντικών άλλων, την αύξηση της πρόσβασης σε πληροφορίες σχετιζόμενες με την υγεία και, τέλος, τη χρήση ψυχαγωγικών μεθόδων και παιχνιδιών για τη βελτίωση της υγείας.

Στην ανασκόπηση βιβλιογραφίας των Bert, Giacometti, Gualano και Siliquini (2014) η χρήση των smartphones στην υγεία κατηγοριοποιήθηκε σε τέσσερις ομάδες: διατροφή, φυσική κατάσταση και σωματική δραστηριότητα, τρόπος ζωής (lifestyles) και υγεία ηλικιωμένων. Συνολικά 10 έρευνες εντάχθηκαν

στην κατηγορία της φυσικής κατάστασης και σωματικής δραστηριότητας, σε καμία εκ των οποίων δεν αναφέρθηκαν αποτελέσματα εγκυρότητας και αξιοπιστίας των εφαρμογών που χρησιμοποιήθηκαν. Οι δυνατότητες που προσφέρει αυτή η νέα τεχνολογία είναι τεράστιες, παρόλα αυτά ο επιστημονικός κόσμος διερωτάται για την αποτελεσματικότητα και τη χρησιμότητα των νέων αυτών εργαλείων, καθώς και για θέματα ασφάλειας. Όμως η επικίνδυνη έλλειψη ελέγχου όσον αφορά το περιεχόμενο και τις μεθόδους τροποποίησης της συμπεριφοράς που αυτές οι εφαρμογές προωθούν αποτελούν ένα σημαντικό ανασταλτικό παράγοντα για τη χρήση τους. Η ανάπτυξη των εφαρμογών για την πρόληψη και προαγωγή της υγείας είναι, μέχρι σήμερα, εντελώς αποκομμένη από την όποια λογική παρακολούθησης και ελέγχου του περιεχομένου τους, τόσο από άποψη επιστημονικής εγκυρότητας όσο και ελέγχου του περιεχομένου. Αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την εφαρμογή ακατάλληλων και ενδεχομένως επικίνδυνων συμπεριφορών για την υγεία των ατόμων που τις χρησιμοποιούν. Παρόλα τα αρνητικά σημεία της χρήσης των νέων αυτών τεχνολογιών, το γεγονός ότι τα smartphones είναι πλέον φτηνά, εύκολα προσβάσιμα στο ευρύ κοινό και έχουν μικρό μέγεθος τα καθιστά τον ευκολότερο και πιο εύχρηστο τρόπο πρόσβασης σε πληροφορίες υγείας και προώθησης ενός υγιούς τρόπου διαβίωσης. Οι μελλοντικές έρευνες θα πρέπει να επικεντρωθούν στην ανάλυση της χρησιμότητας, της αποτελεσματικότητας και στην ποιότητα και ακρίβεια των εφαρμογών στον χώρο της προληπτικής ιατρικής.

Η ανασκόπηση των Bort-Roig, Gilson, Puig-Ribera, Contreras και Trost (2014) ανέδειξε 26 έρευνες χρήσης εφαρμογών κινητών τηλεφώνων, εκ των οποίων οι πρώτες χρονολογικά δημοσιεύτηκαν το 2007. Τις κατέταξαν σε έρευνες παρέμβασης χωρίς τη μέτρηση της ακρίβειας των εφαρμογών (16 έρευνες) και σε έρευνες παρέμβασης που μέτρησαν αρχικά την ακρίβεια των εφαρμογών (10 έρευνες). Η πλειοψηφία των ερευνών αφορούσε υγιείς πληθυσμούς (14 έρευνες) και μόνο μία είχε δείγμα έφηβες κοπέλες (Toscos, Faber, Connelly, & Uroma, 2008). Από τις 10 έρευνες στις οποίες μετρήθηκε η ακρίβεια των δεδομένων, μόνο τρεις χρησιμοποίησαν εξωτερικές συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, όπως επιταχυνσιόμετρα και καρδιακούς παλμογράφους (Donaire-Gonzalez, de Nazelle, Seto, Mendez, Nieuwenhuijsen, & Jerrett, 2013;

Mattila, Ding, Matilla, & Sarela, 2009; Zhong, Wang, Bernardos, Song, 2010). Το δείγμα τους ήταν ως επί το πλείστον μικρό, μεταξύ των δύο και 26 συμμετεχόντων ($M=11.6$, $SD=10.29$ άτομα), με μόνο τρεις έρευνες να χρησιμοποιούν δείγμα μεγαλύτερο των δέκα ατόμων. Η ακρίβεια των εφαρμογών κυμάνθηκε μεταξύ 52% και 100% και εξαρτήθηκε από το μέρος που ήταν τοποθετημένες οι συσκευές, καθώς και από το είδος της δραστηριότητας που εκτελούσαν οι χρήστες. Γενικά φάνηκε ότι όσο μεγαλύτερης έντασης και ταχύτητας δραστηριότητες πραγματοποιούνταν τόσο μειωνόταν η ακρίβεια των μετρήσεων.

Οι ερευνητές (Bort-Roig et al., 2014) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η τεχνολογία των smartphones μπορεί να μετρήσει με ακρίβεια ένα ευρύ φάσμα συμπεριφορών και μπορεί να συμβάλει στην προαγωγή της σωματικής δραστηριότητας και της υγείας. Παρόλα αυτά, η μέτρηση της ακρίβειας των εφαρμογών έγινε σε σχετικά μικρά δείγματα και υπό αυστηρά προβλεπόμενες συνθήκες. Οπότε πρότειναν οι μελλοντικές έρευνες να είναι καλύτερα και πιο μεθοδολογικά ορθώς σχεδιασμένες, να αφορούν μεγαλύτερα και πιο ποικιλόμορφα δείγματα, σε πιο ελεύθερες συνθήκες διαβίωσης (free-living conditions). Προφανώς χρειάζονται περισσότερα δεδομένα για την πιο έγκυρη και ακριβή εκτίμηση των δεδομένων που παράγονται από της εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας.

Οι Sama, Eapen, Weinfurt, Shah και Schulman (2014) εξέτασαν εφαρμογές mHealth με σκοπό την περιγραφή των χαρακτηριστικών τους. Επέλεξαν μόνο εφαρμογές που βρίσκονταν διαθέσιμες στο Apple iTunes market και ήταν στην κατηγορία «Health and Wellness». Οι 400 εφαρμογές που τελικά συμπεριλήφθηκαν στην έρευνα είχαν μέσο κόστος 2.24\$. Η πλειοψηφία αυτών αφορούσαν τη φυσική κατάσταση και την προπόνηση (fitness/training; 43.5%) και ακολουθούσαν τα θέματα για την υγεία (health resource; 15.0%) και διατροφή και θερμιδική κατανάλωση (diet/caloric intake; 14.3%). Παρότι υπάρχουν στις μέρες μας πολλές διαφορετικές μέθοδοι τροποποίησης της συμπεριφοράς, στις εφαρμογές αυτές δύο ήταν οι πιο διαδεδομένες: η αυτοπαρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο (self-monitoring; 74.8%) και η παρακολούθηση της προόδου που επιτυγχάνεται (progress tracking; 20.8%). Καταλήγοντας προτείνουν την

εφαρμογή περισσότερων μεθόδων αλλαγής συμπεριφοράς μέσω των εφαρμογών αυτών, οι οποίες θα στηρίζονται σε εφαρμοσμένες θεωρίες αλλαγής συμπεριφοράς.

Οι Middelweerd, Mollee, van der Wal, Brug και te Velde (2014) στην ανασκόπηση που πραγματοποίησαν εξέτασαν εφαρμογές σωματικής δραστηριότητας σε λειτουργικά συστήματα iOS και Android, υπό το πρίσμα εφαρμοσμένων τεχνικών τροποποίησης της συμπεριφοράς. Ο μέσος όρος μεθόδων αλλαγής συμπεριφοράς ήταν πέντε, με την πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική αυτή της παροχής ανατροφοδότησης, και ακολουθούσαν η αυτο-παρακολούθηση (self-monitoring) και η στοχοθεσία. Όλες οι εφαρμογές χρησιμοποιούσαν το λιγότερο δύο τεχνικές, ενώ το μέγιστο ήταν οι οκτώ τεχνικές και δεν παρατηρήθηκε διαφορά μεταξύ δωρεάν και επί πληρωμή εφαρμογών. Η εφαρμογή Runkeeper είχε τις περισσότερες μεθόδους, οκτώ στο σύνολο, και, από τις εφαρμογές που χρησιμοποιούν GPS ή επιταχυνσιόμετρα, ακολουθούσαν οι Endomondo, Nike+ Running, Noom CardioTrainer, Walk 'n Play με πέντε. Οι μελλοντικές έρευνες θα πρέπει να επικεντρωθούν στην αποτελεσματικότητα τους στην αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων και στο ποιες από τις μεθόδους τροποποίησης συμπεριφοράς είναι πιο χρήσιμες.

Οι Lyons, Lewis, Mayrsohn και Rowland (2014) πραγματοποίησαν ένα ερευνητικό πόνημα με παρεμφερή στόχο. Επέλεξαν 13 συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας που όλες είχαν και αντίστοιχες εφαρμογές για κινητά τηλέφωνα, τόσο για iOS όσο και για Android, ούτως ώστε να τις ελέγξουν για τις τεχνικές τροποποίησης συμπεριφοράς που χρησιμοποιούν. Όλες οι εφαρμογές υπολόγιζαν σωματική δραστηριότητα, βήματα και ΕΔ, ενώ κάποιες είχαν και επιπλέον δυνατότητες. Αυτές ήταν οι εξής: Basis, Bodymedia Fit, Fitbit Force, Fitbug Orb, Gruve, Ibitz Unity, Jawbone Up24, Lumo Back, Misfit Shine, Nike+ Fuelband, Polar Loop, Striiv Play και Withings Pulse. Δύο κύριοι και ένας αναπληρωματικός ερευνητής χρησιμοποίησαν αυτές τις εφαρμογές για τουλάχιστον μία εβδομάδα την κάθε μία, καταγράφοντας και κωδικοποιώντας τις διάφορες τεχνικές. Οι πιο διαδεδομένες, που βρέθηκαν σε όλες τις εφαρμογές, ήταν ο αυτοέλεγχος της συμπεριφοράς, η ανατροφοδότηση που στηριζόταν στον

αυτοέλεγχο, η στοχοθεσία και η ασυμφωνία μεταξύ υπάρχουσας συμπεριφοράς και επιθυμητής. Επίσης το 62% (οκτώ στις 13 συσκευές) χρησιμοποιούσαν στοχοθεσία ως προς την απώλεια βάρους, παρότι ο πρωταρχικός τους στόχος δεν ήταν η απώλεια βάρους. Οι τρεις συσκευές που χρησιμοποιούσαν τις περισσότερες τεχνικές τροποποίησης συμπεριφοράς ήταν οι Jawbone, Fitbit και Nike+, με 27, 20 και 19 τεχνικές αντίστοιχα σε σύνολο 93 δυνατών τεχνικών. Συμπερασματικά, οι συσκευές αυτές περιλαμβάνουν αρκετές τεχνικές αλλαγής συμπεριφοράς που χρησιμοποιούνται σε κλινικές έρευνες. Πολλές εξ αυτών σχετίζονται με σημαντική αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων και μείωσης του σωματικού τους βάρους, ενώ τηρούν τις προδιαγραφές εμπειρικά εφαρμοσμένων θεωριών. Οι νέες αυτές τεχνολογίες έχουν τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθούν ευρέως σε κλινικές δοκιμές και σε περιβάλλοντα σχετιζόμενα με τη δημόσια υγεία. Οι μελλοντικές έρευνες θα πρέπει να επικεντρωθούν σε νέες συσκευές και εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, ελέγχοντας την αποτελεσματικότητά τους, την αποδοχή τους από το ευρύ κοινό και τις επιδράσεις που έχουν στη δημόσια υγεία.

Εν συνεχεία, οι Conroy, Yang και Maher (2014) εξέτασαν τις πιο δημοφιλείς εφαρμογές της κατηγορίας “health and fitness” σε Android και iOS συσκευές. Εκ των 200 εφαρμογών που ελέχθησαν και κατηγοριοποιήθηκαν, οι 167 αφορούσαν τη σωματική δραστηριότητα (84%). Παρατηρήθηκαν 13 τεχνικές τροποποίησης συμπεριφοράς, από τις οποίες οι πιο συχνές ήταν η παροχή οδηγιών για την εκτέλεση ασκήσεων (66%), επίδειξη των ασκήσεων (53%), παροχή ανατροφοδότησης (50%), στοχοθεσία (38%) και κοινωνική υποστήριξη (37%). Η τεχνική του σχεδιασμού δράσης (action planning) που μπορεί να γεφυρώσει το χάσμα μεταξύ πρόθεσης και πραγματικής συμπεριφοράς δεν ήταν ιδιαίτερα δημοφιλής με μόλις 4% των εφαρμογών να τη διαθέτουν. Οι τεχνικές αυτές κρίθηκαν ως εκπαιδευτικής φύσεως και όχι τόσο ως ψυχολογική παρέμβαση.

Σε μία ακόμα παρεμφερή έρευνα, εξετάστηκαν οι 40 πιο ευρέως διαδομένες εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας και διατροφικών συνθηκών ως προς τις τεχνικές τροποποίησης της συμπεριφοράς (Direito, Dale, Shields, Dobson, Whittaker, & Maddison, 2014). Οι εφαρμογές που επιλέχθηκαν

ήταν 20 δωρεάν και 20 επί πληρωμή και ήταν οι πιο κατεβασμένες από το Apple App Store Health and Fitness category στη Νέα Ζηλανδία. Αυτές συμπεριλάμβαναν περίπου οκτώ διαφορετικές τεχνικές κατά μέσο όρο, με εύρος από δύο έως 18 τεχνικές. Οι επί πληρωμή εφαρμογές είχαν υψηλότερο μέσο όρο τέτοιων τεχνικών (M=9.7) από τις δωρεάν (M=6.6). Οι πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες τεχνικές ήταν η παροχή οδηγιών (83%), τα διαβαθμισμένα επίπεδα δυσκολίας (73%), ο αυτοέλεγχος (60%) και παροχή οδηγιών μέσω προτύπων (55%). Συμπερασματικά οι ερευνητές παρατήρησαν ότι ήταν πιο πιθανό οι επί πληρωμή τεχνικές να χρησιμοποιούν περισσότερες μεθόδους αλλαγής συμπεριφοράς από τις δωρεάν.

Οι Byrne και Eslombolchilar (2010) παρουσίασαν σε συνέδριο την προσέγγισή τους σχετικά με την προώθηση της σωματικής δραστηριότητας μέσω ατομικών φορητών συσκευών. Παρατήρησαν ότι, παρότι υπάρχει πληθώρα βηματομετρητών και άλλων τέτοιων συσκευών, πολλοί μπορεί να αμελούν να τα χρησιμοποιούν. Για το λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί στις μέρες μας εφαρμογές κατάλληλες για κινητά τηλέφωνα. Εν συνεχεία πρότειναν κάποιες κατευθυντήριες οδηγίες σχετικά με τον σχεδιασμό τους ώστε να αυξηθεί η παρακίνηση των χρηστών. Αυτές ήταν η στοχοθεσία, οι κοινωνικές δυνατότητες διαμοιρασμού των αποτελεσμάτων και της προόδου των χρηστών, η ανατροφοδότηση και οι συστηματικές υπενθυμίσεις για άσκηση.

Στη μετά-ανάλυση για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας με τη χρήση κινητών συσκευών των Fanning, Mullen και McAuley (2012) συμπεριλήφθηκαν 11 έρευνες με συνολικό δείγμα 1351 άτομα. Εξ αυτών, οι οκτώ περιείχαν παρέμβαση μέσω μηνυμάτων sms, τέσσερις χρησιμοποίησαν εφαρμογή που είχε αναπτυχθεί για αυτό τον σκοπό και δύο έγιναν μέσω προσωπικών ψηφιακών βοηθών (PDAs) και όχι κινητών τηλεφώνων. Τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ενθαρρυντικά ως προς την αποτελεσματικότητα των συγκεκριμένων παρεμβάσεων στην αύξηση του χρόνου άσκησης. Η συγκεκριμένη τεχνολογία βρίσκεται ακόμα σε νηπιακή ηλικία και με τη χρήση κατάλληλων παρεμβατικών τεχνικών μπορεί να συμβάλλει στην βελτίωση της υγείας των ατόμων. Παρόλα αυτά, οι περισσότερες έρευνες αφορούσαν παρεμβάσεις μέσω sms, αλλά υπάρχει η δυνατότητα μελλοντικά για χρήση προηγμένων αισθητήρων που είναι ήδη

ενσωματωμένοι στα smartphones (GPS και επιταχυνσιόμετρα) για πιο ακριβή καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας σε πραγματικό χρόνο.

2.9.1. Παρεμβάσεις μέσω εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας

Οι Hebden, Cook, van der Ploeg, King, Bauman και Allman-Farinelli (2014) πραγματοποίησαν μία πιλοτική τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη έρευνα σε 51 άτομα για τον έλεγχο του σωματικού τους βάρους, διάρκειας 12 εβδομάδων. Η ομάδα παρέμβασης λάμβανε sms και emails ενημέρωσης και υπενθύμισης, και είχε πρόσβαση σε εφαρμογές και διαδικτυακά φόρουμ. Τα αποτελέσματα ήταν ενθαρρυντικά, καθώς υπήρξαν θετικές αλλαγές στο βάρος, στη διατροφή και στη σωματική δραστηριότητα των συμμετεχόντων. Όμως τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων ελέγχου και παρέμβασης, γεγονός που πιθανότατα υποδήλωνε ότι τα άτομα της ομάδας παρέμβασης ενεπλάκησαν σε χαμηλό βαθμό στο πρόγραμμα, το οποίο χρήζει περαιτέρω βελτίωσης.

Οι Vickey και Breslin (2012) χρησιμοποίησαν την εφαρμογή Endomondo για να μετρήσουν ποιοι χρήστες της ανάρτησαν πληροφορίες και ειδοποιήσεις της σωματικής τους δραστηριότητας στην ιστοσελίδα κοινωνικής δικτύωσης Tweeter. Βρέθηκε ότι αναρτήθηκαν συνολικά 65450 αγγλόφωνα tweets από 8538 χρήστες των δύο αυτών εφαρμογών. Η πλειοψηφία των αναρτήσεων περιλάμβανε στοιχεία σχετικά με την συχνότητα και την ένταση του εκάστοτε προπονητικού μικρόκυκλου και την τοποθεσία που αυτός πραγματοποιούνταν. Συνεπώς κατέληξαν πως υπάρχει πληθώρα δεδομένων που δείχνουν ότι οι νέες τεχνολογίες μπορεί να αποτελέσουν ένα αποτελεσματικό μέσο καταγραφής της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων. Με την εφαρμογή κατάλληλων τεχνικών αλλαγής της συμπεριφοράς μπορούν ακόμα και να παρακινήσουν περισσότερα άτομα να γίνουν σωματικά δραστήρια.

Το ερευνητικό πρόγραμμα B-Mobile αποτελεί ένα πρόγραμμα παρέμβασης μέσω εφαρμογής smartphone με σκοπό τη μείωση του καθιστικού τρόπου διαβίωσης σε υπέρβαρα και παχύσαρκα άτομα και είχε διάρκεια τέσσερις εβδομάδες. Η εφαρμογή που δημιουργήθηκε για αυτό τον σκοπό από ειδικούς μηχανικούς και ψυχολόγους έλεγχε την καθιστική δραστηριότητα των 30

συμμετεχόντων μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου, τους ενημέρωνε, παρείχε συγκεκριμένους στόχους επίτευξης σωματικής δραστηριότητας, τους παρακινούσε να τους επιτύχουν και παρείχε ανατροφοδότηση. Ως μέτρηση κριτηρίου της καθιστικής δραστηριότητας και της ΕΔ χρησιμοποιήθηκε το SenseWear Mini Armband monitor. Το πρόγραμμα αυτό ήταν εξαιρετικά αποτελεσματικό, αφού τα άτομα που συμμετείχαν μείωσαν σημαντικά τον χρόνο καθιστικής διαβίωσης κατά 6%. Επίσης παρατηρήθηκε αύξηση στην μέτριας και υψηλής έντασης σωματική δραστηριότητα και τα άτομα αποδέχτηκαν ευχάριστα τη συγκεκριμένη παρέμβαση. Η αποτελεσματικότητα, σύμφωνα με τους ερευνητές, έγκειται στις εξής παραδοχές: α) περιλάμβανε όλες τις μορφές καθιστικών συνηθειών, σε όλα τα δυνατά περιβάλλοντα, β) παρακολουθούσε αυτόματα την καθιστική συμπεριφορά μέσω του επιταχυνσιόμετρου, οπότε δεν χρειαζόταν ο συνεχής αυτοέλεγχος των συμμετεχόντων, γ) χρησιμοποιούσε τα δεδομένα για να τους υπενθυμίσει πότε να δραστηριοποιούνται σωματικά και δ) παρείχε ανατροφοδότηση σε πραγματικό χρόνο για να παρακινήσει την διακοπή της καθιστικής συμπεριφοράς με σύντομης διάρκειας σωματική δραστηριότητα (Bond et al., 2014).

Οι Duarte, Ribeiro, Guerreiro και Carrico (2014) χρησιμοποίησαν ερωτηματολόγια ούτως ώστε να εντοπίσουν τον τρόπο με τον οποίο τα άτομα χρησιμοποιούσαν εφαρμογές σωματικής δραστηριότητας. Συνολικά συμμετείχαν 196 άτομα ηλικίας 18 έως 35 έτη, εκ των οποίων το 56% ήταν άνδρες και το 44% γυναίκες. Οι περισσότεροι (56%) χρησιμοποιούσαν smartphones, αλλά το 58% δεν γνώριζε ότι αυτές οι συσκευές διαθέτουν GPS. Όταν ερωτήθηκαν για τη σχέση τους με τις εφαρμογές σωματικής δραστηριότητας, το 38% δεν τις ήξερε, ενώ το 32% τις γνώριζε αλλά δεν τις είχε χρησιμοποιήσει και μόνο το 30% τις είχε χρησιμοποιήσει κάποια στιγμή. Οι συμμετέχοντες που τις χρησιμοποιούσαν τουλάχιστον μία φορά την εβδομάδα το έκαναν γιατί έδειχναν την ατομική τους βελτίωση (40%) και τους παρακινούσαν να επιτύχουν υψηλότερους στόχους (32%). Οι τρόποι που χρησιμοποιούνταν για αύξηση της παρακίνησης και ήταν αποδεκτοί από τους χρήστες ήταν οι εξής: α) sms σχετικά με την απόδοση (96%), β) αναπαραγωγή μουσικής (38%), γ) συναγωνισμός με τον εαυτό (17%) και δ)

συναγωνισμός με άλλους (14%). Οι πιο διαδεδομένες ήταν οι Endomondo Sports Tracker, Nike+ και Runkeeper.

Έχει παρατηρηθεί ότι η μετάβαση από τη σχολική στη φοιτητική ζωή μπορεί να οδηγήσει στην αύξηση του σωματικού βάρους των ατόμων. Σε πρόσφατη έρευνα σε 106 πανεπιστημιακά ιδρύματα στις Η.Π.Α. το 32% των φοιτητών ήταν υπέρβαροι ή παχύσαρκοι. Οι φοιτητές φαίνεται πως αυξάνουν ευκολότερα το σωματικό τους βάρος σε σχέση με άλλες κατηγορίες ανθρώπων (Holm-Denoma, Joiner, Thomas, Vohs, & Heatherton, 2008; Vella-Zarb & Elgar, 2009).

Οι Spillers και Asimakopoulos (2014) συνέκριναν τρεις εφαρμογές καταγραφής δρομικής δραστηριότητας (running applications) ως προς τα επίπεδα κοινωνικής δικτύωσης και των παιγνιωδών τρόπων προσέγγισης της άσκησης. Συνολικά 15 συμμετέχοντες κατέγραψαν για μία εβδομάδα τις δραστηριότητές τους σε ημερολόγια και έλαβαν μέρος σε μικρής διάρκειας συνεντεύξεις. Παρατηρήθηκε ότι οι εφαρμογές αυτές έχουν τη δυνατότητα να παρακινήσουν θετικά ως προς την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας αυτούς που τις χρησιμοποιούν, αλλά ο σχεδιασμός τους, η λειτουργικότητα και η πλούσια πρόσβαση στην κοινωνική δικτύωση επηρέασαν αρνητικά την χρηστικότητά τους. Επιπλέον η χρήση τους επηρεάστηκε και από άλλα στοιχεία, όπως η ύπαρξη υπηρεσιών μουσικής στην εφαρμογή και η ακρίβεια του GPS. Οι συμμετέχοντες, μέσω της εσωτερικής παρακίνησης και των ατομικών στόχων που έθεταν με τη βοήθεια των εφαρμογών, άλλαξαν βραχυπρόθεσμα τη συμπεριφορά τους, αλλά στοιχεία της κοινωνικής δικτύωσης δεν συνέβαλαν θετικά στην παρακίνηση εξαιτίας του σχεδιασμού και στην χρηστικότητά τους.

Στην Ιρλανδία πραγματοποιήθηκε μία ακόμα τυχαίοποιημένη ελεγχόμενη έρευνα σε δείγμα 90 ασθενών ηλικίας μεγαλύτερης των 16 ετών και χρονικής διάρκειας οκτώ εβδομάδων. Το πρόγραμμα ονομάστηκε SMART MOVE. Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες, πειραματική και ελέγχου, και στην πειραματική ομάδα δόθηκε η δωρεάν εφαρμογή - επιταχυνσιόμετρο Accupedo για smartphone, μαζί με συγκεκριμένες οδηγίες για την επίτευξη του στόχου που ήταν η αύξηση των βημάτων που πραγματοποιούσαν καθημερινά. Τόσο η ομάδα ελέγχου όσο και η ομάδα παρέμβασης αύξησαν τα συνολικά βήματά τους κατά

1029 βήματα. Οι βελτιώσεις αυτές παρέμειναν μέχρι το τέλος του προγράμματος και τα άτομα της πειραματικής ομάδας βελτίωσαν ελαφρώς περισσότερο τη σωματική τους δραστηριότητα. Συνεπώς, κατέληξαν οι ερευνητές ότι η χρήση μίας απλής εφαρμογής καταγραφής βημάτων, με σαφείς οδηγίες και στόχους επίτευξης, μπορεί να αυξήσει τη σωματική δραστηριότητα των ατόμων που τη χρησιμοποιούν (Glynn et al., 2014). Εν συνεχεία οι ερευνητές ανέλυσαν ποιοτικά δεδομένα που κατεγράφησαν μέσω συνεντεύξεων με 12 άτομα που συμμετείχαν στην έρευνα για να αξιολογήσουν την αποτελεσματικότητα της εφαρμογής. Συμπέραναν ότι η χρήση μίας εφαρμογής καταγραφής βημάτων βελτιώνει τη σχέση των ατόμων με την άσκηση, αποτελεί ένα αποτελεσματικό τεχνολογικό μέσο παρακίνησης, έχει υψηλή χρηστικότητα και δημιουργεί το φαινόμενο του καταρράκτη (cascade effect) κατά το οποίο τα άτομα που τη χρησιμοποιούσαν μοιράζονταν τις εμπειρίες τους με άλλους και τους παρακινούσαν να τη χρησιμοποιήσουν και αυτοί (Casey et al., 2014).

Η επόμενη έρευνα διάρκειας τριών εβδομάδων πραγματοποιήθηκε σε οκτώ έφηβες κοπέλες με σκοπό να βρεθεί αν όντως αυτές θα χρησιμοποιούσαν την τεχνολογία που θα τους παρέχόταν και θα δημιουργούνταν ένα υποστηρικτικό περιβάλλον που θα τις βοηθούσε να αυξήσουν την σωματική τους δραστηριότητα. Αυτό θα πραγματοποιούνταν μέσω υποστηρικτικών sms στα κινητά τους τηλέφωνα, της ανταλλαγής των βημάτων τους ώστε και οι υπόλοιπες να παρατηρούν την πρόοδο των φίλων τους, και της κοινωνικής υποστήριξης που θα τους παρέχόταν μέσω ενός ήδη υπάρχοντος κοινωνικού δικτύου. Τα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν ήταν ένας βηματομετρητής, τον οποίο φορούσαν καθημερινά, και ένα κινητό τηλέφωνο Nokia N73 με ενσωματωμένη την εφαρμογή. Έπρεπε να συμπληρώνουν τα βήματα από τον βηματομετρητή στην εφαρμογή (συνεπώς η εφαρμογή δεν κατέγραφε αυτόματα σωματική δραστηριότητα) και να στέλνουν στις φίλες τους τις επιδόσεις. Επίσης η εφαρμογή παρείχε τη δυνατότητα αποστολής μηνυμάτων κειμένου για να τις ενθαρρύνει να περπατάνε περισσότερο. Τέλος τα αποτελέσματα ανέβαιναν σε ιστοσελίδα κοινωνικής δικτύωσης και οι συμμετέχουσες έπρεπε να θέτουν τους καινούριους στόχους τους και να αναστοχάζονται πάνω στα αποτελέσματα αυτά. Τα σημαντικότερα προβλήματα που αντιμετώπισαν ως προς την αύξηση του

χρόνου άσκησης ήταν η έλλειψη χρόνου και ενέργειας. Παρόλα αυτά, φάνηκε ότι τα κορίτσια αύξησαν τα καθημερινά τους βήματα σημαντικά, ιδιαίτερα μετά την δεύτερη και τρίτη εβδομάδα που άρχισαν να χρησιμοποιούν την εφαρμογή. Μεγάλη έμφαση πρέπει να δίνεται στην έλλειψη ανταγωνισμού μεταξύ των συμμετεχόντων σε παρόμοιες έρευνες, καθώς και στην σύνθεση των ομάδων. Μικρές ομάδες στενών φίλων παράγουν καλύτερα αποτελέσματα. Τέλος η κοινωνική επιρροή μπορεί να έχει αρνητικές επιπτώσεις στην αύξηση της σωματικής δραστηριότητας και στη δημιουργία υποστηρικτικού περιβάλλοντος όταν δεν υπάρχει αλληλοβοήθεια. Συνεπώς, η κατάλληλη χρήση των νέων τεχνολογιών παρέχει τη δυνατότητα ούτως ώστε να μειωθούν τα εμπόδια για άσκηση σε έφηβες κοπέλες (Toscos, Faber, Connelly, & Uroma, 2008).

Ο Padmasekara (2014) στην πιλοτική μελέτη σχετικά με τη χρήση εφαρμογών που αφορούσαν την εκγύμναση μόνο μίας μυϊκής ομάδας (π.χ. κοιλιακοί μύες) επέλεξε να συγκρίνει τρεις δωρεάν εφαρμογές σε iPhone. Αυτές ήταν οι Nike Training Club, Instant Fitness και Gorilla Workout Free. Χρησιμοποιήθηκαν και οι τρεις σε τρεις συνεδρίες των 30 λεπτών από έναν συμμετέχοντα. Ουσιαστικά πρόκειται για εφαρμογές που έχουν προεγκατεστημένα προγράμματα άσκησης τα οποία καθοδηγούν τον χρήστη ως προσωπικός προπονητής. Δεν καταγράφουν ΕΔ, ταχύτητα και απόσταση άσκησης, κτλ. Η κύρια μεταβλητή που εξετάστηκε, με τη χρήση συσκευών Bodymedia FIT LINK Armband, ήταν η κατανάλωση θερμίδων και, δευτερεύοντος, τα μεταβολικά ισοδύναμα (METs) κάθε άσκησης. Το χαλαρό τρέξιμο (jogging) ήταν η δραστηριότητα με την υψηλότερη ΕΔ με περίπου 7.9 kcal/min. Ελαφρώς καλύτερη ήταν η Nike Training Club, αλλά δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των εφαρμογών. Τα αποτελέσματα αυτά μας παρέχουν κάποιες αρχικές ενδείξεις για την αποτελεσματικότητα των εφαρμογών αυτών στην κατανάλωση θερμίδων και αποτελούν μια εναλλακτική για άτομα που δεν θέλουν να συμμετέχουν σε οργανωμένο πρόγραμμα σωματικής δραστηριότητας. Η τεχνολογία των smartphones έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί σε προσπάθειες προαγωγής της δημόσιας υγείας με στόχο την μείωση των επιπέδων παχυσαρκίας.

Στην έρευνα που πραγματοποιήθηκε σε περιοχές χαμηλού εισοδήματος στην Αυστραλία χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα παρέμβασης Active Teen Leaders Avoiding Screen-time (ATLAS). Είχε διάρκεια 20 εβδομάδες και 361 έφηβοι ηλικίας 12 έως 14 ετών που διέτρεχαν κίνδυνο παχυσαρκίας έλαβαν μέρος. Εφαρμόστηκαν οι θεωρίες του αυτοπροσδιορισμού και η κοινωνικο-γνωστική θεωρία και περιελάμβανε την επαγγελματική ανάπτυξη των εκπαιδευτικών, την παροχή εξοπλισμού γυμναστικής στα σχολεία, πρόγραμμα σωματικής δραστηριότητας με την παρουσία καθηγητών φυσικής αγωγής, συνεδρίες διατροφικής καθοδήγησης, τη χρήση μίας εφαρμογής κινητού τηλεφώνου και γονικές στρατηγικές για τη μείωση του χρόνου μπροστά από οθόνες. Ο στόχος ήταν η μείωση του ΔΜΣ, της περιμέτρου μέσης, του ποσοστού σωματικού λίπους, του χρόνου μπροστά από οθόνες και της κατανάλωσης ζαχαρούχων ποτών, καθώς και η αύξηση της σωματικής δραστηριότητας (μετρήθηκε με επιταχυνσιόμετρα), της μυϊκής δύναμης και της αντοχής στην προπόνηση. Τα αποτελέσματα ήταν εν μέρει ενθαρρυντικά. Δεν μειώθηκαν σημαντικά οι σωματομετρικοί δείκτες που είχαν επιλεγθεί, ούτε και αυξήθηκε ο χρόνος που διέθεταν οι συμμετέχοντες σε σωματικές δραστηριότητες. Παρόλα αυτά μειώθηκε σημαντικά ο χρόνος που περνούσαν μπροστά από οθόνες, η κατανάλωση ζαχαρούχων ποτών, ενώ παράλληλα αυξήθηκε η μυϊκή δύναμη. Οι ερευνητές κατέληξαν ότι πιθανότατα να χρειαζόταν περισσότερη σωματική δραστηριότητα ούτως ώστε να βελτιωθούν και οι υπόλοιπες υπό εξέταση παράμετροι (Smith et al., 2014).

Το πρόγραμμα ENGAGED για απώλεια σωματικού βάρους ξεκίνησε το 2012 και δεν έχει ακόμα ολοκληρωθεί (Pellegrini et al., 2014). Αποτελεί μία παρέμβαση στην οποία θα λάμβαναν μέρος 96 παχύσαρκοι ενήλικες και θα είχε διάρκεια 12 μήνες. Θα κατατάσσονταν σε τρεις ομάδες, τις STND, TECH και SELF. Στην πρώτη τα άτομα θα προσπαθούσαν να χάσουν βάρος με τη χρήση παραδοσιακών προσεγγίσεων, στη δεύτερη με την χρήση νέων τεχνολογιών και στην τρίτη μέσω αυτοκαθοδηγούμενης ατομικής συμπεριφοράς. Η δεύτερη ομάδα θα χρησιμοποιούσε την εφαρμογή ENGAGED για smartphones, η οποία περιείχε βάση δεδομένων για τη διατροφική αξία 50.000 τροφών. Επίσης μέσω επιταχυνσιόμετρων ActiGraph, τα οποία θα επικοινωνούσαν με Bluetooth με την

εφαρμογή, θα καταγράφονταν επακριβώς οι καθημερινές τους δραστηριότητες και οι συμμετέχοντες θα είχαν άμεση πρόσβαση σε αυτές τις πληροφορίες. Αντίθετα οι άλλες δύο ομάδες θα κατέγραφαν όλες τις πληροφορίες σε ημερολόγια. Σκοπός αυτής της παρέμβασης ήταν η απώλεια λίπους κατά 7%, η μείωση της ενεργειακής κατανάλωσης και της λήψης λιπαρών τροφών, καθώς και η αύξηση της μέτριας έντασης σωματικής δραστηριότητας σε 175 λεπτά ανά εβδομάδα. Όταν αυτή η έρευνα ολοκληρωθεί αναμένεται να συνεισφέρει σημαντικά στη βιβλιογραφία χρήσης κινητών τηλεφώνων για την απώλεια βάρους και αλλαγής καθημερινών συνηθειών.

Οι Lu, Turner και Murphy (2013) χρησιμοποίησαν μία εφαρμογή για smartphones με στόχο τη μείωση της παχυσαρκίας των εφήβων 15 έως 17 ετών. Η εφαρμογή κατέγραφε τη σωματική δραστηριότητα μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιομέτρου που έχουν τα κινητά, παρείχε επιβράβευση μέσω πόντων που συνέλλεγαν οι συμμετέχοντες όταν επιτύγχαναν κάποιον στόχο, είχε διάφορα επίπεδα άσκησης που αυξάνονταν προοδευτικά και συνδεόταν με ιστοσελίδες κοινωνικής δικτύωσης για ενθάρρυνση. Συνολικά 19 φοιτητές συμμετείχαν εθελοντικά στο πρόγραμμα που διήρκεσε έξι εβδομάδες. Τα αποτελέσματα ήταν ενθαρρυντικά, αλλά όχι ικανοποιητικά. Παρατηρήθηκε κάποια μείωση στον ΔΜΣ των ατόμων, αλλά αυτός δεν μειώθηκε στατιστικά σημαντικά.

Η επόμενη παρέμβαση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση της εφαρμογής iStepLog για iPhones και iPods με στόχο την αύξηση των βημάτων των συμμετεχόντων και την πραγματοποίηση 10000 βημάτων ημερησίως. Δύο ομάδες αποτελούμενες από 50 άτομα (ομάδα παρέμβασης) και 150 άτομα (ομάδα ελέγχου) χρησιμοποίησαν την εφαρμογή αυτή για τρεις μήνες, στην οποία καταχωρούσαν ιδιοχείρως τα βήματά τους, τα οποία είχαν καταγραφεί από άλλες εξωτερικές συσκευές - βηματομετρητές. Μία εξ αυτών ήταν η Yamax Digiwalker. Στο τέλος της χρονικής περιόδου συμπλήρωσαν ένα ερωτηματολόγιο για να αξιολογήσουν την χρησιμότητα και τη χρηστικότητα της εφαρμογής. Οι συμμετέχοντες της παρεμβατικής ομάδας χρησιμοποίησαν την εφαρμογή στο 72.22% των 90 ημερών, με μέσο όρο χρήσης τις 62 ημέρες, σε σχέση με τις 41 μέρες της ομάδας ελέγχου. Επιπλέον η χρήση της εφαρμογής συσχετίστηκε με αυξημένη πιθανότητα πραγματοποίησης και καταγραφής περισσότερων των

10000 βημάτων ημερησίως. Συνεπώς η χρήση τέτοιων εφαρμογών, σε συνδυασμό με άλλες δράσεις, μπορεί να επιφέρει ένα θετικό αποτέλεσμα στην αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων και να επιφέρει αλλαγές στη συμπεριφορά (Kirwan, Duncan, Vandelanotte, & Mummery, 2012).

Η πρόθεση της επόμενης πιλοτικής έρευνας ήταν η αύξηση της σωματικής δραστηριότητας παιδιών 6 έως 10 ετών, μέσω προγράμματος 12 εβδομάδων και της ενεργής συμμετοχής των γονέων. Συνολικά 27 παιδιά συμμετείχαν, αμειβόμενα με 200\$ για την συμμετοχή τους, και οι γονείς χρησιμοποίησαν την εφαρμογή P-Mobile για να καταγράφουν τα βήματά τους. Τα παιδιά φορούσαν ένα βηματομετρητή NL-1000 καθ' όλη τη διάρκεια της ημέρας και τα δεδομένα μεταφέρονταν αυτόματα στην εφαρμογή. Οι στόχοι που τέθηκαν ήταν η αύξηση των βημάτων κατά 1000, 3000 και 6000 την πρώτη, την τρίτη και την τέταρτη εβδομάδα της παρέμβασης αντίστοιχα. Τελικά όλα τα παιδιά αύξησαν τη σωματική τους δραστηριότητα κατά μέσο όρο 1427 βήματα. Παρόλα αυτά ο τελικός στόχος δεν επιτεύχθηκε πλήρως και οι συγγραφείς πιστεύουν ότι τέτοιου είδους παρεμβάσεις με την εμπλοκή των γονέων μπορεί να είναι εφικτές, αλλά άλλα αυτές πρέπει να είναι πιο έντονες ώστε τα παιδιά να πλησιάσουν τις προτεινόμενες συστάσεις διεθνών οργανισμών για τη σωματική δραστηριότητα (Newton Jr et al., 2014).

2.9.2. Εγκυρότητα κινητών τηλεφώνων για καταγραφή σωματικής δραστηριότητας

Στις μέρες μας έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές έρευνες σύμφωνα με τις οποίες τα smartphones, χρησιμοποιώντας το ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, αισθητήρα βαρομετρικής πίεσης, GPS κ.ο.κ., μπορούν να εντοπίσουν και να κατηγοριοποιήσουν με υψηλή ακρίβεια πληθώρα σωματικών δραστηριοτήτων και ασκήσεων, με τη χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων μάθησης (machine learning algorithms), όπως Gaussian Mixture Models, Naive Bayes, Bayesian networks, Decision Tree, K-Nearest Neighbor, Artificial Neural Network, Support Vector Machines, Rule-based Classifiers και HMM (Shoab, Bosch, Incel, Scholten, & Havinga, 2014; Su, Tong, & Ji, 2014). Η πλειοψηφία των αλγορίθμων αυτών μπορεί να καταγράψει τόσο τον αριθμό βημάτων των ατόμων, όσο και την ΕΔ τους. Επίσης αυτοί οι αλγόριθμοι έχουν τη δυνατότητα

να «μαθαίνουν» και να «επαναπρογραμματίζονται» ανάλογα με τα υπάρχοντα δεδομένα που έχουν συλλέξει, παρέχοντας έτσι τη δυνατότητα για ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια στις κατηγοριοποιήσεις των ασκήσεων ανάλογα με τον χρήστη. Επιπλέον έχουν δημιουργηθεί αλγόριθμοι των οποίων η ακρίβεια δεν εξαρτάται από το σημείο τοποθέτησης του smartphone στο σώμα και δεν επιβαρύνουν την κατανάλωση ενέργειας με ταυτόχρονη μείωση του ποσοστού μπαταρίας σε σημαντικό βαθμό (Del Rosario, Redmond, & Lovell, 2015). Μερικές από τις έρευνες αυτές θα παρουσιαστούν στο παρόν κεφάλαιο.

Αρχικά οι Shoaib, Bosch, Incel, Scholten και Havinga (2014) εξέτασαν όλους τους πιθανούς χρήσιμους αισθητήρες ενός smartphone για την καταγραφή σωματικής δραστηριότητας. Τα σημαντικότερα ευρήματα της προσπάθειάς τους ήταν: α) Για την αναγνώριση του ανεβάσματος ή κατεβάσματος σκάλας πιο χρήσιμο ήταν το γυροσκόπιο από το επιταχυνσιόμετρο, όταν το smartphone είναι τοποθετημένο στη μέση ή στην τσέπη. β) Για την αναγνώριση της καθιστής και όρθιας θέσης το επιταχυνσιόμετρο είναι πιο αποτελεσματικό από το γυροσκόπιο, ανεξαρτήτως θέσεως κινητού. γ) Για την αναγνώριση της ποδηλασίας, βάρδισης και τρεξίματος το επιταχυνσιόμετρο είναι ελαφρώς πιο αποτελεσματικό από το γυροσκόπιο, χωρίς όμως η διαφορά τους να είναι σημαντική. δ) Ο συνδυασμός των δύο αυτών οργάνων συνήθως λειτουργεί θετικά, αυξάνοντας την ακρίβεια καταγραφής της κίνησης και κατηγοριοποίησης των δραστηριοτήτων. ε) Ο αισθητήρας γραμμικής επιτάχυνσης (linear acceleration sensor) δεν είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικός, με εξαίρεση την τοποθέτηση του smartphone στο άνω μέρος του χεριού. στ) Το μαγνητόμετρο (magnetometer) μπορεί να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την κίνηση, μόνο εφόσον επιλεγούν οι κατάλληλες ρυθμίσεις. ζ) Όταν εξετάζονται αυτοί οι αισθητήρες θα πρέπει να αφορά εξατομικευμένη χρήση και το γυροσκόπιο μπορεί να παρέχει περισσότερες δυνατότητες από αυτές που υπολογίζουμε μέχρι σήμερα.

Στην έρευνα των Wu, Dasgupta, Ramirez, Peterson και Norman (2012) 16 ενήλικες πραγματοποίησαν 13 διαφορετικές δραστηριότητες, φορώντας μία συσκευή iPod Touch. Με τη χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων, οι διάφορες δραστηριότητες κατηγοριοποιήθηκαν με υψηλή ακρίβεια για το τρέξιμο (91.7%),

τη βάδιση (90.1%-94.1%) και την καθιστική θέση (100%), και μικρότερη ακρίβεια για την ανάβαση-κατάβαση σκάλας (52.3%-79.4%).

Η έρευνα των Liang, Zhou, Yu, Guo και Yang (2012) ήταν παρεμφερής και βρήκαν ότι ο μέσος όρος αναγνώρισης δραστηριοτήτων με τη χρήση smartphone έφτασε το 89.1%, ενώ με τον αλγόριθμο που χρησιμοποίησαν κατάφεραν να επεκτείνουν τη διάρκεια χρήσης της μπαταρίας κατά 3.2 ώρες. Όσον αφορά τις δραστηριότητες, το υψηλότερο ποσοστό αναγνώρισης είχε η καθιστική και η ύπτια (ξαπλωτή) θέση με 100%, ενώ το χαμηλότερο είχε η οδήγηση και η βάδιση με 80%. Επίσης οι Yusuf, Maeder και Basilakis (2013) κατέληξαν σε παρόμοια συμπεράσματα με τη χρήση τεχνητών νευρωνικών δικτύων (artificial neural networks) και προσδιόρισαν τις διάφορες δραστηριότητες με μέση ακρίβεια 89.6% και 91.5% εντός των δοκιμαζομένων που συμμετείχαν.

Οι Mitchell, Monaghan και O'Connor (2013) παρατήρησαν ότι τα smartphones έχουν χαμηλής ποιότητας επιταχυνσιόμετρα και άλλα όργανα καταγραφής. Παρόλα αυτά βρήκαν ότι με τη χρήση κατάλληλων τεχνικών και τη μίξη αλγορίθμων η αναγνώριση των αθλητικών δραστηριοτήτων (π.χ. ποδόσφαιρο και χόκεϊ) μπορεί να αυξηθεί κατά 6% και να φτάσει σε ποσοστό το 87%.

Οι Del Rosario et al. (2014) πραγματοποίησαν έρευνα αναγνώρισης καθημερινών δραστηριοτήτων με τη χρήση κινητού τηλεφώνου Samsung Galaxy Nexus και αλγορίθμων decision tree algorithm. Χρησιμοποίησαν δύο διαφορετικά δείγματα, ηλικιωμένα άτομα (83.9 έτη) και άτομα νεαρής ηλικίας (21.9 έτη). Στα ηλικιωμένα άτομα το ποσοστό αναγνώρισης ανήλθε στο $80.9\% \pm 9.6\%$, ενώ στα νεότερα το ποσοστό ήταν αρκετά χαμηλότερο και με μεγαλύτερη διακύμανση $69.2\% \pm 24.8\%$. Τα ποσοστά αυτά βελτιώθηκαν σημαντικά, ιδίως στα νεότερα άτομα, όταν ο αλγόριθμος «επανεκπαιδεύτηκε» με τη χρήση των ήδη υπαρχόντων δεδομένων, φτάνοντας το ποσοστό αναγνώρισης στο $80.5\% \pm 6.8\%$. Επιπλέον ο αλγόριθμος μπορούσε να παράξει δεδομένα σε πραγματικό χρόνο και να επιτρέψει στο smartphone να λειτουργεί συνεχόμενα 17 ώρες με μία μόνο φόρτιση.

Οι Miao, He, Liu, Li και Ayoola (2015) προσπάθησαν, με τη χρήση διαφορετικών αλγορίθμων, να αναγνωρίσουν μέσω κινητού τηλεφώνου πέντε δραστηριότητες, όρθια θέση, βάδιση, τρέξιμο, ανέβασμα και κατέβασμα σκάλας. Εξέτασαν 8097 δεδομένα και κατέληξαν ότι ο πιο ακριβής αλγόριθμος ήταν ο J48 (Decision Tree), ο οποίος παρουσίασε ακρίβεια αναγνώρισης δραστηριοτήτων 89.6%. Ακολούθησε ο Sequential Minimal Optimization με 81.1%, ενώ ο λιγότερο ακριβής ήταν ο Naïve Bayes με 75.3%.

Ο Lee, στο δεύτερο μέρος της διδακτορικής διατριβής του που αναφέρθηκε σε προηγούμενο σημείο της ανασκόπησης βιβλιογραφίας, προσπάθησε να αναπτύξει κάποιον αποτελεσματικό αλγόριθμο για τον υπολογισμό METs μέσω smartphone Samsung Galaxy S2 (Lee, Kim, Kwon, Derrick, & Welk, 2015). Χρησιμοποίησε ερευνητικό πρωτόκολλο 69 λεπτών με διάφορες δραστηριότητες, εκ των οποίων μόνο κατά τη βάδιση και το τρέξιμο η ΕΔ υπολογίστηκε με σχετική ακρίβεια, ενώ στις άλλες δραστηριότητες η απόκλιση ήταν σημαντική. Επίσης συνέκρινε τα αποτελέσματα του αλγορίθμου με την ActiGraph GT3X και παρατήρησε ότι ο αλγόριθμος του Samsung είχε μεγαλύτερη ακρίβεια από την εργαστηριακή αυτή συσκευή.

Δύο ακόμα εργασίες παρουσιάστηκαν σε συνέδρια, στις οποίες οι ερευνητές προσπάθησαν όχι μόνο να κατηγοριοποιήσουν τις σωματικές δραστηριότητες, αλλά και να υπολογίσουν την ΕΔ. Στην πρώτη (Aguiar, Silva, Rocha, Carneiro, & Sousa, 2014) η ακρίβεια ορθής κατηγοριοποίησης των δραστηριοτήτων έφτασε το 99.5% όταν το smartphone ήταν τοποθετημένο στην τσέπη και 99.4% όταν ήταν στη ζώνη. Για τον υπολογισμό των METs χρησιμοποιήθηκε η καταμέτρηση βημάτων, η οποία είχε σφάλμα μέτρησης 3.4%, και η διανυθείσα απόσταση, με σφάλμα 11.2%. Η ΕΔ, αν και δεν χρησιμοποιήθηκε κάποιο εργοσπιρόμετρο για τον αντικειμενικό υπολογισμό της, κρίθηκε πως ήταν επαρκώς ακριβής συγκρινόμενη με προϋπάρχουσες τιμές METs που βρίσκονταν στη διάθεση των ερευνητών.

Τέλος, οι Pande et al. (2013) χρησιμοποίησαν τα Artificial Neural Networks για τη δημιουργία εξίσωσης παλινδρόμησης υπολογισμού της ΕΔ. Συνέκριναν τα αποτελέσματα με ένα φορητό εργοσπιρόμετρο Cosmed K4b2, καθώς και με τις εμπορικά διαθέσιμες συσκευές Fitbit και Nike+ Fuelband. Τα αποτελέσματα ήταν

ενθαρρυντικά, καθώς παρατήρησαν συσχέτιση με το εργοσπιρόμετρο 89%, ενώ αυτή βελτιώθηκε περαιτέρω όταν χρησιμοποιήθηκε και το βαρόμετρο της συσκευής για την παραγωγή δεδομένων. Σε σχέση με τις άλλες συσκευές, η εξίσωση πρόβλεψης παρείχε πολύ καλύτερα αποτελέσματα και είχε μικρότερη απόκλιση από τις πραγματικές τιμές, μιας και η Nike+Fuelband τις υποεκτιμούσε ενώ η Fitbit τις υπερεκτιμούσε.

Ολοκληρώνοντας το παρόν τμήμα της βιβλιογραφικής ανασκόπησης, παρατηρούμε ότι πλέον τα smartphones, με τη χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων εκμάθησης, έχουν τη δυνατότητα να κατηγοριοποιήσουν τις ανθρώπινες δραστηριότητες με μεγάλη ακρίβεια. Αυτή μπορεί να κυμανθεί από 80% έως ακόμα και 100%, ανάλογα κυρίως με την ένταση των δραστηριοτήτων. Φαίνεται πως απλές κινήσεις, όπως βάδιση και τρέξιμο μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με πολύ υψηλή ακρίβεια, υψηλότερη του 90%, ενώ η ακρίβεια μειώνεται σε πιο σύνθετες κινήσεις, όπως ανέβασμα και κατέβασμα σκάλας ή οδήγηση. Επίσης η ΕΔ μπορεί να υπολογιστεί με αρκετή ακρίβεια, αλλά ακόμα η έρευνα στον συγκεκριμένο τομέα βρίσκεται σε αρχικό στάδιο και υπολογίζονται κυρίως τιμές METs και όχι πρωτογενή δεδομένα σε kcals. Οπότε υπάρχει επάρκεια βασικών ερευνών που δείχνουν ότι τα smartphones μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την καταγραφή ανθρώπινων σωματικών δραστηριοτήτων, αλλά μένει να δούμε αν αυτές οι έρευνες έχουν χρησιμοποιηθεί στην πράξη για την δημιουργία και παραγωγή αντίστοιχα έγκυρων εφαρμογών για smartphones.

2.9.3. Έρευνες δημιουργίας εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας

Η έρευνα των Costa και Fazendeiro (2014) έγινε με σκοπό την κατηγοριοποίηση των κινήσεων που καταγράφονται από τους αισθητήρες των smartphones και την εν συνεχεία απεικόνισή τους με κατανοητό τρόπο. Η κατηγοριοποίηση που προέκυψε ήταν εύκολη και προσιτή στον μέσο χρήστη και μπορεί να κατατάσσει σωστά τις κινήσεις του κινητού, καθώς και την έντασή τους. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε αποτελεί έναν αρχικό οδηγό για την ανάπτυξη εφαρμογών που σχετίζονται με τη βελτίωση της υγείας μέσω παρακίνησης για περισσότερη σωματική δραστηριότητα.

Στην πτυχιακή εργασία του ο Andersson (2013) δημιούργησε μία εφαρμογή για πλατφόρμα Android η οποία είχε ως σκοπό τη σύνδεσή της μέσω Bluetooth με αποστολή ηχητικών κυμάτων, με ένα καρδιοσυχνόμετρο τύπου Zephyr. Η εφαρμογή δοκιμάστηκε σε τρεις άνδρες ηλικίας 21 ετών και κατέγραφε την καρδιακή συχνότητά τους. Η εφαρμογή ήταν εύκολη στη χρήση της, και βοήθησε τους συμμετέχοντες να ελέγχουν την καρδιακή τους συχνότητα και να τη διατηρούν σε επιτρεπτά για την υγεία τους όρια.

Οι Weng, Su, Chen, Shih και You (2014) ανέπτυξαν μία εφαρμογή κοινωνικής δικτύωσης και σωματικής δραστηριότητας σε περιβάλλον Android, που ονομάστηκε Social Exercise. Ακολούθησαν οκτώ γενικά αποδεκτούς κανόνες δημιουργίας εφαρμογών που τυγχάνουν ευρείας αποδοχής από σχεδιαστές προγραμμάτων (Shneiderman & Plaisant, 2009). Τα κύρια χαρακτηριστικά της νέας αυτές εφαρμογής ήταν η επιλογή μεταξύ άσκησης σε κλειστό ή ανοικτό χώρο, η δημιουργικότητα, η καταγραφή και οι επιλογές γενικά (choice, creation, record, option). Πέντε συμμετέχοντες επιλέχθηκαν για να τη δοκιμάσουν, τρεις άνδρες και δύο γυναίκες. Αυτοί αξιολόγησαν τα τεχνικά και γραφιστικά χαρακτηριστικά της μέσω ερωτηματολογίου, αλλά δεν έγινε κάποια προσπάθεια αξιολόγησης της ακρίβειας και εγκυρότητας των δεδομένων που κατεγράφησαν.

Οι Hebden, Cook, van der Ploeg και Allman-Farinelli (2012) ανέπτυξαν τέσσερεις εφαρμογές για την καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας (ePASS), της κατανάλωσης φρούτων και λαχανικών (eVIP), της ενέργειας και των λιπαρών που περιέχονται σε 504 τρόφιμα γρήγορης προετοιμασίας (eTIYP) και των αφεψημάτων (eSIYP). Η διαδικασία που ακολουθήθηκε περιέχει τα στάδια της απόφασης περί των προδιαγραφών των εφαρμογών, την επιλογή του λειτουργικού συστήματος στο οποίο θα λειτουργούσαν, τον σχεδιασμό και τη δημιουργία και, τέλος, τον έλεγχο των πρωτοτύπων. Στην τελευταία αυτή φάση πήραν μέρος 21 ενήλικες ηλικίας 18 έως 35 ετών, οι οποίοι ήθελαν να χάσουν σωματικό βάρος. Ο έλεγχος αυτός πραγματοποιήθηκε με τη διαδικασία της χορήγησης διαδικτυακών ερωτηματολογίων, στα οποία δέκα συμμετέχοντες κατέγραψαν τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των εφαρμογών. Οι εφαρμογές κρίθηκαν εύκολες ως προς το κατέβασμά τους, αλλά οι συμμετέχοντες δεν ήθελαν να είναι αναγκασμένοι να κάνουν «log in» κάθε φορά που τις

χρησιμοποιούσαν. Κάποιοι παραπονέθηκαν ότι επιβάρυναν υπερβολικά το κινητό τους και μειωνόταν η ταχύτητα ανταπόκρισής του και ένας πρότεινε πως θα πρέπει να δημιουργηθεί τρόπος επιβράβευσης μόνο των σωστών και αποδεκτών συμπεριφορών. Γενικά οι εφαρμογές αυτές χρήζουν περαιτέρω βελτίωσης, ενώ δεν χρησιμοποιήθηκε κάποιος έγκυρος τρόπος αξιολόγησής τους.

Μία ελληνική προσπάθεια για ανάπτυξη εφαρμογής καταγραφής σωματικής δραστηριότητας έγινε από τους Doulamis, Pelekis και Theodoridis (2012). Η εφαρμογή ονομάστηκε EasyTracker και λειτουργούσε σε σύστημα Android. Μέσω GPS σημάτων κατέγραφε την μετακίνηση του χρήστη, ο οποίος είχε τη δυνατότητα να δίνει ονομασίες στις περιοχές της διαδρομής και στις δραστηριότητες που κάνει. Ένα σημαντικό πλεονέκτημά της ήταν ότι παρείχε αυξημένη ασφάλεια στα ατομικά δεδομένα που καταγράφονταν από τον εκάστοτε χρήστη μέσω ειδικών αλγορίθμων. Δυστυχώς η συγκεκριμένη εργασία δεν εξελίχθηκε και δεν υπάρχουν δεδομένα αξιολόγησής της, καθώς παρέμεινε στην φάση της ανάπτυξης.

Μία από τις πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας με τη χρήση του GPS του smartphone είναι η Runkeeper. Οι Stragier και Mechant (2013) προσπάθησαν να καταγράψουν το προφίλ των ατόμων που τη χρησιμοποιούσαν. Η πλειοψηφία, 82%, ήταν άνδρες δρομείς. Έτρεχαν κατά μέσο όρο 24 km σε τρεις προπονητικές μονάδες κάθε εβδομάδα. Οι περισσότεροι έτρεχαν για αναψυχή, και ήταν προσανατολισμένοι στη βελτίωση της υγείας, στην απόλαυση που προσφέρει η άσκηση και στην επίτευξη ατομικών στόχων, χωρίς να εμπλέκεται ο ανταγωνισμός. Συνεπώς παρόμοιες εφαρμογές παρέχουν τη δυνατότητα να προάγουν τη σωματική δραστηριότητα και να παρέχουν παρακίνηση σε άτομα που τη χρειάζονται. Επίσης οι Silva, Holden και Nii (2014) στην έρευνα που παρουσίασαν σε συνέδριο πληροφορικής στο Ηράκλειο Κρήτης μελέτησαν τις εφαρμογές Runkeeper και Nike+ ως προς τη χρηστικότητά τους από ηλικιωμένους ανθρώπους. Δυστυχώς η χρήση τους δεν είναι εύκολη από αυτούς και δεν μπορούν να ανταποκριθούν στις ανάγκες τους. Οι μικρές λεπτομέρειες που εμφανίζονται στην οθόνη, η ανεπαρκής αντίθεση των χρωμάτων και η μικρή γραμματοσειρά που χρησιμοποιούσαν ήταν μερικά από τα προβληματικά σημεία

των εφαρμογών που απέτρεπαν τη χρήση τους. Συνεπώς πρέπει να δοθεί μελλοντικά μεγαλύτερη έμφαση στον σχεδιασμό τους και στο περιβάλλον μέσα στο οποίο αυτές λειτουργούν.

Οι Stragier, Mechant και De Marez (2013) συνέλλεξαν και κατηγοριοποίησαν 22258 αναρτήσεις στην ιστοσελίδα Twitter που έγιναν μέσω της εφαρμογής Runkeeper από χρήστες της. Αναλύοντας ποιοτικά τις 2868 εξ αυτών βρήκαν ότι οι πλειοψηφία των χρηστών αναρτούσε πληροφορίες σχετικά με τον χρόνο και την απόσταση που έτρεχαν, τις ποδηλατικές διαδρομές και τους περιπάτους. Επίσης προσωπικές απόψεις και αναστοχασμοί για το πώς εξελίχθηκε η κάθε δραστηριότητα ήταν συνήθεις αναρτήσεις και περιείχαν επιπλέον λεπτομέρειες για το πώς βιώθηκε η κάθε δραστηριότητα ξεχωριστά.

Η διαδικασία που ακολούθησαν οι Vickey, Ginis και Dabrowski (2013) σχετικά με την κατηγοριοποίηση των tweets από τις εφαρμογές Nike+, Runkeeper, MyFitnessPal, Endomondo και Dailymile ήταν παρεμφερής. Μέσω του ανοιχτού λογισμικού προγράμματος TwapperKeeper και σε διάστημα 184 ημερών, συνέλεξαν συνολικά 2.8 εκατομμύρια tweets σε 23 γλώσσες. Το 73% των tweets που επιλέχθηκαν τελικά στην αγγλική γλώσσα κατατάχθηκαν ως Δραστηριότητες, το 21% ως Συζητήσεις και το 5% ως Blarney (Μη σχετικά). Από τα tweets των δραστηριοτήτων, το 53% ήταν προπονήσεις και ένα επιπλέον 21% προπονήσεις με επιπλέον στοιχεία (workout plus). Φάνηκε ότι ιστοσελίδες κοινωνικής δικτύωσης όπως το Tweeter μπορούν να προσφέρουν στους ερευνητές πληθώρα πληροφοριών σχετικά με την άσκηση των ατόμων που χρησιμοποιούν και καταγράφουν τη σωματική τους δραστηριότητα μέσω εφαρμογών. Πιθανότατα να διαδραματίζουν έναν σημαντικό ρόλο στον τρόπο επικοινωνίας και παρακίνησής τους μέσω της κοινωνικής υποστήριξης που μπορούν να προσφέρουν.

Οι Ferreira, Rosario, Costa και Novais (2013) παρουσίασαν στο συνέδριο της Advances in Intelligent Systems and Computing τα αρχικά στάδια της εφαρμογής καταγραφής σωματικής δραστηριότητας η οποία χρησιμοποιεί το GPS και το επιταχυνσιόμετρο Android smartphones. Ο χρήστης εισάγει προσωπικές πληροφορίες, όπως σωματικό βάρος και ύψος καθώς και την ώρα που λαμβάνει το γεύμα του καθημερινά. Υπολογίζεται ο ΔΜΣ και κάθε 10 μέρες λαμβάνει μία

ειδοποίηση για τη μεταβολή του, εφόσον εισάγει πληροφορίες σχετικά με τις καθημερινές του διατροφικές συνήθειες. Όλες οι πληροφορίες συλλέγονται, επεξεργάζονται και παρέχουν στον χρήστη ανατροφοδότηση και επιλογές στη λήψη αποφάσεων σχετικά με τη σωματική του δραστηριότητα και τη διατροφή του. Δεν είχε πραγματοποιηθεί κάποια δοκιμή της εγκυρότητας και της αποτελεσματικότητάς της, καθώς βρισκόταν σε φάση κατασκευής.

Οι Anderson et al. (2007) ανέπτυξαν μία από τις πρώτες εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, χρησιμοποιώντας λειτουργικό σύστημα Windows Mobile 5 για smartphones, που ήταν ιδιαίτερα αναπτυγμένο το 2007. Το Shakra, όπως ονομάστηκε, λειτουργούσε μέσω των διακυμάνσεων του σήματος GSM, και όχι με τη βοήθεια GPS ή επιταχυνσιόμετρου. Με τη βοήθεια ενός τεχνικού δικτύου νευρώνων που ανέπτυξαν, τα σήματα που λαμβάνονταν από το κινητό κατηγοριοποιούνταν και αναγνωρίζονταν ως διαφορετικού είδους κινήσεις. Για την αξιολόγηση της εφαρμογής χρησιμοποιήθηκαν εννιά άτομα, τα οποία την χρησιμοποίησαν για πέντε μέρες και κατέγραφαν τις καθημερινές τους δραστηριότητες σε ημερολόγιο. Εν συνεχεία τα ημερολόγια αυτά αναλύθηκαν και βρέθηκε ότι η εφαρμογή είχε μία ελάχιστη ακρίβεια της τάξεως του 70% σε καθημερινή βάση. Η πλειοψηφία των συμμετεχόντων παρακινήθηκαν για αύξηση της άσκησης με τη χρήση της εφαρμογής και τη χρησιμοποίησαν ως ένα είδος παιχνιδιού για συναγωνισμό με τους υπόλοιπους. Τα προβλήματα που παρουσιάστηκαν σχετικά με την ακρίβεια, την ανατροφοδότηση και την ιδιωτικότητα των δεδομένων χρήζουν περαιτέρω έρευνας και οι συγγραφείς θα προσπαθούν να τα βελτιώσουν σε επόμενη μελέτη.

Οι Chen και Pu (2014) δημιούργησαν και αυτοί μία εφαρμογή στην Ελβετία, την HealthyTogether, οποία επέτρεπε στα άτομα να συμμετέχουν ανά δυάδες σε παιγνιώδους μορφής σωματικές δραστηριότητες. Η αγγλική ορολογία που έχει δημιουργηθεί για αυτού του είδους τις παρεμβάσεις είναι Gamification (ίσως παιγνιοποίηση) και αποτελείται από τη χρήση στοιχείων παιχνιδιού σε περιβάλλον εκτός παιχνιδιού, ούτως ώστε να παρακινήσει τα άτομα να είναι δραστήρια (Deterding, Sicart, Nacke, O'Hara, & Dixon, 2011). Συνολικά 15 άνδρες και 21 γυναίκες ηλικίας μεταξύ 20 και 30 ετών συμμετείχαν, δημιουργώντας 18 δυάδες. Δημιουργήθηκαν τρεις πειραματικές ομάδες, μία

ανταγωνισμού, μία συνεργασίας και μία ενδιάμεση. Σε όλους τους συμμετέχοντες χορηγήθηκε ένα Android smartphone και ένα επιταχυνσιόμετρο τύπου Fitbit, το οποίο κατέγραφε τόσο την οριζόντια όσο και την κάθετη μετατόπιση τους. Επίσης το Fitbit, μέσω δικιάς του εφαρμογής, μπορούσε να αλληλεπιδράσει με την HealthyTogether στο κινητό τηλέφωνο. Για την αξιολόγηση της εφαρμογής οι συμμετέχοντες συμπλήρωναν καθημερινά ένα ημερολόγιο. Το πρόγραμμα διήρκεσε 16 ημέρες, εκ των οποίων η τελευταία εβδομάδα ήταν η καθεαυτή πειραματική φάση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εφαρμογή βοήθησε τα άτομα να αυξήσουν την κατακόρυφη μετακίνησή τους, όπως το ανέβασμα σκαλιών, και τα καθημερινά βήματά τους, κατά 21.1% στη συνεργατική ομάδα και κατά 18.2% στην ενδιάμεση ομάδα. Στην ανταγωνιστική ομάδα η αύξηση ήταν πολύ περιορισμένη, της τάξεως του 8.8%. Ο ανταγωνισμός μεταξύ των δυάδων δεν βοήθησε στην αύξηση της σωματικής δραστηριότητας και των δύο, ειδικά όταν αυτοί δεν είχαν παρόμοιες ικανότητες. Σε αυτή την περίπτωση φάνηκε ότι όσο αυξανόταν η δραστηριότητα του ενός, τόσο μειωνόταν η δραστηριότητα του δεύτερου. Ήταν πιθανό ένα πιο συνεργατικό περιβάλλον, και όχι ανταγωνιστικό, να παρακινούσε τους συμμετέχοντες να αλληλεπιδρούν περισσότερο μεταξύ τους. Τέλος η ανταλλαγή μηνυμάτων μέσω της εφαρμογής συνέβαλλε στην περαιτέρω αύξηση των καθημερινών βημάτων.

Η έρευνα των Loewy, Chang και Maheswaran (2012) που παρουσιάστηκε σε συμπόσιο της AAAI αφορούσε τη δημιουργία της εφαρμογής TrackIt και βρισκόταν σε πρωτόλεια φάση δημιουργίας. Περιλάμβανε τις ακόλουθες δυνατότητες για τους χρήστες: α) να δημιουργούν και να ενταχθούν σε ομάδες, β) να φτιάχνουν και να προσθέτουν δραστηριότητες και να παρακολουθούν το χρονικό διάστημα που ήταν δραστήριοι, γ) να συλλέγουν πληροφορίες σχετικά με την απόδοσή τους, δ) να παρακολουθούν την θέση που βρίσκονταν, και ε) να δημιουργούν αναφορές για την ενημέρωση της ομάδας τους. Γενικά η εφαρμογή είχε ως σκοπό τη συμμετοχή ατόμων σε ομάδες και στη συνέχεια την παρακολούθηση της σωματικής τους δραστηριότητας τόσο από τους ίδιους όσο και από την ομάδα τους. Οι ατομικές δραστηριότητες μετατρέπονται σε ομαδικές και τα λογισμικά θα πρέπει μελλοντικά να αντανakλούν αυτή την αντίληψη, ώστε να αυξάνεται η παρακίνηση μέσω κοινωνικών δικτύων.

Ολοκληρώνοντας το παρόν τμήμα της ανασκόπησης, θα παρουσιάσουμε την εργασία των Nolan, Mitchell και Doyle-Baker (2014). Οι συγκεκριμένοι ερευνητές ανέπτυξαν μία εφαρμογή καταγραφής σωματικής δραστηριότητας σε iPhone/iPod συσκευές, η οποία καταγράφει και συλλέγει δεδομένα επιτάχυνσης. Η συγκεκριμένη εφαρμογή μπόρεσε να καταγράψει και να διαχωρίσει με ακρίβεια 99% τα διαφορετικά είδη δραστηριότητας που έκαναν οι 25 συμμετέχοντες. Με εξαιρετικά υψηλή ακρίβεια υπολογίστηκε η ταχύτητα κίνησης των ασκούμενων, τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο, ενώ ελαφρώς μικρότερη, αν και υψηλή, ήταν η ακρίβεια υπολογισμού της ΕΔ άσκησης. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το iPhone/iPod μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη συλλογή δεδομένων επιτάχυνσης και τον έλεγχο της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων.

2.9.4. Εγκυρότητα εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας

Οι Al Ayubi, Parmanto, Branch και Ding (2014) έφτιαξαν την εφαρμογή PersonA με σκοπό την παρακίνηση των χρηστών ώστε να περπατούν περισσότερο καθημερινά και την καταγραφή της σωματικής τους δραστηριότητας. Το πρόγραμμα διήρκεσε τέσσερις εβδομάδες στις οποίες 14 άτομα ηλικίας 24 - 45 ετών συμμετείχαν. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εφαρμογή ήταν εύκολη στη χρήση της, οι συμμετέχοντες ήταν ικανοποιημένοι από αυτήν και τους βοήθησε στην αύξηση της σωματικής τους δραστηριότητας. Όμως το ποσοστό καταγραφής των βημάτων, που υπολογίστηκε μέσω ερωτηματολογίων, ήταν ιδιαίτερα ανεπαρκές (60% - 80% των πραγματικών βημάτων) και η εφαρμογή δεν ήταν ιδιαίτερα έγκυρη. Μεγαλύτερη ακρίβεια παρατηρήθηκε όταν το smartphone τοποθετήθηκε κοντά στα ισχία και στην μπροστινή τσέπη του παντελονιού. Στην πιλοτική μελέτη που είχε προηγηθεί οι αισθητήρες του κινητού είχαν καταγράψει 392 βήματα (± 13 βήματα) σε σύνολο 400 βημάτων. Οι ερευνητές επικεντρώθηκαν σε αυτή την ανεπάρκεια και πρότειναν ως βασική προτεραιότητα σε μελλοντικές έρευνες τη βελτίωση της εγκυρότητάς της. Όπως ανέφεραν χαρακτηριστικά, ανακριβείς μετρήσεις στην καταγραφή της σωματικής δραστηριότητας μπορεί να οδηγήσουν σε αναποτελεσματικά παρεμβατικά προγράμματα. Επιπλέον, εφόσον αυξηθεί η

εγκυρότητα της εφαρμογής, μέσω συγκριτικών ερευνών με άλλους ήδη έγκυρους βηματομετρητές-επιταχυνσιόμετρα, θα αυξηθεί και η αξιοπιστία της, προσδίδοντας μεγαλύτερη πειστικότητα για την πιο αποτελεσματική χρήση της.

Οι καταναλωτές αξιολόγησαν τρεις συσκευές GPS, 10 βηματομετρητές και τρεις εφαρμογές κινητών τηλεφώνων. Όσον αφορά τους βηματομετρητές, έκριναν το Sportline Step & Distance SB4202 ως την καλύτερη επιλογή, και ακολούθησαν τα Mio Trace Acc-Tek και Omron GOsmart Pocket HJ-112. Από τις εφαρμογές smartphones η καλύτερη επιλογή ήταν η Accupedo pedometer για κινητά Android και η Pedometer Pro GPS+ για κινητά iPhone (Consumer Reports, 2011).

Οι Boyce, Padmasekara και Blum (2012) υπολόγισαν και σύγκριναν την ακρίβεια τριών δωρεάν εφαρμογών-επιταχυνσιομέτρων σε iPhone και ενός εμπορικά διαθέσιμου βηματομετρητή. Οι εφαρμογές που επιλεχτήκαν ήταν οι iSteps Lite, LYR Free και Pedometer Lite, ενώ ο βηματομετρητής ήταν ο Yamax Digi-Walker SW-700/701. Μία εθελόντρια χρησιμοποίησε όλες τις συσκευές ταυτόχρονα και η ακρίβειά τους υπολογίστηκε σε τρεις διαφορετικές ταχύτητες (3, 6 και 9 km/h), σε απόσταση 1 km και κατά τη μετακίνηση με αυτοκίνητο, σε διάφορα επίπεδα ευαισθησίας καταγραφής βημάτων. Στη χαμηλή ταχύτητα (3 km/h) όλες οι εφαρμογές και η εξωτερική συσκευή δεν ήταν ακριβείς στην καταγραφή των βημάτων. Η ακρίβεια αυξήθηκε για κάποιες εφαρμογές, καθώς και για την εξωτερική συσκευή, στη μεσαία και υψηλής έντασης ταχύτητα. Η iSteps Lite και η Pedometer Lite ήταν αρκετά ακριβείς στα 6 km/h ενώ η iSteps Lite ήταν επιπλέον ακριβής στα 9 km/h. Όσον αφορά την ταχύτητα, όλες οι εφαρμογές ήταν ανακριβείς. Τέλος, κατά τη διάρκεια της μετακίνησης με αυτοκίνητο, όλες οι εφαρμογές κατέγραψαν βήματα τα οποία δεν πραγματοποιήθηκαν. Συμπερασματικά, η ακρίβεια των εφαρμογών εξαρτήθηκε από την ένταση της άσκησης. Όσο αυτή αυξανόταν, τόσο αυξανόταν και η ακρίβεια. Η αύξηση της ευαισθησίας καταγραφής των βημάτων δεν βοήθησε ιδιαίτερα στη βελτίωση της ακρίβειας καταγραφής. Καταλήγοντας οι ερευνητές παρατήρησαν ότι οι εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα δεν είναι τόσο έγκυρες όσο οι συσκευές-βηματομετρητές στην καταγραφή βημάτων και ταχύτητας. Μέσω των ρυθμίσεων των smartphones μπορεί να βελτιωθεί η ευαισθησία τους, όμως αυτό

πρέπει να πραγματοποιείται συνεχώς όταν αλλάζει η ένταση της άσκησης. Η χρήση του GPS μπορεί να βοηθήσει ώστε να αυξηθεί η ακρίβεια των μετρήσεων. Παρά τους όποιους περιορισμούς, υπάρχει η δυνατότητα για τις εφαρμογές αυτές να αποτελέσουν δυνητικά ένα χρήσιμο κλινικό εργαλείο στον χώρο της πρωτοβάθμιας φροντίδας υγείας.

Οι Guo, Li, Kankanhalli και Brown (2013) στην έρευνα που παρουσίασαν σε συνέδριο πληροφορικής, συνέκριναν πέντε συσκευές και μία εφαρμογή καταγραφής βημάτων. Αυτές ήταν οι Fitbit, Nike+ Fuelband, Nike+ Sportsband, Omron Steps, SM-2000 και η εφαρμογή για iPhone Moves. Τρεις συμμετέχοντες φόρεσαν ταυτόχρονα όλες τις συσκευές σε διάφορα σημεία του σώματός τους και μετακινήθηκαν σε απόσταση 400 μέτρων. Επίσης ένας εξ αυτών φόρεσε δύο συσκευές, τις Fitbit και Nike+ Fuelband, για διάστημα αρκετών εβδομάδων. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων έδειξαν ότι η πιο έγκυρη συσκευή ήταν η Fitbit, με ποσοστό σφάλματος 1% στον υπολογισμό των βημάτων. Άλλες συσκευές είχαν υψηλότερα ποσοστά σφάλματος, όπως η Nike+ Fuelband με 8% και η Nike+ Sportsband με 11%. Ένα απογοητευτικό εύρημα της έρευνας ήταν ότι η εφαρμογή Moves παρουσίασε σημαντικό σφάλμα στη μέτρηση των βημάτων της τάξης του 28%, όντας εξαιρετικά μη έγκυρη.

Η επόμενη μελέτη πραγματοποιήθηκε με σκοπό την σύγκριση μιας καινούριας εφαρμογής καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, της CalFit, με ένα ήδη έγκυρο και αξιόπιστο όργανο μέτρησης, το Actigraph GT3X. Οι παράμετροι που συγκρίθηκαν ήταν η μετακίνηση στον κάθετο άξονα, η διάρκεια της άσκησης και η ενεργειακή κατανάλωση. Συνολικά 36 άτομα τα χρησιμοποίησαν ταυτόχρονα για πέντε συνεχόμενες μέρες σε πραγματικές συνθήκες διαβίωσης (free living conditions). Τα αποτελέσματα ήταν πολύ ενθαρρυντικά για τη νέα αυτή εφαρμογή. Παρατηρήθηκε υψηλή συσχέτιση μεταξύ των δύο συσκευών στα δεδομένα του κάθετου άξονα, στην ολική ΕΔ, καθώς και στην ΕΔ χαμηλής και μέτριας έντασης σωματική άσκηση. Αντίθετα η ΕΔ που οφειλόταν σε υψηλής έντασης άσκηση υπερεκτιμήθηκε από την CalFit. Τέλος, το Actigraph ήταν πιο εύκολο στη χρήση από την CalFit, γεγονός που οφειλόταν στο ότι η εφαρμογή δεν άνοιγε αυτόματα με την ενεργοποίηση του smartphone και υπήρχε σημαντική απώλεια δεδομένων. Παρόμοιες εφαρμογές

μπορούν να αποτελέσουν μελλοντικά μία οικονομική προσέγγιση σε μεγάλες επιδημιολογικές μελέτες που θα στηρίζονται σε εφαρμογές mHealth καταγραφής σωματικής δραστηριότητας (Donaire-Gonzalez, de Nazelle, Seto, Mendez, Nieuwenhuijsen, & Jerrett, 2013).

Η Bauer (2013) παρουσίασε στο συνέδριο MoMM2013 το ερευνητικό πόνημά της στο οποίο συνέκρινε τα δεδομένα που κατεγράφησαν από εννιά δωρεάν εφαρμογές Android που χρησιμοποιούσαν GPS για την καταγραφή της οριζόντιας μετακίνησης. Αυτές ήταν οι Endomondo, Runtastic, Noom Cardio Trainer, MyTracks, Runkeeper, Sports Tracker, MapMyRun GPS Running, Adidas miCoach και Orux Maps. Ένα άτομο φόρεσε το κινητό HTC Desire Bravo με ενεργοποιημένη μία εφαρμογή κάθε φορά και έτρεξε απόσταση ενός χιλιομέτρου. Η πιο ακριβής εφαρμογή ήταν η Adidas miCoach, η οποία κατέγραψε ακριβώς 1000 μέτρα, και ακολούθησαν οι Noom Cardio Trainer, η Orux Maps και η Sports Tracker, οι οποίες είχαν απόκλιση 10 μέτρων. Όλες οι εφαρμογές είχαν απόκλιση μικρότερη των 60 μέτρων (Endomondo και Runtastic), ενώ η Runkeeper παρουσίασε απόκλιση 20 μέτρων. Όσον αφορά το υψόμετρο, οι πιο ακριβείς ήταν οι Noom Cardio Trainer και η Runtastic με μηδενική απόκλιση, και ακολούθησε η Runkeeper με μικρή απόκλιση οκτώ μέτρων. Την πιο μεγάλη απόκλιση κατέγραψε η Sports Tracker με 63 μέτρα συνολικά. Η τελική κατάταξη, λαμβάνοντας υπόψη τόσο την οριζόντια όσο και την κάθετη απόκλιση, ήταν η εξής: 1) Adidas miCoach, 2) Noom Cardio Trainer, 3) Runkeeper, 4) Orux Maps, 5) MapMyRun GPS Running, 6) MyTracks, 7) Runtastic, 8) Sports Tracker, 9) Endomondo.

Οι Mattila, Ding, Mattila και Sarela (2009) παρουσίασαν επίσης σε συνέδριο την πρότασή τους σχετικά με τη δημιουργία μιας εφαρμογής καταγραφής σωματικής δραστηριότητας για χρήση από ασθενείς με καρδιαγγειακά προβλήματα, ονόματι TuneWalk. Διαθέτει τη δυνατότητα επικοινωνίας με καρδιοσυχνόμετρο τύπου Polar και εξωτερικό επιταχυνσιόμετρο μέσω τεχνολογίας Bluetooth και αποστέλλει τα δεδομένα που συλλέγονται σε απομακρυσμένο διακομιστή μέσω GPRS και 3G. Η εφαρμογή αξιολογήθηκε από δύο ειδικούς που τη χρησιμοποίησαν ως προς την ακρίβεια καταγραφής της καρδιακής συχνότητας, των METs και των βημάτων που κατεγράφησαν. Η

καρδιακή συχνότητα συγκρίθηκε με μία συσκευή FRWD W600 και η συσχέτιση ήταν πολύ υψηλή της τάξεως του $r=.996$ για το περπάτημα και $r=.991$ για το τρέξιμο. Η ΕΔ συγκρίθηκε με έναν πίνακα υπολογισμού METs. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι ο υπολογισμός της εφαρμογής ήταν αρκετά ακριβής κατά τη βάδιση, αλλά η ακρίβεια μειώθηκε κατά τη διάρκεια του τρεξίματος. Τέλος τα βήματα κατεγράφησαν σε βάδιση και τρέξιμο ενός λεπτού, σε διαφορετικές ταχύτητες και οι τιμές ήταν πολύ έγκυρες. Η εφαρμογή αυτή κρίθηκε ως πολύ φιλική προς τον χρήστη και υψηλής εγκυρότητας σχετικά με τα δεδομένα που καταγράφει.

Οι Bergman, Spellman, Hall και Bergman (2012) μέτρησαν την εγκυρότητα μίας δωρεάν εφαρμογής για iPhone, της iPedometer, συγκρίνοντάς την με έναν βηματομετρητή StepWatch και άμεση παρατήρηση. Είκοσι άτομα περπάτησαν σε πέντε διαφορετικές ταχύτητες αυξανόμενης έντασης (54, 67, 80, 94, και 107 m/min), φορώντας το iPhone σε τρεις διαφορετικές θέσεις (τσέπη, μέση και βραχίονα). Οι στατιστικές διαφορές ήταν σημαντικές μεταξύ των συσκευών, εκτός από τη συνθήκη τοποθέτησης της συσκευής στον βραχίονα και ταχύτητας 107 m/min. Επιπλέον όλες οι συσχέτισεις ήταν εξαιρετικά χαμηλές. Συνεπώς η iPedometer δεν θεωρήθηκε ακριβής εφαρμογή στην καταγραφή βημάτων σε δαπεδοεργόμετρο, αφού τα βήματα που κατέγραφε ήταν συστηματικά λιγότερα από τα αναμενόμενα.

Η πιλοτική έρευνα των Lee, Kim, Jee και Yoo (2011) υποστηρίχθηκε από ένα πρόγραμμα που αφορούσε άτομα με μεταβολικό σύνδρομο και είχε ως σκοπό τη δημιουργία εφαρμογής καταγραφής βημάτων για συσκευή iPod, η οποία διέθετε ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων. Η εφαρμογή είχε την ικανότητα να διαχωρίζει τις δραστηριότητες ανάλογα με την έντασή τους και συνέλλεγε δεδομένα σχετικά με τον αριθμό βημάτων, την ταχύτητα βάδισης και την ενεργειακή κατανάλωση. Αφού περιγράφηκε αναλυτικά η διαδικασία κατασκευής, έξι υγιή άτομα τη χρησιμοποίησαν σε εξωτερικό περιβάλλον, σε όρθια, καθιστή και σε κατάκλιση, καθώς και κατά τη διάρκεια περπατήματος, τρεξίματος και πτώσεων. Αξιολογήθηκε μόνο ο ακριβής αριθμός βημάτων που καταγράφηκαν σε απόσταση 100 ποδιών και όχι οι άλλες παράμετροι που μπορούσαν να υπολογιστούν. Η αποτελεσματικότητα και η ακρίβεια των μετρήσεων ήταν εξαιρετικά υψηλή. Το χαμηλότερο ποσοστό ακρίβειας του

διαχωρισμού των δραστηριοτήτων είχε η καθιστική με 96%, ενώ το υψηλότερο η κατάκλιση και το τρέξιμο με 100%.

Οι Orr και συνεργάτες (2015) χρησιμοποίησαν διαφορετικά κινητά τηλέφωνα τα οποία είχαν εγκατεστημένες τις εφαρμογές Accupedo, Moves και Runtastic, ούτως ώστε να εξετάσουν την εγκυρότητα καταγραφής βημάτων σε δείγμα 29 υγιών ενηλίκων. Οι εφαρμογές ελέγχθηκαν σε τέσσερις διαφορετικές συνθήκες, οδήγησης, βάδισης, τρεξίματος και ελεύθερης διαβίωσης, ενώ συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα ενός Yamax SW-200 και άμεσης παρατήρησης. Τα αποτελέσματα δεν ήταν ικανοποιητικά, καθώς καμία από τις εφαρμογές δεν χαρακτηρίστηκε ως έγκυρη, με βασικά προβλήματα να είναι η υποεκτίμηση του αριθμού των βημάτων, η χαμηλή συνδεσιμότητα και η ταχεία εξάντληση της μπαταρίας των κινητών τηλεφώνων. Τα ποσοστά σφάλματος παρότι ήταν σημαντικά στη δοκιμασία βάδισης (Moves 69%, Accupedo 50%, Runtastic 29%), μειώθηκαν σημαντικά κατά το τρέξιμο (Moves 45%, Accupedo 1%, Runtastic 4%).

Τέλος, οι Case, Burwick, Volpp και Patel (2016) συνέκριναν τις Yamax Digi-Walker SW-200, Fitbit Zip, Fitbit One, Fitbit Flex, Jawbone UP24 και Nike Fuelband, με τις εφαρμογές Fitbit, Health Mate, Moves για iPhone Και Moves για Android. Οι 28 συμμετέχοντες πραγματοποίησαν δύο δοκιμασίες βάδισης, 500 και 1500 βημάτων, με ταχύτητα 3.0 mph σε δαπεδοεργόμετρο και τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με άμεση παρατήρηση. Τα αποτελέσματα έδειξαν υψηλή εγκυρότητα για τις εφαρμογές smartphones, με τις περισσότερες να παρουσιάζουν καλύτερους δείκτες εγκυρότητας σε σχέση με τις αντίστοιχες wearable συσκευές.

Καταλήγοντας, ο χώρος των εφαρμογών smartphones για την καταγραφή σωματικής δραστηριότητας είναι ένας ταχέως αναπτυσσόμενος τομέας. Πολλές τέτοιες εφαρμογές έχουν αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια, αλλά ελάχιστες έχουν εξεταστεί ως προς την εγκυρότητα καταγραφής των δεδομένων, ενώ είναι μετρημένες στα δάχτυλα του ενός χεριού αυτές που έχουν χρησιμοποιήσει αντικειμενικούς τρόπους για τον έλεγχο της ακρίβειας των στοιχείων που συλλέγουν, ενώ δεν υπάρχουν έρευνες με δείγμα παιδιά και εφήβους. Επιπλέον τα αποτελέσματα αυτών των ελέγχων δεν είναι μέχρι στιγμής ιδιαίτερα

ενθαρρυντικά. Συνεπώς κρίνεται ιδιαίτερος επιτακτική η έρευνα σχετικά με την αξιολόγηση της εγκυρότητας ευρέως διαδεδομένων εφαρμογών σε smartphones, τα οποία χρησιμοποιούνται κατά κόρον από χιλιάδες ανθρώπους.

III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. Δείγμα

Ο τρόπος επιλογής του δείγματος στηρίχθηκε στην ανασκόπηση παλαιότερων παρόμοιων μελετών, καθώς και σε οδηγίες από τους Welk, McClain και Ainsworth (2012) και Catellier και Muller (2002). Οι Welk και συνεργάτες (2012) υποστηρίζουν ότι πρέπει να επιλέγεται ένας συγκεκριμένος ηλικιακός πληθυσμός για κάθε έρευνα, όπως παιδιά (<10 ετών), έφηβοι (10 - 18 ετών) ή ενήλικες (20 - 60 ετών). Το δείγμα ήταν ομοιογενές και αποτελείτο από άτομα και των δύο φύλων. Επίσης το δείγμα εξαρτήθηκε από τη διακύμανση των αποτελεσμάτων και από το ερευνητικό πρωτόκολλο. Όσο λιγότερο ευμετάβλητα ήταν τα αποτελέσματα και το πείραμα πραγματοποιούνταν υπό ελεγχόμενες συνθήκες, τόσο μικρότερο μπορούσε να είναι το δείγμα (Welk, McClain, & Ainsworth, 2012). Επιπλέον αυτό μπορούσε να μειωθεί με τη χρήση ίδιου αριθμού ατόμων σε κάθε πειραματική ομάδα, εάν τα αποτελέσματα εκφράζονταν με συνεχείς μεταβλητές και αν υπήρχαν επαναλαμβανόμενες μετρήσεις (Catellier & Muller, 2002). Τέλος, από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας παρατηρήθηκε ότι σε παρεμφερείς έρευνες το μέγιστο δείγμα ήταν 60 ενήλικα άτομα (Lee, Kim, & Welk, 2014).

Επιπλέον, για τον υπολογισμό του ελάχιστου δείγματος που θα απαιτούνταν για τη συγκεκριμένη έρευνα χρησιμοποιήθηκε η μεθοδολογία της εκ των προτέρων ανάλυσης ισχύος (a priori power analyses), όπως αυτή παρουσιάζεται από τους Hulley, Cummings, Browner, Grady και Neaman (2013). Πιο συγκεκριμένα, στηριζόμενοι σε ήδη υπάρχουσες έρευνες εγκυρότητας αντίστοιχων συσκευών και εφαρμογών κινητών τηλεφώνων, υποθέσαμε ότι η συσχέτιση μεταξύ των διαφόρων συσκευών με τα κριτήρια εγκυρότητας που επιλέξαμε θα ήταν τουλάχιστον 0.70. Θέτοντας ως ανώτερο πιθανό όριο για την απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης (σφάλμα τύπου I) τη δίπλευρη σημαντικότητα 0.05 και ως πιθανότητα αποτυχίας απόρριψης της μηδενικής υπόθεσης βάσει της εναλλακτικής υπόθεσης (σφάλμα τύπου II) επίσης τη σημαντικότητα 0.05, υπολογίσαμε μέσω των ακόλουθων εξισώσεων στο δείγμα μας:

Standard normal deviate για $\alpha = Z_\alpha = 1.960$

Standard normal deviate για $\beta = Z_\beta = 1.645$

$$C = 0.5 \times \ln[(1+r)/(1-r)] = 0.867$$

$$\text{Ελάχιστο μέγεθος δείγματος} = N = [(Z_\alpha + Z_\beta)/C]^2 + 3 = \mathbf{20} \text{ άτομα}$$

Λαμβάνοντας υπόψη τις παραπάνω παρατηρήσεις, το δείγμα της παρούσας έρευνας αποτελούνταν από 38 υγιείς αθλούμενους εφήβους ηλικίας 12 έως 18 ετών, εκ των οποίων 16 αγόρια και 22 κορίτσια. Από το σύνολο των συμμετεχόντων, και οι 38 πήραν μέρος στις δοκιμασίες πεδίου, ενώ οι 21 συμμετείχαν επιπλέον και στις εργαστηριακές δοκιμασίες². Εκ των 21 εφήβων, οι 10 ήταν αγόρια και οι 11 κορίτσια. Όλοι ήταν ικανοί να διανύσουν με υπομέγιστη ένταση απόσταση τουλάχιστον δύο χιλιομέτρων. Οι συμμετέχοντες είχαν ενημερωθεί πλήρως για τον σκοπό της έρευνας και υπέγραψαν, τόσο αυτοί όσο και οι κηδεμόνες και οι προπονητές τους, φόρμα συγκατάθεσης για τη συμμετοχή, η οποία ήταν προαιρετική (Παράρτημα Ι). Στον Πίνακα 1 αναφέρονται τα χαρακτηριστικά του δείγματος στο σύνολό του και στον Πίνακα 2 αναφέρονται τα χαρακτηριστικά του δείγματος που πήρε μέρος και στις εργαστηριακές δοκιμασίες.

² Με τον όρο «δοκιμασίες πεδίου» θα εννοούμε τις μετρήσεις που έγιναν σε εξωτερικό χώρο (στίβος), ενώ με τον όρο «εργαστηριακές δοκιμασίες» θα αναφερόμαστε στις μετρήσεις που έγιναν στο εργαστήριο, πάνω σε δαπεδοεργόμετρο και με τη χρήση της συσκευής MedGraphics CPX Ultima για την αντικειμενική καταγραφή της ενεργειακής δαπάνης.

Πίνακας 1

Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος (αγόρια n=16, κορίτσια n=22)

	Αγόρια		Κορίτσια		Σύνολο	
	M±SD	Εύρος	M±SD	Εύρος	M±SD	Εύρος
Ηλικία (έτη)	15.3±2.0	12-18	16.0±1.7	13-18	15.7±1.8	12-18
Έτη άθλησης	7.4±2.8	1-13	7.2±2.5	2-10	7.3±2.6	1-13
Βάρος (kg)	70.1±19.4	44-122	55.4±6.5	37.8-64.6	61.6±15.2	37.8-122
Ύψος (m)	1.76±.09	1.56-1.88	1.66±.05	1.58-1.73	1.70±.09	1.56-1.88
ΔΜΣ (kg*m ⁻²)	22.4±5.0	16.2-36.8	20.1±1.8	15.1-22.7	21.1±3.7	15.1-36.8
ΚΣ ηρεμίας (bpm)	71.4±9.3	56-84	67.4±7.4	55-83	69.1±8.4	55-84
Μήκος διασκελισμού βάρδισης (cm)	79.6±5.8	73-93	77.7±7.1	63-89	78.5±6.6	63-93
Μήκος διασκελισμού τρεξίματος (cm)	124.6±20.8	96-159	120.2±16.7	96-155	122.1±18.4	96-159
Σωματικό λίπος (%)	16.4±6.1	7.3-28.0	19.8±3.0	14.5-26.9	18.4±4.8	7.3-28.0
Επιφάνεια σώματος (m ²)	1.6±.1	1.3-1.9	1.8±.3	1.5-2.4	1.7±.2	1.3-2.4

Πίνακας 2

Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος εργαστηριακών δοκιμασιών (αγόρια n=10, κορίτσια n=11)

	Αγόρια		Κορίτσια		Σύνολο	
	M±SD	Εύρος	M±SD	Εύρος	M±SD	Εύρος
Ηλικία (έτη)	15.2±2.3	12-18	16.6±1.7	14-18	15.9±2.0	12-18
Έτη άθλησης	7.0±2.9	1-13	7.4±2.7	2-10	7.2±2.7	1-13
Βάρος (kg)	70.0±21.7	44-122	55.2±7.4	37.8-64.5	62.3±17.2	37.8-122
Ύψος (m)	1.73±.11	1.56-1.88	1.66±.06	1.58-1.73	1.69±.09	1.56-1.88
ΔΜΣ (kg*m ⁻²)	23.0±5.6	16.2-36.8	20.0±2.0	15.1-21.7	21.5±4.3	15.1-36.8
ΚΣ ηρεμίας (bpm)	72.9±9.1	57-84	68.4±7.4	57-83	70.5±8.4	57-84
Μήκος διασκελισμού βάρδισης (cm)	79.9±5.2	75-93	78.9±8.6	63-89	79.4±7.0	63-93
Μήκος διασκελισμού τρεξίματος (cm)	119.2±21.6	96-158	118.2±15.4	97-142	118.7±18.1	96-158
Σωματικό λίπος (%)	17.7±6.7	7.3-28.0	20.6±3.0	15.1-26.9	19.2±5.2	7.3-28.0
Επιφάνεια σώματος (m ²)	1.6±.2	1.3-1.9	1.8±.3	1.5-2.4	1.7±.2	1.3-2.4

3.2. Όργανα μέτρησης

3.2.1. MedGraphics CPX Ultima

Το MedGraphics CPX Ultima (Medical Graphics Corp, St. Paul, MN) αποτέλεσε το όργανο-κριτήριο με το οποίο υπολογίσαμε τις παραμέτρους VO_2 , VCO_2 , RER και VE κατά τις δοκιμασίες ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος στο εργαστήριο. Είναι μία συσκευή ανοικτού κυκλώματος σπιρομέτρησης, κατάλληλη και για τη μέτρηση της ΕΔ σε εργαστηριακές συνθήκες. Η συσκευή αυτή επιλέχθηκε αφού δεν υπήρχε διαθέσιμη κάποια φορητή συσκευή παρόμοιας λειτουργίας, όπως η Cosmed K4b2 ή η Oxycan mobile που έχουν χρησιμοποιηθεί σε παρόμοιες έρευνες, αλλά η MedGraphics ως εργαστηριακή συσκευή έχει υψηλότερη εγκυρότητα σε παιδιά και εφήβους.

Μία ειδικά κατασκευασμένη αναπνευστική μάσκα (Hans Rudolf, Kansas City, MO) περιέχει ένα στρόβιλο-ροόμετρο για τη μέτρηση του πνευμονικού αερισμού και ένα τριχοειδές σωληνάριο για τη δειγματοληψία του εκπνεόμενου αέρα, ο οποίος στη συνέχεια αναλύεται για εισπνεόμενο οξυγόνο και εκπνεόμενο διοξείδιο του άνθρακα με ειδικά πολαρογραφικά ηλεκτρόδια. Οι αναλυτές αερίων βαθμονομούνται πριν από κάθε χρήση με δύο διαφορετικής σύνθεσης μείγματα αερίων. Η συσκευή φέρει καλώδιο που επικοινωνεί με ηλεκτρονικό πρόγραμμα εγκατεστημένο σε υπολογιστή, ενώ συλλέγει δεδομένα από κάθε αναπνοή του εξεταζόμενου ατόμου (breath by breath data). Έχει χρησιμοποιηθεί σε πολλές έρευνες και αποτελεί μία έγκυρη και αξιόπιστη συσκευή αντικειμενικού υπολογισμού ΕΔ.

3.2.2. Garmin Forerunner 310XT (Forerunner)

Το 310XT (Garmin Ltd., USA), έκδοση λογισμικού 4.5, είναι ένα αδιάβροχο (50 m) ρολόι με λειτουργία GPS, κατάλληλο για την καταγραφή πολλών δραστηριοτήτων, όπως τρέξιμο, ποδηλασία και κολύμβηση. Η συσκευή είναι μικρή (5.4 x 5.6 x 1.9 cm) και ελαφριά (72 gr), με οθόνη 3.3 x 2.0 cm και ανάλυση 160 x 100 pixels. Η μπαταρία του είναι επαναφορτιζόμενη λιθίου και έχει αυτονομία 20 ωρών. Διαθέτει δέκτη GPS υψηλής ευαισθησίας και παρέχει δεδομένα ακριβείας για την απόσταση, την ολική ταχύτητα και την ταχύτητα ανά

γύρο, τον ρυθμό και τον χρόνο άσκησης. Επίσης συνδέεται με παλμογράφο, παρέχοντας έτσι δεδομένα για τους καρδιακούς παλμούς, ενώ υπολογίζει την κατανάλωση θερμίδων κατά την διάρκεια της προπόνησης με βάση τους παλμούς της καρδιάς. Η εσωτερική του μνήμη έχει τη δυνατότητα αποθήκευσης 1000 γύρων. Επίσης μπορεί να μεταφέρει αυτόματα τα δεδομένα σε προσωπικό υπολογιστή όταν βρεθεί σε κοντινή απόσταση από τον υπολογιστή μέσω του προγράμματος Garmin Connect, το οποίο επιτρέπει την αποθήκευση, την ανάλυση και τον διαμοιρασμό των προπονήσεων. Επιπλέον προβάλλει την πορεία στο Google Earth και παρουσιάζει γραφήματα με όλες τις σημαντικές παραμέτρους της προπόνησης. Το 310XT υποστηρίζει την ασύρματη τεχνολογία ANT+ που επιτρέπει την αυτόματη μεταφορά δεδομένων από όλα τα συστήματα μέτρησης της παραγόμενης ισχύος από τον αθλητή. Το κόστος της συσκευής στην αμερικάνικη ιστοσελίδα Amazon ανέρχεται στα 164 δολάρια και στην ελληνική Skrutz κυμαίνεται από 185 ευρώ έως 317 ευρώ.

Η μέθοδος υπολογισμού της ΕΔ γίνεται με τον αλγόριθμο της Firstbeat (Firstbeat Technologies, 2012), ο οποίος μετράει την ΕΔ κατά την άσκηση. Για τον υπολογισμό λαμβάνονται υπόψη τα δεδομένα που έχει εισάγει ο χρήστης, όπως φύλο, ύψος, βάρος και επίπεδο αθλουμένου. Στη συνέχεια συνδυάζει τα δεδομένα αυτά με την καρδιακή συχνότητα κατά την άσκηση. Υπολογίζει τον χρόνο μεταξύ δύο συνεχόμενων καρδιακών παλμών για τον προσδιορισμό του μεταβολικού ισοδύναμου (MET), το οποίο στη συνέχεια χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της πραγματικής ΕΔ. Αυτή η μέθοδος είναι ανέξοδη και αρκετά ακριβής, με ποσοστό σφάλματος της τάξεως του 7-10% (Firstbeat Technologies, 2012). Παρόλα αυτά, μπορεί να υποτιμήσει την πρόσληψη οξυγόνου και την ΕΔ κατά 6% και 13% αντίστοιχα (Montgomery et al., 2009). Συνεπώς είναι αρκετά αξιόπιστη μέθοδος για τον υπολογισμό της πρόσληψης οξυγόνου σε έρευνες πεδίου εκτός εργαστηρίου (Smolander, Ajovalta, Juuti, Nummela, & Rusko, 2011).

Παλαιότερες συσκευές Garmin Forerunner (ειδικά οι 201 και 205) έχουν εξεταστεί επαρκώς ως προς την εγκυρότητα καταγραφής ταχύτητας και απόστασης. Η εγκυρότητα της 310 XT έχει μελετηθεί σε τρεις έρευνες και τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά (Adamakis & Zounhia, 2014; Menaspa,

Impellizzeri, Haakonssen, Martin, & Abbiss, 2014; Specht & Szot, 2012). Παρόλα αυτά, εκτός από την πιλοτική έρευνα των Adamakis και Zounhia (2014), δεν υπάρχουν έρευνες στις οποίες η συσκευή να έχει χρησιμοποιηθεί από ανθρώπους και να έχει υπολογιστεί η εγκυρότητα καταγραφής της ΕΔ.

3.2.3. *SenseWear Pro Armband (SenseWear)*

Η συσκευή SenseWear (BodyMedia Inc., Pittsburgh, PA, USA), έκδοση λογισμικού 9.03, είναι μία συσκευή καταγραφής σωματικής δραστηριότητας και ΕΔ που τοποθετείται στον τρικέφαλο. Αποτελείται από πολλαπλούς αισθητήρες, όπως τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο και αισθητήρες ροής θερμότητας, γαλβανικής αντίδρασης του δέρματος και θερμοκρασίας σώματος (Andre & Wolf, 2007). Μετράει διάφορες φυσιολογικές παραμέτρους του χρήστη, δείχνοντας την πραγματική ενεργειακή κατανάλωση που κατέγραψε τη χρονική περίοδο που το φορούσε, το επίπεδο της σωματικής δραστηριότητας και τη διάρκεια και ποιότητα του ύπνου. Πιο συγκεκριμένα υπολογίζει την συνολική κατανάλωση ενέργειας, την κατανάλωση ενέργειας κατά τη σωματική δραστηριότητα, τη διάρκεια, τον συνολικό αριθμό βημάτων και, έχοντας υπόψη το βάρος του ασθενούς, το λογισμικό του SenseWear μπορεί να υπολογίσει και τα METS. Με το νέο λογισμικό 8.0 βελτιώθηκε η ακρίβεια καταγραφής της ΕΔ κατά τη διάρκεια πληθώρας δραστηριοτήτων (π.χ. ποδηλασία, ορειβασία, βάδιση σε κεκλιμένο επίπεδο), μειώθηκε το ποσοστό σφάλματος που παρουσιαζόταν σε παιδιά και εφήβους και βελτιώθηκαν οι λογάριθμοι υπολογισμού ταχύτητας και αριθμού βημάτων κατά την βάδιση και το τρέξιμο.

Η συσκευή διαθέτει επαναφορτιζόμενες μπαταρίες με διάρκεια συνεχόμενης λειτουργίας και αποθήκευσης δεδομένων έως δύο εβδομάδες. Τα δεδομένα μπορούν να αποθηκευτούν μέσω καλωδίου USB σε υπολογιστή μέσω του διαδικτυακού λογισμικού ProConnect για τον πληρέστερο έλεγχο των δεδομένων με το πέρασμα του χρόνου. Η συσκευή διατίθεται μόνο από την εταιρία Bodymedia και τους διεθνείς αντιπροσώπους της και το κόστος της ανέρχεται περίπου στα 600 ευρώ. Υπάρχει και ένα επιπλέον κόστος ανά έτος για τη διατήρηση του προσωπικού λογαριασμού του χρήστη στην ιστοσελίδα της εταιρίας.

Η SenseWear έχει χρησιμοποιηθεί σε πληθώρα ερευνών. Θεωρείται από τις εγκυρότερες συσκευές μέτρησης ΕΔ, τόσο σε παιδιά (Arvidsson, Slinde, & Hulthen, 2009; Calabro, Welk, & Eisenmann, 2009) με σφάλμα μικρότερο του 11% σε σχέση με τη μέθοδο DLW (Calabro, Stewart, & Welk, 2013), όσο και σε ενήλικες (Johannsen, Calabro, Stewart, Franke, Wood, & Welk, 2010). Για μία εμπειριστατωμένη βιβλιογραφία των ερευνών εγκυρότητας της συσκευής, μπορεί κάποιος να ανατρέξει στην ιστοσελίδα της Bodymedia (SenseWear Bodymedia, 2015). Πλέον η συσκευή αυτή δεν είναι εμπορικά διαθέσιμη και έχει αντικατασταθεί από τις αντίστοιχες συσκευές Jawbone.

3.2.4. *Garmin Vivofit (Vivofit)*

Το Vivofit, (Garmin Ltd., USA), έκδοση λογισμικού 3.7, είναι το νέο fitness band της εταιρίας Garmin. Είναι μία συσκευή που λειτουργεί με βάση το ενσωματωμένο τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο που διαθέτει. Φοριέται στον καρπό, έχει μικρές διαστάσεις (21 mm x 10.5 mm) και είναι ελαφρύ (25.5 gr). Το μέγεθος της οθόνης είναι 25.5 mm x 10 mm. Είναι αδιάβροχο σε βάθος 50 m και χρησιμοποιεί δύο εναλλασσόμενες CR1632 μπαταρίες, οι οποίες έχουν διάρκεια μεγαλύτερη του ενός έτους. Επίσης μπορεί να αποθηκεύσει καθημερινά δεδομένα για έναν μήνα και είναι συμβατό με το πρόγραμμα Garmin Connect το οποίο επιτρέπει την αποθήκευση, την ανάλυση και τον διαμοιρασμό των προπονήσεων. Τα μεσάνυχτα κάθε μέρας τα δεδομένα που έχουν καταγραφεί το προηγούμενο εικοσιτετράωρο μηδενίζονται, αποθηκεύονται στη μνήμη και επανεκκινείται η συσκευή από μηδενική βάση.

Αναγνωρίζει το επίπεδο δραστηριότητας και ορίζει ατομικούς καθημερινούς στόχους. Καταγράφει βήματα, θερμίδες, απόσταση και μπορεί να είναι ενεργό κατά τη διάρκεια του ύπνου. Η ΕΔ που υπολογίζεται είναι η συνολική ΕΔ, λαμβάνοντας υπόψη το φύλο, το ύψος, το βάρος και την ηλικία του χρήστη, το είδος της δραστηριότητας (βάδιση ή τρέξιμο) και την καρδιακή συχνότητα. Επίσης μέσω του λογισμικού μπορεί να υπολογίσει και την ΕΔ κατά την άσκηση. Για το λόγο αυτό είναι συμβατό με καρδιακό παλμογράφο για την καταγραφή καρδιακών παλμών κατά την άσκηση. Είναι αδιάβροχο μέχρι βάθους

50 m. Το κόστος της συσκευής στην αμερικάνικη ιστοσελίδα Amazon ανέρχεται στα 110 δολάρια και στην ελληνική Skroutz στα 129 ευρώ.

Μέχρι σήμερα τέσσερις έρευνες έχουν δημοσιευτεί για την εγκυρότητα της συσκευής αυτής. Στην πρώτη (Murakami et al., 2016) η Vivofit παρουσίασε συσχέτιση $r=.90$ με τον μεταβολικό θάλαμο και $r=.85$ με τα ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου, ενώ είχε σφάλματα μέτρησης 11.89% και 21.72% αντίστοιχα, υποεκτιμώντας και στις δύο περιπτώσεις την ΕΔ. Στη δεύτερη (Skyler, An, Kang, Noble, & Lee, 2016) η Vivofit συγκρίθηκε με τη SenseWear σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης και παρουσίασε σφάλμα 24.5% στην ΕΔ. Στην επόμενη (Huang, Xu, Yu, & Shull, 2016) η Vivofit, μαζί με άλλες συσκευές, εξετάστηκε ως προς την ακρίβεια καταγραφής απόστασης και βημάτων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι υποεκτίμησε τα βήματα κατά $3.9\pm 7.7\%$, υπερεκτίμησε την απόσταση $5.1\pm 11.4\%$, ενώ τα αποτελέσματα αυτά δεν επηρεάστηκαν από την ταχύτητα μετακίνησης. Στην τελευταία οι Lee, Jones, An, Kim και Dinkel (2015) παρατήρησαν ότι η Vivofit υποεκτίμησε και πάλι τον αριθμό βημάτων κατά $6.6\pm 12.6\%$ στο σύνολο των δραστηριοτήτων. Και οι τέσσερις έρευνες πραγματοποιήθηκαν σε ενήλικες, οπότε μέχρι σήμερα η συσκευή δεν έχει εγκυροποιηθεί σε δείγμα παιδιών και εφήβων.

3.2.5. Medisana Vifit (Vifit)

Η συσκευή Vifit (Medisana AG, Neuss, Germany) είναι μία φορητή συσκευή καταγραφής σωματικής δραστηριότητας εξαιρετικά μικρού μεγέθους (5.8 x 2.1 x 1.5 cm) και βάρους (11.5 gr). Είναι εξοπλισμένη με έναν εξαιρετικά ευαίσθητο αισθητήρα, ο οποίος ανιχνεύει το σύνολο των βημάτων, τις θερμίδες που καταναλώθηκαν, την απόσταση που διανύθηκε, τον συνολικό χρόνο κίνησης και την επίτευξη του ημερήσιου στόχου σε ποσοστό επί τοις εκατό. Επίσης καταγράφει σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την ποιότητα και τη διάρκεια του ύπνου. Τα δεδομένα που έχουν καταγράψει στο ViFit μπορούν να μεταφερθούν στο VitaDock Online μέσω καλωδίου USB, να αξιολογηθούν και να ελεγχθούν μέσω διαγραμμάτων. Ακόμα, τα δεδομένα μπορούν να συγχρονιστούν από το VitaDock Online στην εφαρμογή VitaDock για iOS (iPhone, iPad, iPod touch) και για πολλές Android συσκευές. Τα μεσάνυχτα κάθε μέρας μηδενίζονται

τα δεδομένα που έχουν καταγραφεί το προηγούμενο εικοσιτετράωρο, αποθηκεύονται στη μνήμη και επανεκκινείται η συσκευή από μηδενική βάση.

Η ΕΔ που υπολογίζεται από τη συσκευή είναι αυτή της άσκησης, ενώ όταν τα δεδομένα συγχρονιστούν διαδικτυακά με το VitaDock Online υπολογίζεται η συνολική ημερήσια δαπάνη. Επιπλέον διαθέτει υψηλής ποιότητας, αλλά μικρών διαστάσεων, οθόνη OLED, επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου διάρκειας πέντε έως επτά ημερών. Έχει μοντέρνο σχεδιασμό, διαθέτει ειδικό κλιπ για να μπορεί να φορεθεί εύκολα, και ο κατασκευαστής θεωρεί ότι η βέλτιστη θέση για να τοποθετηθεί είναι στη μέση του ατόμου. Το κόστος της συσκευής στην γερμανική ιστοσελίδα Amazon ανέρχεται στα 30 ευρώ και στην ελληνική Skrutz κυμαίνεται μεταξύ 37 και 45 ευρώ. Μέχρι σήμερα δεν υπάρχει κάποια δημοσιευμένη έρευνα με τη χρήση του Vifit.

3.2.6. Android smartphone

Το λειτουργικό σύστημα Android OS επιλέχτηκε για την παρούσα εργασία γιατί ήταν το πιο ευρέως διαδεδομένο στην αγορά των smartphones και διαθέτει περισσότερες δωρεάν εφαρμογές από τα ανταγωνιστικά συστήματα. Τα smartphones που χρησιμοποιήθηκαν διέθεταν λογισμικό Android 4.2 και νεότερης τεχνολογίας.

Στη Βόρεια Αμερική τον Ιανουάριο 2013 το 75% των smartphones είχε εγκατεστημένο το Android (Sheikh, Ganai, Malik, & Dar, 2013). Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση σε σχέση με τον Ιούνιο 2012, όταν το 51.8% του συνολικού αριθμού smartphones λειτουργούσαν με αυτό το σύστημα, ενώ το iOS ακολουθούσε με 34.3% (Yaseen & Tariq, 2012). Επιπλέον το Android είναι το πιο ευρέως διαδεδομένο σύστημα στις Η.Π.Α. για όλες τις συσκευές, με ποσοστό στην αγορά 45%, ακολουθούμενο από το iOS με 33%. Περισσότεροι από τους μισούς νέους ηλικίας 18 - 34 ετών (50%) χρησιμοποιούν αυτή τη στιγμή στις Η.Π.Α. συσκευές Android σε σχέση με το 32% που έχουν στην κατοχή τους iPhone (Ruder Finn, 2013). Όσον αφορά τις εφαρμογές που υπάρχουν διαθέσιμες, μέχρι τα τέλη του 2012 είχαν δημιουργηθεί τουλάχιστον 1.7 εκατομμύρια εφαρμογές για κινητά Android και iOS, εκ των οποίων το 72% διατέθηκαν δωρεάν σε Android, έναντι 56% δωρεάν για συσκευές iOS (Austin, 2013).

Όσον αφορά τις συσκευές smartphones που επιλέχθηκαν, αυτές ήταν τρεις Samsung Galaxy S4. Τα συγκεκριμένα smartphones επιλέχθηκαν γιατί η εταιρία Samsung θεωρείται στις μέρες μας ο πιο δημοφιλής κατασκευαστής κινητών Android (Hekler et al., 2015) και το μοντέλο αυτό ήταν μία οικονομική και εφικτή πρόταση για την έρευνα μας. Σύμφωνα με τους Del Rosario, Redmond και Lovell (2015) η συσκευή Samsung Galaxy S4 διαθέτει επιταχυνσιόμετρο με ανάλυση $\pm 0.001 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, γυροσκόπιο με $\pm 0.057 \text{ }^\circ/\text{s}$, μαγνητόμετρο με $\pm 0.15 \text{ } \mu\text{T}$ (x/y axis) $\pm 0.25 \text{ } \mu\text{T}$ (z axis) και βαρόμετρο με $\pm 1 \text{ hPa}$, ενώ τα αντίστοιχα εύρη τιμών είναι: επιταχυνσιόμετρο $\pm 2 \text{ g}$, γυροσκόπιο $\pm 500 \text{ }^\circ/\text{s}$, μαγνητόμετρο $\pm 1200 \text{ } \mu\text{T}$ και βαρόμετρο 300 - 1100 hPa. Επίσης επιλέχθηκε ένα μοντέλο και όχι τρία διαφορετικά όπως σε προηγούμενες έρευνες (Akerberg, Linden, & Folke, 2012; Hekler et al., 2015), γιατί σκοπός μας ήταν ο έλεγχος εγκυρότητας των εφαρμογών και όχι των κινητών τηλεφώνων, οπότε και περιορίσαμε τις πιθανές επιπτώσεις που θα μπορούσαν να έχουν στα αποτελέσματα οι διαφορετικές συσκευές smartphones.

3.2.7. Εφαρμογές-GPS για Android smartphones – Κριτήρια επιλογής

Οι εφαρμογές-GPS επιλέχθηκαν από το Google Play Store σύμφωνα με τα ακόλουθα κριτήρια:

1. Έπρεπε να διατίθενται δωρεάν μετά τη λήψη τους, χωρίς χρονικούς περιορισμούς. Εφαρμογές με δωρεάν δοκιμαστική περίοδο δεν συμπεριλήφθηκαν στην επιλογή.
2. Έπρεπε να είναι πλήρως λειτουργικές μετά τη λήψη και εγκατάσταση, χωρίς να είναι απαραίτητη η λήψη πρόσθετου λογισμικού.
3. Έπρεπε να λειτουργούν αποκλειστικά με τη λήψη σήματος GPS του κινητού και όχι μέσω άλλων μεθόδων, όπως η λήψη σήματος μέσω δικτύου 3G.
4. Έπρεπε να έχουν τη δυνατότητα να καταγράφουν δεδομένα συνολικής απόστασης, ταχύτητας και ΕΔ, και να μπορούν να τα ανεβάζουν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή.
5. Οι εφαρμογές, εκτός από τη συνολική μέση ταχύτητα, έπρεπε να μπορούν να καταγράφουν και μέση ταχύτητα ανά χιλιόμετρο διανυθείσας απόστασης.

6. Έπρεπε ο χρήστης να έχει τη δυνατότητα να εισάγει χειροκίνητα τα ατομικά του δεδομένα, όπως φύλο, βάρος και ύψος, για τον υπολογισμό της ΕΔ.
7. Έπρεπε να υπάρχει η δυνατότητα επιλογής των αντίστοιχων σωματικών δραστηριοτήτων ανάλογα με το είδος άσκησης που πραγματοποιείται, μέσω ενσωματωμένης λίστας στην εφαρμογή.
8. Έπρεπε να είναι από τις πιο δημοφιλείς και κορυφαίες σε χρήση εφαρμογές, σύμφωνα με τη βαθμολογία των χρηστών και τον αριθμό εγκαταστάσεων τους από το Google Play Store (όπως αυτά αναφέρονταν στο διαδικτυακό κατάστημα στις 30 Σεπτεμβρίου 2015).

3.2.8. *Runkeeper*

Η εφαρμογή Runkeeper (FitnessKeeper, Inc.; <http://Runkeeper.com>), εκδοση λογισμικού 5.11.2 και μέγεθος εγκατάστασης 20.80 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές GPS καταγραφής σωματικής δραστηριότητας (Duarte, Ribeiro, Guerreiro, & Carrico, 2014). Τον Σεπτέμβριο 2015 είχε 10000000 - 50000000 εγκαταστάσεις σε smartphones και 270588 χρήστες την είχαν βαθμολογήσει με μέσο όρο 4.4/5, με τους 172251 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 66069 με 4. Ήταν διαθέσιμη τόσο για συσκευές Android, όσο και για iOS.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω σήματος GPS, τη μέση ταχύτητα και την ταχύτητα ανά χιλιόμετρο, τον ρυθμό μετακίνησης, την συνολική απόσταση, την υψομετρική διαφορά και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνει υπόψη σωματικά χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως το βάρος (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), και επιπλέον η συνολική διανυθείσα απόσταση, η ταχύτητα, ο χρόνος και το είδος άσκησης, η υψομετρική διαφορά και η ΕΔ ηρεμίας. Είναι η εφαρμογή που χρησιμοποιεί τις περισσότερες τεχνικές αλλαγής συμπεριφοράς, οκτώ στον αριθμό (Middelweerd, Mollee, van der Wal, Brug, & te Velde, 2014).

Σε έρευνες έχει μελετηθεί ως προς τη χρηστικότητα της από ηλικιωμένους (Silva, Holden, & Nii, 2014), το ατομικό προφίλ των ατόμων που τη χρησιμοποιούν (Stragier & Mechant, 2013) και το είδος των πληροφοριών που αναρτούσαν οι χρήστες σε ιστοσελίδες κοινωνικής δικτύωσης (Stragier, Mechant,

& De Marez, 2013; Vickey, Ginis, & Dabrowski, 2013). Όσον αφορά την εγκυρότητα των μετρήσεων, δύο έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί, οι οποίες συμπέραναν ότι η συγκεκριμένη εφαρμογή παρέχει επαρκώς ακριβή αποτελέσματα σε ενήλικες (Adamakis & Zounhia, 2014; Bauer, 2013). Δεν υπάρχουν καταγεγραμμένες έρευνες σε άτομα νεαρής ηλικίας και με μέτρηση της ΕΔ.

3.2.9. Runtastic

Η εφαρμογή Runtastic (Runtastic GmbH; <https://www.runtastic.com>), έκδοση λογισμικού 5.7.1 και μέγεθος εγκατάστασης 27.49 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές GPS καταγραφής σωματικής δραστηριότητας. Είχε 10000000 - 50000000 εγκαταστάσεις σε smartphones και 371138 χρήστες την είχαν βαθμολογήσει με μέσο όρο 4.5/5, με τους 253153 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 77924 με 4. Ήταν διαθέσιμη τόσο για συσκευές Android, όσο και για iOS, Windows Phone και Blackberry.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω σήματος GPS, τη μέση ταχύτητα και την ταχύτητα ανά χιλιόμετρο, τον ρυθμό μετακίνησης, την συνολική απόσταση, την υψομετρική διαφορά και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνονται υπόψη χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως φύλο, βάρος, ύψος, ηλικία (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), και επιπλέον το είδος και η διάρκεια της άσκησης. Τελικώς υπολογίζεται μόνο η ΕΔ κατά την άσκηση.

Η εγκυρότητα του Runtastic είχε υπολογιστεί σε ενήλικες στην έρευνα του Bauer (2013) και είχε καταταγεί έβδομο ανάμεσα στις εννιά συνολικά εφαρμογές που είχαν συγκριθεί, όσον αφορά την ακρίβεια καταγραφής απόστασης και υψομετρικής διαφοράς. Στην υψομετρική διαφορά είχε παρουσιάσει μηδενική απόκλιση, αλλά στην απόσταση είχε την μεγαλύτερη απόκλιση κατά 60 m σε σύνολο 1000 m. Επίσης στην έρευνα των Orr et al. (2015) παρουσίασε αποκλίσεις στην καταγραφή βημάτων στο τεστ 20 μέτρων άνω του 5% και στο ανέβασμα 40 σκαλιών -3.41%. Επιπλέον οι Antón και Rodríguez (2015) ανέφεραν ότι η συγκεκριμένη εφαρμογή είναι αξιόπιστη, εύκολη στη χρήση και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλά διαφορετικά αθλήματα, αλλά υπάρχουν και κάποια μειονεκτήματα, όπως το ότι η τρισδιάστατη απεικόνιση συχνά δεν

ενεργοποιούνταν και η έκδοση για Android δεν ήταν αρκετά εύχρηστη κατά την πλοήγηση του χρήστη στην εφαρμογή σε σχέση με την έκδοση για iOS. Δεν υπάρχουν έρευνες που να έχει αξιολογηθεί η ακρίβεια της εφαρμογής σε άτομα μικρής ηλικίας και η ακρίβεια υπολογισμού της ΕΔ.

3.2.10. Sports Tracker

Η εφαρμογή Sports Tracker (Sports Tracking Technologies; <http://www.sports-tracker.com>), έκδοση λογισμικού 3.7.33 και μέγεθος εγκατάστασης 11.18 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές GPS καταγραφής σωματικής δραστηριότητας (Duarte, Ribeiro, Guerreiro, & Carrico, 2014). Έχει 5000000 - 10000000 εγκαταστάσεις σε smartphones και 112966 χρήστες την είχαν βαθμολογήσει με μέσο όρο 4.5/5, με τους 72845 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 29206 με 4. Ήταν διαθέσιμη τόσο για συσκευές Android, όσο και για iOS, Windows Phone και Blackberry.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω σήματος GPS, τη μέση ταχύτητα και την ταχύτητα ανά χιλιόμετρο, τον ρυθμό μετακίνησης, την συνολική απόσταση, την υψομετρική διαφορά και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνονται υπόψη χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως φύλο, βάρος και ηλικία (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), και επιπλέον το είδος και η διάρκεια της άσκησης. Τελικώς υπολογίζεται μόνο η ΕΔ κατά την άσκηση.

Η εγκυρότητα του Sports Tracker είχε υπολογιστεί σε ενήλικες σε μία έρευνα (Bauer, 2013) και είχε καταταγεί όγδοο ανάμεσα στις εννιά συνολικά εφαρμογές που είχαν συγκριθεί, όσον αφορά την ακρίβεια καταγραφής απόστασης και υψομετρικής διαφοράς. Στην υψομετρική διαφορά είχε παρουσιάσει την μεγαλύτερη απόκλιση συνολικού μήκους 63 m, αλλά στην απόσταση είχε καταταγεί τέταρτο. Δεν υπάρχουν έρευνες που να έχει αξιολογηθεί η ακρίβεια της εφαρμογής σε άτομα μικρής ηλικίας και η ακρίβεια υπολογισμού της ΕΔ.

3.2.11. Εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα για Android smartphones – Κριτήρια επιλογής

Οι εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα επιλέχθηκαν από το Google Play Store σύμφωνα με τα ακόλουθα κριτήρια:

1. Έπρεπε να διατίθενται δωρεάν μετά τη λήψη τους, χωρίς χρονικούς περιορισμούς. Εφαρμογές με δωρεάν δοκιμαστική περίοδο δε συμπεριλήφθηκαν στην επιλογή.
2. Έπρεπε να είναι πλήρως λειτουργικές μετά τη λήψη, χωρίς να είναι απαραίτητη η λήψη και εγκατάσταση πρόσθετου λογισμικού.
3. Έπρεπε να λειτουργούν αποκλειστικά μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου του κινητού και όχι μέσω άλλων μεθόδων, όπως η λήψη σήματος μέσω δικτύου 3G, 4G ή GPS.
4. Έπρεπε να έχουν τη δυνατότητα καταγραφής δεδομένων συνολικής απόστασης, μέσης ταχύτητας, αριθμού βημάτων και ΕΔ.
5. Έπρεπε να έχουν ρυθμιζόμενα επίπεδα ευαισθησίας καταγραφής βημάτων.
6. Έπρεπε ο χρήστης να έχει τη δυνατότητα να εισάγει χειροκίνητα τα ατομικά του δεδομένα, όπως φύλο, βάρος, ύψος και μήκος διασκελισμού, για τον υπολογισμό της ΕΔ.
7. Έπρεπε να υπάρχει η δυνατότητα επιλογής ανάμεσα σε τουλάχιστον δύο είδη άσκησης, βάδιση και τρέξιμο, ούτως ώστε να υπολογίζεται η ΕΔ ανάλογα με την ένταση του βηματισμού ή του τρεξίματος.
8. Έπρεπε να είναι από τις πιο δημοφιλείς και κορυφαίες σε χρήση εφαρμογές, σύμφωνα με τη βαθμολογία των χρηστών και τον αριθμό εγκαταστάσεών τους από το Google Play Store (όπως αυτά αναφέρονταν στο διαδικτυακό κατάστημα στις 30 Σεπτεμβρίου 2015).

3.2.12. Walk Pedometer (Walk)

Η εφαρμογή Walk Pedometer (ALLTIMESOFT; <https://play.google.com/store/apps/details?id=pedometer.schrittzahlerprotokolliere.nhodometromarcherspacer.walklog.stepcount&hl=en>), έκδοση λογισμικού 1.0.4 και μέγεθος εγκατάστασης 1.70 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα. Έχει 100000 - 500000 εγκαταστάσεις σε

smartphones και 1129 χρήστες την έχουν βαθμολογήσει με μέσο όρο 3.5/5, με τους 493 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 182 με 4. Ήταν διαθέσιμη τόσο για συσκευές Android, όσο και για iOS.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου του smartphone, τη μέση ταχύτητα, την συνολική απόσταση, τον αριθμό βημάτων και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνονται υπόψη χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως φύλο, βάρος, ύψος και ηλικία (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), και ο αριθμός και η συχνότητα των βημάτων. Επιπλέον διαθέτει επιλογή για δύο είδη άσκησης, βόδιση και τρέξιμο, τα οποία διαχωρίζονται ανάλογα με το αντίστοιχο μήκος διασκελισμού που έχει εισάγει ο χρήστης. Η ΕΔ που υπολογίζεται τελικά είναι μόνο αυτή κατά την άσκηση. Μέχρι σήμερα δεν υπάρχει κάποια δημοσιευμένη έρευνα με τη χρήση της Walk Pedometer.

3.2.13. *Accupedo*

Η εφαρμογή Accupedo (Corusen LLC; <http://www.accupedo.com>), εκδοση λογισμικού 5.6.3.G και μέγεθος εγκατάστασης 2.64 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές επιταχυνσιόμετρα και το 2011 είχε αξιολογηθεί ως το καλύτερο επιταχυνσιόμετρο για Android από τους χρήστες (Consumer Reports, 2011). Είχε 5000000 - 10000000 εγκαταστάσεις σε smartphones και 28034 χρήστες την είχαν βαθμολογήσει με μέσο όρο 3.8/5, με τους 12771 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 6170 με 4. Ήταν διαθέσιμη τόσο για συσκευές Android, όσο και για iOS.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου του smartphone, τη μέση ταχύτητα, την συνολική απόσταση, τον αριθμό βημάτων και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνονται υπόψη χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως φύλο, βάρος, ύψος και ηλικία (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας και επιπλέον ο αριθμός των βημάτων. Διαθέτει επιλογή για δύο είδη άσκησης, βόδιση και τρέξιμο, τα οποία διαχωρίζονται ανάλογα με το αντίστοιχο μήκος διασκελισμού που έχει εισάγει ο χρήστης. Τελικώς υπολογίζεται μόνο η ΕΔ κατά την άσκηση.

Μία έρευνα παρέμβασης έχει δημοσιευτεί μέχρι σήμερα με τη χρήση του Accupedo με σκοπό την αύξηση του συνολικού αριθμού ημερησίων βημάτων των συμμετεχόντων (Casey et al., 2014). Τέλος μία πρόσφατη έρευνα έχει αξιολογήσει την εγκυρότητα της εφαρμογής αυτής όσον αφορά την καταγραφή των βημάτων (Orr et al., 2015), και βρέθηκε ότι η Accupedo παρουσίασε σφάλμα μέτρησης σε όλες τις δοκιμασίες άνω του 5%. Δεν υπάρχουν έρευνες που να έχει αξιολογηθεί η ακρίβεια της εφαρμογής σε άτομα μικρής ηλικίας και η ακρίβεια υπολογισμού της ΕΔ.

3.2.14. Pedometer 2.0 (Pedometer)

Η εφαρμογή Pedometer 2.0 (DSD; <https://play.google.com/store/apps/details?id=step.counter.pedometer>), έκδοση λογισμικού 3.2.2 και μέγεθος εγκατάστασης 2.39 MB, ήταν μία από τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα. Είχε 500000 - 1000000 εγκαταστάσεις σε smartphones και 6829 χρήστες την είχαν βαθμολογήσει με μέσο όρο 3.9/5, με τους 3419 να την έχουν βαθμολογήσει με 5 και 1404 με 4. Ήταν διαθέσιμη μόνο για συσκευές Android.

Καταγράφει σε πραγματικό χρόνο, μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου του smartphone, τη μέση ταχύτητα, την συνολική απόσταση, τον αριθμό βημάτων και την ΕΔ. Για τον υπολογισμό της ΕΔ λαμβάνονται υπόψη χαρακτηριστικά του χρήστη, όπως φύλο, βάρος, ύψος και ηλικία (τα οποία εισάγονται χειροκίνητα), και επιπλέον ο αριθμός και η συχνότητα των βημάτων. Διαθέτει επιλογή για δύο είδη άσκησης, βόλτα και τρέξιμο, τα οποία διαχωρίζονται ανάλογα με το αντίστοιχο μήκος διασκελισμού που έχει εισάγει ο χρήστης. Τελικώς υπολογίζεται μόνο η ΕΔ κατά την άσκηση. Είναι η μόνη εφαρμογή που διαθέτει ενσωματωμένη διαδικασία βαθμονόμησης των βημάτων, ούτως ώστε να προτείνει το βέλτιστο επίπεδο ευαισθησίας καταγραφής τους. Μέχρι σήμερα δεν υπάρχει κάποια δημοσιευμένη έρευνα με τη χρήση της Pedometer 2.0.

3.3. Ερευνητικό πρωτόκολλο

3.3.1. Πρώτη συνεδρία

Το σύνολο των συμμετεχόντων πραγματοποίησε τρεις συνεδρίες-συναντήσεις με τους ερευνητές. Στους εφήβους είχαν δοθεί συγκεκριμένες οδηγίες που έπρεπε να εφαρμόσουν, οι οποίες περιελάμβαναν την αποχή από μέτριας και υψηλής έντασης άσκηση και τη μη λήψη τροφής για τουλάχιστον τρεις ώρες πριν από όλες τις συνεδρίες. Όλοι οι συμμετέχοντες δήλωσαν ότι συμμορφώθηκαν και εφάρμοσαν τις οδηγίες αυτές.

Στην πρώτη συνάντηση ενημερώθηκαν για το σκοπό και τη διαδικασία του ερευνητικού πρωτοκόλλου. Πραγματοποιήθηκε επίσης και η λήψη δεδομένων αναφορικά με το φύλο, την ηλικία, καθώς και συγκεκριμένα σωματομετρικά δεδομένα. Αυτά ήταν το σωματικός ύψος, το σωματικό βάρος, το ποσοστό σωματικού λίπους, το μήκος διασκελισμού κατά τη βάδιση και το τρέξιμο και η καρδιακή συχνότητα σε ηρεμία. Το σωματικό ύψος μετρήθηκε στο πλησιέστερο 0.1 cm με ένα διαβαθμισμένο Harpenden stadiometer (Harpenden, London, UK). Το σωματικό βάρος μετρήθηκε, φορώντας ελαφρύ ρουχισμό και χωρίς παπούτσια, με ηλεκτρική ζυγαριά (Omron BF-511) στο πλησιέστερο 0.1 kg. Από αυτές τις δύο μετρήσεις υπολογίστηκε ο ΔΜΣ ως Βάρος (kg) / ύψος στο τετράγωνο (m²) και η επιφάνεια σώματος ($ES = 0.20247 * \text{ύψος}^{0.725} * \text{βάρος}^{0.425}$).

Για τη μέτρηση των δερματοπτυχών του τρικέφαλου και της υποπλατιαίας δερματοπτυχής χρησιμοποιήθηκε δερματοπτυχόμετρο (Harpenden, HSK-BI, UK) και το ποσοστό σωματικού λίπους υπολογίστηκε σύμφωνα με εξισώσεις κατάλληλες για εφήβους (Slaughter et al., 1988). Τα αθροίσματα των δερματοπτυχών τρικέφαλου και υποπλατιαίας δερματοπτυχής ήταν μικρότερα από 35 mm σε όλους τους συμμετέχοντες, οπότε χρησιμοποιήθηκαν οι παρακάτω εξισώσεις:

$$\checkmark \% \text{ Σωματικού λίπους αγοριών} = 1.21 \times (\text{άθροισμα δερματοπτυχών τρικέφαλου και υποπλατιαίας}) - 0.008 (\text{άθροισμα δερματοπτυχών τρικέφαλου και υποπλατιαίας})^2 - 1.7$$

$$\checkmark \% \text{ Σωματικού λίπους κοριτσιών} = 1.33 \times (\text{άθροισμα δερματοπτυχών τρικεφάλου και υποπλατιαίας}) - 0.013 (\text{άθροισμα δερματοπτυχών τρικεφάλου και υποπλατιαίας})^2 - 2.5$$

Ο καρδιακός παλμός σε ηρεμία μετρήθηκε με το καρδιοσυχνόμετρο της συσκευής Forerunner, υπό τυποποιημένες διαδικασίες. Τέλος, το μήκος διασκελισμού κατά τη βάδιση και το τρέξιμο υπολογίστηκε ως εξής: ο κάθε εξεταζόμενος πραγματοποίησε 10 βήματα περπατώντας και στη συνέχεια 10 βήματα τρέχοντας. μετρήθηκε η συνολική απόσταση που διανύθηκε σε κάθε μία από τις δύο συνθήκες ξεχωριστά και κάθε απόσταση διαιρέθηκε με το 10, παρέχοντάς έτσι έναν μέσο όρο μήκους των διασκελισμών βάδισης και τρεξίματος.

3.3.2. Δεύτερη συνεδρία

Η δεύτερη συνεδρία πραγματοποιήθηκε σε αγωνιστικό χώρο στίβου, ο οποίος διέθετε προκαθορισμένες ελλειπτικές διαδρομές γνωστής απόστασης 400 m. Πριν την έναρξη του πρωτοκόλλου το μήκος της διαδρομής είχε ελεγχθεί με έναν βαθμονομημένο τροχό μέτρησης απόστασης (calibrated measuring wheel). Επίσης μετρήθηκαν η θερμοκρασία και η υγρασία του περιβάλλοντος με κατάλληλο εξοπλισμό.

Οι συμμετέχοντες προσέρχονταν ατομικά, μιας και η χρήση των οργάνων περιόριζε τη μέτρηση μέχρι δύο άτομα ανά ημέρα. Τα ανθρωπομετρικά δεδομένα (π.χ. ύψος, βάρος, μήκος διασκελισμού) είχαν εισαχθεί χειροκίνητα σε όσες συσκευές επέτρεπαν αυτές τις ρυθμίσεις (Forerunner και όλες οι εφαρμογές), ενώ στις υπόλοιπες (SenseWear, Vivofit και Vifit) τα δεδομένα είχαν εισαχθεί μέσω των αντίστοιχων προγραμμάτων Η/Υ. Οι συσκευές και εφαρμογές GPS είχαν ενεργοποιηθεί εγκαίρως, τουλάχιστον δέκα λεπτά πριν την έναρξη των μετρήσεων, ούτως ώστε να λαβαίνουν ακριβές σήμα από τους δορυφόρους. Οι εφαρμογές επιταχυνσιομέτρων βαθμονομούνταν μέσω της ρύθμισης που παρείχε η Pedometer 2.0 και επιλεγόταν η κατάλληλη ευαισθησία καταγραφής των βημάτων. Οι εφαρμογές GPS και τα επιταχυνσιόμετρα ετίθεντο στην αντίστοιχη επιλογή άσκησης, ανάλογα με τη δοκιμασία βάδισης ή τρεξίματος, ενώ για τη

μέτρηση ηρεμίας σε ύπτια θέση ετίθεντο στην επιλογή της βάρδισης. Το καρδιοσυχνόμετρο του Garmin τοποθετούνταν γύρω από το στήθος του εξεταζόμενου.

Εν συνεχεία, στον κάθε δοκιμαζόμενο τοποθετούνταν ταυτόχρονα το Forerunner στον αριστερό καρπό, το SenseWear στον αριστερό βραχίονα, το Vivofit στον δεξί καρπό, ενώ το Vifit καθώς και τα τρία smartphones τα οποία είχαν προεγκατεστημένες τις έξι εφαρμογές (δύο σε κάθε smartphone: ένα GPS και ένα επιταχυνσιόμετρο) σε ειδικές ελαστικές ζώνες προσαρτημένες σφιχτά γύρω από τη μέση. Η συγκεκριμένη θέση για την τοποθέτηση των συσκευών επιλέχθηκε γιατί η μέση βρίσκεται πλησιέστερα στο κέντρο μάζας του ανθρωπίνου σώματος και ο κορμός του σώματος καταλαμβάνει το μεγαλύτερο ποσοστό της ανθρώπινης μάζας. Αυτό έχει ως συνέπεια τον βέλτιστο υπολογισμό της ανθρώπινης κίνησης σε αυτή τη θέση όταν υπολογίζεται η επιτάχυνση από έναν και μόνο αισθητήρα κίνησης (Yang & Hsu, 2010).

Τα smartphones ετίθεντο σε Airplane mode, ούτως ώστε να μη λαμβάνουν σήμα από τον επίγειο πάροχο κινητής τηλεφωνίας. Όλες οι συσκευές ενεργοποιούνταν ταυτόχρονα, με μικρή απόκλιση ± 5 secs, ενώ στο τέλος κάθε δοκιμασίας τα δεδομένα αποθηκεύονταν χειρόγραφα και οι συσκευές μηδενίζονταν και επανενεργοποιούνταν. Δύο εξωτερικοί παρατηρητές άριστα εκπαιδευμένοι παρακολουθούσαν εναλλάξ την όλη διαδικασία με κύριο μέλημά τους τη μέτρηση των βημάτων τόσο στη βάρδιση όσο και στο τρέξιμο. Αφού ολοκληρώνονταν οι μετρήσεις πεδίου, ένας ερευνητής συνέδεε τις συσκευές, μέσω H/Y και διαδικτύου, στα αντίστοιχα λογισμικά και συμπλήρωνε όποια δεδομένα δεν ήταν εφικτό να ανακτηθούν χειροκίνητα.

Οι Welk και συνεργάτες (2012) πρότειναν για τα πρωτόκολλα σύγκρισης διαφορετικών συσκευών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας να υπάρχουν δραστηριότητες διάρκειας τουλάχιστον τεσσάρων με πέντε λεπτών, με κάποιες δραστηριότητες να μην περιλαμβάνουν μετακίνηση στον χώρο. Για παράδειγμα, αν ο ασκούμενος βαδίζει με ταχύτητα 5 km/h τότε θα διανύσει απόσταση ενός χιλιομέτρου σε χρόνο 12 λεπτών, ενώ αν τρέχει με 8 km/h θα την διανύσει σε 7.5 λεπτά.

Λαμβάνοντας υπόψη τις οδηγίες αυτές, το πρωτόκολλο περιλάμβανε τρεις δοκιμασίες, ηρεμία σε ύπτια θέση, βάδιση και τρέξιμο, οι οποίες πραγματοποιούνταν με τη σειρά που αναφέρονται. Ζητήθηκε από τον κάθε δοκιμαζόμενο να ολοκληρώσει τη βάδιση και το τρέξιμο με τον ρυθμό που αυτός επιθυμούσε. Ένα εξωτερικό χρονόμετρο κατέγραφε έγκυρα τον χρόνο που διαρκούσε κάθε δοκιμασία.

Η πρώτη μέτρηση έγινε σε κατάσταση ηρεμίας σε ύπτια θέση για χρονικό διάστημα πέντε λεπτών. Ο δοκιμαζόμενος ξάπλωνε αναπαυτικά σε στρώμα και παρέμενε ακίνητος για χρονικό διάστημα πέντε λεπτών, κατά το οποίο του είχε ζητηθεί να παραμείνει όσο πιο ήρεμος μπορούσε, χωρίς να πραγματοποιεί οποιοδήποτε είδος κίνηση. Η δοκιμασία αυτή επιλέχθηκε ούτως ώστε να καταγραφεί, από τις συσκευές που διέθεταν την επιλογή, ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας.

Η δεύτερη δοκιμασία ήταν βάδιση σε απόσταση 1200 μέτρων, ήτοι τρεις πλήρεις περιστροφές σε διάδρομο στίβου μήκους 400 μέτρων. Στη συνολική απόσταση προστίθεντο 20 με 40 μέτρα, ανάλογα τον αγωνιστικό χώρο, που ήταν η συνολική απόσταση για την είσοδο και έξοδο από τον στίβο (συνολική απόσταση 1220 μέτρα - 1240 μέτρα). Η ταχύτητα που έπρεπε να είχε ο ασκούμενος ήταν μεταξύ 3 και 6 km/h (American College of Sports Medicine [ACSM], 2006). Η τρίτη δοκιμασία περιλάμβανε χαλαρό τρέξιμο (jogging) σε απόσταση 1200 μέτρων, ήτοι τρεις πλήρεις περιστροφές σε διάδρομο στίβου μήκους 400 μέτρων (συν 20 - 40 μέτρα και πάλι). Η ταχύτητα στην παρούσα φάση έπρεπε να είναι άνω των 8 km/h, αφού σύμφωνα με το ACSM (2006) ταχύτητες μεταξύ 6 km/h και 8 km/h βρίσκονται στα όρια της μετάβασης από τη βάδιση στο τρέξιμο και θα πρέπει να αποφεύγονται σε ερευνητικές δοκιμασίες. Μεταξύ των δύο δοκιμασιών μετακίνησης ο ασκούμενος ξεκουραζόταν παραμένοντας ακίνητος για πέντε λεπτά, κατά τα οποία όλες οι συσκευές βρίσκονταν σε φάση αναμονής.

Σε περίπτωση που ο εξεταζόμενος βιάδιζε ή έτρεχε πολύ γρήγορα ή πολύ αργά, εκτός των προαναφερθέντων ορίων, του ζητιόταν να προσαρμόσει κατάλληλα τον ρυθμό του. Σε περίπτωση που βρισκόταν εντός των επιτρεπτών ορίων, παρακινούνταν ώστε να διατηρήσει τον συγκεκριμένο ρυθμό. Στο τέλος

των δοκιμασιών, όλες οι συσκευές τερματίζονταν ταυτόχρονα, πιθανότατα με μικρή απόκλιση ± 5 secs. Η όλη διαδικασία είχε συνολική διάρκεια περίπου 45 λεπτά έως μία ώρα.

3.3.3. Τρίτη συνεδρία

Η τρίτη συνεδρία πραγματοποιούνταν σε ελεγχόμενες συνθήκες στο εργαστήριο Εργοφυσιολογίας της ΣΕΦΑΑ Αθηνών. Σκοπός της συνεδρίας αυτής ήταν η επάναληψη ολόκληρου του ερευνητικού πρωτοκόλλου της δεύτερης συνεδρίας σε δαπεδοεργόμετρο και με την χρήση του εργοσπιρόμετρου MedGraphics για τον έγκυρο υπολογισμό του βασικού μεταβολικού ρυθμού, της ΕΔ κατά τη βάρδια και το τρέξιμο. Προσπαθήσαμε ουσιαστικά να προσομοιώσουμε τις εξωτερικές συνθήκες σε αυτές του εργαστηρίου, λαμβάνοντας υπόψη την ταχύτητα και τον χρόνο μετακίνησης, την κλίση του εδάφους, την καρδιακή συχνότητα άσκησης, τη θερμοκρασία και υγρασία περιβάλλοντος. Υποθέσαμε ότι η ΕΔ στον στίβο και στο δαπεδοεργόμετρο, υπό παρόμοιες τυποποιημένες συνθήκες, θα ήταν ίδια (Hall, Figueroa, Fernhall, & Kanaley, 2004; Jones & Doust, 1996). Από τους 38 συμμετέχοντες της έρευνας, οι 21 προσήλθαν και στο εργαστήριο για την πραγματοποίηση των μετρήσεων (βλ. Πίνακα 2).

Πριν από κάθε ατομική εξέταση το MedGraphics βαθμονομούνταν σύμφωνα με της οδηγίες του κατασκευαστή και τη χρήση προσωπικού υπολογιστή, από έναν άρτια εκπαιδευμένο εργοφυσιολόγο. Αφού η συσκευή ετίθετο σε λειτουργία και είχε προθερμανθεί για περίπου μισή ώρα πριν από κάθε μέτρηση, γινόταν βαθμονόμηση του πνευμοταχογράφου και των αναλυτών αερίων. Η βαθμονόμηση του πνευμοταχογράφου με μηδενική ροή αέρα κα με ποσότητα αέρα ίση με τρία λίτρα γινόταν με ειδική αντλία Hans-Rudolf (Hans Rudolf, inc. TM). Η βαθμονόμηση των αναλυτών αερίων γινόταν σχολαστικά με δύο διαφορετικής σύνθεσης αέρια μείγματα, τα οποία ήταν: α) μείγμα αέρα με 21% O₂ και 0% CO₂, β) μείγμα αέρα με 12% O₂ και 5% CO₂. Για τον ακριβέστερο υπολογισμό των αποτελεσμάτων ΕΔ, το φύλο, το ύψος, το βάρος και η ηλικία του εξεταζόμενου εισάγονταν απευθείας στον αναλυτή, μέσω αντίστοιχου λογισμικού.

Κάθε ασκούμενος προσερχόταν ατομικά στο εργαστήριο και συνδεόταν με το εργοσπιρόμετρο MedGraphics, με το οποίο υπολογιζόταν για 15 λεπτά ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας, ακολουθώντας συγκεκριμένες μεθοδολογικές οδηγίες (Compher, Frankenfield, Keim, & Roth-Yousey, 2006). Τα πρώτα πέντε λεπτά, καθώς και το τελευταίο λεπτό της μέτρησης, αφαιρούνταν και ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας υπολογιζόταν από τον μέσο όρο των εννέα εναπομεινάντων λεπτών (Hartell et al., 2005). Για να προσαρμοστούν οι συνθήκες αυτές με το υπάρχον ερευνητικό πρωτόκολλο, από τα εννέα λεπτά τελικά λαμβάνονταν υπόψη τα πέντε, από το έβδομο ως το δωδέκατο λεπτό.

Έπειτα ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε τις δύο δραστηριότητες, βάδιση και τρέξιμο, στο δαπεδοεργόμετρο με προσαρτημένη πάντα το επιστόμιο του MedGraphics στο πρόσωπό του. Είχαν προσαρμοστεί κατάλληλα η ταχύτητα βάδισης και τρεξίματος³, η κλίση του δαπεδοεργόμετρου και η θερμοκρασία περιβάλλοντος με τη χρήση κατάλληλου κλιματιστικού, ενώ επιτεύχθησαν παρόμοια δεδομένα με αυτά των εξωτερικών μετρήσεων στον χρόνο μετακίνησης και στην καρδιακή συχνότητα ηρεμίας και άσκησης. Η μόνη παράμετρος που δεν μπορέσαμε να ελέγξουμε επαρκώς ήταν η υγρασία του εσωτερικού περιβάλλοντος.

3.4. Συλλογή και επεξεργασία δεδομένων

Συλλέχθηκαν ξεχωριστά δεδομένα για το σύνολο των: 1) GPS συσκευών-εφαρμογών και 2) επιταχυνσιομέτρων συσκευών-εφαρμογών. Τα δεδομένα αναρτήθηκαν στις αντίστοιχες βάσεις δεδομένων των εταιριών και η καταγραφή τους έγινε μέσω αυτών, και όχι απευθείας από τις συσκευές, όπου αυτό ήταν εφικτό (Πίνακας 3).

1. Από τα GPS καταγράφηκαν τα αποτελέσματα της απόστασης, συνολικής ταχύτητας, ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ. Οι δύο κατηγορίες ΕΔ αναλύθηκαν ξεχωριστά, καθώς κάποιες συσκευές παρείχαν μόνο τη συνολική ΕΔ, ενώ άλλες μόνο τη δαπάνη άσκησης (το ίδιο ίσχυε και για τα επιταχυνσιόμετρα). Για το λόγο αυτό προσθέσαμε ή αφαιρέσαμε την ΕΔ ηρεμίας από την

³ Η ταχύτητα στο δαπεδοεργόμετρο υπολογίστηκε διαιρώντας τη συνολική απόσταση στον στίβο δια τον χρόνο στον οποίο αυτή επιτεύχθηκε, σύμφωνα με τον τύπο της ευθύγραμμης ομαλής κίνησης: $v = s / t$.

υπολογισμένη ΕΔ, ανάλογα με τα δεδομένα. Επίσης, μόνο αποτελέσματα για το σύνολο του χρόνου δραστηριοτήτων λήφθηκαν υπόψη στις στατιστικές αναλύσεις, αφού οι συγκεκριμένες συσκευές (εκτός της SenseWear) και εφαρμογές δεν παρείχαν αποτελέσματα ανά λεπτό σωματικής δραστηριότητας.

2. Από τα επιταχυνσιόμετρα καταγράφηκαν τα αποτελέσματα της απόστασης, αριθμού βημάτων, συνολικής ταχύτητας, ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ.

Πίνακας 3

Δεδομένα που υπολογίζουν οι συσκευές και οι εφαρμογές⁴

		Απόσταση	Βήματα	ΕΔ ηρεμίας	ΕΔ άσκησης	Ολική ΕΔ
Συσκευές	Forerunner	✓			✓	
	SenseWear		✓	✓		✓
	Vivofit	✓	✓	✓	✓*	✓
	Vifit	✓	✓	✓	✓	✓*
Εφαρμογές	Runkeeper	✓				✓
	Runtastic	✓			✓	
	Sports Tracker	✓			✓	
	Walk	✓	✓		✓	
	Pedometer	✓	✓		✓	
	Accupedo	✓	✓		✓	
	Pedometer 2.0	✓	✓		✓	

*Μετά από σύνδεση της συσκευής σε H/Y και εισαγωγή των αρχικών δεδομένων σε διαδικτυακή βάση δεδομένων.

Τα κριτήρια με τα οποία συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα των συσκευών και εφαρμογών ήταν το εργοσπιρόμετρο MedGraphics για τον υπολογισμό της ΕΔ και η διαδρομή 1220 - 1240 μέτρων για την απόσταση. Τέλος, τα βήματα που υπολογίστηκαν συγκρίθηκαν με την καταγραφή βημάτων από τους δύο εξωτερικούς ανεξάρτητους παρατηρητές.

Όσον αφορά τη συσκευή MedGraphics, αυτή δεν υπολογίζει απευθείας την ΕΔ. Συνεπώς από τα δεδομένα που παρήχθησαν, χρησιμοποιήσαμε μόνο τα αποτελέσματα των VO_2 και VCO_2 , τα οποία και εντάξαμε στην εξίσωση Weir (Weir, 1949), για τον υπολογισμό της ΕΔ των συμμετεχόντων στις διάφορες δοκιμασίες. Η εξίσωση είναι της μορφής:

⁴ Από τις συσκευές και εφαρμογές που διέθεταν τη δυνατότητα καταγράφησαν όλες οι μεταβλητές σε ηρεμία, στη βόδιση και στο τρέξιμο, καθώς και οι συνολικές τιμές, εκτός από τη SenseWear, στην οποία δεν ήταν εφικτή η καταγραφή των βημάτων για κάθε δραστηριότητα ξεχωριστά, αλλά μόνο στο σύνολό τους.

$$\text{Ενεργειακή δαπάνη (kcal/ημέρα)} = [(\text{VO}_2 \times 3.941) + (\text{VCO}_2 \times 1.11)] \times 1.44$$

Με τον τρόπο αυτό υπολογίστηκε η ΕΔ με βάση τα breath by breath δεδομένα, δηλαδή ανάλογα με τον αριθμό αναπνοών που έκανε ο κάθε εξεταζόμενος. Για την επεξεργασία αυτών των δεδομένων προηγούμενες έρευνες τα μετέτρεπαν σε μέσους όρους ανά λεπτό δραστηριότητας και στη συνέχεια τα πρόσθεταν ώστε να παραχθεί η συνολική ΕΔ της σωματικής δραστηριότητας (e.g. Lee, Kim, & Welk, 2014). Στην παρούσα έρευνα, χρησιμοποιώντας την στατιστική τεχνική της *longitudinal interpolation* (Kornelsen & Coulibaly, 2014; Noor, Yahaya, Ramli, Al Bakri, 2013; Norazian, Al Bakri, Shukri, & Azam, 2008; Roth, 1994; Twisk & de Vente, 2002), έγινε μετατροπή των τιμών breath by breath σε τιμές second by second (ανά δευτερόλεπτο), οι οποίες στη συνέχεια αθροίστηκαν λαμβάνοντας υπόψη τον συνολικό χρόνο της κάθε δραστηριότητας, για τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ. Με αυτόν τον τρόπο υπολογίστηκε η συνολική ΕΔ σε κάθε συνθήκη, ενώ για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης κατά τη βάρδια και το τρέξιμο αφαιρέθηκε από την συνολική ΕΔ κάθε άσκησης ο μεταβολικός ρυθμός ηρεμίας.

3.5. Στατιστική ανάλυση

Οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο SPSS 21.0 (IBM SPSS Corp., Armonk, NY, USA). Επίσης χρησιμοποιήθηκε το στατιστικό πακέτο MedCalc 12.7 (MedCalc Software bvba) για την δημιουργία των γραφημάτων Bland-Altman. Προτού εξεταστούν οι κύριες υποθέσεις της έρευνας μέσω περιγραφικών και επαγωγικών στατιστικών αναλύσεων, τα δεδομένα ελέχθηκαν ως προς την ακρίβεια και ορθότητα εισαγωγής τους, απύσες τιμές, ακραίες τιμές και κανονικότητα κατανομής, για κάθε μία ερευνητική συνθήκη ξεχωριστά (Tabachnick & Fidell, 2007) και βρέθηκε ότι τηρούσαν τις ανωτέρω προϋποθέσεις.

Για να ελεγχθεί η ακρίβεια των προσομοιωμένων συνθηκών του εργαστηρίου με τις συνθήκες των μετρήσεων πεδίου, πραγματοποιήθηκαν απλές συσχετίσεις κατά Pearson r και intraclass correlation coefficients (ICC) στις εξής μεταβλητές: ΚΣ βάρδιας, ΚΣ τρεξίματος, χρόνος βάρδιας, χρόνος τρεξίματος,

μέση ταχύτητα βάδισης, μέση ταχύτητα τρεξίματος και % υγρασία περιβάλλοντος. Οι μεταβλητές που δεν εξετάστηκαν ήταν ο χρόνος ηρεμίας (πέντε λεπτά και στις δύο συνθήκες), η απόσταση βάδισης και τρεξίματος (συγκεκριμένη), η κλίση του εδάφους (0% και στις δύο συνθήκες), η ΚΣ ηρεμίας και η θερμοκρασία περιβάλλοντος, η οποία ρυθμίστηκε ανάλογα με τη θερμοκρασία εξωτερικού περιβάλλοντος μέσω κλιματιστικού εσωτερικού χώρου. Αυτές οι μεταβλητές θεωρήθηκαν ίδιες και για τις δύο συνθήκες εξωτερικού και εσωτερικού περιβάλλοντος.

Στη συνέχεια τα δεδομένα εξετάστηκαν με τις μεθόδους που προτείνουν οι Atkinson και Nevill (1998), Bruton, Conway και Holgate (2000), Welk, McClain και Ainsworth (2012). Αρχικά υπολογίστηκαν οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις. Για τον έλεγχο των συσχετίσεων μεταξύ των μετρήσεων από τις διαφορετικές συσκευές χρησιμοποιήθηκαν οι δείκτες Pearson r και ICC. Η συσχέτιση κατά Pearson χρησιμοποιήθηκε ως μία πρώτη ένδειξη των συνολικών συσχετίσεων μεταξύ των μεθόδων και των κριτηρίων. Ο ICC αποτέλεσε μία πιο ισχυρή ένδειξη της συσχέτισης, καθώς λάμβανε υπόψη τη μεταβλητότητα στις μετρήσεις των συσκευών για την επίτευξη συμφωνίας και περιόρισε το ποσοστό συστηματικού σφάλματος (Welk, McClain, & Ainsworth, 2012). Τιμές μικρότερες του .50 ήταν ενδεικτικές χαμηλής (low) συσχέτισης, μεταξύ .50 και .74 μέτριας (moderate) συσχέτισης, μεταξύ .75 και .90 υψηλής (high) συσχέτισης και άνω του .90 πολύ υψηλής (excellent) συσχέτισης (Koo & Li, 2016). Επιπλέον για τους ICC αναφέρθηκε και το 95% του διαστήματος εμπιστοσύνης (CI).

Ο στατιστικός έλεγχος των διαφορών και εγκυρότητας μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών σε ομαδικό επίπεδο, στις δύο δοκιμασίες διαφορετικής εντάσεως, καθώς και στα συνολικά αποτελέσματα των τριών δοκιμασιών, έγινε μέσω ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανομένων μετρήσεων απλής κατεύθυνσης [one-way repeated measure (RM) ANOVA]. Στην περίπτωση που εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές, ο post-hoc έλεγχος πραγματοποιήθηκαν post-hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferroni. Το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε στο $p < .05$, ενώ υπολογίστηκαν επιπλέον τα μεγέθη επίδρασης (effect size) για τα F -tests. Οι τιμές μεταξύ .01 και .06

κατηγοριοποιήθηκαν ως μικρή επίδραση, οι τιμές μεταξύ .06 και .14 ως μέτρια επίδραση και τιμές μεγαλύτερες του .14 ως μεγάλη επίδραση (Warner, 2012).

Σύμφωνα όμως με πρόσφατες αναφορές στο περιοδικό Nature (Baker, 2016; Lee & Peng, 2015) αρκετοί ερευνητές θεωρούν ότι οι τιμές p -values έχουν υποστεί αλόγιστη χρήση και αποτελούν μόνο την «κορυφή του παγόβουνου» όσον αφορά τη συνέπεια και αποτελεσματικότητα των στατιστικών αναλύσεων (Lee & Peng, 2015). Για τον λόγο αυτό κάποια επιστημονικά περιοδικά τείνουν να απαγορεύσουν τις p -values από τα άρθρα που δημοσιεύουν, με τη λογική ότι αυτές οι στατιστικές αναλύσεις χρησιμοποιούνται πολύ συχνά για να υποστηρίξουν χαμηλού επιπέδου έρευνες (Woolston, 2015). Επιπλέον, όπως αναφέρει και το πιο πρόσφατο δελτίο του Συνδέσμου Αμερικανών Στατιστολόγων (ASA; Wasserstein & Lazar, 2016), το επίπεδο σημαντικότητας p -value δεν αποτελεί επαρκές μέτρο για την απόδειξη ενός μοντέλου ή μιας υπόθεσης, και αυτό γιατί οι τιμές p ουσιαστικά δεν υπολογίζουν αν οι ερευνητικές υποθέσεις είναι αληθείς, ή την πιθανότητα ότι τα δεδομένα παρήχθησαν τυχαία και μόνο. Επίσης οι τιμές p δεν μετρούν το μέγεθος μιας επίδρασης ή την ουσιαστική σημαντικότητα ενός αποτελέσματος. Συνεπώς η ASA προτείνει τα επιστημονικά πορίσματα να μην βασίζονται μόνο στο αν η τιμή p ξεπερνά ένα συγκεκριμένο όριο (π.χ. $p < .05$) και να χρησιμοποιούνται άλλες στατιστικές προσεγγίσεις που δίνουν έμφαση στην εκτίμηση σε σχέση με τον έλεγχο υποθέσεων (estimation over testing).

Για τον λόγο αυτό, και ακολουθώντας τη μεθοδολογία παλαιότερων σχετικών ερευνών, οι μέσες απόλυτες ποσοστιαίες τιμές σφάλματος (mean absolute percent errors; MAPE) υπολογίστηκαν επιπλέον ως ένδειξη του συνολικού σφάλματος μέτρησης σε ατομικό επίπεδο, με τον τύπο: $MAPE = [(device\ measurement - actual\ measurement) / actual\ measurement] \times 100$. Μικρότερο MAPE αντιπροσώπευε υψηλότερη ακρίβεια, με MAPE χαμηλότερο του 3% να θεωρείται ως το ανώτερο αποδεκτό όριο σφάλματος για την εγκυρότητα υπολογισμού απόστασης και βημάτων (Crouter, Schneider, Karabulut, & Bassett, 2003) και χαμηλότερο του 10% για την αντίστοιχη εγκυρότητα ΕΔ (Lee, Kim, & Welk, 2014). Η μέθοδος αυτή αποτέλεσε μία πιο συντηρητική εκτίμηση του σφάλματος, αντανakλούσε το πραγματικό σφάλμα

στην εκτίμηση της συμφωνίας μεταξύ των μετρήσεων και επιπλέον παρείχε μία καταλληλότερη ένδειξη του συνολικού ενδοατομικού σφάλματος (Bruton, Conway, & Holgate, 2000).

Τέλος, για την περαιτέρω αξιολόγηση πιθανών επιμέρους διαφορών και εγκυρότητας των συσκευών-εφαρμογών σε ατομικό επίπεδο με πιο συστηματικό τρόπο, χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος γραφημάτων Bland-Altman (Bland & Altman, 1986, 1999). Τα γραφήματα δημιουργήθηκαν για να εξεταστεί το επίπεδο συμφωνίας μεταξύ κάθε συσκευής-εφαρμογής και του κριτηρίου για όλες τις εξαρτημένες μεταβλητές. Η μέθοδος αυτή αποτελεί τον χρυσό κανόνα στον έλεγχο του σφάλματος μεταξύ δύο αποτελεσμάτων και παρέχει στους ερευνητές τη δυνατότητα να καθορίσουν αν δύο συσκευές παρέχουν ίδιες ή διαφορετικές μετρήσεις. Επίσης δίνουν πληροφορίες σχετικά με την κατανομή των σφαλμάτων μέτρησης σε ατομικό επίπεδο και ελέγχουν για πιθανά συστηματικά σφάλματα σε σχέση με τις μετρήσεις κριτηρίου (Bruton, Conway, & Holgate, 2000; Welk, McClain, & Ainsworth, 2012). Το όριο συμφωνίας ορίστηκαν σε \pm δύο τυπικές αποκλίσεις από το γενικό μέσο όρο σφάλματος.

IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Έλεγχος προσομοιωμένων συνθηκών πεδίου και εργαστηρίου

Οι συσχετίσεις που υπολογίστηκαν μεταξύ των μεταβλητών στις εξωτερικές και εργαστηριακές συνθήκες παρουσιάζονται στον ακόλουθο Πίνακα 4.

Πίνακας 4

Συσχετίσεις Pearson r μεταβλητών εξωτερικών και εργαστηριακών συνθηκών

	<i>M</i>	<i>SD</i>	ICC	Pearson <i>r</i>	<i>p</i>
Υγρασία πεδίου (%)	61.82	13.55			
Υγρασία εργαστηρίου (%)	39.82	7.47	.13	.25	.33
ΚΣ βάρδιας πεδίου (bpm)	115	10			
ΚΣ βάρδιας εργαστηρίου (bpm)	117	10	.95	.94	<.001
ΚΣ τρεξίματος πεδίου (bpm)	169	10			
ΚΣ τρεξίματος εργαστηρίου (bpm)	170	11	.95	.93	<.001
Χρόνος βάρδιας πεδίου (sec)	778.12	90.14			
Χρόνος βάρδιας εργαστηρίου (sec)	769.00	74.38	.89	.81	<.001
Χρόνος τρεξίματος πεδίου (sec)	412.82	57.86			
Χρόνος τρεξίματος εργαστηρίου (sec)	417.18	56.95	1.00	1.00	<.001
Ταχύτητα βάρδιας πεδίου (km/h)	5.87	.62			
Ταχύτητα βάρδιας εργαστηρίου (km/h)	5.89	.62	.97	.94	<.001
Ταχύτητα τρεξίματος πεδίου (km/h)	11.05	1.47			
Ταχύτητα τρεξίματος εργαστηρίου (km/h)	11.25	1.52	.97	.98	<.001

Παρατηρούμε ότι οι εργαστηριακές συνθήκες έχουν πολύ υψηλή, στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($p<.001$) με τις συνθήκες πεδίου. Οι στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις κυμάνθηκαν από Pearson r .81 ($p<.001$) για τη σύγκριση του χρόνου βάρδιας, έως και Pearson r 1.00 ($p<.001$) για τον χρόνο τρεξίματος, ενώ η πλειοψηφία ήταν Pearson $r>.90$. Μία μόνο συνθήκη δεν μπόρεσε να ελεγχθεί επαρκώς στο εργαστήριο, μη όντας στατιστικά σημαντική η συσχέτισή της μεταξύ μέτρησης πεδίου και εργαστηρίου, αυτή του ποσοστού υγρασίας περιβάλλοντος (Pearson $r=.25$, $p=.33$). Τα αποτελέσματα των ICC ήταν αντίστοιχα, με όλες τις συνθήκες, εκτός από το ποσοστό υγρασίας περιβάλλοντος, να παρουσιάζουν πολύ υψηλές συσχετίσεις ($ICC>.90$).

4.2. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού διανυθείσας απόστασης

4.2.1. Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες 5, 6 και 7 παρουσιάζονται οι συσχετίσεις Pearson r και ICC μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου, συσκευών και εφαρμογών, για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης κατά τη βάδιση, το τρέξιμο και της συνολικής απόστασης.

Στη δοκιμασία βάδισης (Πίνακας 5) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της Forerunner ($r=.34, p<.05$), καθώς και της Vifit ($r=.54, p<.001$). Οι αντίστοιχες όμως συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως χαμηλές, τόσο για τη Forerunner (ICC=.29, 95% CI: -.29 - .62), όσο και για τη Vifit (ICC=.20, 95% CI: -.47 - .57). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.12$ και $.54$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.03$ και $.29$.

Η μόνη άλλη στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών Runkeeper και Runtastic ($r=.93, p<.001$), αφού και η αντίστοιχη τιμή ICC ήταν επίσης υψηλή (ICC=.76, 95% CI: -.13 - .94). Τέλος, η συσχέτιση μεταξύ των Vivofit και Vifit ήταν στατιστικά σημαντική ($r=.57, p<.001$), αλλά με μέτριο ICC (ICC=.56, 95% CI: .06 - .78).

Πίνακας 5

Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης κατά τη βάδιση

		Pearson r									
		Κριτήριο	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	Κριτήριο	-	.34*	.10	-.12	.04	.26	.54**	.20	.30	.09
	FR	.29	-	-.21	-.33*	-.04	.16	.21	.26	.11	.25
	RK	.03	-.20	-	.93**	.09	.09	.08	.01	.03	-.07
	RT	-.03	-.28	.76	-	.06	-.04	-.02	-.02	-.01	-.09
	ST	.02	-.05	.14	.09	-	.02	.13	.04	.04	.11
	VV	.04	.08	.09	-.08	.02	-	.57**	-.06	.38*	.07
	VF	.20	.22	.11	-.04	.22	.56	-	.27	.37*	.22
	WP	.01	.05	.01	-.01	.02	-.05	.13	-	.05	.13
	AC	.06	.08	.06	-.01	.06	.45	.44	.05	-	-.08
	P2	.01	.05	-.05	-.06	.06	.05	.10	.24	-.08	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 6) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της Forerunner ($r=.34, p<.05$), της Runtastic ($r=-.40, p<.05$) και της Vifit ($r=.56, p<.001$). Οι αντίστοιχες όμως συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως χαμηλές, τόσο για τη Forerunner (ICC=.17, 95% CI: -.18 - .47), όσο και για τη Runtastic (ICC=-.08, 95% CI: -.31 - .20) και τη Vifit (ICC=.02, 95% CI: -.05 - .12). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.40$ και $.56$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.13$ και $.17$.

Επιπλέον στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών Runkeeper και Runtastic ($r=.73, p<.001$), παρότι η αντίστοιχη τιμή ICC ήταν χαμηλή (ICC=.41, 95% CI: -.13 - .77). Τέλος, η συσχέτιση μεταξύ των Vivofit και Vifit ήταν και αυτή στατιστικά σημαντική ($r=.49, p<.001$), με χαμηλό όμως ICC (ICC=.27, 95% CI: -.16 - .62).

Πίνακας 6

Συσχετίσεις διανυθείσας απόστασης κατά το τρέξιμο

	Κριτήριο	Pearson <i>r</i>								
		FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
Κριτήριο	-	.34*	-.20	-.40*	.14	.31	.56**	.01	.12	-.08
FR	.17	-	-.07	-.05	.24	.02	.02	.05	-.25	.04
RK	-.13	-.12	-	.73**	-.23	.18	.02	-.41*	.26	-.13
RT	-.08	-.02	.41	-	-.12	.31	.08	-.37*	.14	-.18
ST	.08	.30	-.60	-.10	-	-.03	.06	-.11	-.23	-.20
VV	.06	.01	.16	.32	-.04	-	.49**	-.10	.04	-.19
VF	.02	.00	.00	.02	.01	.27	-	-.09	.33*	-.00
WP	.00	.01	-.23	-.33	-.06	-.18	-.11	-	-.18	.69**
AC	.02	-.11	.18	.09	-.21	.06	.15	-.28	-	.10
P2	-.01	.01	-.07	-.07	-.11	-.23	-.00	.53	.17	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στον συνολικό υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης των τριών δοκιμασιών (Πίνακας 7) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της Forerunner ($r=.45, p<.05$), του Vivofit ($r=.34, p<.05$) και της Vifit ($r=.63, p<.001$). Οι αντίστοιχες όμως συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως χαμηλές, τόσο για τη Forerunner (ICC=.13, 95% CI: -.19 - .42), όσο και για τη Vivofit (ICC=.06, 95% CI: -.72 - .50) και τη Vifit (ICC=.04, 95% CI: -.08 - .121).

Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.25$ και $.63$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.06$ και $.13$.

Επίσης στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών Runkeeper και Runtastic ($r=.91$, $p<.001$), παρότι η αντίστοιχη τιμή ICC ήταν μέτρια (ICC=.54, 95% CI: $-.07 - .86$). Τέλος, η συσχέτιση μεταξύ των Vivofit και Vifit ήταν στατιστικά σημαντική ($r=.53$, $p<.001$), με μέτριο όμως ICC (ICC=.51, 95% CI: $-.13 - .77$).

Πίνακας 7

Συσχετίσεις συνολικής διανυθείσας απόστασης

		Pearson <i>r</i>									
		Κριτήριο	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	Κριτήριο	-	.45*	-.06	-.25	.12	.34*	.63**	.18	.25	.01
	FR	.13	-	-.29	-.32*	.27	.18	.32	.36*	-.13	.08
	RK	-.02	-.79	-	.91**	.01	.08	.03	-.24	.06	-.26
	RT	-.06	-.23	.54	-	-.03	.01	-.04	-.31	.06	-.32
	ST	.06	.36	.03	-.04	-	.10	.07	.29	.04	-.01
	VV	.06	.11	.07	.02	.10	-	.53**	-.01	.10	-.06
	VF	.04	.08	.01	-.03	.03	.51	-	.19	.45*	.17
	WP	.02	.25	-.25	-.34	.23	-.16	.13	-	-.15	.24
	AC	.05	-.16	.08	.06	.05	.13	.26	-.32	-	-.02
	P2	.00	.04	-.16	-.15	-.01	-.04	.06	.30	-.02	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

4.2.2. RM ANOVA διανυθείσας απόστασης μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες 8, 9 και 10 παρουσιάζονται τα περιγραφικά στατιστικά (M , SD) των συσκευών-εφαρμογών για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης, καθώς και τα αποτελέσματα των RM ANOVA για τις τρεις συνθήκες.

Η RM ANOVA στη δοκιμασία βάρδισης (Πίνακας 8), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p<.001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(3,104)=15.79$, $p<.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.30$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των περισσότερων συσκευών-εφαρμογών ($p<.05$ τουλάχιστον), εκτός από τις Sports Tracker [$F(1,37)=.48$, $p=.50$], Vifit [$F(1,37)=3.37$, $p=.07$] και Accupedo [$F(1,37)=.40$, $p=.53$].

Πίνακας 8

RM ANOVA διανυθείσας απόστασης (km) κατά τη βάρδιση και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	1.22	.01			-	-	-
FR	1.24	.04			4.48	.04	-.03 - .01
RK	1.30	.14			10.83	.002	-.15 - .05
RT	1.15	.15			8.31	.007	-.02 - .16
ST	1.24	.10	15.79	<.001	.48	.50	-.07 - .05
VV	1.09	.18			21.80	<.001	.03 - .24
VF	1.20	.10			3.37	.07	-.03 - .08
WP	1.54	.56			11.48	.002	-.63 - .01
AC	1.25	.21			.40	.53	-.14 - .10
P2	1.62	.49			25.42	<.001	-.67 - (-.12)

Η RM ANOVA στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 9), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p<.001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(3,104)=32.80$, $p<.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.47$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά

σημαντικά από τα αποτελέσματα των περισσότερων συσκευών-εφαρμογών ($p < .05$ τουλάχιστον), εκτός από τις Sports Tracker [$F(1,37)=2.27, p=.14$] και Accupedo [$F(1,37)=2.63, p=.11$].

Πίνακας 9

RM ANOVA διανυθείσας απόστασης (km) κατά το τρέξιμο και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	1.22	.01			-	-	-
FR	1.26	.03			58.66	<.001	-.06 - .02
RK	1.25	.07			4.27	.04	-.06 - .02
RT	1.13	.07			78.47	<.001	.06 - .15
ST	1.24	.07			2.27	.14	-.06 - .02
VV	1.14	.20	32.80	<.001	7.33	.01	-.03 - .20
VF	.75	.17			314.27	<.001	.38 - .57
WP	.99	.30			23.75	<.001	.07 - .41
AC	1.31	.32			2.63	.11	-.27 - .10
P2	1.46	.42			11.73	.002	-.48 - .01

Η RM ANOVA στην αθροιστική δοκιμασία ηρεμίας, βάδισης και τρεξίματος (Πίνακας 10), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(3,122)=25.62, p < .001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.41$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των περισσότερων συσκευών-εφαρμογών ($p < .05$ τουλάχιστον), εκτός από τις Sports Tracker [$F(1,37)=3.16, p=.08$], Walk [$F(1,37)=.54, p=.47$] και Accupedo [$F(1,37)=2.55, p=.12$].

Πίνακας 10

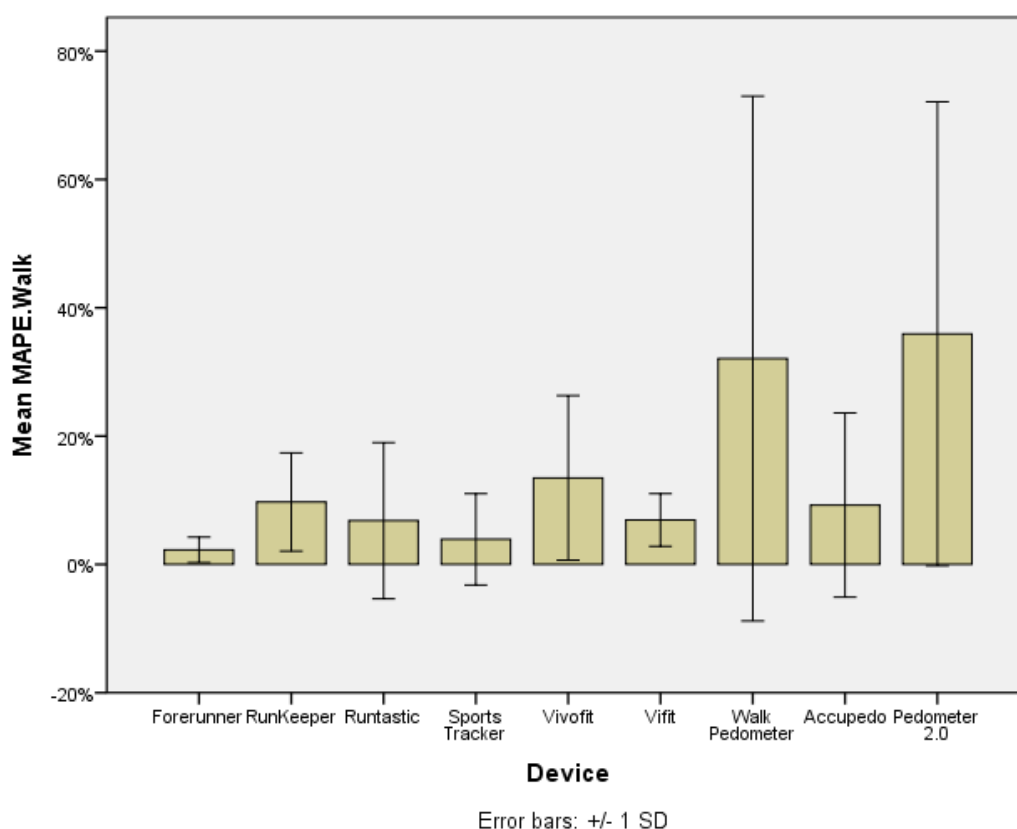
RM ANOVA συνολικής διαλυθείσας απόστασης (km) και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	2.45	.02			-	-	-
FR	2.59	.13			53.06	<.001	-.21 - (-.07)
RK	2.55	.15			17.35	<.001	-.20 - (-.02)
RT	2.27	.18			33.61	<.001	.07 - .29
ST	2.49	.15			3.16	.08	-.13 - .04
VV	2.23	.32	25.62	<.001	19.08	<.001	.04 - .41
VF	1.94	.24			193.25	<.001	.38 - .63
WP	2.52	.63			.54	.47	-.44 - .29
AC	2.56	.41			2.55	.12	-.34 - .13
P2	3.08	.71			30.27	<.001	-1.04 - (-.23)

4.2.3. MAPE διανυθείσας απόστασης συσκευών-εφαρμογών και κριτηρίου

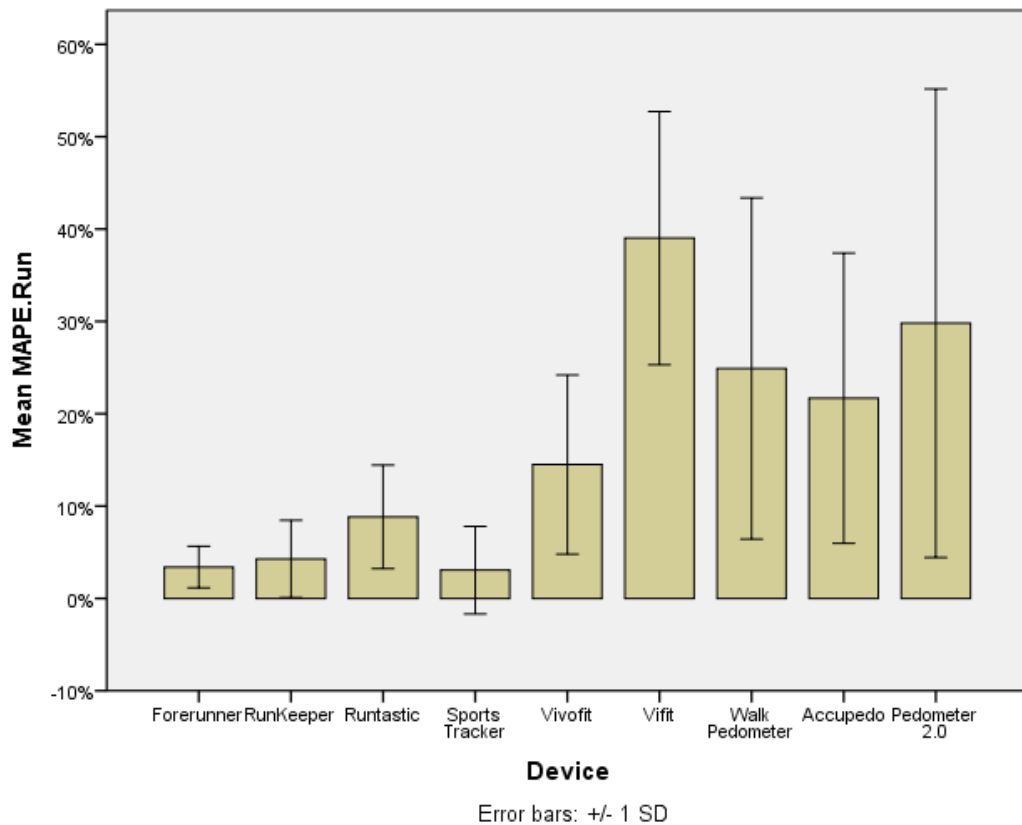
Τα γραφήματα 1, 2 και 3 παρουσιάζουν τα MAPE στις τρεις διαφορετικές συνθήκες, υπολογισμένα ως μέση απόλυτη τιμή του σφάλματος μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών και της μέτρησης κριτηρίου.

Κατά τη δοκιμασία βάρδιας το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Forerunner (2.27%) και τη Sports Tracker (3.92%) και μεγαλύτερο για τη Walk (32.07%) και την Pedometer (35.94%). Τα ποσοστά σφάλματος για τις άλλες συσκευές-εφαρμογές κυμάνθηκαν από 6.82% έως 13.49% [Runkeeper (9.73%), Runtastic (6.82%), Vivofit (13.49%), Vifit (6.92%), Accupedo (9.24%)].



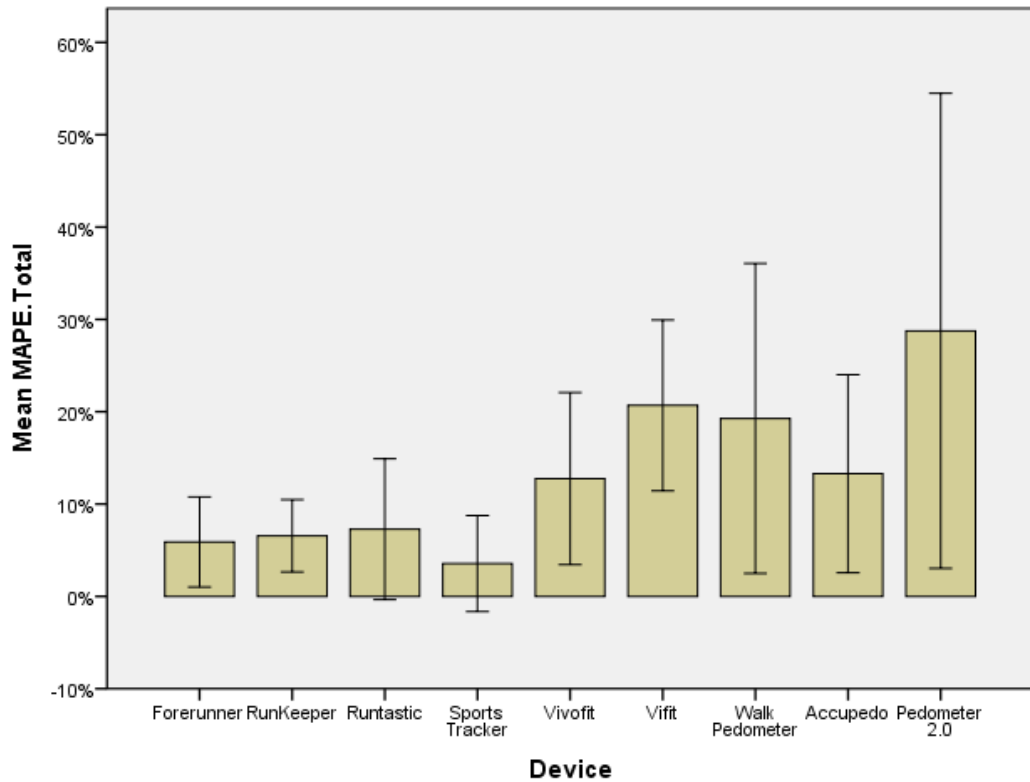
Γράφημα 1. MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βάρδια

Κατά τη δοκιμασία τρεξίματος το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Sports Tracker (3.07%) και τη Forerunner (3.40%) και μεγαλύτερο για την Pedometer (29.81%) και τη Vifit (39.02%). Τα ποσοστά σφάλματος για τις άλλες συσκευές-εφαρμογές κυμάνθηκαν από 4.27% έως 24.90% [Runkeeper (4.27%), Runtastic (8.83%), Vivofit (14.50%), Accupedo (21.67%), Walk (24.90%)].



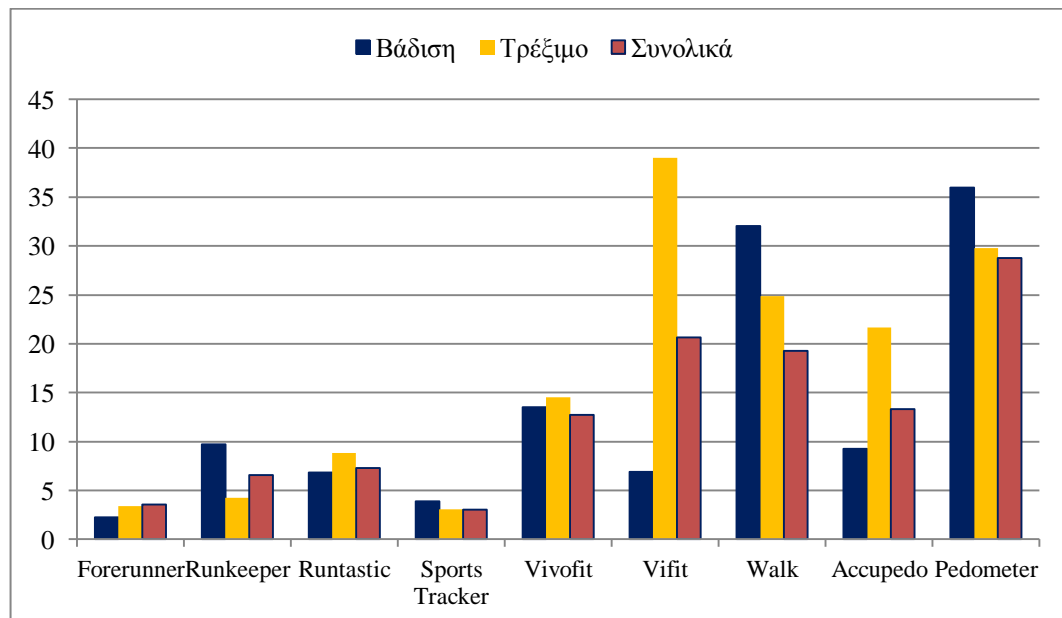
Γράφημα 2. MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο

Κατά τον συνολικό υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Sports Tracker (3.07%) και τη Forerunner (3.56%) και μεγαλύτερο για τη Vifit (20.68%) και την Pedometer (28.76%). Τα ποσοστά σφάλματος για τις άλλες συσκευές-εφαρμογές κυμάνθηκαν από 6.56% έως 19.27% [Runkeeper (6.56%), Runtastic (7.27%), Vivofit (12.76%), Accupedo (13.29%), Walk (19.27%)].



Error bars: +/- 1 SD

Γράφημα 3. MAPE (\pm SD) συνολικής διανυθείσας απόστασης συσκευών και εφαρμογών



Γράφημα 4. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) διανυθείσας απόστασης συσκευών και εφαρμογών

4.2.4. Γραφήματα Bland-Altman διανυθείσας απόστασης συσκευών-εφαρμογών και κριτηρίου

Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των αναλύσεων Bland-Altman, ενώ τα αντίστοιχα γραφήματα, για πρακτικούς λόγους, παρατίθενται στο παράρτημα II. Το αρνητικό πρόσημο στα αποτελέσματα αφορά την υπερεκτίμηση των μετρήσεων συσκευών-εφαρμογών σε σχέση με αυτές του εκάστοτε κριτηρίου, ενώ αντίθετα το θετικό πρόσημο την υποεκτίμησή τους.

Για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης κατά τη δοκιμασία βάρδισης (Πίνακας 11) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασαν οι Forerunner ($M=-.01$ km, 95% CI: $-.02 - .00$) και Sports Tracker ($M=-.01$ km, 95% CI: $-.04 - .02$), ενώ ακολούθησαν οι Accupedo ($M=-.02$ km, 95% CI: $-.09 - .05$) και Vifit ($M=.03$ km, 95% CI: $.00 - .06$). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Vivofit ($M=.14$ km, 95% CI: $.08 - .18$), Walk [$M=-.31$ km, 95% CI: $-.49 - (-.12)$] και Pedometer [$M=-.40$ km, 95% CI: $-.56 - (-.24)$]. Όλες οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.001$), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων όλων των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανεμημένης ομαδοποίησης των δεδομένων.

Πίνακας 11

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βάρδιση

	M	95% CI	Κλίση		
			Συντελεστής	p	95% CI
FR	-.01	-.02 - .00	-1.43	<.001	-1.72 - (-1.14)
RK	-.07	-.12 - (-.03)	-1.94	<.001	-2.05 - (-1.84)
RT	.07	.02 - .12	-2.01	<.001	-2.11 - (-1.92)
ST	-.01	-.04 - .02	-1.93	<.001	-2.08 - (-1.79)
VV	.14	.08 - .18	-1.93	<.001	-2.00 - (-1.85)
VF	.03	.00 - .06	-1.75	<.001	-1.86 - (-1.64)
WP	-.31	-.49 - (-.12)	-1.98	<.001	-2.01 - (-1.96)
AC	-.02	-.09 - .05	-1.93	<.001	-1.99 - (-1.87)
P2	-.40	-.56 - (-.24)	-1.99	<.001	-2.02 - (-1.96)

Για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης κατά τη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 12) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασαν οι Sports Tracker ($M=-.02$ km, 95% CI: $-.04 - .01$) και Forerunner [$M=-.04$ km, 95% CI: $-.02 - (-.03)$], ενώ ακολούθησαν οι Runkeeper ($M=-.05$ km, 95% CI: $-.05 -$

.00) και Accupedo ($M=-.08$ km, 95% CI: $-.19 - .02$). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Pedometer [$M=-.23$ km, 95% CI: $-.37 - (-.10)$], Walk ($M=.24$ km, 95% CI: $.14 - .34$) και Vifit ($M=.48$ km, 95% CI: $.42 - .53$). Όλες οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.001$), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων όλων των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανεμημένης ομαδοποίησης των δεδομένων.

Πίνακας 12

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο

	<i>M</i>	95% <i>CI</i>	<i>Κλίση</i>		
			<i>Συντελεστής</i>	<i>p</i>	95% <i>CI</i>
FR	-.04	-.05 - (-.03)	-1.35	<.001	-1.66 - (-1.04)
RK	-.05	-.05 - .00	-2.03	<.001	-2.25 - (-1.80)
RT	.11	.08 - .13	-2.17	<.001	-2.39 - (-1.95)
ST	-.02	-.04 - .01	-1.83	<.001	-2.02 - (-1.63)
VV	.09	.02 - .15	-1.92	<.001	-1.99 - (-1.86)
VF	.48	.42 - .53	-1.85	<.001	-1.92 - (-1.79)
WP	.24	.14 - .34	-1.98	<.001	-2.04 - (-1.95)
AC	-.08	-.19 - .02	-1.98	<.001	-2.02 - (-1.93)
P2	-.23	-.37 - (-.10)	-2.01	<.001	-2.04 - (-1.97)

Για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (Πίνακας 13) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασαν οι Sports Tracker ($M=-.05$ km, 95% CI: $-.09 - .01$) και Walk ($M=-.08$ km, 95% CI: $-.28 - .13$), ενώ ακολούθησαν οι Runkeeper [$M=-.11$ km, 95% CI: $-.16 - (-.05)$] και Accupedo ($M=-.11$ km, 95% CI: $-.24 - .03$). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Vivofit ($M=.22$ km, 95% CI: $.12 - .33$), Vifit ($M=.51$ km, 95% CI: $.43 - .58$) και Pedometer [$M=-.63$ km, 95% CI: $-.86 - (-.40)$]. Όλες οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.001$), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων όλων των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανεμημένης ομαδοποίησης των δεδομένων.

Πίνακας 13

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά διανυθείσας απόστασης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

	<i>M</i>	<i>95% CI</i>	<i>Κλίση</i>		
			<i>Συντελεστής</i>	<i>p</i>	<i>95% CI</i>
FR	-.14	-.18 - (-.10)	-1.65	<.001	-1.82 - (-1.48)
RK	-.11	-.16 - (-.05)	-1.95	<.001	-2.14 - (-1.76)
RT	.18	.12 - .24	-2.07	<.001	-2.23 - (-1.90)
ST	-.05	-.09 - .01	-1.87	<.001	-2.04 - (-1.67)
VV	.22	.12 - .33	-1.90	<.001	-1.98 - (-1.82)
VF	.51	.43 - .58	-1.76	<.001	-1.85 - (-1.68)
WP	-.08	-.28 - .13	-1.97	<.001	-2.02 - (-1.93)
AC	-.11	-.24 - .03	-1.94	<.001	-2.01 - (-1.87)
P2	-.63	-.86 - (-.40)	-1.99	<.001	-2.04 - (-1.95)

4.2.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας απόστασης συσκευών και εφαρμογών

Αρχικά θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα των συσκευών-εφαρμογών GPS και στη συνέχεια αυτά των επιταχυνσιόμετρων στις δύο δοκιμασίες, βάρδισης και τρεξίματος, καθώς και στη συνολική δοκιμασία υπολογισμού της απόστασης. Ξεκινώντας από τη Forerunner, βρέθηκε ότι είχε μέτρια συσχέτιση με τις μετρήσεις κριτηρίου σε όλες τις δοκιμασίες, διέφερε στατιστικά σημαντικά από αυτές και παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης κατά τη βάρδιση (.01 km), το τρέξιμο (.04 km) και κατά το άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.14 km), υπερεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Η συστηματικότητα όμως του σφάλματος ήταν σημαντική, δηλαδή τα σφάλματα μέτρησης δεν συνέβαιναν τυχαία αλλά κατά έναν συστηματικά ομαδοποιημένο τρόπο. Αυτή η συστηματικότητα σφαλμάτων εντοπίστηκε σε όλες τις συσκευές-εφαρμογές κατά τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης σε όλες τις δοκιμασίες. Επίσης είχε μικρό MAPE στη βάρδιση (2.27%) και ελαφρώς μεγαλύτερο στο τρέξιμο (3.40%) και στο σύνολο (3.56%).

Εν συνεχεία η Runkeeper είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο, ενώ είχε μέτρια προς υψηλή συσχέτιση με την εφαρμογή Runtastic σε όλες τις δοκιμασίες. Επίσης διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης κατά τη βάρδιση (.07 km), το τρέξιμο (.05 km) και κατά το άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.11 km),

υπερεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε μικρό MAPE στο τρέξιμο (4.27%), ενώ αυτό αυξήθηκε στη βάδιση (9.73%) και στη συνολική απόσταση (6.56%)

Η Runtastic είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο, ενώ είχε, όπως αναφέρθηκε, μέτρια προς υψηλή συσχέτιση με την εφαρμογή Runkeeper. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.07 km), το τρέξιμο (.11 km), ενώ αυτό αυξήθηκε σημαντικά κατά το άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.18 km), υποεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε μικρό MAPE στη βάδιση (6.28%), ενώ αυτό αυξήθηκε στο τρέξιμο (8.83%) και στη συνολική απόσταση (7.27%).

Η Sports Tracker είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες. Ήταν όμως η πρώτη εφαρμογή που δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.01 km), το τρέξιμο (.02 km) και κατά το άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.05 km), υπερεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε το μικρότερο MAPE στο τρέξιμο (3.07%) και στη συνολική απόσταση (3.07%), και το δεύτερο μικρότερο στη βάδιση (3.92%).

Η Vivofit είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, ενώ είχε μέτρια συσχέτιση με τη συσκευή Vifit σε όλες τις δοκιμασίες. Επίσης διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης κατά το τρέξιμο (.09 km) και τη βάδιση (.14 km), ενώ αυξήθηκε αρκετά στο άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.22 km), υποεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε μέτριο MAPE στη συνολική απόσταση (12.76%), ενώ αυτό αυξήθηκε οριακά στις δύο ξεχωριστές δοκιμασίες, βάδιση (13.49%) και τρέξιμο (14.50%).

Η Vifit ήταν η μόνη συσκευή-επιταχυνσιόμετρο που είχε στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με το κριτήριο, παρότι οι δείκτες ICC ήταν χαμηλοί, ενώ είχε επιπλέον μέτρια συσχέτιση με τη συσκευή Vivofit σε όλες τις δοκιμασίες. Ακόμα δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από τη μέτρηση κριτηρίου κατά τη βάδιση, αλλά διέφερε σημαντικά στο τρέξιμο και στη συνολική απόσταση παρουσιάζοντας μικρό σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.03 km), αλλά αυτό

αυξήθηκε σημαντικά στο τρέξιμο (.48 km) και στο άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.51 km), υποεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Τέλος είχε μικρό MAPE στη βάδιση (6.92%), ενώ αυτό μεγιστοποιήθηκε στο τρέξιμο (39.02%) και στη συνολική δοκιμασία (20.68%).

Η εφαρμογή Walk είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου κατά τη βάδιση και το τρέξιμο, αλλά προς έκπληξή μας δε διέφερε σημαντικά στην αθροιστική δοκιμασία συνολικής απόστασης. Παρουσίασε υψηλό σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.31 km), το τρέξιμο (.24 km), ενώ αυτό μειώθηκε σημαντικά κατά το άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.08 km). Επίσης είχε μεγάλο MAPE στη βάδιση (32.07%), ενώ αυτό μειώθηκε στο τρέξιμο (24.90%) και στη συνολική απόσταση (19.27%). Η εφαρμογή υπερεκτίμησε την απόσταση στη βάδιση και στην αθροιστική δοκιμασία, ενώ την υποεκτίμησε στο τρέξιμο.

Η Accupedo είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, ενώ ήταν η μόνη εφαρμογή που συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με τη Vifit σε όλες τις δοκιμασίες και τη Vivofit στη βάδιση. Επίσης δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου σε όλες τις δοκιμασίες, παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.02 km), το τρέξιμο (.08 km), και ελαφρώς μεγαλύτερο στο άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.11 km), υπερεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε μέτριο MAPE στη βάδιση (9.24%), ενώ αυτό αυξήθηκε στη συνολική απόσταση (13.29%) και στο τρέξιμο (21.67%).

Τέλος, η Pedometer είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες και διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου σε όλες τις δοκιμασίες. Παρουσίασε μεγάλο σφάλμα μέτρησης κατά τη βάδιση (.40 km), το τρέξιμο (.23 km), και αρκετά μεγαλύτερο στο άθροισμα της απόστασης των τριών δοκιμασιών (.63 km), υπερεκτιμώντας την απόσταση σε όλες τις συνθήκες. Είχε το μεγαλύτερο MAPE στη βάδιση (35.94%), ενώ αυτό μειώθηκε στη συνολική απόσταση (28.76%) και το τρέξιμο (29.81%), παραμένοντας όμως πολύ υψηλό.

4.3. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού βημάτων

4.3.1. Συσχετίσεις βημάτων μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται οι συσχετίσεις Pearson r και ICC μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου, συσκευών και εφαρμογών, για τον υπολογισμό του αριθμού βημάτων κατά τη βάδιση, το τρέξιμο και των συνολικών βημάτων από όλες τις δοκιμασίες.

Στη δοκιμασία βάδισης (Πίνακας 14) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της Vivotfit ($r=.64$, $p<.001$), καθώς και της Vifit ($r=.70$, $p<.001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως υψηλές, τόσο για τη Vivotfit (ICC=.73, 95% CI: .78 - .86), όσο και για τη Vifit (ICC=.82, 95% CI: .66 - .91). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=.07$ και $.70$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $.06$ και $.82$.

Επιπλέον στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών Pedometer και Walk ($r=.56$, $p<.001$), αφού και η αντίστοιχη τιμή ICC ήταν υψηλή (ICC=.72, 95% CI: .46 - .85).

Πίνακας 14

Συσχετίσεις βημάτων κατά τη βάδιση

		Pearson r					
		Κριτήριο	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	Κριτήριο	-	.64**	.70**	.08	.29	.07
	VV	.73	-	.47*	-.06	.24	-.05
	VF	.82	.58	-	.19	.39*	.20
	WP	.07	-.09	.15	-	-.13	.56**
	AC	.44	.37	.55	-.15	-	-.18
	P2	.06	-.07	.16	.72	-.22	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 15) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της Vivotfit ($r=.82$, $p<.001$) και της Vifit ($r=.68$, $p<.001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν επίσης ως χαμηλές, τόσο για τη Vivotfit (ICC=.90, 95% CI: .80 - .95), όσο και για τη Vifit (ICC=.78, 95% CI: .58 - .89). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του

κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.43$ και $.82$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.84$ και $.90$.

Επιπλέον στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών Vivosfit και Vifit ($r=.70$, $p<.001$), με την αντίστοιχη τιμή ICC να είναι υψηλή (ICC=.78, 95% CI: .57 - .88). Τέλος, η συσχέτιση μεταξύ των Pedometer και Walk ήταν στατιστικά σημαντική ($r=.71$, $p<.001$), με υψηλό ICC (ICC=.83, 95% CI: .66 - .91).

Πίνακας 15

Συσχετίσεις βημάτων κατά το τρέξιμο

		Pearson <i>r</i>					
		Κριτήριο	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	Κριτήριο	-	.82**	.68**	-.43*	.31	-.27
	VV	.90	-	.70**	-.29	.45*	-.15
	VF	.78	.78	-	-.36*	.16	-.17
	WP	-.84	-.45	-.89	-	-.11	.71**
	AC	.41	.53	.22	-.21	-	-.03
	P2	-.43	-.19	-.33	.83	-.05	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στον συνολικό υπολογισμό των βημάτων από όλες τις δοκιμασίες (Πίνακας 16) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κριτηρίου και της SenseWear ($r=.53$, $p<.001$), της Vivosfit ($r=.69$, $p<.001$) και της Vifit ($r=.77$, $p<.001$). Η συσχέτιση ICC χαρακτηρίστηκε για τη SenseWear ως μέτρια (ICC=.66, 95% CI: .35 - .82) ενώ τόσο για τη Vivosfit (ICC=.81, 95% CI: .64 - .90), όσο και για τη Vifit (ICC=.86, 95% CI: .72 - .92) οι αντίστοιχες ICC χαρακτηρίστηκαν ως υψηλές. Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ του κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.19$ και $.77$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.24$ και $.86$.

Επιπλέον στατιστικά σημαντική συσχέτιση παρατηρήθηκε μεταξύ των εφαρμογών SenseWear και Vifit ($r=.56$, $p<.001$), καθώς και Vivosfit με Vifit ($r=.63$, $p<.001$), με τις αντίστοιχες τιμές ICC να είναι υψηλές και στις δύο περιπτώσεις (ICC=.71, 95% CI: .45 - .85; ICC=.77, 95% CI: .56 - .88). Τέλος, η συσχέτιση μεταξύ των Pedometer και Walk ήταν στατιστικά σημαντική ($r=.51$, $p<.001$), με μέτριο ICC (ICC=.67, 95% CI: .37 - .83).

Πίνακας 16
Συσχετίσεις συνολικών βημάτων

		Pearson <i>r</i>						
		Κριτήριο	SW	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	Κριτήριο	-	.53**	.69**	.77**	-.19	.16	-.11
	SW	.66	-	.45*	.56**	-.17	.32*	.20
	VV	.81	.61	-	.63**	-.04	.19	.03
	VF	.86	.71	.77	-	-.15	.32	.04
	WP	-.24	-.28	-.05	-.23	-	-.06	.51**
	AC	.23	.47	.27	.43	-.06	-	-.10
	P2	-.12	.24	.03	.05	.67	-.01	-

* $p < .05$, ** $p < .001$

4.3.2. RM ANOVA βημάτων μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται τα περιγραφικά στατιστικά (M , SD) των συσκευών-εφαρμογών για τον υπολογισμό των βημάτων, καθώς και τα αποτελέσματα των RM ANOVA για τις τρεις συνθήκες.

Η RM ANOVA στη δοκιμασία βάδισης (Πίνακας 17), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(2,74)=29.30$, $p < .001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.44$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferroni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των περισσότερων συσκευών-εφαρμογών ($p < .05$ τουλάχιστον), εκτός από τη Vivofit [$F(1,37)=1.95$, $p=.17$].

Πίνακας 17

RM ANOVA βημάτων κατά τη βάδιση και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	1450	119			-	-	-
VV	1417	193			1.95	.17	-42 - 109
VF	1532	110	29.30	<.001	31.89	<.001	-127 - (-36)
WP	1958	495			39.13	<.001	-762 - (-253)
AC	1537	146			11.17	.002	-168 - (-5)
P2	1973	493			41.74	<.001	-777 - (-269)

Η RM ANOVA στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 18), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(2,73)=7.25$, $p=.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.16$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferroni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των περισσότερων συσκευών-εφαρμογών ($p < .05$ τουλάχιστον), εκτός από τις Vivofit [$F(1,37)=.46$, $p=.50$] και Accupedo [$F(1,37)=.79$, $p=.38$].

Πίνακας 18

RM ANOVA βημάτων κατά το τρέξιμο και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	1070	134			-	-	-
VV	1078	120			.46	.50	-49 - 31
VF	942	190	7.25	.001	31.84	<.001	57 - 199
WP	1233	344			5.68	.02	-378 - 52
AC	1104	245			.79	.38	-157 - 88
P2	1217	375			4.40	.04	-367 - 73

Η RM ANOVA στην αθροιστική δοκιμασία ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος (Πίνακας 19), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου και των συσκευών-εφαρμογών [$F(2,90)=7.25$, $p=.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.41$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των Walk [$F(1,37)=36.25$, $p < .001$], Pedometer [$F(1,37)=31.73$, $p < .001$] και SenseWear [$F(1,37)=16.31$, $p < .001$]. Δεν παρατηρήθηκαν άλλες στατιστικά σημαντικές διαφορές με τις τρεις εναπομείνουσες συσκευές-εφαρμογές.

Πίνακας 19

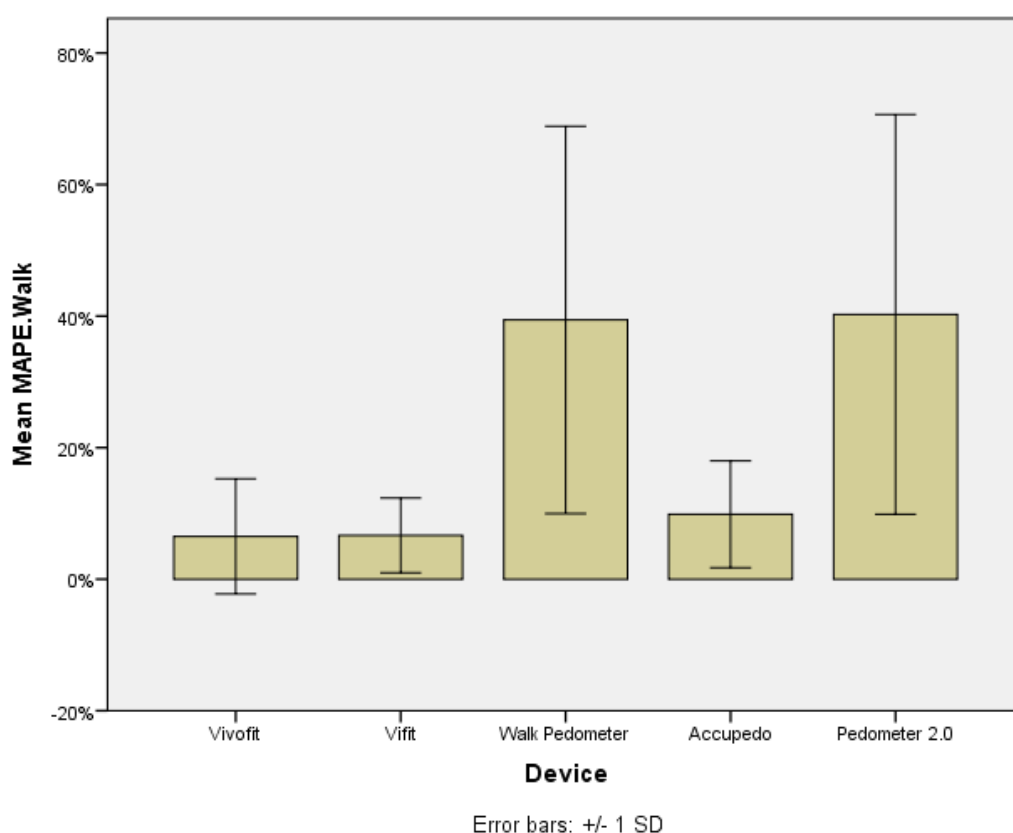
RM ANOVA συνολικών βημάτων και σύγκριση με κριτήριο

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
Κριτήριο	2520	188			-	-	-
VV	2495	217			.90	.35	-61 - 110
VF	2474	237	25.20	<.001	3.48	.07	-35 - 127
WP	3192	627			36.25	<.001	-1036 - (-308)
AC	2605	363			1.88	.18	-287 - 117
P2	3191	688			31.73	<.001	-1059 - (-282)
SW	2676	278			16.31	<.001	-282 - (-30)

4.3.3. MAPE βημάτων συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου

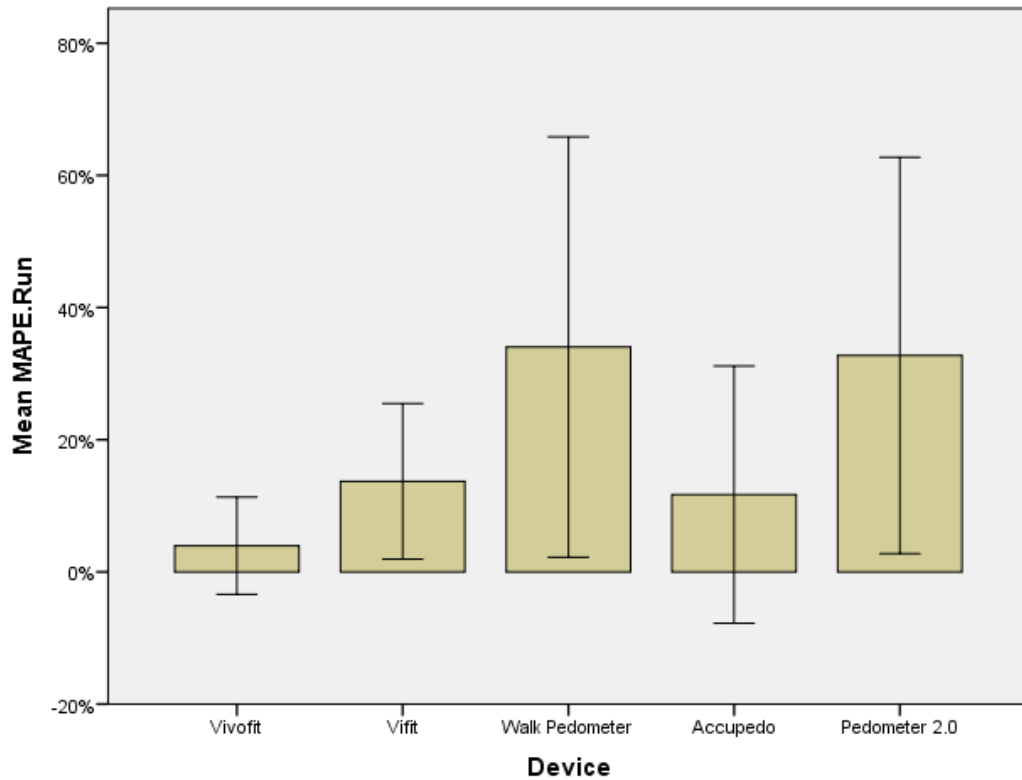
Τα γραφήματα 4, 5 και 6 παρουσιάζουν τα MAPE στις τρεις διαφορετικές συνθήκες, υπολογισμένα ως μέση απόλυτη τιμή του σφάλματος μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών και της μέτρησης κριτηρίου.

Κατά τη δοκιμασία βάρδισης το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Vivofit (6.51%) και τη Vifit (6.66%), ελαφρώς μεγαλύτερο για την Accupedo (9.87%) και σημαντικά μεγαλύτερο για τις Walk (39.43%) και Pedometer (40.26%).



Γράφημα 5. MAPE (\pm SD) βημάτων όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βάρδιση

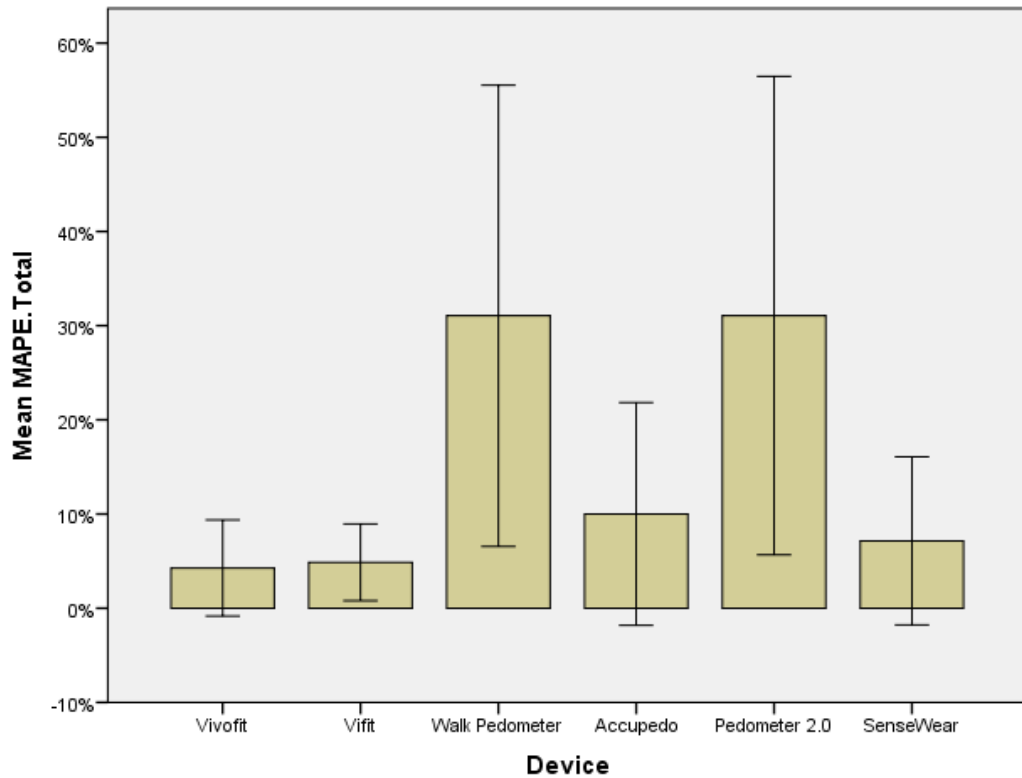
Κατά τη δοκιμασία τρεξίματος το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Vivofit (3.95%) και την Accupedo (11.69%), ελαφρώς μεγαλύτερο για τη Vifit (13.70%) και σημαντικά μεγαλύτερο για τις Walk (34.02%) και Pedometer (32.76%).



Error bars: +/- 1 SD

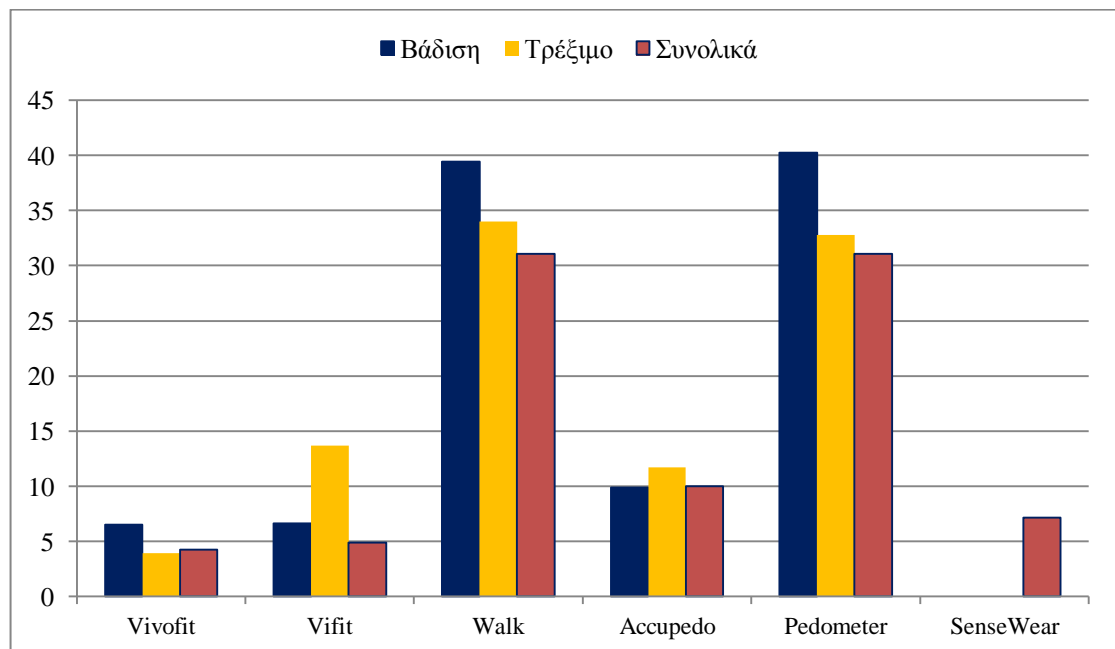
Γράφημα 6. MAPE (\pm SD) βημάτων όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο

Κατά τον συνολικό υπολογισμό των βημάτων από τις τρεις δοκιμασίες το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη Vivofit (4.27%) και τη Vifit (4.87%), ελαφρώς μεγαλύτερο για τις SenseWear (7.15%) και Accupedo (10.00%) και σημαντικά μεγαλύτερο για τις Walk (31.05%) και Pedometer (31.07%).



Error bars: +/- 1 SD

Γράφημα 7. MAPE (\pm SD) συνολικών βημάτων συσκευών και εφαρμογών



Γράφημα 8. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) βημάτων συσκευών και εφαρμογών

4.3.4. Γραφήματα Bland-Altman βημάτων συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου

Για τον υπολογισμό του αριθμού βημάτων κατά τη δοκιμασία βάρδισης (Πίνακας 20) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η Vivotfit ($M=33$ βήματα, 95% CI: -15 - 82). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Walk [$M=-507$ βήματα, 95% CI: -672 - (-343)] και Pedometer [$M=-523$ βήματα, 95% CI: -687 - (-359)]. Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών των Vivotfit, Walk και Pedometer ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.001$), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανομής ομαδοποίησης των δεδομένων. Οι Vifit και Accupedo δεν είχαν στατιστικά σημαντικές κλίσεις ευθειών ($p=.52$ και $.20$ αντίστοιχα), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτές τις δύο τα αποτελέσματα δεν παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 20

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βάρδιση

	M	95% CI	Κλίση		
			Συντελεστής	p	95% CI
VV	33.45	-15.07 - 81.96	-.57	<.001	-.86 - (-.28)
VF	-81.47	-110.71 - (-52.24)	.09	.52	-.19 - .37
WP	-507.34	-671.67 - (-343.01)	-1.72	<.001	-2.02 - (-1.43)
AC	-86.45	-138.86 - (-34.03)	-.32	.20	-.81 - .18
P2	-522.84	-686.82 - (-358.86)	-1.73	<.001	-2.03 - (-1.43)

Για τον υπολογισμό του αριθμού βημάτων κατά τη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 21) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η Vivotfit ($M=-9$ βήματα, 95% CI: -35 - 17). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Pedometer [$M=-147$ βήματα, 95% CI: -289 - (-5)] και Walk [$M=-163$ βήματα, 95% CI: -302 - (-24)]. Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών των Vifit, Walk, Accupedo και Pedometer ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.001$), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανομής ομαδοποίησης των δεδομένων. Μόνο η Vivotfit δεν είχε στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής ($p=.19$), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτή την συσκευή τα αποτελέσματα δεν παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 21

Αποτελέσματα γραφημάτων *Bland-Altman* για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο

	<i>M</i>	95% <i>CI</i>	Κλίση		
			Συντελεστής	<i>p</i>	95% <i>CI</i>
VV	-8.68	-34.61 - 17.24	.14	.19	-.07 - .35
VF	127.76	81.89 - 173.64	-.39	.008	-.68 - (-.11)
WP	-163.00	-301.58 - (-24.42)	-2.08	<.001	-2.67 - (-1.49)
AC	-34.66	-113.92 - 44.60	-.84	<.001	-1.28 - (-.41)
P2	-147.16	-289.25 - (-5.06)	-1.86	<.001	-2.37 - (-1.36)

Για τον υπολογισμό του αριθμού βημάτων κατά το σύνολο των τριών δοκιμασιών (σε αυτή τη μέτρηση συμμετέχει και η SenseWear) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η Vivofit ($M=25$ βήματα, 95% CI : -28 - 78). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Pedometer [$M=-670$ βήματα, 95% CI : -912 - (-429)] και Walk [$M=-972$ βήματα, 95% CI : -898 - (-446)]. Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών των SenseWear, Vivofit, Walk και Pedometer ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.05$ τουλάχιστον), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανεμημένης ομαδοποίησης των δεδομένων. Μόνο η Vivofit δεν είχε στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής ($p=.24$), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτή την συσκευή τα αποτελέσματα δεν παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 22

Αποτελέσματα γραφημάτων *Bland-Altman* για διαφορά βημάτων μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

	<i>M</i>	95% <i>CI</i>	Κλίση		
			Συντελεστής	<i>p</i>	95% <i>CI</i>
SW	-156.54	-234.62 - (-77.86)	-.50	.007	-.85 - (-.14)
VV	24.76	-28.26 - 77.79	-.17	.24	-.46 - .12
VF	46.29	-3.99 - 96.57	-.27	.03	-.51 - (-.03)
WP	-671.92	-898.05 - (-445.79)	-1.87	<.001	-2.68 - (-1.46)
AC	-84.84	-210.15 - 40.47	-1.02	<.001	-1.50 - (-.54)
P2	-670.45	-911.60 - (-429.30)	-1.83	<.001	-2.19 - (-1.47)

4.3.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας βημάτων συσκευών και εφαρμογών

Η Vivotracker είχε υψηλές συσχετίσεις βημάτων με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, με την υψηλότερη να παρατηρείται κατά το τρέξιμο, ενώ είχε και μέτρια συσχέτιση με τη συσκευή Vifit επίσης σε όλες τις δοκιμασίες. Επιπλέον δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσιάζοντας μικρό σφάλμα μέτρησης σε όλες τις δοκιμασίες: τρέξιμο (9 βήματα), βάδιση (33 βήματα) και άθροισμα βημάτων των τριών δοκιμασιών (25 βήματα), υποεκτιμώντας τα βήματα στο βάδισμα και στο σύνολο και υπερεκτιμώντας τα στο τρέξιμο. Η συστηματικότητα του σφάλματος ήταν σημαντική στη βάδιση και στη συνολική εκτίμηση των βημάτων, ενώ κατά το τρέξιμο το σφάλμα δεν ήταν συστηματικό. Επιπλέον είχε το μικρότερο MAPE στη βάδιση (6.51%), στο τρέξιμο (3.95%) και στη συνολική απόσταση (4.27%).

Η Vifit είχε υψηλές συσχετίσεις βημάτων με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, με την υψηλότερη να είναι στο συνολικό αριθμό βημάτων των τριών δοκιμασιών, ενώ είχε και μέτρια συσχέτιση με τη συσκευή Vivotracker σε όλες τις δοκιμασίες. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου κατά τη βάδιση και το τρέξιμο, αλλά δε διέφερε σημαντικά στην αθροιστική δοκιμασία συνολικών βημάτων. Παρουσίασε χαμηλό σφάλμα μέτρησης στο άθροισμα των βημάτων των τριών δοκιμασιών (46 βήματα), μέτριο κατά τη βάδιση (81 βήματα) και αρκετά αυξημένο κατά το τρέξιμο (128 βήματα). Η συστηματικότητα όμως του σφάλματος ήταν σημαντική στο τρέξιμο και στη συνολική εκτίμηση των βημάτων, ενώ κατά τη βάδιση το σφάλμα δεν ήταν συστηματικό. Επίσης είχε μικρό MAPE στη βάδιση (6.66%) και στα συνολικά βήματα (4.87%), ενώ αυτό ήταν μεγαλύτερο κατά το τρέξιμο (13.70%). Η συσκευή υπερεκτίμησε την απόσταση στη βάδιση, ενώ την υποεκτίμησε στο τρέξιμο και στην αθροιστική δοκιμασία.

Η Walk είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, ενώ είχε μέτρια συσχέτιση με την εφαρμογή Pedometer. Επίσης διέφερε στατιστικά σημαντικά από όλες τις μετρήσεις κριτηρίου, παρουσιάζοντας πολύ μεγάλο σφάλμα μέτρησης στη βάδιση (507 βήματα) και στο άθροισμα των βημάτων των τριών δοκιμασιών (672 βήματα), ενώ αυτό ήταν μειωμένο στο

τρέξιμο (163 βήματα). Η συστηματικότητα των σφαλμάτων μέτρησης ήταν σημαντική σε όλες τις συνθήκες. Είχε μεγάλο MAPE σε όλες τις συνθήκες: βάδιση (39.43%), τρέξιμο (34.02%) και στα συνολικά βήματα (31.05%). Η εφαρμογή υπερεκτίμησε τον αριθμό των βημάτων σε όλες τις συνθήκες.

Η Accupedo είχε χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, αλλά διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου μόνο στη δοκιμασία της βάδισης και παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης στη βάδιση (86 βήματα) και στο άθροισμα των βημάτων των τριών δοκιμασιών (85 βήματα), ενώ το σφάλμα ήταν μειωμένο στο τρέξιμο (35 βήματα). Η συστηματικότητα του σφάλματος ήταν σημαντική στο τρέξιμο και στη συνολική εκτίμηση των βημάτων, ενώ κατά τη βάδιση το σφάλμα δεν ήταν συστηματικό. Είχε μέτριο MAPE σε όλες τις συνθήκες: βάδιση (9.87%), τρέξιμο (11.69%) και στα συνολικά βήματα (10.00%). Η εφαρμογή υπερεκτίμησε τον αριθμό των βημάτων σε όλες τις συνθήκες.

Η Pedometer είχε πολύ χαμηλές συσχετίσεις με το κριτήριο σε όλες τις δοκιμασίες, ενώ είχε μέτρια συσχέτιση με την εφαρμογή Walk. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά από όλες τις μετρήσεις κριτηρίου και παρουσίασε πολύ μεγάλο σφάλμα μέτρησης στη βάδιση (523 βήματα) και στο άθροισμα των βημάτων των τριών δοκιμασιών (670 βήματα), ενώ ήταν μειωμένο στο τρέξιμο (147 βήματα). Η συστηματικότητα όμως των σφαλμάτων μέτρησης ήταν σημαντική σε όλες τις συνθήκες. Επιπλέον είχε μεγάλο MAPE σε όλες τις συνθήκες: βάδιση (40.26%), τρέξιμο (32.76%) και στα συνολικά βήματα (31.07%). Η εφαρμογή υπερεκτίμησε τον αριθμό των βημάτων σε όλες τις συνθήκες.

Τέλος η συσκευή SenseWear, που ήταν και η μόνη ερευνητική συσκευή που συμπεριλήφθηκε, εξετάστηκε στην ακρίβεια υπολογισμού βημάτων μόνο κατά το σύνολο των τριών δοκιμασιών, καθώς δεν παρείχε αποτελέσματα για κάθε μία δραστηριότητα ξεχωριστά. Συσχετίστηκε μέτρια αλλά διέφερε στατιστικά σημαντικά από τη μέτρηση κριτηρίου, ενώ είχε υψηλή συσχέτιση με τις δύο άλλες συσκευές-επιταχυνσιόμετρα, VivoFit και Vifit. Τέλος το MAPE της ήταν μέτριο (7.15%), μεγαλύτερο από τις δύο προαναφερθείσες συσκευές και είχε

σημαντικό σφάλμα μέτρησης, του οποίου η συστηματικότητα ήταν σημαντική, υπερεκτιμώντας τον συνολικό αριθμό βημάτων κατά 157 βήματα.

4.4. Εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού ενεργειακής δαπάνης

4.4.1. Συσχετίσεις ΕΔ μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται οι συσχετίσεις Pearson r και ICC μεταξύ της μέτρησης κριτηρίου MedGraphics, συσκευών και εφαρμογών, για τον υπολογισμό ΕΔ κατά τη βόδιση, το τρέξιμο, καθώς και της συνολικής ΕΔ.

Για τον έλεγχο των συσχετίσεων ΕΔ ηρεμίας (Πίνακας 23) βρέθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της MedGraphics και όλων των υπό εξέταση εμπορικών συσκευών ($p < .001$). Επίσης οι η συσχέτιση ICC ήταν μέτρια για τη Vivofit (ICC=.65, 95% CI: .05 - .86) και SenseWear (ICC=.73, 95% CI: .35 - .89), ενώ ήταν χαμηλή για τη Vifit (ICC=.41, 95% CI: -.24 - .76).

Επίσης στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις, όλες μεγαλύτερες του $r = .93$ ($p < .001$) και με μέτριους ή υψηλούς δείκτες ICC (.66, .78 και .90 αντίστοιχα), παρατηρήθηκαν μεταξύ όλων των εμπορικά διαθέσιμων συσκευών στον υπολογισμό της ΕΔ ηρεμίας.

Πίνακας 23

Συσχετίσεις ΕΔ ηρεμίας τεσσάρων συσκευών

		Pearson r			
		MG	VV	VF	SW
ICC	MG	-	.69**	.67**	.62**
	VV	.65	-	1.00**	.93**
	VF	.41	.78	-	.93**
	SW	.73	.90	.66	-

** $p < .001$

Στη δοκιμασία βόδισης (Πίνακας 24) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της MedGraphics και των SenseWear ($r = .57$, $p < .05$), Runtastic ($r = .53$, $p < .05$), Vifit ($r = .77$, $p < .001$), Walk ($r = .63$, $p < .05$), Accupedo ($r = .65$, $p < .001$) και Pedometer ($r = .70$, $p < .001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως χαμηλές για την SenseWear (ICC=.73, 95% CI: .33 - .89) και τη Runtastic (ICC=.64, 95% CI: .13 - .85), ενώ ήταν

υψηλές για τις Vifit (ICC=.87, 95% CI: .68 - .95), Walk (ICC=.76, 95% CI: .41 - .90), Accupedo (ICC=.75, 95% CI: .39 - .90) και Pedometer (ICC=.77, 95% CI: .44 - .91). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.27$ και $.77$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $.71$ και $.87$.

Η SenseWear συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με όλες τις εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα ($r>.61$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ $.73$ και $.83$. Επίσης η Vifit συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με όλες τις εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα ($r>.70$, $p<.001$) και με αντίστοιχους υψηλούς ICC μεταξύ $.79$ και $.92$. Οι συσκευές-εφαρμογές GPS δεν είχαν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις ΕΔ άσκησης κατά τη βόδιση ($p>.05$) με την συσκευή κριτηρίου MedGraphics.

Πίνακας 24

Συσχετίσεις ΕΔ άσκησης κατά τη βόδιση

		Pearson <i>r</i>										
		MG	SW	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	MG	-	.57*	.38	-.10	.53*	-.27	.34	.77**	.63*	.65**	.70**
	SW	.73	-	.23	.15	.43	-.08	.43*	.69**	.77**	.61*	.70**
	FR	.43	.30	-	.27	.24	-.13	.45*	.62*	.29	.50*	.29
	RK	-.19	.22	.43	-	.16	-.05	.19	.34	.21	.26	.14
	RT	.64	.56	.38	.28	-	.24	.03	.58*	.43	.80**	.49*
	ST	-.71	-.18	-.16	-.07	.31	-	-.62*	-.22	-.20	-.07	-.12
	VV	.49	.58	.55	.30	.05	-.51	-	.47*	.31	.35	.27
	VF	.87	.82	.70	.47	.71	-.52	.63	-	.70**	.86**	.75**
	WP	.76	.83	.32	.27	.51	-.41	.45	.79	-	.56*	.76**
	AC	.75	.74	.62	.41	.89	-.12	.50	.92	.64	-	.63*
	P2	.77	.73	.29	.17	.51	-.21	.39	.77	.86	.63	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 25) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της MedGraphics και των SenseWear ($r=.80$, $p<.001$), Runkeeper ($r=.68$, $p<.001$), Runtastic ($r=.85$, $p<.001$), Vivofit ($r=.68$, $p<.001$), Vifit ($r=.74$, $p<.001$), Walk ($r=.76$, $p<.001$), Accupedo ($r=.72$, $p<.001$) και Pedometer ($r=.84$, $p<.001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως μέτριες για τις Vifit (ICC=.52, 95% CI: -.18 - .85), Pedometer (ICC=.61, 95% CI: .09 - .84), Accupedo (ICC=.72, 95% CI: .32 - .88), Runkeeper (ICC=.74, 95% CI: .32 - .90), ενώ ήταν υψηλές για τις Vivofit (ICC=.77, 95% CI: .45 - .91), Walk

(ICC=.77, 95% CI: .43 - .90), SenseWear (ICC=.84, 95% CI: .47 - .94) και πολύ υψηλή για τη Runtastic (ICC=.91, 95% CI: .78 - .96). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.32$ και $.85$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.73$ και $.91$.

Η SenseWear συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με τις περισσότερες συσκευές-εφαρμογές ($r>.64$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ $.52$ και $.90$. Επίσης η Vifit συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με όλες τις συσκευές-εφαρμογές ($r>.50$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ $.50$ και $.67$. Μία μόνο συσκευή (Forerunner) και μία εφαρμογή (Sports Tracker) δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με τη MedGraphics ($p>.05$), ούτε και με κάποια άλλη συσκευή ή εφαρμογή ($p>.05$) για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης κατά το τρέξιμο.

Πίνακας 25

Συσχετίσεις ΕΔ άσκησης κατά το τρέξιμο

		Pearson <i>r</i>										
		MG	SW	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	MG	-	.80**	.18	.68**	.85**	-.32	.68**	.74**	.76**	.72**	.84**
	SW	.84	-	.26	.76**	.86**	.01	.72**	.70**	.68**	.70**	.64*
	FR	.19	.36	-	.27	.12	.04	.25	.45*	.12	.18	-.03
	RK	.74	.83	.34	-	.84**	-.17	.60*	.76**	.57*	.65*	.64*
	RT	.91	.90	.15	.84	-	-.16	.71**	.81**	.62*	.77**	.75**
	ST	-.73	.01	.03	-.20	-.30	-	-.18	-.26	-.05	-.19	-.32
	VV	.77	.75	.24	.60	.81	-.39	-	.74**	.50*	.53*	.65**
	VF	.52	.66	.60	.60	.61	-.16	.50	-	.51*	.74**	.63*
	WP	.77	.78	.17	.61	.72	-.06	.61	.54	-	.61*	.84**
	AC	.72	.68	.16	.53	.78	-.35	.67	.49	.68	-	.67**
	P2	.61	.52	-.02	.39	.61	-.38	.63	.38	.74	.75	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ άσκησης (Πίνακας 26) παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της MedGraphics και των SenseWear ($r=.73$, $p<.001$), Runtastic ($r=.80$, $p<.001$), Vivofit ($r=.57$, $p<.05$), Vifit ($r=.80$, $p<.001$), Walk ($r=.79$, $p<.001$), Accupedo ($r=.77$, $p<.001$) και Pedometer ($r=.89$, $p<.001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως μέτριες για τις Vivofit (ICC=.73, 95% CI: .31 - .89) και Vifit (ICC=.74, 95% CI: -.18 - .92), ενώ ήταν υψηλές για τις Pedometer (ICC=.76, 95% CI: .41 - .90), SenseWear (ICC=.83, 95% CI: .60 - .93), Accupedo (ICC=.86, 95% CI: .65 - .94), Walk

(ICC=.86, 95% CI: .66 - .94), και Runtastic (ICC=.88, 95% CI: .72 - .95). Γενικά οι συσχετίσεις μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών κυμάνθηκαν μεταξύ $r=-.36$ και $.89$, ενώ οι αντίστοιχοι ICC μεταξύ $-.82$ και $.88$.

Η SenseWear συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με τις περισσότερες συσκευές-εφαρμογές ($r>.52$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ $.65$ και $.91$. Επίσης η Vifit συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με όλες τις συσκευές-εφαρμογές ($r>.49$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ $.63$ και $.77$. Μία μόνο συσκευή (Forerunner) και μία εφαρμογή (Sports Tracker) δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με την MedGraphics ($p>.05$), ενώ οι συσχετίσεις τους με άλλες συσκευές ή εφαρμογές για τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ άσκησης ήταν περιορισμένες. Γενικά στη συγκεκριμένη μεταβλητή παρουσιάστηκαν οι περισσότερες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ συσκευών και εφαρμογών.

Πίνακας 26

Συσχετίσεις συνολικής ΕΔ άσκησης

		Pearson <i>r</i>										
		MG	SW	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	MG	-	.73**	.36	.38	.80**	-.36	.57*	.80**	.79**	.77**	.89**
	SW	.83	-	.35	.52*	.77**	-.01	.59*	.74**	.87**	.72**	.77**
	FR	.41	.46	-	.50*	.21	-.14	.48*	.63*	.37	.44*	.28
	RK	.47	.65	.66	-	.57*	-.11	.42	.67**	.47*	.53*	.41
	RT	.88	.87	.29	.65	-	-.07	.40	.74**	.69**	.79**	.80**
	ST	-.82	-.01	-.11	-.11	-.10	-	-.47*	-.31	-.10	-.13	-.28
	VV	.73	.74	.51	.49	.56	-.37	-	.66**	.50*	.49*	.58*
	VF	.74	.77	.77	.76	.76	-.29	.67	-	.75**	.86**	.79**
	WP	.86	.91	.44	.55	.82	-.16	.67	.77	-	.70**	.86**
	AC	.86	.81	.46	.55	.87	-.23	.67	.77	.82	-	.73**
	P2	.76	.70	.23	.32	.73	-.43	.63	.59	.82	.76	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

Στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ και στις τρεις δοκιμασίες (Πίνακας 27), με την προσθήκη της ΕΔ ηρεμίας στις εφαρμογές που κατέγραφαν μόνο ΕΔ άσκησης, παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της MedGraphics και των SenseWear ($r=.77$, $p<.001$), Forerunner ($r=.54$, $p<.05$), Runkeeper ($r=.54$, $p<.001$), Runtastic ($r=.85$, $p<.001$), Vivofit ($r=.64$, $p<.05$), Vifit ($r=.80$, $p<.001$), Walk ($r=.84$, $p<.001$), Accupedo ($r=.82$, $p<.001$) και Pedometer ($r=.90$, $p<.001$). Οι αντίστοιχες συσχετίσεις ICC χαρακτηρίστηκαν ως

μέτριες για τις Forerunner (ICC=.59, 95% CI: -.02 - .83), Runkeeper (ICC=.59, 95% CI: .01 - .83), Vifit (ICC=.69, 95% CI: -.22 - .91), ενώ ήταν υψηλές για τις Vivofit (ICC=.78, 95% CI: .46 - .91), Pedometer (ICC=.81, 95% CI: .51 - .92), SenseWear (ICC=.86, 95% CI: .64 - .96), Accupedo (ICC=.89, 95% CI: .74 - .94), και πολύ υψηλές για τις Walk (ICC=.90, 95% CI: .75 - .96) και Runtastic (ICC=.92, 95% CI: .80 - .97). Μόνο η εφαρμογή Sports Tracker δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($p>.05$) με το κριτήριο.

Η SenseWear συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με τις περισσότερες συσκευές-εφαρμογές ($r>.46$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ .59 και .93. Επίσης η Vifit συσχετίστηκε στατιστικά σημαντικά με όλες σχεδόν τις συσκευές-εφαρμογές ($r>.59$, $p<.05$) και με αντίστοιχους ICC μεταξύ .67 και .79. Μία εφαρμογή, η Sports Tracker, δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την MedGraphics ($p>.05$), καθώς και με τις υπόλοιπες συσκευές και εφαρμογές. Τέλος, οι συσχετίσεις της Forerunner ήταν και πάλι περιορισμένες.

Πίνακας 27

Συσχετίσεις συνολικής ΕΔ

		Pearson <i>r</i>										
		MG	SW	FR	RK	RT	ST	VV	VF	WP	AC	P2
ICC	MG	-	.77**	.54*	.54*	.85**	-.03	.64*	.80**	.84**	.82**	.90**
	SW	.86	-	.46*	.59*	.81**	.16	.66**	.78**	.89**	.77**	.81**
	FR	.59	.59	-	.59*	.41	.08	.59*	.70**	.51*	.58*	.44*
	RK	.59	.69	.75	-	.66**	.06	.52*	.73**	.57*	.62*	.52*
	RT	.92	.89	.51	.70	-	.17	.51*	.77**	.75**	.84**	.83**
	ST	-.04	.19	.07	.05	.23	-	-.23	-.09	.11	.11	-.04
	VV	.78	.80	.65	.60	.69	-.41	-	.72**	.60*	.59*	.65*
	VF	.69	.77	.79	.78	.72	-.07	.69	-	.78**	.88**	.81**
	WP	.90	.93	.58	.62	.86	.15	.75	.74	-	.75**	.89**
	AC	.89	.84	.58	.61	.90	.16	.74	.73	.86	-	.77**
	P2	.81	.72	.36	.40	.77	-.06	.67	.58	.84	.80	-

* $p<.05$, ** $p<.001$

4.4.2. RM ANOVA ΕΔ μεταξύ συσκευών και εφαρμογών

Στους ακόλουθους πίνακες παρουσιάζονται τα περιγραφικά στατιστικά (M , SD) των συσκευών-εφαρμογών για τον υπολογισμό της ΕΔ, καθώς και τα αποτελέσματα των RM ANOVA για όλες τις συνθήκες.

Η RM ANOVA για τη σύγκριση της ΕΔ ηρεμίας μεταξύ των τεσσάρων συσκευών (Πίνακας 28), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών [$F(2,31)=24.34$, $p < .001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.55$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι ο υπολογισμός της ΕΔ ηρεμίας της MedGraphics διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των Vivofit [$F(1,20)=12.36$, $p=.002$] και Vifit [$F(1,20)=43.28$, $p < .001$], ενώ δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από την SenseWear [$F(1,20)=4.09$, $p=.06$].

Πίνακας 28

RM ANOVA ΕΔ ηρεμίας (kcal/ημέρα) και σύγκριση με MedGraphics

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
MG	2150	570			-	-	-
VV	1827	319	24.34	<.001	12.36	.002	54 - 593
VF	1520	265			43.28	<.001	350 - 910
SW	1943	491			4.09	.06	-93 - 508

Η RM ANOVA στη δοκιμασία βάδισης (Πίνακας 29), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω της παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών [$F(5,93)=3.91$, $p=.004$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.16$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των Forerunner [$F(1,20)=12.87$, $p=.002$], Runkeeper [$F(1,20)=4.61$, $p=.044$], Runtastic [$F(1,20)=6.42$, $p=.020$] και Accupedo [$F(1,20)=4.75$, $p=.041$]. Δεν παρατηρήθηκε κάποια άλλη στατιστικά σημαντική διαφορά.

Πίνακας 29

RM ANOVA ΕΔ άσκησης (kcal) κατά τη βόδιση και σύγκριση με MedGraphics

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
MG	64	20			-	-	-
SW	63	17			.14	.71	-13 - 16
FR	49	15			12.87	.002	-1 - 32
RK	52	16			4.61	.044	-10 - 35
RT	54	16			6.42	.02	-5 - 25
ST	66	14	3.91	.004	.14	.71	-25 - 21
VV	57	25			1.49	.24	-15 - 29
VF	60	19			1.80	.19	-7 - 15
WP	67	26			.43	.52	-20 - 14
AC	57	16			4.75	.041	-6 - 20
P2	71	31			2.04	.17	-26 - 12

Η RM ANOVA στη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 30), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω της παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p < .001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών [$F(2,48)=8.82, p < .001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.31$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των SenseWear [$F(1,20)=10.17, p=.005$], Forerunner [$F(1,20)=18.28, p < .001$], Runkeeper [$F(1,20)=7.57, p=.012$], Vifit [$F(1,20)=90.79, p < .001$] και Walk [$F(1,20)=4.54, p=.046$]. Δεν παρατηρήθηκε κάποια άλλη στατιστικά σημαντική διαφορά.

Πίνακας 30

RM ANOVA άσκησης (kcal) κατά το τρέξιμο και σύγκριση με MedGraphics

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
MG	75	18			-	-	-
SW	65	22			10.17	.005	-2 - 20
FR	54	16			18.28	<.001	2 - 40
RK	66	14			7.57	.012	-3 - 19
RT	73	21			.43	.52	-8 - 11
ST	86	15	8.82	<.001	3.53	.08	-34 - 12
VV	80	25			1.83	.19	-21 - 10
VF	47	18			90.79	<.001	16 - 38
WP	65	31			4.54	.046	-8 - 28
AC	85	35			3.72	.07	-32 - 11
P2	93	60			3.56	.07	-57 - 20

Η RM ANOVA στην αθροιστική δοκιμασία ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος για τη σύγκριση της ΕΔ άσκησης (Πίνακας 31), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω της παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p<.001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών [$F(3,60)=6.64, p<.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.25$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των Forerunner [$F(1,20)=12.13, p=.002$], Runkeeper [$F(1,20)=6.53, p=.019$], Vifit [$F(1,20)=38.40, p<.001$] και Pedometer [$F(1,20)=4.76, p=.041$]. Δεν παρατηρήθηκε κάποια άλλη στατιστικά σημαντική διαφορά.

Πίνακας 31

RM ANOVA συνολικής ΕΔ άσκησης (kcal) και σύγκριση με MedGraphics

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
MG	139	37			-	-	-
SW	130	37			2.38	.14	-14 - 32
FR	110	28			12.13	.002	-3 - 60
RK	118	26			6.53	.019	-11 - 51
RT	133	41			1.15	.30	-15 - 27
ST	162	28	6.64	<.001	3.89	.06	-68 - 22
VV	139	45			.00	.97	-33 - 33
VF	108	36			38.40	<.001	12 - 51
WP	132	50			1.06	.32	-19 - 33
AC	142	49			.27	.61	-30 - 23
P2	164	84			4.76	.041	-71 - 20

Η RM ANOVA στην αθροιστική δοκιμασία ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος για τη σύγκριση της συνολικής ΕΔ (Πίνακας 32), η οποία πραγματοποιήθηκε μετά τη διόρθωση με τη μέθοδο Greenhouse-Geisser λόγω της παραβίασης της παραδοχής σφαιρικότητας ($p<.001$), έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της MedGraphics και των συσκευών-εφαρμογών [$F(3,62)=8.21, p<.001$], με αντίστοιχα μεγάλο μέγεθος επίδρασης ($\eta^2=.25$). Οι post hoc αναλύσεις με διόρθωση Bonferonni για τον αριθμό των δυνατών συγκρίσεων έδειξαν ότι η μέτρηση κριτηρίου διέφερε στατιστικά σημαντικά από τα αποτελέσματα των Forerunner [$F(1,20)=12.03, p=.002$], Runkeeper

[$F(1,20)=10.19$, $p=.005$], Vifit [$F(1,20)=52.10$, $p<.001$] και Pedometer [$F(1,20)=4.81$, $p=.040$]. Δεν παρατηρήθηκε κάποια άλλη στατιστικά σημαντική διαφορά.

Πίνακας 32

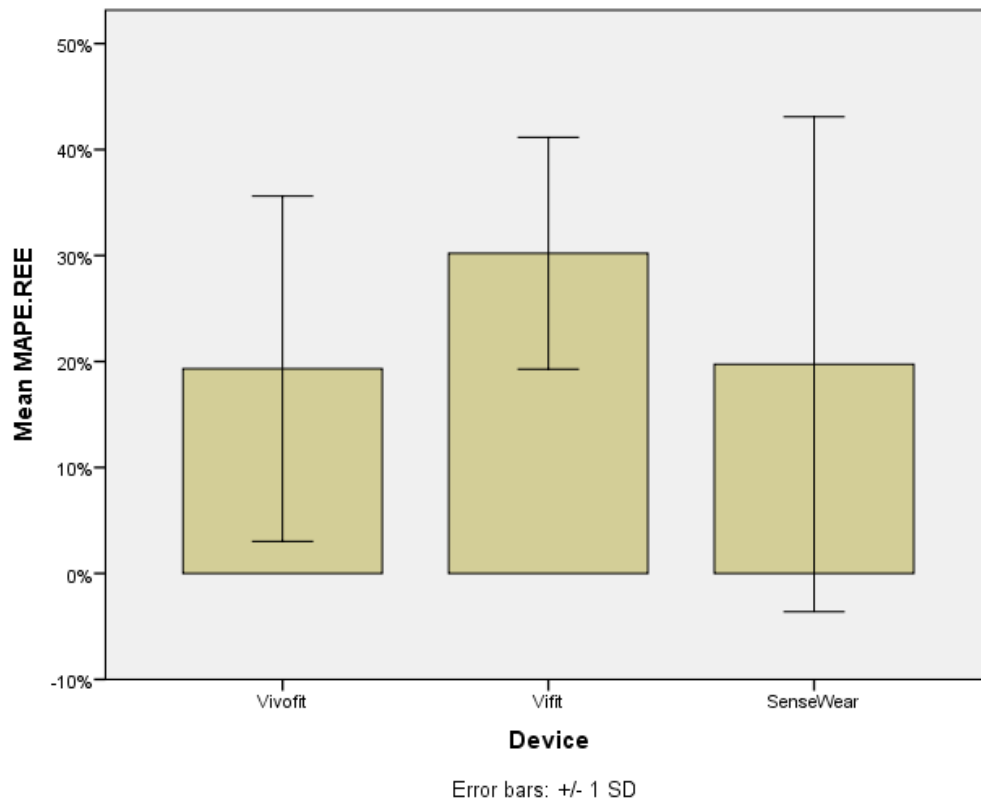
RM ANOVA συνολικής ΕΔ (kcal) και σύγκριση με MedGraphics

	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Overall F</i>	<i>Overall p</i>	<i>Pairwise F</i>	<i>Pairwise p</i>	<i>95% CI</i>
MG	176	43			-	-	-
SW	163	44			3.91	.06	-12 - 38
FR	147	32			12.03	.002	-3 - 60
RK	150	30			10.19	.005	-6 - 57
RT	170	46			1.17	.29	-15 - 27
ST	199	30	8.21	<.001	3.88	.06	-68 - 22
VV	170	48			.43	.52	-28 - 39
VF	134	39			52.10	<.001	19 - 64
WP	169	55			1.10	.31	-19 - 32
AC	179	54			.27	.61	-30 - 23
P2	201	89			4.81	.040	-71 - 20

4.4.3. MAPE ΕΔ συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου

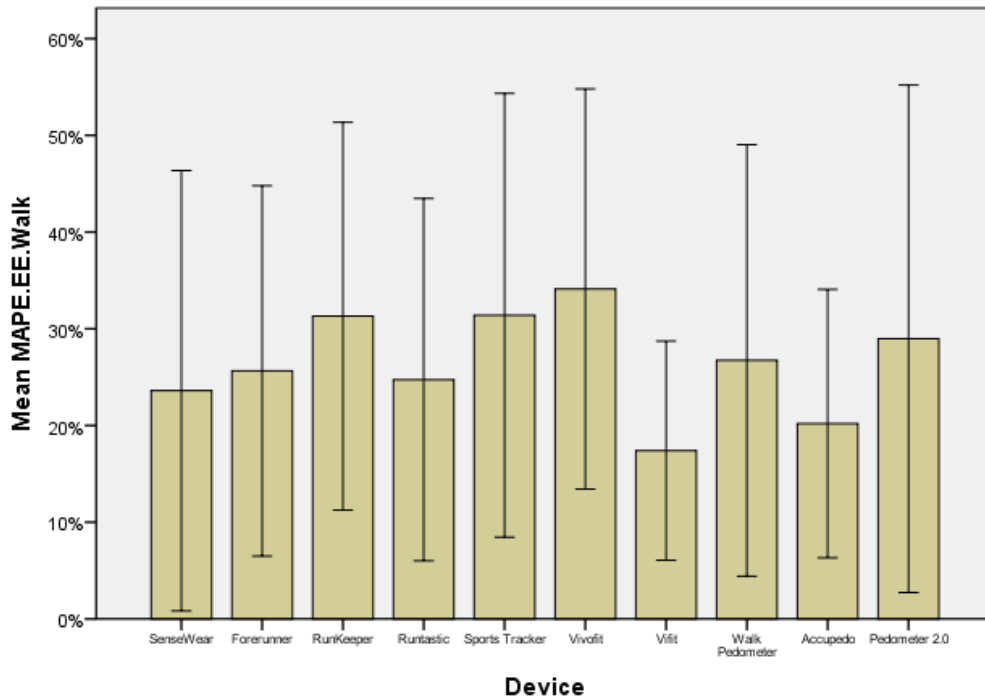
Τα γραφήματα 7 - 11 παρουσιάζουν τα MAPE σε όλες τις διαφορετικές συνθήκες, υπολογισμένα ως η μέση απόλυτη τιμή του σφάλματος μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών και της μέτρησης κριτηρίου.

Κατά τη δοκιμασία υπολογισμού ΕΔ ηρεμίας το μέγεθος του σφάλματος ήταν μικρότερο για τη VivoFit (19.32%) και την SenseWear (19.73%) και μεγαλύτερο για τη Vifit (30.22%).



Γράφημα 9. MAPE (\pm SD) ΕΔ ηρεμίας των τριών συσκευών

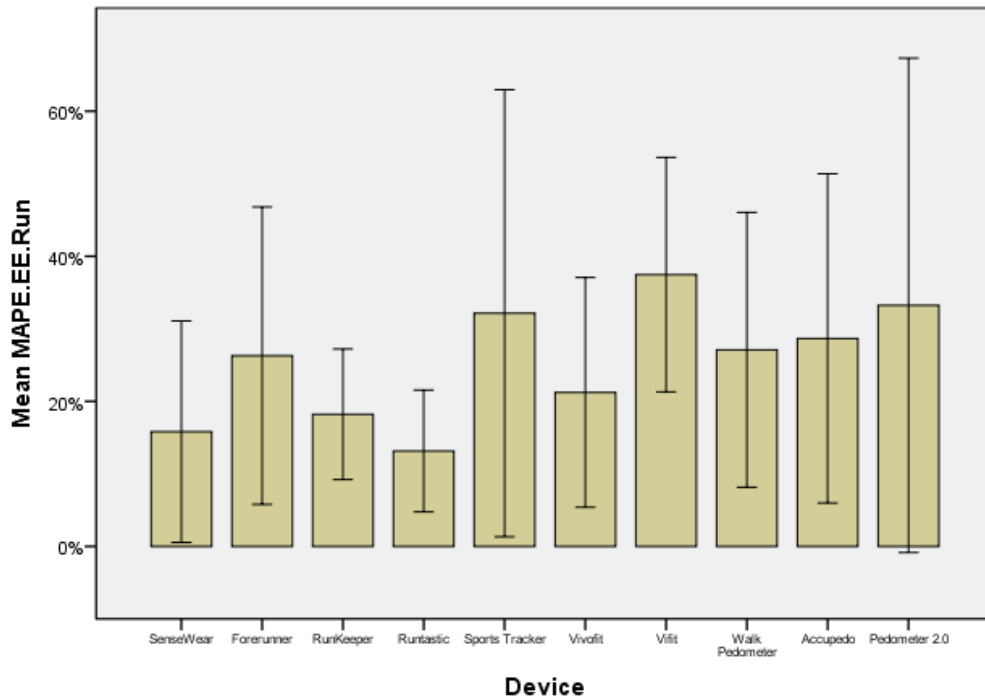
Κατά τη δοκιμασία βάρδισης το μέγεθος του σφάλματος για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης ήταν μικρότερο για τις Vifit (17.39%), Accupedo (20.20%), μεγαλύτερο για τις SenseWear (23.60%), Forerunner (25.65%), Walk (26.73%), Runtastic (27.74%), Pedometer (28.97%) και μέγιστο για τις Runkeeper (31.31%), Sports Tracker (31.40%) και VivoFit (34.11%).



Error bars: +/- 1 SD

Γράφημα 10. MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά τη βόδιση

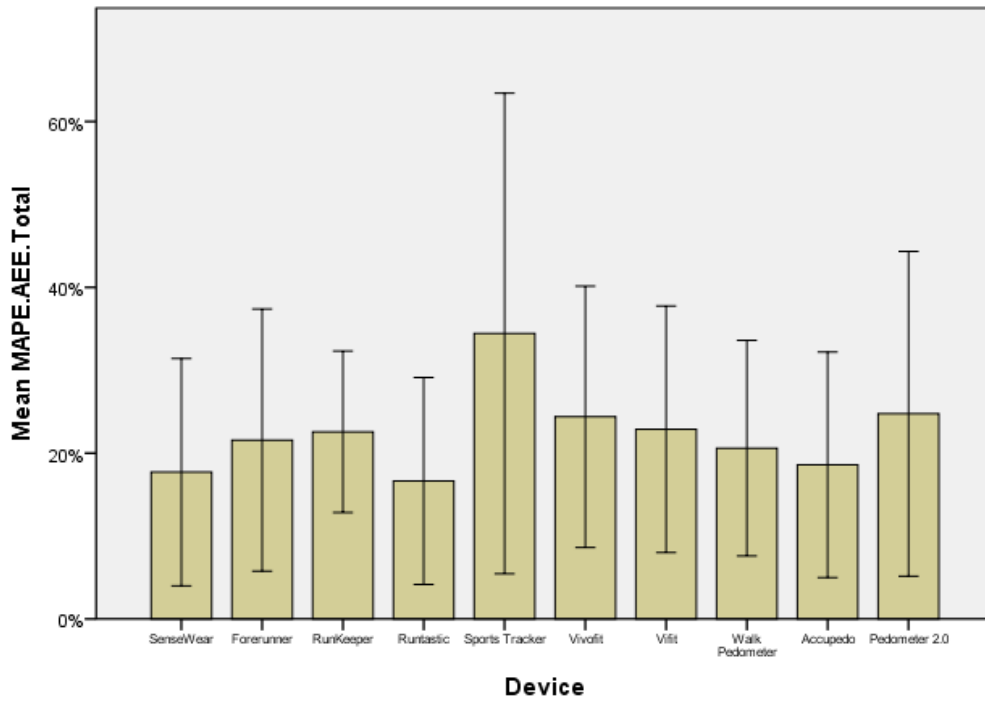
Κατά τη δοκιμασία τρεξίματος το μέγεθος του σφάλματος για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης ήταν μικρότερο για τις Runtastic (13.16%), SenseWear (15.82%), Runkeeper (18.22%), μεγαλύτερο για τις Vivofit (21.24%), Forerunner (26.29%), Walk (27.10%), Accupedo (28.67%), και μέγιστο για τις Sports Tracker (32.14%), Pedometer (33.23%) και Vifit (37.46%).



Error bars: +/- 1 SD

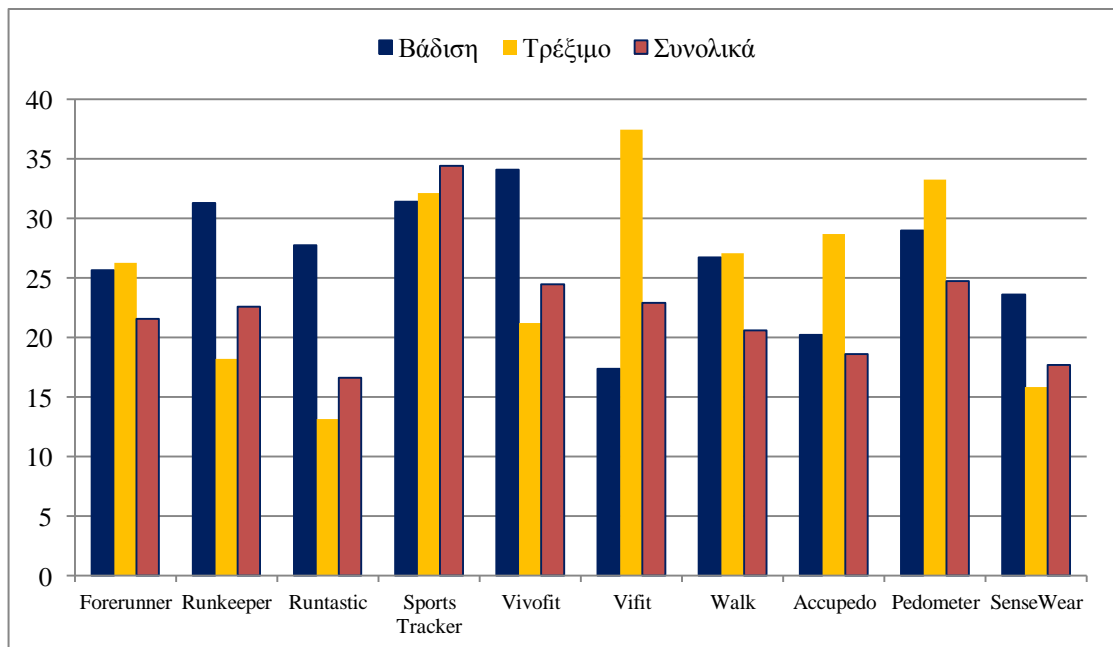
Γράφημα 11. MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης όλων των συσκευών και εφαρμογών κατά το τρέξιμο

Κατά την συνολική δοκιμασία ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος το μέγεθος του σφάλματος για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης ήταν μικρότερο για τις Runtastic (16.65%), SenseWear (17.70%), Accupedo (18.59%), μεγαλύτερο για τις Walk (20.60%), Forerunner (21.58%), Runkeeper (22.58%), Vifit (22.89%), Vivofit (24.49%), Pedometer (24.75%) και μέγιστο για την Sports Tracker (34.43%).



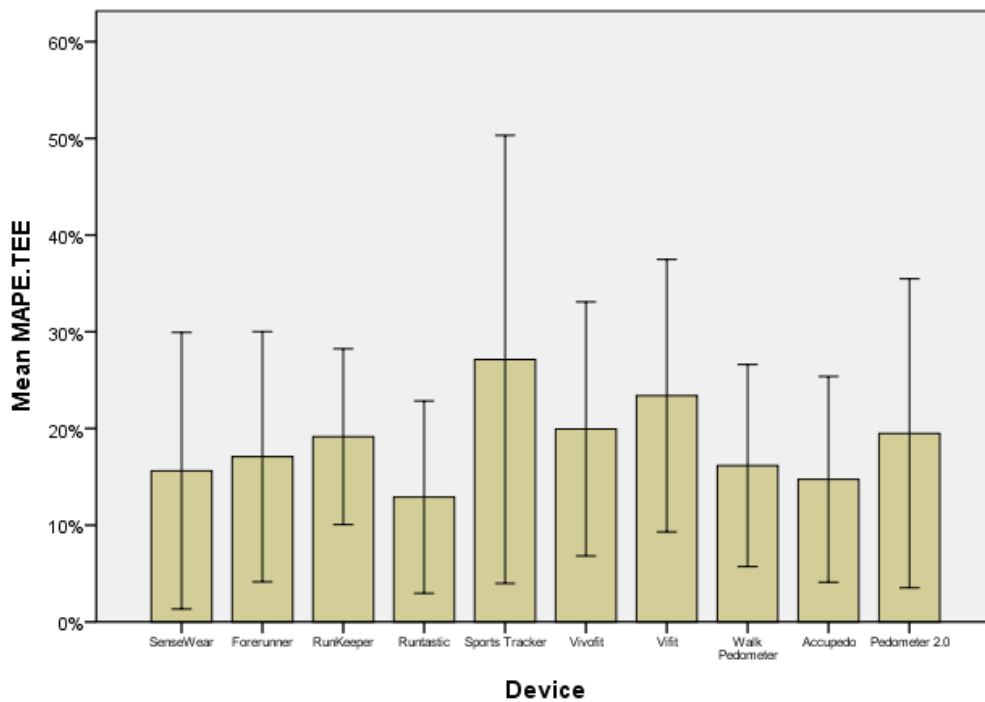
Error bars: +/- 1 SD

Γράφημα 12. MAPE (\pm SD) συνολικής ΕΔ άσκησης συσκευών και εφαρμογών



Γράφημα 13. Συγκεντρωτικά MAPE (\pm SD) ΕΔ άσκησης συσκευών και εφαρμογών

Κατά την συνολική δοκιμασία ηρεμίας, βάρδισης και τρεξίματος το μέγεθος του σφάλματος για τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ ήταν μικρότερο για τις Runtastic (12.91%), Accupedo (14.74%), SenseWear (15.63%), μεγαλύτερο για τις Walk (16.17%), Forerunner (17.09%), Runkeeper (19.16%), Pedometer (19.49%), Vivofit (19.96%) και μέγιστο για τις Vifit (23.39%) και Sports Tracker (27.14%).



Error bars: +/- 1 SD

Γράφημα 14. MAPE (\pm SD) συνολικής ΕΔ συσκευών και εφαρμογών

4.4.4. Γραφήματα Bland-Altman ΕΔ συσκευών - εφαρμογών και κριτηρίου

Για τον υπολογισμό της ΕΔ ηρεμίας (Πίνακας 33) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η SenseWear ($M=207$ kcal, 95% CI: -7 - 421). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στη Vifit ($M=627$ kcal, 95% CI: 430 - 829). Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών των Vivotrace και Vifit ήταν στατιστικά σημαντικές ($p<.002$ και $.001$ αντίστοιχα), γεγονός που υποδηλώνει συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών, εξαιτίας κακής κατανεμημένης ομαδοποίησης των δεδομένων. Μόνο η SenseWear δεν είχε στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής ($p=.42$), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτή την συσκευή τα αποτελέσματα δεν παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 33

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ ηρεμίας μεταξύ κριτηρίου και συσκευών

	M	95% CI	Κλίση		
			Συντελεστής	p	95% CI
VV	323.43	131.49 - 515.36	.66	.002	.28 - 1.04
VF	626.76	430.07 - 829.45	.85	<.001	.49 - 1.21
SW	207.38	-6.59 - 421.35	.18	.42	-.28 - .65

Για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης κατά τη δοκιμασία βάρδισης (Πίνακας 34) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η SenseWear ($M=1$ kcal, 95% CI: -6 - 9) και ακολούθησαν οι Sports Tracker ($M=-2$ kcal, 95% CI: -14 - 10), Vifit ($M=2$ kcal, 95% CI: -2 - 10) και Walk ($M=-3$ kcal, 95% CI: -12 - 6). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Runkeeper ($M=12$ kcal, 95% CI: 0 - 25) και Forerunner ($M=16$ kcal, 95% CI: 7 - 25). Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών σχεδόν όλων των συσκευών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ($p>.05$), γεγονός που υποδηλώνει μη συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών. Μόνο η Pedometer είχε στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής ($p=.01$), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτή την συσκευή τα αποτελέσματα παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 34

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά τη βόδιση

	<i>M</i>	95% <i>CI</i>	Κλίση		
			Συντελεστής	<i>p</i>	95% <i>CI</i>
SW	1.40	-6.47 - 9.27	.18	.47	-.32 - .67
FR	15.58	6.52 - 24.64	.36	.25	-.27 - .99
RK	12.49	.35 - 24.62	.48	.34	-.56 - 1.52
RT	9.82	1.73 - 17.90	.24	.34	-.28 - .77
ST	-2.18	-14.39 - 10.02	.96	.09	-.18 - 2.11
VV	6.93	-4.90 - 18.77	-.34	.30	-1.00 - .32
VF	2.38	-2.12 - 9.78	.05	.75	-.29 - .40
WP	-2.90	-12.11 - 6.31	-.31	.17	-.76 - .14
AC	7.33	.32 - 14.35	.22	.30	-.21 - .66
P2	-6.90	-16.96 - 3.17	-.51	.01	-.89 - (-.12)

Για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης κατά τη δοκιμασία τρεξίματος (Πίνακας 35) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η Runtastic ($M=2$ kcal, 95% *CI*: -4 - 7) και ακολούθησαν οι Vivofit ($M=-6$ kcal, 95% *CI*: -17 - 3) και Runkeeper ($M=8$ kcal, 95% *CI*: 2 - 14). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Forerunner ($M=21$ kcal, 95% *CI*: 11 - 31) και Vifit ($M=27$ kcal, 95% *CI*: 21 - 33). Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών για την πλειοψηφία των συσκευών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ($p>.05$), γεγονός που υποδηλώνει μη συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών. Μόνο οι τρεις εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα Walk ($p=.001$), Accupedo ($p<.001$) και Pedometer ($p<.001$) είχαν στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής, συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτές τις συσκευές τα αποτελέσματα παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 35

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών κατά το τρέξιμο

	M	95% CI	Κλίση		
			Συντελεστής	p	95% CI
SW	9.06	3.14 - 14.99	-.19	.22	-.51 - .13
FR	20.72	10.61 - 30.83	.16	.41	-.64 - .96
RK	8.07	1.95 - 14.19	.31	.13	-.10 - .73
RT	1.63	-3.58 - 6.83	-.18	.19	-.46 - .10
ST	-11.04	-23.30 - 1.22	.54	.40	-.76 - 1.83
VV	-5.54	-17.07 - 2.99	-.40	.06	-.81 - .01
VF	27.31	21.33 - 33.29	-.02	.92	-.39 - .35
WP	9.77	.21 - 19.33	-.60	.001	-.92 - (-.27)
AC	-10.76	-22.39 - .87	-.74	<.001	-1.08 - (-.40)
P2	-18.71	-39.40 - 1.99	-1.13	<.001	-1.33 - (-.94)

Για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (Πίνακας 36) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η VivoFit ($M=0$ kcal, 95% CI: -17 - 18) και ακολούθησαν οι Accupedo ($M=-4$ kcal, 95% CI: -18 - 11), Runtastic ($M=6$ kcal, 95% CI: -5 - 17) και SenseWear ($M=9$ kcal, 95% CI: -3 - 21). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Forerunner ($M=28$ kcal, 95% CI: 11 - 45) και Vifit ($M=31$ kcal, 95% CI: 21 - 42). Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών σχεδόν όλων των συσκευών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ($p>.05$), γεγονός που υποδηλώνει μη συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών. Μόνο οι Walk ($p=.04$) και Pedometer ($p<.001$) είχαν στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής, συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτές τις συσκευές τα αποτελέσματα παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 36

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά ΕΔ άσκησης μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

	<i>M</i>	95% <i>CI</i>	Κλίση		
			Συντελεστής	<i>p</i>	95% <i>CI</i>
SW	9.12	-3.21 - 21.44	-.01	.98	-.39 - .38
FR	28.40	11.39 - 45.40	.38	.23	-.26 - 1.02
RK	20.13	3.70 - 36.57	.48	.12	-.14 - 1.09
RT	5.82	-5.49 - 17.13	-.11	.48	-.43 - .21
ST	-22.99	-47.28 - 1.31	.82	.21	-.50 - 2.14
VV	.15	-17.39 - 17.69	-.25	.30	-.75 - .25
VF	31.14	20.66 - 41.62	.03	.85	-.29 - .35
WP	6.87	-7.03 - 20.77	-.34	.04	-.66 - (-.02)
AC	-3.50	-17.62 - 10.61	-.32	.06	-.66 - .01
P2	-25.60	-50.09 - (-1.12)	-.82	<.001	-1.01 - (-.63)

Για τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (Πίνακας 37) το μικρότερο συστηματικό σφάλμα παρουσίασε η Accupedo ($M=-4$ kcal, 95% *CI*: -18 - 11) και ακολούθησαν οι Vivofit ($M=6$ kcal, 95% *CI*: -12 - 23), Runtastic ($M=6$ kcal, 95% *CI*: -5 - 17) και Walk ($M=7$ kcal, 95% *CI*: -7 - 21). Αντίθετα το μεγαλύτερο σφάλμα εντοπίστηκε στις Forerunner ($M=28$ kcal, 95% *CI*: 11 - 45) και Vifit ($M=42$ kcal, 95% *CI*: 30 - 54). Οι κλίσεις των προσαρμοσμένων ευθειών σχεδόν όλων των συσκευών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ($p>.05$), γεγονός που υποδηλώνει μη συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων αυτών των συσκευών-εφαρμογών. Μόνο η Pedometer είχε στατιστικά σημαντική κλίση γραμμής ($p<.001$), συνεπώς μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για αυτή την συσκευή τα αποτελέσματα παρουσίασαν συστηματικό σφάλμα μέτρησης.

Πίνακας 37

Αποτελέσματα γραφημάτων Bland-Altman για διαφορά συνολικής ΕΔ μεταξύ κριτηρίου και συσκευών-εφαρμογών στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

	<i>M</i>	<i>95% CI</i>	<i>Κλίση</i>		
			<i>Συντελεστής</i>	<i>p</i>	<i>95% CI</i>
SW	12.68	-.69 - 26.05	-.01	.97	-.35 - .34
FR	28.38	11.31 - 45.45	.38	.13	-.13 - .89
RK	25.82	8.95 - 42.69	.47	.06	-.03 - .97
RT	5.81	-5.38 - 17.00	-.07	.61	-.34 - .20
ST	-23.00	-47.35 - 1.36	.72	.12	-.20 - 1.64
VV	5.63	-12.20 - 23.46	-.13	.56	-.58 - .32
VF	41.86	29.76 - 53.95	.11	.48	-.21 - .43
WP	6.86	-6.81 - 20.53	-.25	.07	-.53 - .03
AC	-3.52	-17.61 - 10.58	-.24	.10	-.51 - .05
P2	-25.62	-50.00 - (-1.24)	-.72	<.001	-.91 - (-.53)

4.4.5. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα εγκυρότητας ΕΔ συσκευών και εφαρμογών

Εκκινώντας την αναφορά μας στην εγκυρότητα καταγραφής ΕΔ από τις συσκευές-εφαρμογές θα πρέπει να αναφερθούμε αρχικά στο μείζον θέμα εγκυρότητας καταγραφής ΕΔ ηρεμίας από τις τρεις συσκευές που διαθέτουν αυτή τη λειτουργία: SenseWear, Vivofit και Vifit. Όλες οι συσκευές παρουσίασαν μέτριες και υψηλές συσχετίσεις τόσο με το κριτήριο (MedGraphics), όσο και μεταξύ τους. Παρόλα αυτά, η μόνη που δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από τη MedGraphics ήταν η SenseWear, με παρόμοια MAPE για Vivofit (19.32%) και SenseWear (19.73%), και μεγαλύτερο για τη Vifit (30.22%). Και οι τρεις συσκευές υποεκτίμησαν την ΕΔ ηρεμίας, με τη SenseWear να έχει το μικρότερο σφάλμα μέτρησης (207 kcal), τη Vivofit μεγαλύτερο (323 kcal) και τη Vifit μέγιστο (627 kcal). Μόνο η SenseWear δεν παρουσίασε συστηματικότητα στον υπολογισμό του σφάλματος μέτρησης, ενώ και οι τρεις συσκευές υποεκτίμησαν την ΕΔ ηρεμίας.

Η αρχική αυτή σύγκριση ΕΔ ήταν σημαντική γιατί οι υπόλοιπες συσκευές-εφαρμογές υπολόγιζαν είτε ΕΔ άσκησης, ή συνολική ΕΔ αλλά όχι και τις δύο. Οπότε για να υπάρχουν συγκρίσιμα μεγέθη, κυρίως στη συνολική ΕΔ, χρειάστηκε να προστεθεί στην υπολογισθείσα ΕΔ άσκησης, η αντίστοιχη ΕΔ ηρεμίας κάθε συμμετέχοντα, όπως μετρήθηκε με τη MedGraphics. Αυτό εξασφάλισε την ύπαρξη συγκρίσιμων μεγεθών για τη συνολική ΕΔ όπως συνέβη και σε προηγούμενες έρευνες (e.g. Lee, Kim, & Welk, 2014), αλλά εξαιτίας των

σημαντικών αποκλίσεων στις ΕΔ ηρεμίας είναι πιθανό τα αποτελέσματα να μην είναι απολύτως έγκυρα στις συγκρίσεις της συνολικής ΕΔ.

Η SenseWear είχε μέτρια προς υψηλή συσχέτιση με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες υπολογισμού της ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ και επιπλέον συσχετίστηκε μέτρια και υψηλά με όλες τις συσκευές-εφαρμογές επιταχυνσιόμετρα. Δε διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις αντικειμενικές μετρήσεις ΕΔ στις περισσότερες συνθήκες, εκτός από την ΕΔ άσκησης κατά το τρέξιμο. Παρουσίασε χαμηλό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (1 kcal), ελαφρώς μεγαλύτερο στο τρέξιμο (9 kcal) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (επίσης 9 kcal), ενώ το σφάλμα αυξήθηκε οριακά στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (13 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε μέτριο MAPE στη βάδιση (23.60%), μικρότερο στο τρέξιμο (15.82%) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (17.70%) όσο και στη συνολική ΕΔ (15.63%). Η SenseWear υποεκτίμησε γενικά την υπολογισθείσα ΕΔ.

Η Vivofit είχε μέτρια συσχέτιση με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες υπολογισμού της ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ εκτός από τη δοκιμασία της βάδισης, όπου εκεί η συσχέτιση ήταν μικρή. Δε διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις αντικειμενικές μετρήσεις ΕΔ σε όλες τις συνθήκες. Επιπλέον παρουσίασε χαμηλό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (7 kcal), ελαφρώς μικρότερο στο τρέξιμο (6 kcal), μηδενικό σφάλμα στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (0 kcal), ενώ το σφάλμα αυξήθηκε οριακά στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (6 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε μεγάλο MAPE στη βάδιση (34.11%), αλλά μικρότερο στο τρέξιμο (21.24%) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (24.49%) όσο και στη συνολική ΕΔ (19.96%). Γενικά η Vivofit υποεκτίμησε την ΕΔ, εκτός από τη συνθήκη του τρεξίματος, όπου την υπερεκτίμησε.

Η Vifit συσχετίστηκε μέτρια με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες υπολογισμού της ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ και επιπλέον συσχετίστηκε σημαντικά με όλες τις εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα. Διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ σε όλες τις συνθήκες, εκτός από τη

δοκιμασία της βάρδισης. Επιπλέον παρουσίασε χαμηλό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάρδιση (2 kcal), πολύ μεγαλύτερο στο τρέξιμο (27 kcal) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (31 kcal), ενώ το σφάλμα αυξήθηκε περαιτέρω στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (42 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε το μικρότερο από όλες τις συσκευές-εφαρμογές MAPE στη βάρδιση (17.39%), το μεγαλύτερο στο τρέξιμο (37.46%) και αρκετά μεγάλο στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (22.89%) όσο και στη συνολική ΕΔ (23.39%). Γενικά η Vifit υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Forerunner δε συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε κάποια από τις συνθήκες υπολογισμού της ΕΔ άσκησης, με τις συσχετίσεις να είναι ιδιαίτερα χαμηλές. Όταν όμως προστέθηκε η ΕΔ ηρεμίας, η συσχέτιση της συνολικής ΕΔ αυξήθηκε σημαντικά και χαρακτηρίστηκε ως μέτρια. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ σε όλες τις συνθήκες, ενώ παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάρδιση (16 kcal), μεγαλύτερο στο τρέξιμο (21 kcal) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (28 kcal), ενώ το σφάλμα παρέμεινε σταθερό στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (28 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε μεγάλο MAPE στη βάρδιση (25.65%), ελαφρώς μεγαλύτερο στο τρέξιμο (26.29%), αλλά αυτό μειώθηκε στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (21.25%) όσο και στη συνολική ΕΔ (17.09%). Γενικά η Forerunner υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Runkeeper συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics μόνο κατά το τρέξιμο στην ΕΔ άσκησης καθώς και με τη συνολική ΕΔ, ενώ στις αντίστοιχες συνθήκες είχε μέτριες προς υψηλές συσχετίσεις με όλες σχεδόν τις υπόλοιπες συσκευές-εφαρμογές. Επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ σε όλες τις συνθήκες, ενώ παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάρδιση (12 kcal), μικρότερο στο τρέξιμο (8 kcal), αλλά αυτό αυξήθηκε σημαντικά στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (20 kcal) και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (26 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε μεγάλο MAPE στη

βάδιση (31.31%), μικρότερο στο τρέξιμο (18.22%) και σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (22.58%) όσο και στο συνολική ΕΔ (19.16%). Γενικά η Runkeeper υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Runtastic συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες, με τις συσχετίσεις να είναι μέτριες και υψηλές. Διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ μόνο κατά τη βάδιση, ενώ παρουσίασε μέτριο σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (10 kcal), πολύ μικρότερο στο τρέξιμο (2 kcal), αλλά αυτό αυξήθηκε στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (6 kcal) και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (6 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε μεγάλο MAPE στη βάδιση (27.74%), ενώ είχε το μικρότερο MAPE στο τρέξιμο (13.16%) και σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (16.65%) όσο και στη συνολική ΕΔ (12.91%). Γενικά η Runtastic υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Sports Tracker δε συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε κάποια από τις συνθήκες υπολογισμού της ΕΔ άσκησης, με τις συσχετίσεις να είναι ιδιαίτερα χαμηλές ή αρνητικές. Όμως δε διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ, ενώ παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (2 kcal), μεγαλύτερο στο τρέξιμο (11 kcal) και στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (23 kcal), ενώ το σφάλμα παρέμεινε σταθερό στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (23 kcal), με τη συστηματικότητα του σφάλματος να μην είναι σημαντική σε κάποια από τις συνθήκες. Είχε όμως μεγάλο MAPE στη βάδιση (31.40%), ελαφρώς μεγαλύτερο στο τρέξιμο (32.14%) και το μέγιστο στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (34.43%) όσο και στη συνολική ΕΔ (27.14%). Γενικά η Sport Tracker υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Walk συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες, με τις συσχετίσεις να είναι μέτριες και υψηλές. Διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ μόνο κατά το τρέξιμο, ενώ παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (3 kcal), μεγαλύτερο στο τρέξιμο (10 kcal), ενώ αυτό μειώθηκε στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (7 kcal) και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (7 kcal). Όμως η συστηματικότητα του

σφάλματος ήταν σημαντική στις δύο από τις τέσσερις συνθήκες, δηλαδή κατά το τρέξιμο και στη συνολική ΕΔ άσκησης. Είχε μεγάλο MAPE στη βάδιση (26.73%), στο τρέξιμο (27.10%) και σύνολο των τριών δοκιμασιών στην ΕΔ άσκησης (20.60%), ενώ αυτό μειώθηκε στη συνολική ΕΔ (16.17%). Γενικά η Walk υπερεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

Η Accupedo συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες, με τις συσχετίσεις να είναι ως επί το πλείστον μέτριες. Διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ μόνο κατά τη βάδιση, ενώ παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (7 kcal), μεγαλύτερο στο τρέξιμο (11 kcal), ενώ αυτό μειώθηκε στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (4 kcal) και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (4 kcal). Όμως η συστηματικότητα του σφάλματος ήταν σημαντική κατά το τρέξιμο, ενώ στις άλλες συνθήκες αυτή δεν ήταν σημαντική. Είχε μέτριο MAPE στη βάδιση (20.20%), όντας το δεύτερο χαμηλότερο, μεγαλύτερο στο τρέξιμο (28.67%), ενώ αυτό μειώθηκε σημαντικά στο σύνολο των τριών δοκιμασιών, τόσο στην ΕΔ άσκησης (18.59%) και περαιτέρω στη συνολική ΕΔ (14.74%). Γενικά η Accupedo υποεκτίμησε την ΕΔ στη βάδιση, στη συνολική ΕΔ άσκησης και στη γενική συνολική ΕΔ, ενώ την υπερεκτίμησε στο τρέξιμο.

Τέλος, η εφαρμογή Pedometer συσχετίστηκε σημαντικά με τη MedGraphics σε όλες τις συνθήκες, με τις συσχετίσεις να είναι ως επί το πλείστον μέτριες. Διέφερε στατιστικά σημαντικά με τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ μόνο στις συνολικές συνθήκες ΕΔ άσκησης και συνολικής ΕΔ, παρουσίασε μικρό σφάλμα μέτρησης ΕΔ άσκησης κατά τη βάδιση (7 kcal) και μεγαλύτερο στο τρέξιμο (19 kcal), ενώ αυτό αυξήθηκε περαιτέρω στο σύνολο των τριών δοκιμασιών (26 kcal) και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ (26 kcal). Επιπλέον ήταν η μόνη μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών στην οποία η συστηματικότητα του σφάλματος ήταν σημαντική σε όλες τις δοκιμασίες. Αυτό γίνεται ιδιαίτερα εμφανές και από τα μεγάλα MAPE στη βάδιση (28.97%) και στο τρέξιμο (33.23%), ενώ αυτά μειώθηκαν σημαντικά στο σύνολο των τριών δοκιμασιών στην ΕΔ άσκησης (24.75%) και περαιτέρω στη συνολική ΕΔ (19.74%). Γενικά η Pedometer υπερεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες.

V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η εξέταση της εγκυρότητας τεσσάρων συσκευών ευρείας χρήσης για την καταγραφή σωματικής δραστηριότητας και έξι εφαρμογών κινητών τηλεφώνων σε δείγμα εφήβων. Οι συσκευές-εφαρμογές χρησιμοποιούσαν δύο διαφορετικές τεχνολογίες για τον υπολογισμό της σωματικής δραστηριότητας, είτε GPS ή επιταχυνσιόμετρα.

Οι συσκευές που ελέγχθησαν ήταν οι εξής: Garmin Forerunner 310XT GPS, SenseWear Armband, Garmin Vivofit και Medisana Vifit. Η SenseWear επιλέχθηκε γιατί είναι μία έγκυρη ερευνητική συσκευή υπολογισμού ΕΔ παιδιών και εφήβων και η Forerunner επειδή, εκτός από τη διαφορετική τεχνολογία που χρησιμοποιεί σε σχέση με τις άλλες συσκευές (GPS), διαθέτει έναν εξελιγμένο αλγόριθμο υπολογισμού ΕΔ μέσω καταγραφής της καρδιακής συχνότητας (Firstbeat Technologies, 2012). Επιπλέον η Vivofit επιλέχθηκε επειδή είναι ένα επιταχυνσιόμετρο που εντάσσει την καρδιακή συχνότητα στη μέτρηση της ΕΔ, ενώ η Vifit είναι ένα απλό και οικονομικό επιταχυνσιόμετρο καταγραφής βημάτων και ΕΔ, χωρίς να διαθέτει εξελιγμένους αλγόριθμους και υπολογισμό καρδιακής συχνότητας.

Οι αντίστοιχες εφαρμογές smartphones, εγκατεστημένες σε Samsung Galaxy S4, που χρησιμοποιήθηκαν ήταν: Runkeeper, Runtastic, Sports Tracker (εφαρμογές με χρήση του ενσωματωμένου GPS), Walk Pedometer, Accupedo και Pedometer 2.0 (εφαρμογές με χρήση του ενσωματωμένου επιταχυνσιομέτρου). Η επιλογή τους έγινε σύμφωνα με τα κριτήρια που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο της Μεθοδολογίας.

Όλες οι συσκευές-εφαρμογές εξετάστηκαν ως προς την εγκυρότητα καταγραφής διανυθείσας απόστασης, καθώς και την ΕΔ άσκησης και συνολική ΕΔ, ενώ οι συσκευές-εφαρμογές που χρησιμοποιούσαν επιταχυνσιόμετρο εξετάστηκαν επιπλέον ως προς την εγκυρότητα καταγραφής βημάτων. Για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης οι μετρήσεις των συσκευών-εφαρμογών συγκρίθηκαν με προηγουμένως μετρημένη απόσταση 1.22 km με βαθμονομημένο τροχό μέτρησης απόστασης, τα βήματα συγκρίθηκαν με αυτά που καταγράφηκαν από δύο έμπειρους εξωτερικούς παρατηρητές μέσω άμεσης παρατήρησης, ενώ η

ΕΔ συγκρίθηκε με την καταγραφή της συσκευής ανοικτού κυκλώματος σπιρομέτρησης MedGraphics CPX Ultima σε εργαστηριακές συνθήκες.

Το ερευνητικό πρωτόκολλο περιλάμβανε τρεις δοκιμασίες, ηρεμία σε ύπτια θέση για πέντε λεπτά, βάδιση και τρέξιμο της προαναφερθείσας απόστασης των 1.22 km, με τον ρυθμό που επιθυμούσε ο εκάστοτε δοκιμαζόμενος. Ο μόνος περιορισμός ήταν ότι η ταχύτητα κατά τη βάδιση έπρεπε να είναι μεταξύ 3 και 6 km/h, ενώ για το τρέξιμο μεγαλύτερη από 8 km/h. Η όλη διαδικασία είχε συνολική διάρκεια περίπου 45 λεπτά με μία ώρα. Συνολικά 38 έφηβοι ηλικίας 12 έως 18 ετών συμμετείχαν στις δοκιμασίες πεδίου, ενώ 21 εξ αυτών έλαβαν μέρος και στις εργαστηριακές μετρήσεις για τον υπολογισμό της ΕΔ. Οι μετρήσεις αυτές έγιναν υπό παρόμοιες τυποποιημένες συνθήκες οι οποίες προσομοιάζαν επαρκώς με τις εξωτερικές συνθήκες περιβάλλοντος όταν γίνονταν οι αντίστοιχες μετρήσεις, λαμβάνοντας υπόψη την ταχύτητα, τον χρόνο μετακίνησης και την καρδιακή συχνότητα των ασκουμένων, την κλίση του εδάφους καθώς και τη θερμοκρασία περιβάλλοντος. Η αντίστοιχη στατιστική ανάλυση (Πίνακας 4) πιστοποίησε την υψηλή συσχέτιση εξωτερικών και εργαστηριακών συνθηκών και λαμβάνοντας υπόψη προηγούμενες έρευνες (Hall et al., 2004; Jones & Doust, 1996), θεωρήσαμε ότι η ΕΔ στις δοκιμασίες πεδίου υπομέγιστης έντασης με αυτή του εργαστηρίου ήταν παρόμοια.

Τέλος, η στατιστική ανάλυση περιελάμβανε την εξέταση εγκυρότητας των συσκευών-εφαρμογών τόσο σε ατομικό επίπεδο (MAPE και γραφήματα Bland-Altman) όσο και σε ομαδικό (συσχετίσεις και RM ANOVA), όπως γίνεται συνήθως σε έρευνες παρόμοιου περιεχομένου (e.g. Bai et al., 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014). Οι τιμές MAPE και τα όρια συμφωνίας στο 95% παρέχουν δύο χρήσιμους δείκτες σε ατομικό επίπεδο, οι οποίοι αντικατοπτρίζουν το σφάλμα που αναμένουν να εντοπίσουν μεμονωμένα άτομα όταν καταγράφουν τη σωματική τους δραστηριότητα. Οι συσχετίσεις και οι ANOVA επαναλαμβανομένων μετρήσεων παρέχουν εναλλακτικούς δείκτες ακρίβειας και εγκυρότητας σε επίπεδο ομάδων και συνολικού δείγματος.

5.1. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων καταγραφής βημάτων με προηγούμενες έρευνες

Παλαιότερες έρευνες είχαν μελετήσει την ακρίβεια και εγκυρότητα καταγραφής βημάτων κυρίως μηχανικών βηματομετρητών σε παιδιά και εφήβους (e.g. Duncan, Schofield, Duncan, & Hinckson, 2007; Hart, Brusseau, Kulinna, McClain, & Tudor-Locke, 2011; Nakae, Oshima, & Ishii, 2008; Smith & Schroeder, 2010). Μέχρι στιγμής δεν υπάρχουν δημοσιευμένες έρευνες οι οποίες να έχουν εξετάσει την εγκυρότητα της νέας γενιάς πιεζοηλεκτρικών βηματομετρητών-επιταχυνσιομέτρων σε παιδιά και εφήβους, τόσο για τον υπολογισμό βημάτων, όσο και για την εξέταση της απόστασης και της ΕΔ. Όσον αφορά την καταγραφή βημάτων, οι περισσότερες έρευνες έδειξαν ότι οι συσκευές αυτές ήταν επαρκώς έγκυρες, αλλά οι ερευνητές υπέθεσαν ότι νεότερης τεχνολογίας πιεζοηλεκτρικές συσκευές θα είναι ακόμα πιο έγκυρες και κατάλληλες για χρήση σε αυτή την ηλικιακή ομάδα (Nakae, Oshima, & Ishii, 2008). Όσον αφορά έρευνες σε ενήλικες, η πλειοψηφία αυτών έχει καταλήξει στο συμπέρασμα ότι οι νέες συσκευές (π.χ. Fitbit, Jawbone, Withings Pulse) είναι έγκυρες για τον υπολογισμό βημάτων, τόσο σε εργαστηριακές συνθήκες όσο και σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης (e.g. Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015; Huang, Xu, Yu, & Shull, 2016; Kooiman et al., 2015; Tully, McBride, Heron, & Hunter, 2014).

Με βάση τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, η πιο έγκυρη συσκευή για τον υπολογισμό βημάτων, τόσο κατά τη βόλτα όσο και στο τρέξιμο, ήταν η Vivofit, ενώ ακολούθησε η Vifit. Για τη Vifit δεν υπάρχουν διαθέσιμες έρευνες για να συγκρίνουμε την επίδοσή της στον υπολογισμό των βημάτων. Όσον αφορά τη Vivofit, οι Huang, Xu, Yu και Shull (2016) βρήκαν ότι αυτή υποεκτίμησε τα βήματα κατά 3.9% και τα αποτελέσματα δεν επηρεάστηκαν από την ταχύτητα μετακίνησης, ενώ οι Lee, Jones, An, Kim και Dinkel (2015) παρατήρησαν ότι η Vivofit υποεκτίμησε και πάλι τον αριθμό βημάτων κατά 6.6% στο σύνολο των δραστηριοτήτων. Παρότι οι συγκεκριμένες έρευνες έγιναν σε ενήλικες, τα αποτελέσματά τους δεν διαφοροποιούνται σημαντικά από τα παρόντα ευρήματα. Η μόνη ίσως διαφορά είναι πως ο υπολογισμός βημάτων υποεκτιμήθηκε στη βόλτα και υπερεκτιμήθηκε στο τρέξιμο, γεγονός που υποδηλώνει ότι η ταχύτητα

διαδραματίζει κάποιον ρόλο στην ακρίβεια καταγραφής των βημάτων, ο οποίος πιθανότατα δεν είναι ιδιαίτερα σημαντικός. Για τη συγκεκριμένη συσκευή παρατηρήθηκε μείωση της ακρίβειας σε χαμηλής έντασης άσκηση, όπως και στις έρευνες των Freito, Basset, Thompson και Tyo (2012), Duncan, Schofield, Duncan και Hinckson (2007), Rosenkranz, Rosenkranz και Weber (2011) και Giannakidou et al. (2012), στις οποίες βέβαια μελετήθηκαν διαφορετικές συσκευές και όχι η Vifit. Βέβαια η διαφορά στην ακρίβεια μεταξύ βάδισης και τρεξίματος ήταν μικρότερη από 3%, κάτι που έχει παρατηρηθεί σε πιο πρόσφατες έρευνες πιεζοηλεκτρικών συσκευών (Huang, Xu, Yu, & Shull, 2016).

Η Vifit παρουσίασε μέτριες συσχετίσεις με τη Vivotracker σε όλες τις δοκιμασίες, ενώ είχε χαμηλότερη εγκυρότητα από αυτήν. Το ενδιαφέρον στοιχείο σε αυτή τη συσκευή ήταν ότι το μικρότερο σφάλμα εντοπίστηκε στον υπολογισμό των συνολικών βημάτων, ενώ κατά τις δύο διακριτές δοκιμασίες βάδισης και τρεξίματος το σφάλμα ήταν αυξημένο. Παρόμοιο αποτέλεσμα είχε παρατηρηθεί και από τους Bai και συνεργάτες (2015), οι οποίοι κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το μικρό σφάλμα μέτρησης στο σύνολο του ερευνητικού πρωτοκόλλου δημιουργείται εξαιτίας της ακύρωσης των σφαλμάτων υποεκτίμησης και υπερεκτίμησης από τις ξεχωριστές δοκιμασίες, δημιουργώντας έτσι την ψευδαίσθηση της βελτιωμένης ακρίβειας. Εν προκειμένω η Vifit υπερεκτίμησε τον αριθμό βημάτων στη βάδιση και τον υποεκτίμησε στο τρέξιμο, όπως συνέβη και στις συσκευές της έρευνας των Huang, Xu, Yu και Shull (2016), γεγονός που αθροιστικά συνέβαλε στη βελτίωση της μέτρησης στο σύνολο των δοκιμασιών. Παρόλα αυτά, η Vifit διέφερε στατιστικά σημαντικά σε όλες τις δοκιμασίες από τα αποτελέσματα της άμεσης παρατήρησης, γεγονός που δεν την καθιστά έγκυρη συσκευή σε επίπεδο ομαδικών μετρήσεων.

Η μόνη ερευνητική συσκευή που αξιολογήθηκε στην παρούσα έρευνα ήταν η Sensewear. Δύο μόνο προϋπάρχουσες έρευνες συμπεριέλαβαν ερευνητικές συσκευές, τις ActiGraph και SenseWear BodyMedia Core, στη διαδικασία αξιολόγησης εγκυρότητας, αλλά σε αυτές υπολογίστηκε η ΕΔ σε ενήλικες και όχι ο αριθμός βημάτων σε εφήβους (Bai et al., 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014). Συνεπώς ένα σημαντικό πλεονέκτημα της παρούσας έρευνας ήταν και η ύπαρξη μίας ήδη έγκυρης συσκευής στο ερευνητικό πρωτόκολλο για σύγκριση με τις

λοιπές συσκευές και εφαρμογές. Η SenseWear έχει ελεγχθεί ως προς την εγκυρότητα καταγραφής ΕΔ σε αρκετές έρευνες σε παιδιά και εφήβους (e.g. Calabro, Stewart, & Welk, 2013; Lee, Kim, Bai, Gaesser, & Welk, 2014; Ryan, Walsh, & Gormley, 2014), αλλά η εγκυρότητά της ως προς την καταγραφή αριθμού βημάτων δεν έχει αξιολογηθεί. Το MAPE της συσκευής για το σύνολο των δραστηριοτήτων ήταν 7.15%, μεγαλύτερο από τις δύο προαναφερθείσες συσκευές και μικρότερο από τις εφαρμογές. Όπως και στην έρευνα των Lee, Kim και Welk (2014) η ερευνητική συσκευή δεν παρουσίασε καλύτερα αποτελέσματα από τις συσκευές ευρείας χρήσης, καθώς ήταν λιγότερο έγκυρη από αυτές. Λαμβάνοντας υπόψη επιπλέον ότι η SenseWear ήταν με διαφορά η πιο ακριβή συσκευή, με κόστος περί τα 600 ευρώ, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι η σχέση ακρίβειας και κόστους συσκευής δεν είναι απαραίτητα γραμμική. Συχνά το κόστος δεν αντιστοιχεί με τον βαθμό ακρίβειας μίας συσκευής αλλά σχετίζεται με το αισθητικό στοιχείο, τη συνδεσιμότητα με smartphones και άλλα χαρακτηριστικά (Huang, Xu, Yu, & Shull, 2016). Ενδιαφέρουσα εξέλιξη αποτελεί το γεγονός ότι σήμερα η SenseWear δεν είναι πλέον διαθέσιμη στην αγορά, αφού η εταιρία που την παρήγαγε εξαγοράστηκε από την Jawbone, η οποία δημιούργησε μία παρόμοια συσκευή, με τους ίδιους αισθητήρες καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, την Jawbone Up3. Οπότε είναι πιθανό το σύνολο των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας να αντιστοιχούν μόνη στη SenseWear, αλλά και στην Jawbone Up3.

Σχετικά με τις δωρεάν εφαρμογές smartphones είχαμε υποθέσει αρχικά ότι θα είναι εξίσου έγκυρες και θα έχουν παρόμοια αποτελέσματα σε σχέση με τις υπό εξέταση συσκευές ευρείας χρήσης. Μέχρι στιγμής τα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών είναι αντικρουόμενα, αφού οι Case και συνεργάτες (2016) βρήκαν υψηλή εγκυρότητα των εφαρμογών, συγκρίσιμη με αυτή wearable συσκευών. Άλλες έρευνες (Boyce, Padmasekara, & Blum, 2012; Guo, Li, Kankanhalli, & Brown, 2013) κατέληξαν στο ότι οι εφαρμογές-βηματομετρητές δεν είναι τόσο έγκυρες όσο οι συσκευές-βηματομετρητές στην καταγραφή βημάτων, ενώ υπήρχαν και έρευνες όπου οι υπό εξέταση εφαρμογές ήταν έγκυρες μόνο στο τρέξιμο (Ort et al., 2015).

Η αρχική υπόθεση δεν επαληθεύτηκε. Δύο από τις τρεις εφαρμογές διέφεραν στατιστικά σημαντικά από το κριτήριο και μόνο μία, η Accupedo, είχε σχετικά αποδεκτά MAPE σε όλες τις συνθήκες, τα οποία κυμαίνονταν σε 10% και επιπλέον δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου. Οι δύο εναπομείνουσες εφαρμογές είχαν πολύ μεγάλα MAPE, τα οποία υπερέβαιναν το 30% σε όλες τις δοκιμασίες. Και οι τρεις εφαρμογές υπερεκτίμησαν τον αριθμό βημάτων, ενώ είχαν βελτιωμένη εγκυρότητα στη συνθήκη τρεξίματος σε σχέση με τη βάδιση, όπως είχε βρεθεί και σε προηγούμενες έρευνες όπου η ακρίβεια βελτιωνόταν με την αύξηση της ταχύτητας (Bergman et al., 2012; Boyce, Padmasekara, & Blum, 2012; Leong & Wong, 2016; Orr et al., 2015). Η βελτίωση ήταν πιο μεγάλη στις Walk και Pedometer, και οριακή στην Accupedo, παρότι στην έρευνα των Orr και συνεργατών (2015) το ποσοστό σφάλματος της Accupedo μειώθηκε από 50% στη βάδιση σε 1% στο τρέξιμο.

Και οι τρεις εφαρμογές λειτουργούσαν σε ίδιο μοντέλο κινητών τηλεφώνων (Samsung Galaxy S4), τα οποία διέθεταν πολύ ακριβείς αισθητήρες. Επίσης είχαν τοποθετηθεί σε ειδική ελαστική ζώνη γύρω από τη μέση, που θεωρείται και το βέλτιστο σημείο τοποθέτησης παρόμοιων συσκευών όπως έχουμε ήδη αναφέρει (Yang & Hsu, 2010), ενώ το επίπεδο ευαισθησίας που είχε τεθεί για την καταγραφή των βημάτων ήταν κοινό. Συνεπώς αυτοί οι παράγοντες ελέγχθηκαν πειραματικά και δεν επηρέασαν τις διαφορές που παρατηρήθηκαν μεταξύ των εφαρμογών.

Οι δύο εφαρμογές με τα μεγαλύτερα σφάλματα, Walk και Pedometer, παρουσίασαν μέτρια συσχέτιση μεταξύ τους και τα σφάλματα τους ήταν συγκρίσιμα, τόσο σε απόλυτες τιμές όσο και σε ποσοστιαίες μονάδες. Πιθανότατα αυτό οφειλόταν στο ότι διέθεταν, αν όχι ίδιους, παρόμοιους αλγόριθμους αναγνώρισης και καταγραφής των βημάτων, ενώ ο αλγόριθμος της Accupedo ήταν επαρκώς διαφοροποιημένος. Σε παρόμοιο συμπέρασμα κατέληξαν και οι Leong και Wong (2016), οι οποίοι βρήκαν ότι οι τρεις εφαρμογές που εξέτασαν (Runtastic, Pacer Works και Tayutau) διέφεραν σημαντικά μεταξύ τους. Απέδωσαν αυτές τις διαφορές στους διαφορετικούς αλγορίθμους οι οποίοι συλλέγουν δεδομένα από το επιταχυνσιόμετρο του smartphone (Oner, Pulcifer-Stump, Seeling, & Kaya, 2012; Tumkur & Subbiah, 2012), ενώ άλλοι αλγόριθμοι

χρησιμοποιούν δεδομένα άλλων αισθητήρων, όπως το γυροσκόπιο (Jayalath, Abhayasinghe, & Murray, 2013) ή συνδυάζουν δύο ή περισσότερους αισθητήρες για μεγαλύτερη ακρίβεια (Jahan, Masud, Bubly, & Khatun, 2013; Shoaib, Bosch, Incel, Scholten, & Havinga, 2014).

Δυστυχώς δεν διαθέτουμε πληροφορίες για τους αλγορίθμους και τους αισθητήρες που χρησιμοποιεί κάθε εφαρμογή, αφού πρόκειται για δεδομένα που οι εταιρίες δεν τα δημοσιοποιούν, αλλά με βάση τις ανωτέρω παρατηρήσεις δύο τινά είναι πιθανά: είτε ο αλγόριθμος της Accupedo είναι καλύτερος και πιο ακριβής από τις δύο άλλες εφαρμογές, είτε η Accupedo συλλέγει δεδομένα όχι μόνο από το επιταχυνσιόμετρο του τηλεφώνου, αλλά και από το γυροσκόπιό του ή κάποιον άλλον αισθητήρα καταγραφής μετατόπισης. Όπως έχει φανεί από προηγούμενες έρευνες (Boyce, Padmasekara, & Blum, 2012; Guo, Li, Kankanhalli, & Brown, 2013; Kooiman et al., 2015; Orr et al., 2015), οι εφαρμογές που χρησιμοποιούν το επιταχυνσιόμετρο του smartphone για καταγραφή σωματικής δραστηριότητας δεν είναι ιδιαίτερα έγκυρες και παρουσιάζουν μεγάλα σφάλματα σε σχέση με τις μετρήσεις κριτηρίου των βημάτων.

Ολοκληρώνοντας τον σχολιασμό της εγκυρότητας καταγραφής βημάτων από τις διάφορες συσκευές και εφαρμογές smartphones καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η Vifit ήταν η πιο έγκυρη συσκευή για χρήση τόσο σε ατομικό επίπεδο, όσο και σε ερευνητικές συνθήκες. Η Vifit ακολούθησε, αλλά πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στα δεδομένα που καταγράφει όταν η ταχύτητα άσκησης αυξάνεται. Επίσης η SenseWear ήταν επαρκώς έγκυρη, χωρίς όμως να δικαιολογεί τη χρήση της ως εργαστηριακό επιταχυνσιόμετρο, ούτε και το αυξημένο κόστος αγοράς της, αφού τα αποτελέσματα έδειξαν ότι ήταν λιγότερο έγκυρη από τις δύο προαναφερθείσες συσκευές. Τέλος, από τις εφαρμογές κινητών τηλεφώνων η μόνη που ξεχώρισε ήταν η Accupedo, η οποία κρίθηκε επαρκώς έγκυρη, και λαμβάνοντας υπόψη ότι διατίθεται δωρεάν στους χρήστες Android smartphones, αποτελεί έναν αξιόπιστο εναλλακτικό τρόπο καταγραφής βημάτων. Οι άλλες δύο εφαρμογές, Walk και Pedometer, παρουσίασαν σημαντικά σφάλματα στις διάφορες αξιολογήσεις εγκυρότητας, συνεπώς δεν συνιστώνται για χρήση σε ατομικό ή σε ομαδικό-ερευνητικό επίπεδο.

5.2. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων απόστασης με προηγούμενες έρευνες

Η πλειοψηφία των προϋπαρχουσών ερευνών δεν εξετάζει την εγκυρότητα καταγραφής διανυθείσας απόστασης από τα επιταχυνσιόμετρα νέας γενιάς, με τις έρευνες που πραγματεύονται το συγκεκριμένο θέμα να είναι ελάχιστες (e.g. Giannikidou et al., 2012, Huang, Xu, Yu, & Shull, 2016). Αυτό φαίνεται λογικό καθώς η βασική παράμετρος που αξιοποιούν οι wearable συσκευές είναι ο υπολογισμός των βημάτων, και στη συνέχεια μετατρέπουν τα δεδομένα αυτά σε απόσταση, μέσω υπολογισμού του μήκους διασκελισμού και την ΕΔ. Η εγκυρότητα καταγραφής απόστασης έχει μελετηθεί κυρίως σε έρευνες σχετιζόμενες με συσκευές GPS (e.g. Lee, Kim, Putti, Bennett, Cassady, & Hertz-Picciotto, 2009; Mallula, 2010; Specht & Szot, 2012; Wieters, Kim, & Lee, 2012), ενώ πρόσφατα έχει ξεκινήσει και η εξέταση εφαρμογών κινητών τηλεφώνων ως προς αυτή την παράμετρο (Bauer, 2013; Boyce, Padmasekara, & Blum, 2012). Όλες οι προαναφερθείσες έρευνες έχουν γίνει σε ενήλικα άτομα, οπότε ουσιαστικά δεν υπάρχουν αποτελέσματα για άμεση σύγκριση με την παρούσα έρευνα, όπου το δείγμα ήταν έφηβοι.

Μία συσκευή (Forerunner) και μία εφαρμογή (Sports Tracker) ήταν οι πιο έγκυρες στον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης 1.22 km. Η Forerunner ήταν και η μόνη συσκευή GPS που εξετάστηκε στην παρούσα έρευνα. Προηγούμενες έρευνες που είχαν χρησιμοποιήσει συσκευές Garmin Forerunner κατέληξαν σε παρόμοια συμπεράσματα σχετικά με την εγκυρότητα των συσκευών αυτών, η οποία ήταν ιδιαίτερος αυξημένη και σχεδόν ίδια με τις ήδη έγκυρες μετρήσεις απόστασης (Adamakis & Zounhia, 2014; Duncan et al., 2013; Lee et al., 2009; Mallula, 2010; Specht & Szot, 2012; Wieters, Kim, & Fortrex, 2012).

Στην παρούσα έρευνα η Forerunner υπερεκτίμησε την απόσταση σε όλες τις συνθήκες, με το σφάλμα να είναι μικρότερο στη βάδιση, ελαφρώς μεγαλύτερο στο τρέξιμο και μέγιστο στο σύνολο των τριών δοκιμασιών. Συνεπώς η υπόθεση ότι η συσκευή θα παρείχε εγκυρότερα αποτελέσματα με την αύξηση της ταχύτητας μετακίνησης δεν επιβεβαιώθηκε. Όμως διαφορετικές συσκευές και

εφαρμογές παρείχαν και διαφορετικά αποτελέσματα. Πιο συγκεκριμένα οι Runkeeper, Walk και Pedometer είχαν υψηλότερη εγκυρότητα στο τρέξιμο, οι Runtastic, Vifit και Accupedo είχαν υψηλότερη εγκυρότητα στη βάδιση, ενώ οι Sports Tracker και Vivofit είχαν παρόμοια εγκυρότητα στις δύο δοκιμασίες. Τα διαφορετικά αυτά αποτελέσματα και η έλλειψη ενός συγκεκριμένου μοτίβου σφάλματος πιθανότατα οφείλονται στους διαφορετικούς αλγόριθμους καταγραφής της απόστασης μεταξύ βάδισης και τρεξίματος. Αυτό το συμπέρασμα όμως χρειάζεται περαιτέρω έρευνα, αφού μέχρι στιγμής δεν υπάρχουν ερευνητικά δεδομένα που να το υποστηρίζουν.

Επιστρέφοντας στην αξιολόγηση της Forerunner, μπορούμε επιπλέον να παρατηρήσουμε ότι μπορεί να είχε μικρή απόκλιση από την μέτρηση κριτηρίου της απόστασης κατά τη βάδιση και το τρέξιμο, όμως αυτή αυξήθηκε στη συνολική διαδικασία περισσότερο από 0.1 km. Αυτό συνέβη εξαιτίας του γεγονότος ότι στην στατική δοκιμασία, όπου οι συμμετέχοντες τοποθετούνταν ακίνητοι σε ύπτια θέση, η Forerunner παρουσίασε μικρές αποκλίσεις, οι οποίες ήταν όμως ικανές να μεγιστοποιήσουν το σφάλμα μέτρησης. Σε προηγούμενες έρευνες στατικών μετρήσεων το σφάλμα αυτό ήταν επίσης μικρό, αλλά είχε παρατηρηθεί (Duncan et al., 2013; Lee et al., 2009). Συνεπώς κατά τη χρήση της συγκεκριμένης συσκευής ο εκάστοτε χρήστης θα πρέπει να αποφεύγει να παραμένει ακίνητος για σημαντικό χρονικό διάστημα άνω των πέντε λεπτών.

Ολοκληρώνοντας με την αξιολόγηση της Forerunner παρατηρήσαμε ακόμα ένα σημαντικό στοιχείο στις στατιστικές αναλύσεις. Παρότι η συσκευή είχε πολύ μικρά MAPE και οι καταγεγραμμένοι μέσοι όροι διέφεραν ελάχιστα από τις μετρήσεις κριτηρίου, οι αναλύσεις RM ANOVA ήταν όλες στατιστικά σημαντικές. Αυτό το παράδοξο αποτέλεσμα ίσως να μπορεί να εξηγηθεί από τα γραφήματα Bland-Altman και τα διαστήματα εμπιστοσύνης 95% της κλίσης των ευθειών. Όλες οι κλίσεις των ευθειών από τα γραφήματα αυτά είχαν μεγάλα διαστήματα εμπιστοσύνης 95%, άνω της 1.5 μονάδας, γεγονός που υποδηλώνει ότι το συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων ήταν εξαιρετικά στατιστικά σημαντικό. Η Forerunner ήταν η μόνη συσκευή που παρουσίασε τόσο μεγάλα διαστήματα εμπιστοσύνης σε αυτές τις αναλύσεις, που αποτελεί σημαντική ένδειξη ότι το σφάλμα μέτρησης δεν συνέβαινε κατά έναν τυχαίο τρόπο, αλλά

ήταν συστηματικά ομαδοποιημένο. Περαιτέρω ανάλυση απαιτείται για το παρόν εύρημα για την καλύτερη κατανόησή του.

Οι άλλες δύο συσκευές που αξιολογήθηκαν, Vivofit και Vifit, δεν ήταν GPS αλλά επιταχυνσιόμετρα. Συνεπώς ο υπολογισμός της απόστασης δε γινόταν άμεσα μέσω σήματος από τους δορυφόρους GPS, αλλά με έμμεσο τρόπο. Στις συσκευές αυτές είχε εισαχθεί, μέσω λογισμικού, το μήκος διασκελισμού των συμμετεχόντων. Το μήκος υπολογιζόταν με συγκεκριμένο τρόπο που έχει ήδη αναφερθεί στο κεφάλαιο της μεθοδολογίας και ήταν ίδιο για όλες τις συσκευές και εφαρμογές. Αφού υπολογιζόταν ο αριθμός των βημάτων σε κάθε δραστηριότητα στη συνέχεια, μέσω εξειδικευμένου αλγορίθμου, ο αριθμός αυτός πολλαπλασιαζόταν με το μήκος διασκελισμού και έτσι προέκυπτε η διανυθείσα απόσταση. Άρα όσο πιο έγκυρες ήταν οι συσκευές αυτές στον υπολογισμό των βημάτων και όσο πιο ακριβής ήταν η μέτρηση του μήκους διασκελισμού, τόσο πιο έγκυρα θα ήταν τα αποτελέσματα των συσκευών όσον αφορά την απόσταση.

Η Vivofit είχε μέτρια MAPE σε όλες τις δοκιμασίες, τα οποία κυμαίνονταν λίγο πάνω από 10%. Το σφάλμα αυτό ήταν μέσα σε λογικά πλαίσια και συγκρίσιμο με αυτό της έρευνας των Huang, Xu, Yu και Shull (2016), οι οποίοι παρατήρησαν σφάλμα της συγκεκριμένης συσκευής της τάξεως του 5.1%, σε πολύ μικρότερη όμως απόσταση 400 μέτρων. Όπως φαίνεται, όσο αυξάνεται η απόσταση τόσο αυξάνεται και το σφάλμα μέτρησης, που ίσως οφείλεται σε πιθανή διαφοροποίηση του μήκους διασκελισμού των ατόμων κατά τη μετακίνησή τους, μήκος το οποίο λογικά δεν μπορεί να παραμένει διαρκώς σταθερό. Αν όντως συμβαίνει αυτό, το οποίο θα πρέπει να επιβεβαιωθεί από επιπλέον έρευνες, τότε η Vivofit δεν είναι κατάλληλη για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης κατά τη σωματική δραστηριότητα. Μία ακόμα διαφορά με την προαναφερθείσα έρευνα των Huang, Xu, Yu και Shull (2016), στην οποία υπήρξε υπερεκτίμηση της απόστασης, ήταν ότι η Vivofit συστηματικά υποεκτίμησε την απόσταση, που πιθανότατα οφείλεται στο διαφορετικό ερευνητικό πρωτόκολλο που χρησιμοποιήθηκε στις δύο έρευνες.

Όσον αφορά τη Vifit, η οποία δεν έχει εξεταστεί ως προς τον υπολογισμό της απόστασης, υπολόγισε με μικρό σφάλμα την απόσταση κατά τη βόλτα, περίπου 7%, αλλά το σφάλμα αυτό αυξήθηκε κατά 32% και έγινε στατιστικά

σημαντικό στη δοκιμασία τρέξιματος. Η συγκεκριμένη συσκευή ήταν η μόνη στην οποία υπήρχε η επιλογή εισαγωγής μόνο του μήκους διασκελισμού βάδισης, και όχι ο διασκελισμός κατά το τρέξιμο, ο οποίος ήταν αρκετά μεγαλύτερος. Συνεπώς υπολόγιζε την απόσταση τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο με βάση το μήκος διασκελισμού βάδισης. Λαμβάνοντας επιπλέον υπόψη το ότι το σφάλμα μέτρησης στο τρέξιμο ήταν κατά 25% μεγαλύτερο, η σημαντική αυτή αύξηση του σφάλματος υπολογισμού διανυθείσας απόστασης στο τρέξιμο γίνεται εύλογα κατανοητή. Οπότε οι συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας για να μπορούν να υπολογίζουν σωστά την απόσταση σε όλες τις συνθήκες άσκησης θα πρέπει να μπορούν να διακρίνουν τις διαφορετικές δραστηριότητες και να διαθέτουν τα κατάλληλα δεδομένα ούτως ώστε η μετατροπή των βημάτων σε απόσταση να γίνεται με τους σωστούς συντελεστές. Τέλος η Vifit υποεκτίμησε και αυτή την απόσταση, όπως συνέβη με τη VivoFit και με τις περισσότερες συσκευές υπό εξέταση στην έρευνα των Huang, Xu, Yu και Shull (2016).

Σχετικά με τις εφαρμογές GPS για smartphones για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης ελάχιστες έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί (Bauer, 2013; Mallula, 2010). Και στις δύο έρευνες οι εφαρμογές είχαν υψηλή εγκυρότητα, ενώ επιπλέον στην έρευνα της Mallula (2010) η Nike+ εφαρμογή που χρησιμοποιήθηκε ήταν επαρκώς έγκυρη και για τον υπολογισμό της ΕΔ. Η Bauer (2013) συνέκρινε 10 εφαρμογές, μεταξύ των οποίων και οι Runkeeper, Runtastic και Sports Tracker. Οι τρεις εφαρμογές είχαν απόκλιση 20, 60 και 10 μέτρων αντίστοιχα στον υπολογισμό απόστασης 1 km.

Τα συγκεκριμένα αποτελέσματα είναι παρεμφερή με αυτά της παρούσας εργασίας. Η Sports Tracker ήταν η πιο ακριβής εφαρμογή σε όλες τις δοκιμασίες, με αποτελέσματα που ήταν καλύτερα ακόμα και από τη συσκευή GPS που χρησιμοποιήθηκε, ακολούθησε η RunKeeper και η Runtastic με μικρές διαφορές μεταξύ των δύο τελευταίων. Ένα ακόμα χρήσιμο αποτέλεσμα ήταν ότι η Runkeeper ήταν πιο έγκυρη σε σχέση με τη Runtastic στον υπολογισμό της απόστασης κατά το τρέξιμο, ενώ η Runtastic ήταν πιο έγκυρη στη βάδιση, και λαμβάνοντας υπόψη το ότι είχαν υψηλές συσχετίσεις στις μεταξύ τους μετρήσεις, οι δύο αυτές εφαρμογές μπορούν να χρησιμοποιούνται εναλλάξ για τον υπολογισμό της απόστασης. Η Sports Tracker ήταν η εφαρμογή με τα πιο ακριβή

αποτελέσματα στην καταγραφή της απόστασης, συνεπώς είναι και η εφαρμογή GPS που προτείνεται για χρήση ακόμα και σε ερευνητικές συνθήκες. Τα MAPE της ήταν εξαιρετικά χαμηλά και επιπλέον δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου, οπότε τόσο σε ατομικό όσο και ομαδικό επίπεδο οι μετρήσεις της ήταν έγκυρες.

Γενικά φαίνεται ότι οι δωρεάν εφαρμογές GPS για κινητά τηλέφωνα παρέχουν συγκρίσιμα αποτελέσματα εγκυρότητας με αντίστοιχες εμπορικά διαθέσιμες συσκευές GPS. Αυτό το αποτέλεσμα ίσως να οφείλεται στο ότι οι νέες τεχνολογίες που έχουν ενσωματωθεί πλέον στα κινητά τηλέφωνα είναι ιδιαίτερα έγκυρες και ακριβείς, αφού τα εξαρτήματα και τσιπάκια που χρησιμοποιούνται είναι παρόμοια με αυτά των ευρέως διαδεδομένων εμπορικών συσκευών GPS (Chen, Juen, Li, Prieto-Centurion, Krishnan, & Schatz, 2013; Michael, McGregor, Allen, & Fickas, 2008). Σε σχέση με την έρευνα του Zandbergen (2009), στην οποία είχε βρεθεί ότι τα τότε smartphones διέθεταν παλαιάς τεχνολογίας δέκτες GPS, εν έτει 2016 αυτή η τεχνολογία φαίνεται να έχει βελτιωθεί κατά πολύ και οι δέκτες GPS των τηλεφώνων είναι παρεμφερείς με αυτούς των GPS συσκευών.

Τέλος, τρεις εφαρμογές (Walk, Accupedo και Pedometer) που χρησιμοποιούσαν τα ενσωματωμένα επιταχυνσιόμετρα των smartphones εξετάστηκαν ως προς την ακρίβεια καταγραφής της απόστασης. Αυτή είναι και η πρώτη έρευνα που μετράει την εγκυρότητα παρόμοιων εφαρμογών στη συγκεκριμένη μεταβλητή ανεξαρτήτως δείγματος, αφού κατά την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας δεν εντοπίστηκαν σχετικές έρευνες. Συνεπώς δεν διαθέτουμε συγκρίσιμα αποτελέσματα.

Όπως ήδη αναφέρθηκε, αυτές οι εφαρμογές μετέτρεπαν τα καταγραφέντα βήματα σε απόσταση μέσω του μήκους διασκελισμού κατά τη βάδιση και το τρέξιμο, αφού πρώτα είχε γίνει η εισαγωγή χειροκίνητα στην εφαρμογή. Συνεπώς ο τρόπος υπολογισμού της απόστασης δεν ήταν άμεσος όπως συνέβαινε με τις συσκευές και εφαρμογές GPS, αλλά έμμεσος, και για τον λόγο αυτό αναμέναμε ότι η υπολογισθείσα απόσταση δεν θα ήταν το ίδιο ακριβής με τις GPS.

Η αρχική αυτή υπόθεσή μας ήταν σωστή. Όλες οι εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα είχαν σημαντικές αποκλίσεις από την αντικειμενικά καταγεγραμμένη απόσταση, με την Accupedo να είναι και πάλι, όπως και στα

βήματα, η πιο έγκυρη. Η Accupedo μπορεί να μη διέφερε στατιστικά σημαντικά από το κριτήριο, που την καθιστά έγκυρη για χρήση σε ομαδικό επίπεδο, αλλά τα MAPE της κυμάνθηκαν από 9% στη βάδιση έως 22% στο τρέξιμο. Αυτό την καθιστά επαρκώς έγκυρη για δοκιμασίες όπου η μετατόπιση πραγματοποιείται με μικρές ταχύτητες.

Οι άλλες δύο εφαρμογές, Walk και Pedometer, ήταν ανακριβείς στον υπολογισμό της απόστασης, με σφάλματα άνω του 20%, όπως εξάλλου συνέβη και στον υπολογισμό των βημάτων. Η σχέση βημάτων και απόστασης είναι πολύ υψηλή, οπότε οποιοδήποτε σφάλμα στην καταγραφή των βημάτων έχει άμεσο αντίκτυπο στην απόσταση. Μία παρατήρηση μπορεί επιπλέον να γίνει, όσον αφορά την εφαρμογή Walk, η οποία υπερεκτίμησε την απόσταση στη βάδιση και την υποεκτίμησε στο τρέξιμο, γεγονός που αθροιστικά συνέβαλε στη βελτίωση της μέτρησης στο σύνολο των δοκιμασιών, όπως συνέβη και με τη Vifit στον υπολογισμό των βημάτων. Οπότε επιβεβαιώνεται για ακόμα μία φορά η άποψη των Bai και συνεργατών (2015), οι οποίοι υποστήριξαν ότι ένα μικρό σφάλμα μέτρησης στο σύνολο του ερευνητικού πρωτοκόλλου μπορεί να προκύψει από την ακύρωση των σφαλμάτων υποεκτίμησης και υπερεκτίμησης από τις ξεχωριστές δοκιμασίες, δημιουργώντας έτσι την ψευδαίσθηση της βελτιωμένης ακρίβειας.

Δύο επιπλέον στοιχεία των στατιστικών αναλύσεων θα πρέπει να αναφερθούν. Το πρώτο είναι οι χαμηλές συσχετίσεις που είχαν όλες σχεδόν οι συσκευές και εφαρμογές με τις μετρήσεις κριτηρίου, ενώ το δεύτερο είναι τα στατιστικά σημαντικά συστηματικά σφάλματα που προέκυψαν και πάλι για όλες τις συσκευές-εφαρμογές από τις ευθείες παλινδρόμησης στα γραφήματα Bland-Altman. Φαίνεται ότι, όσον αφορά τον υπολογισμό της απόστασης, υπάρχουν αρκετά προβλήματα, ακόμα και για τις έγκυρες συσκευές-εφαρμογές, τα οποία χρήζουν περαιτέρω αξιολόγησης και βελτίωσης από τους κατασκευαστές.

Ολοκληρώνοντας το παρόν κεφάλαιο, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η συσκευή Forerunner και η εφαρμογή Sports Tracker ήταν έγκυρες για τον υπολογισμό της απόστασης κατά τη διάρκεια της άσκησης, τόσο σε ατομικό όσο και ομαδικό επίπεδο. Οι δύο αυτοί τρόποι υπολογισμού της απόστασης μπορεί να χρησιμοποιηθούν τόσο από τους εφήβους για ατομική χρήση, όσο και σε

ερευνητικό επίπεδο για έγκυρη καταγραφή της απόστασης. Με το κόστος όμως της Forerunner να ανέρχεται στα 250 ευρώ και περισσότερο, η Sports Tracker είναι σίγουρα η κερδισμένη σε αυτή τη μονομαχία, αφού διατίθεται δωρεάν σε κινητά τηλέφωνα με Android. Οι άλλες δύο δωρεάν εφαρμογές GPS, Runkeeper και Runtastic, ήταν επαρκώς έγκυρες, γεγονός που επιβεβαιώνει την αρχική μας υπόθεση ότι οι συσκευές-εφαρμογές GPS θα ήταν πιο έγκυρες στον υπολογισμό της απόστασης από όλες τις συσκευές-εφαρμογές επιταχυνσιόμετρα. Από τις wearable συσκευές, η VivoFit ήταν επαρκώς έγκυρη στο τρέξιμο και στη συνολική δοκιμασία, ενώ η Vifit μόνο στη βόδιση. Τέλος οι δωρεάν εφαρμογές-επιταχυνσιόμετρα είχαν εξαιρετικά χαμηλούς δείκτες εγκυρότητας, με εξαίρεση την Accupedo, γεγονός που δεν τις καθιστά ιδιαίτερα χρήσιμες για χρήση σε ατομικό ή ομαδικό επίπεδο.

5.3. Σχολιασμός και σύγκριση αποτελεσμάτων ΕΔ με προηγούμενες έρευνες

Η παρούσα έρευνα είναι η πρώτη που υπολογίζει την ΕΔ ηρεμίας των υπό εξέταση συσκευών. Όπως ήδη αναφέρθηκε αυτό κρίνεται εξαιρετικά σημαντικό σε παρόμοιες έρευνες εγκυρότητας συσκευών υπολογισμού ΕΔ, αφού η πλειοψηφία αυτών υπολογίζουν τη συνολική ΕΔ, ενώ κάποιες υπολογίζουν ξεχωριστά και την ΕΔ άσκησης. Όπως μπορεί να γίνει κατανοητό, σημαντική απόκλιση στην ΕΔ ηρεμίας μεταξύ των συσκευών θα επιφέρει σημαντικές διαφορές και στον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ, αφού η ΕΔ ηρεμίας αποτελεί το μεγαλύτερο ποσοστό της συνολικής ΕΔ, στην οποία εν συνεχεία προστίθεται η ΕΔ άσκησης. Αυτό αποτέλεσε ένα σημαντικό μειονέκτημα των προηγούμενων ερευνών (e.g. Bai et al., 2015; Kim & Welk, 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014). Προσπαθώντας να αποκλείσει η συγκεκριμένη πηγή σφάλματος θεωρήσαμε σκόπιμο να εξετάσουμε τις διαφορές μεταξύ των συσκευών-εφαρμογών κυρίως της ΕΔ άσκησης και λιγότερο της συνολικής ΕΔ. Αυτό έγινε γιατί αρκετές συσκευές-εφαρμογές παρείχαν αποτελέσματα μόνο για την ΕΔ άσκησης, ενώ όσες υπολόγιζαν συνολική ΕΔ, αφαιρώντας την ΕΔ ηρεμίας που πιθανότατα ήταν διαφορετική, είχαμε στη διάθεσή μας προς ανάλυση ένα «καθαρό» ποσό ΕΔ άσκησης, άμεσα συγκρίσιμο για όλες τις συσκευές και εφαρμογές.

Η αρχική υπόθεση ότι ο υπολογισμός της ΕΔ ηρεμίας των τριών συσκευών (SenseWear, Vivofit και Vifit) θα διέφερε από την μέτρηση κριτηρίου της ΕΔ μέσω της συσκευής κριτηρίου MedGraphics, ήταν σωστή. Όλες οι συσκευές υποεκτίμησαν την ΕΔ. Μπορεί το αποτέλεσμα της SenseWear, που ήταν η μόνη ερευνητική συσκευή, να μη διέφερε στατιστικά σημαντικά από τη μέτρηση κριτηρίου, όμως το συνολικό σφάλμα της ήταν -207 kcal/ημέρα ή -0.14 kcal/ λεπτό και το MAPE της 19.73%. Το αποτέλεσμα αυτό ήταν παρεμφερές με των Calabro, Welk και Eisenmann (2009), οι οποίοι βρήκαν ότι η SenseWear Pro Armband υποεκτίμησε την ΕΔ ηρεμίας σε παιδιά κατά 20.7%, καθώς και με των Dorminy, Choi, Akohoue και Buchowski (2008) και Lee, Kim, Bai, Gaesser και Welk (2014). Τόσο η Vivofit όσο και η Vifit διέφεραν στατιστικά σημαντικά από τη MedGraphics, ενώ τα αντίστοιχα MAPE ήταν 19.32% και 30.22%. Η Vivofit είχε συγκρίσιμα αποτελέσματα με τη SenseWear, παρότι είναι πολύ πιο οικονομική συσκευή, αλλά το σφάλμα της εταιρικής συσκευής Vifit ήταν σημαντικά μεγαλύτερο. Άρα λαμβάνοντας υπόψη τα υψηλά αυτά σφάλματα, η επιλογή μας να εξεταστεί στατιστικά κυρίως την ΕΔ άσκησης μπορεί να θεωρηθεί επιτυχής.

Μία αρχική παρατήρηση σε σχέση με τις προηγούμενες αναλύσεις σε βήματα και απόσταση είναι ότι πολλές συσκευές και εφαρμογές παρουσίασαν μέτρια και υψηλή συσχέτιση με τη μέτρηση κριτηρίου στην ΕΔ. Ποιο συγκεκριμένα οι SenseWear, Runtastic, Vivofit, Vifit, Walk, Accupedo και Pedometer είχαν συσχετίσεις με τη MedGraphics άνω του .70 σε όλες σχεδόν τις δοκιμασίες, ενώ επιπλέον οι μέσοι όροι τους δεν διέφεραν στατιστικά σημαντικά από αυτούς του κριτηρίου. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν μερικώς παλαιότερες έρευνες που είχαν επίσης βρει υψηλές συσχετίσεις στον υπολογισμό της ΕΔ από wearable συσκευές (e.g. Bai et al., 2015; Calabro, Lee, Saint-Maurice, Yoo, & Welk, 2014; Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014; Tully, McBride, Heron, & Hunter, 2014; Wallen, Gomersall, Keating, Wisloff, & Coombes, 2016). Συνεπώς φαίνεται ότι κάποιες από τις νέες αυτές συσκευές, όπως και κάποιες από τις εφαρμογές, είναι αρκετά έγκυρες για χρήση σε ομαδικό επίπεδο για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης.

Όμως τα αποτελέσματα εγκυρότητας σε ατομικό επίπεδο είναι αρκετά διαφοροποιημένα. Εκτός από τα σημαντικά σφάλματα που παρατηρήθηκαν στην ΕΔ ηρεμίας, τα MAPE ήταν υψηλά για όλες τις συσκευές-εφαρμογές και σε όλες τις δοκιμασίες. Για παράδειγμα, το MAPE στη βάδιση κυμάνθηκε από 17.39%, αυτό της Vifit που ήταν και το μόνο κάτω του 20%, έως 34.11%, αυτό της Vivofit. Στο τρέξιμο τα αποτελέσματα ήταν μερικώς βελτιωμένα, με το χαμηλότερο MAPE να το έχει η Runtastic (13.16%) και το υψηλότερο η Vifit (37.46%), ενώ στη συνολική δοκιμασία χαμηλότερο MAPE είχε και πάλι η Runtastic (16.65%) και υψηλότερο η Sports Tracker (34.43%). Όσον αφορά τα MAPE της συνολικής ΕΔ μετά την προσθήκη της ΕΔ ηρεμίας, και όχι μόνο της άσκησης, αυτά ήταν σημαντικά μειωμένα, αφού οκτώ συσκευές-εφαρμογές από τις 10 είχαν MAPE μικρότερα του 20%, ενώ στις προηγούμενες δοκιμασίες μέχρι τρεις το πολύ είχαν παρόμοια MAPE. Συνεπώς μπορεί πολλές συσκευές-εφαρμογές να ήταν κατάλληλες για χρήση σε ομαδικό επίπεδο, αλλά όλες είχαν MAPE άνω του 10% οπότε η χρήση τους για τον υπολογισμό της ατομικής ΕΔ δεν συνίσταται. Η παρούσα έρευνα έρχεται να επιβεβαιώσει τα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών στις οποίες επίσης βρέθηκαν μεγάλα ενδοατομικά σφάλματα που κυμάνθηκαν από 10% έως 30% (e.g. Bai et al., 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014; Tully, McBride, Heron, & Hunter, 2014).

Εξετάζοντας στη συνέχεια κάθε συσκευή ξεχωριστά, η SenseWear υποεκτίμησε την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες, αλλά η υποεκτίμηση αυτή δεν ήταν στατιστικά σημαντική σε ομαδικό επίπεδο, πλην της δοκιμασίας τρεξίματος. Όμως τα MAPE της ήταν μέτρια προς υψηλά, με μεγαλύτερο αυτό κατά τη βάδιση (>20%) και μικρότερα στο τρέξιμο και στη συνολική ΕΔ, όπου ήταν περίπου 15%. Η συγκεκριμένη ήταν και η μόνη συσκευή της οποίας η εγκυρότητα είχε ελεγχθεί σε παιδιά και εφήβους και τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια με αυτά προηγούμενων ερευνών. Σε αυτές είχε βρεθεί ότι η SenseWear Pro Armband υπερεκτίμησε την ΕΔ σε παιδιά από 16% έως 43% (Dorminy, Choi, Akohe, & Buchowski, 2008), ενώ στην έρευνα των Calabro, Welk και Eisenmann (2009) δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ SenseWear και έμμεσης θερμιδομετρίας σε σύνολο 41 λεπτών, όπως και στην έρευνα των Ryan, Walsh και Gormley (2014), που βρήκαν ότι η SenseWear είχε σφάλμα σε

ανήλικους της τάξεως του 12.4%. Σημειωτέον ότι σε όλες τις έρευνες υπολογιζόταν η συνολική ΕΔ και όχι η ΕΔ άσκησης.

Σε άλλες έρευνες είχαν επιπλέον συγκριθεί οι διάφοροι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούσε η SenseWear. Ο αλγόριθμός 5 (5.0, 5.1, 5.2) είχε σημαντικά χαμηλότερο σφάλμα στις μετρήσεις της ΕΔ, τόσο στη συνολική όσο και στον επιμέρους δοκιμασιών, τόσο από τον προηγούμενο 2.2 (Calabro, Stewart, & Welk, 2013; Lee, Kim, Bai, Gaesser, & Welk, 2014), όσο και από τον νεότερο 6.1 (Backlund, Sundelin, & Larsson, 2010). Στην παρούσα έρευνα εξετάστηκε για πρώτη φορά σε παιδιά ο τελευταίος αλγόριθμος που είχε αναπτύξει η εταιρία, έκδοση 9.03, η οποία υποστήριζε ότι θα είχε βελτιωμένα αποτελέσματα στον υπολογισμό της ΕΔ παιδιών και εφήβων. Η υπόθεση αυτή δεν επιβεβαιώθηκε, αφού τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια με αυτά των προαναφερθέντων ερευνών. Πιθανότατα υπήρξε κάποια βελτίωση σε σχέση με τον προηγούμενο αλγόριθμο 6.1, όμως τα αποτελέσματα δεν ήταν βελτιωμένα σε σχέση με αυτά που είχαν υπολογιστεί με τη χρήση του αλγορίθμου 5. Όπως ήδη έχουμε αναφέρει η συγκεκριμένη συσκευή πλέον δεν διατίθεται στο εμπόριο, αλλά ο τρόπος υπολογισμού της ΕΔ είναι παρόμοιος με τη συσκευή Jawbone UP3, της εταιρίας Jawbone που εξαγόρασε τη SenseWear. Οπότε είναι πιθανό τα αποτελέσματα αυτά να αντιστοιχούν σε αυτά της καινούριας συσκευής.

Η Vivofit ήταν η δεύτερη πιο ακριβή wearable συσκευή και επιπλέον διέθετε καρδιακό παλμογράφο για τον υπολογισμό της καρδιακής συχνότητας, τον οποίο στη συνέχεια συμπεριλάμβανε στον αλγόριθμο υπολογισμού της ΕΔ, βελτιώνοντάς την θεωρητικά. Παρόλα αυτά, στις προηγούμενες έρευνες που εξετάστηκε η εγκυρότητα της Vivofit για τον υπολογισμό της συνολικής ΕΔ και μόνο, δεν αναφέρθηκε ότι οι ερευνητές χρησιμοποίησαν αυτή την επιλογή που τους παρείχε η συσκευή (Murakami et al., 2016; Skyler, An, Kang, Noble, & Lee, 2016). Στην πρώτη (Murakami et al., 2016) η Vivofit παρουσίασε συσχέτιση $r=.90$ με τον μεταβολικό θάλαμο και $r=.85$ με τα ραδιοϊσότοπα υδρογόνου και οξυγόνου, ενώ είχε σφάλματα μέτρησης 11.89% και 21.72% αντίστοιχα, υποεκτιμώντας και στις δύο περιπτώσεις την ΕΔ. Στη δεύτερη (Skyler, An, Kang, Noble, & Lee, 2016) η Vivofit συγκρίθηκε με τη SenseWear σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης και παρουσίασε σφάλμα 24.5% στην ΕΔ. Και οι δύο

έρευνες έγιναν σε δείγμα ενηλίκων και σε συνθήκες ελεύθερης διαβίωσης, ενώ καμία από τις δύο δεν υπολόγισε την ΕΔ άσκησης για ξεχωριστές δοκιμασίες.

Η Vivofit, όπως και η SenseWear, δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου ΕΔ, γεγονός που την καθιστά έγκυρη για χρήση σε ομαδικό επίπεδο. Όμως είχε MAPE μεγαλύτερο του 30% στη βάδιση, ενώ τα υπόλοιπα MAPE κυμάνθηκαν από 20% έως 25%, παρόμοια με τις δύο προαναφερθείσες έρευνες. Συνεπώς η ενδοατομική εγκυρότητα της συσκευής ήταν πολύ χαμηλή για χρήση από εφήβους. Παρότι αναμέναμε ότι η ενσωμάτωση της καρδιακής συχνότητας στον αλγόριθμο υπολογισμού της ΕΔ θα βελτιώνει τα αποτελέσματα, αυτό τελικά δεν κατέστη δυνατό. Μία πρόσφατη έρευνα είχε καταλήξει σε παρόμοιο συμπέρασμα. Οι Wallen και συνεργάτες (2016) εξέτασαν τις Apple Watch, Fitbit Charge HR, Samsung Gear S και Mio Alpha και βρήκαν ότι αυτές οι συσκευές, παρότι μετρούσαν επαρκώς σωστά την καρδιακή συχνότητα και τη λάμβαναν υπόψη στον υπολογισμό της ΕΔ, η ακρίβεια τους δε βελτιώθηκε. Συνεπώς είναι πιθανό οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούν ακόμα και σήμερα όλες αυτές οι συσκευές, ακόμα και αν σε αυτούς εντάσσεται η καρδιακή συχνότητα κατά την άσκηση, να είναι εξαιρετικά ανακριβείς και να χρήζουν περαιτέρω βελτίωσης.

Η εγκυρότητα της έταιρης συσκευής της εταιρίας Garmin που χρησιμοποιήθηκε, της Forerunner GPS, ήταν παρεμφερής. Είχε υψηλά MAPE που κυμάνθηκαν από 17% έως 26%, ενώ επιπλέον διέφερε στατιστικά σημαντικά από τις μετρήσεις κριτηρίου της MedGraphics, καθιστώντας την ακατάλληλη για την ΕΔ τόσο σε ατομικό όσο και ομαδικό επίπεδο. Η σημαντική διαφορά με τη Vivofit ήταν ότι η Forerunner διέθετε εξειδικευμένο αλγόριθμο της εταιρίας Firstbeat για τον υπολογισμό της ΕΔ άσκησης, ο οποίος συνδύαζε με βέλτιστο τρόπο τα ανθρωπομετρικά δεδομένα του αθλούμενου με την καρδιακή του συχνότητα. Σύμφωνα με τις οδηγίες της εταιρίας (Firstbeat Technologies, 2012), καθώς και τα ευρύματα μίας έρευνας (Montgomery et al., 2009), η υποεκτίμηση της ΕΔ ήταν από 6% έως 13%. Προφανώς αυτό δεν ίσχυσε στην παρούσα έρευνα, στην οποία μπορεί να υποεκτιμήθηκε η ΕΔ, αλλά η υποεκτίμηση αυτή ήταν σχεδόν τριπλάσια σε ποσοστιαία αναλογία. Πιθανότατα αυτή η σημαντική διαφορά οφειλόταν στο ότι το δείγμα μας ήταν έφηβοι, δείγμα στο οποίο δεν είχε

εξεταστεί προηγουμένως ο αλγόριθμος αυτός. Οπότε η Forerunner δεν συνίσταται για τον υπολογισμό ΕΔ εφήβων κατά την άσκηση.

Η τελευταία συσκευή που εξετάστηκε ήταν η Vifit. Ήταν η πιο μικρή συσκευή, η πιο οικονομική και αυτή που διέθετε τα λιγότερα επιπρόσθετα χαρακτηριστικά, υπολογίζοντας την ΕΔ μόνο με βάση ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και αριθμό βημάτων. Τα βέλτιστα αποτελέσματα κατέγραψε μόνο στη δοκιμασία της βάδισης, όπου δε διέφερε στατιστικά σημαντικά από το κριτήριο και είχε το μικρότερο MAPE με 17.39%. Σε όλες τις άλλες μετρήσεις η υπολογισθείσα ΕΔ υποεκτιμήθηκε κατά πολύ, με μέγιστο σφάλμα 37.46% να παρουσιάζεται στο τρέξιμο. Τα αποτελέσματα αυτά συμπίπτουν με αυτά που βρέθηκαν στον υπολογισμό των βημάτων και της απόστασης, οπότε πιθανότατα η Vifit να είναι κατάλληλη μόνο για χρήση σε περιπατητικές δοκιμασίες χαμηλής έντασης. Αν και δεν υπάρχουν έρευνες της Vifit για άμεση σύγκριση με τα παρόντα αποτελέσματα, οι περισσότερες έρευνες συσκευών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης κατέληξαν σε παρόμοια αποτελέσματα όσον αφορά τα ποσοστά σφάλματος, περίπου της τάξης του 20% με 30% (e.g. Bai et al., 2015; Calabro, Lee, Saint-Maurice, Yoo, & Welk, 2014; Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015).

Η παρούσα έρευνα είναι η πρώτη που εξέτασε την εγκυρότητα υπολογισμού ΕΔ εφαρμογών για smartphones, αφού όλες οι προηγούμενες είχαν εξετάσει μόνο την απόσταση (Bauer, 2013; Mallula, 2010) ή τα βήματα (e.g. Boyce, Padmasekara, & Blum, 2012; Case, Burwick, Volpp, & Patel, 2016; Orr et al., 2015). Οι νέες αυτές εφαρμογές που εξετάστηκαν έχουν πλέον τη δυνατότητα, μέσω αλγορίθμων, να μετατρέπουν την απόσταση, τα βήματα και τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά αυτών που τις χρησιμοποιούν σε ΕΔ. Η ΕΔ που υπολογίζουν είναι ΕΔ άσκησης και όχι συνολική ΕΔ, αφού οι εφαρμογές είναι χρήσιμες κυρίως σε σωματικές δραστηριότητες βάδισης και τρεξίματος.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, εξετάσαμε την εγκυρότητα δύο ειδών εφαρμογών κινητών τηλεφώνων, αυτές που χρησιμοποιούν το GPS και αυτές που λαμβάνουν δεδομένα από το επιταχυνσιόμετρο, για τον υπολογισμό της ΕΔ. Σύμφωνα με τις προηγούμενες αναλύσεις είδαμε ότι οι εφαρμογές GPS ήταν έγκυρες στον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης, ενώ από τις εφαρμογές-

επιταχυνσιόμετρα μόνο η Accupedo ήταν επαρκώς έγκυρη στον υπολογισμό των βημάτων.

Από τις εφαρμογές GPS η πιο έγκυρη στην εκτίμηση της ΕΔ άσκησης ήταν η Runtastic. Λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα, διέφερε σημαντικά και είχε το μεγαλύτερο MAPE (27.74%) από την μέτρηση της MedGraphics μόνο κατά τη δοκιμασία της βάδισης. Στις υπόλοιπες δοκιμασίες το MAPE ήταν σημαντικά μικρότερο και κυμάνθηκε από 12.91% για τη συνολική ΕΔ έως 16.65% για την συνολική ΕΔ άσκησης, ενώ ήταν η μόνη εφαρμογή GPS που είχε μέτριες και υψηλές συσχετίσεις με τις μετρήσεις κριτηρίου. Οι άλλες δύο εφαρμογές είχαν υψηλότερα ποσοστά ενδοατομικού σφάλματος, με αυτά της Runkeeper να κυμαίνονται από 18.22% έως 31.31%, και της Sports Tracker από 27.14% έως 34.43%. Τα αποτελέσματα της Runkeeper ήταν παρόμοια με αυτά της συσκευής GPS Forerunner, με τη Runtastic να έχει πιο έγκυρα αποτελέσματα από τη συσκευή και τη Sports Tracker λιγότερο έγκυρα από αυτήν. Οι συγκεκριμένες εφαρμογές υποεκτίμησαν την ΕΔ, όπως ακριβώς συνέβη και με τη Forerunner. Δυστυχώς δεν υπάρχουν συγκρίσιμα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών για τον σχολιασμό των παρόντων ευρημάτων, αφού γενικά οι συσκευές-εφαρμογές GPS δεν έχουν εξεταστεί ως προς την εκτίμηση της ΕΔ. Σε μία μόνο μεταπτυχιακή διατριβή (Mallula, 2010), στην οποία συγκρίθηκε μία συσκευή Garmin Forerunner με την εφαρμογή για iPod Nike+, βρέθηκε ότι η εφαρμογή ήταν πιο ακριβής στον υπολογισμό της ΕΔ, ενώ η GPS παρουσίασε καλύτερα αποτελέσματα όσον αφορά την απόσταση και την ταχύτητα.

Σχετικά με τις εφαρμογές που χρησιμοποιούσαν το ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο των smartphones οι πιο έγκυρες ήταν οι Accupedo και Walk. Η Accupedo είχε MAPE που κυμάνθηκε από 14.74% για τη συνολική ΕΔ έως 28.67% για την ΕΔ στο τρέξιμο, ενώ η Walk είχε παρόμοια αποτελέσματα, με MAPE από 16.17% έως 27.10%. Επιπλέον η Walk είχε τις υψηλότερες συσχετίσεις με τη MedGraphics, ενώ ήταν και η μόνη εφαρμογή-επιταχυνσιόμετρο που δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά στις ομαδικές μετρήσεις, ενώ η Accupedo διέφερε μόνο στη δοκιμασία της βάδισης. Η εφαρμογή Pedometer ήταν η λιγότερο έγκυρη από όλες, με τα ποσοστιαία σφάλματά της να κυμαίνονται από 19.74% για τη συνολική ΕΔ έως 33.23% για

την ΕΔ τρεξίματος. Και οι τρεις εφαρμογές είχαν τα μικρότερα MAPE στη συνολική ΕΔ, ελαφρώς υψηλότερα στη συνολική ΕΔ άσκησης, αλλά είχαν τα υψηλότερα MAPE, άνω του 20%, στις διακριτές δοκιμασίες βάρδισης και τρεξίματος. Σε αντίθεση με τις εφαρμογές-GPS, οι συγκεκριμένες υπερεκτίμησαν την ΕΔ σε όλες τις συνθήκες. Είναι εμφανές και από τα αποτελέσματα της ΕΔ ότι το μικρότερο σφάλμα μέτρησης στο σύνολο του ερευνητικού πρωτοκόλλου δημιουργείται εξαιτίας της ακύρωσης των σφαλμάτων υποεκτίμησης και υπερεκτίμησης από τις ξεχωριστές δοκιμασίες, δημιουργώντας έτσι την ψευδαίσθηση της βελτιωμένης ακρίβειας (Bai et al., 2015). Και πάλι δεν διαθέτουμε προϋπάρχουσες έρευνες για να συγκρίνουμε τα αποτελέσματά μας, αφού όπως αναφέραμε αυτή ήταν η πρώτη που κατέγραψε την ΕΔ στις εφαρμογές αυτές.

Συνοψίζοντας το παρόν κεφάλαιο, καταλήγουμε στην αρχική υπόθεση ότι οι συσκευές και εφαρμογές που εξετάστηκαν δεν ήταν έγκυρες για τον υπολογισμό της ΕΔ εφήβων σε δοκιμασίες βάρδισης και τρεξίματος. Παρόλα αυτά, όλες είχαν βελτιωμένη εγκυρότητα στις συνολικές δοκιμασίες, παρέχοντας επαρκώς έγκυρες εκτιμήσεις ΕΔ σε ατομικό επίπεδο (εκτός της Sports Tracker). Αντίθετα στη βάρδιση και το τρέξιμο τα ενδοατομικά σφάλματα ήταν ιδιαίτερα αυξημένα. Στο ίδιο συμπέρασμα είχαν καταλήξει και οι Bai και συνεργάτες (2015), οι οποίοι εντόπισαν σημαντικά σφάλματα στον υπολογισμό της ΕΔ από όλες τις συσκευές που εξέτασαν, κυρίως σε ασκήσεις με αντιστάσεις και βάρη.

Η πιο έγκυρη εφαρμογή ήταν η Runtastic, η οποία είχε και το μικρότερο σφάλμα που καταγράφηκε με μόλις 12.91% στη συνολική ΕΔ, ενώ ακολούθησαν οι SenseWear, Forerunner, Accupedo και Walk. Οι Vivofit και Runkeeper είχαν παρεμφερή χαμηλή εγκυρότητα που κυμάνθηκε περίπου μεταξύ 20% και 30%, οι Vifit και Pedometer είχαν ακόμα χαμηλότερη εγκυρότητα με σημαντική υποεκτίμηση της ΕΔ που έφτασε ακόμα και άνω του 30%, ενώ την ελάχιστη εγκυρότητα παρουσίασε η εφαρμογή Sports Tracker. Τα αποτελέσματα αυτά είναι παρόμοια με άλλων ερευνών που εξέταζαν την ΕΔ ευρέως χρησιμοποιούμενων εμπορικών συσκευών (e.g. Bai et al., 2015; Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015; Kim & Welk, 2015; Lee, Kim, & Welk, 2014; Murakami et al., 2016), στις οποίες τα ενδοατομικά σφάλματα μέτρησης κυμάνθηκαν μεταξύ 10% και 30%.

Συνεπώς συμπεραίνουμε ότι οι συσκευές που αξιολογήθηκαν στην παρούσα έρευνα, και το κυριότερο οι εφαρμογές, είχαν παρόμοια εγκυρότητα στην καταγραφή της ΕΔ με άλλες ήδη εγκυροποιημένες wearable συσκευές. Καθώς οι εφαρμογές διατίθεντο όλες δωρεάν και δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές από τις πιο ακριβές συσκευές που υπήρχαν διαθέσιμες, θεωρείται ότι οι συγκεκριμένες εφαρμογές, πλην ίσως της Sports Tracker, αποτελούν μια έγκυρη εναλλακτική λύση για κάποιον έφηβο που θέλει να υπολογίσει τις θερμίδες που καταναλώνει κατά την άσκηση. Σε καμία περίπτωση όμως οι συσκευές-εφαρμογές αυτές δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ερευνητικό πλαίσιο για τον υπολογισμό της ΕΔ, πλην ίσως των Runtastic και SenseWear που είχαν και τα πιο έγκυρα αποτελέσματα.

5.4. Συνοπτική συζήτηση των αποτελεσμάτων και χρησιμότητα συσκευών - εφαρμογών

Γενικά παρατηρήθηκε ότι τα αποτελέσματα των συσκευών ευρείας χρήσης και εφαρμογών κινητών τηλεφώνων για τον υπολογισμό της σωματικής άσκησης εφήβων διέφεραν ανάλογα με την υπό εξέταση μεταβλητή. Οι πιο υψηλές τιμές εγκυρότητας βρέθηκαν στην εξέταση εγκυρότητας υπολογισμού βημάτων και διανυθείσας απόστασης, ενώ η εγκυρότητα των συσκευών-εφαρμογών μειώθηκε σημαντικά κατά τον έλεγχο εκτίμησης της ΕΔ. Παρόμοια συμπεράσματα βρέθηκαν σε πρόσφατες έρευνες, στις οποίες οι υπό εξέταση wearable συσκευές είχαν σφάλμα μικρότερο του 10% στον υπολογισμό των βημάτων, ενώ αυτό έφτασε έως και 30% στην εκτίμηση της ΕΔ (Ferguson, Rowlands, Olds, & Maher, 2015; Gusmer et al., 2014; Nelson, Kaminsky, Dickin, & Montoye, 2016).

Οι διαφορετικές μετρήσεις που είχαν οι συσκευές-εφαρμογές πιθανότατα οφείλονταν σε διαφορετικούς αλγόριθμους που χρησιμοποιούσαν για τη μέτρηση των βημάτων αρχικά, και στη συνέχεια για τη μετατροπή τους σε απόσταση και ΕΔ (Leong & Wong, 2016). Ακόμα μπορεί να οφείλονται σε διαφορετικές μονάδες επιτάχυνσης, οι οποίες αποτελούν το ανεπεξέργαστο αποτέλεσμα των επιταχυνσιόμετρων, είναι γενικά αυθαίρετες και εξαρτώνται από τις προδιαγραφές της εκάστοτε συσκευής (Chen & Bassett, 2005). Οι διαφορές αυτές

ήταν ιδιαίτερα εμφανείς όταν συγκρίναμε τις συσκευές-εφαρμογές που μετρούσαν βήματα, αφού τα αποτελέσματά τους ήταν σημαντικά διαφοροποιημένα. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα ήταν αυτό μεταξύ των εφαρμογών Walk και Pedometer, οι οποίες μπορεί να υπολόγισαν παρόμοιο αριθμό βημάτων σε όλες τις δοκιμασίες, αλλά διέφεραν στον μετέπειτα υπολογισμό τόσο της απόστασης όσο και της ΕΔ. Οι άλλες συσκευές, όπως και η εφαρμογή Accupedo, είχαν πιο συνεπείς μετρήσεις.

Επίσης πρέπει να γίνει αναφορά ξεχωριστά σε δύο εφαρμογές GPS, τις Runtastic και Sports Tracker. Η πρώτη, παρότι ήταν η λιγότερο έγκυρη εφαρμογή στον υπολογισμό της απόστασης, ήταν η πιο έγκυρη στην εκτίμηση της ΕΔ, ενώ το αντίθετο συνέβη με τη Sports Tracker. Η τελευταία, παρότι είχε παρόμοια εγκυρότητα με τη Forerunner με ελάχιστα ποσοστά σφάλματος στην απόσταση, η εγκυρότητά της στην εκτίμηση της ΕΔ ήταν η χαμηλότερη μεταξύ όλων των συσκευών-εφαρμογών. Σε αυτά τα αποτελέσματα φαίνεται ξεκάθαρα πόσο σημαντική είναι η ανάπτυξη και βελτιστοποίηση αλγορίθμων εκτίμησης της ΕΔ, αφού μπορεί ακριβή αρχικά δεδομένα να παρέχουν λανθασμένες πληροφορίες στη συνέχεια, όταν μετατρέπονται σε θερμίδες ΕΔ (Sirard & Pate, 2001).

Ένας ακόμα παράγοντας που ίσως επέδρασε στα διαφορετικά αποτελέσματα ήταν οι διαφορετικοί αισθητήρες επιτάχυνσης που έχουν οι συσκευές και τα κινητά τηλέφωνα. Είναι επίσης πιθανό το επίπεδο ευαισθησίας καταγραφής των βημάτων να διέφερε, οπότε και ο τρόπος που τα βήματα καταγράφηκαν να διέφερε και αυτός με τη σειρά του (Leong & Wong, 2016). Για τα στοιχεία που αναφέρθηκαν δεν υπάρχουν διαθέσιμες περισσότερες πληροφορίες από τις εταιρίες κατασκευής, συνεπώς αυτά αποτελούν μόνο υποθέσεις. Το μόνο που είναι γνωστό είναι ότι οι εφαρμογές είχαν ρυθμιζόμενα επίπεδα ευαισθησίας καταγραφής βημάτων, αλλά αυτό δεν φάνηκε ικανό να περιορίσει το σφάλμα τους σε ικανοποιητικά επίπεδα. Αντιθέτως, τις καθυστούσε πιο δύσχρηστες αφού έπρεπε για τον κάθε εξεταζόμενο να ελέγχεται κάθε φορά ποιο είναι το κατάλληλο επίπεδο πριν από την άσκηση, ενώ η ευαισθησία των συσκευών ήταν αυτοματοποιημένη.

Τα βέλτιστα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν ήταν από τη συσκευή και τις εφαρμογές GPS στον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης. Φαίνεται ότι

τόσο η συσκευή όσα και τα smartphones διέθεταν παρόμοιας ακρίβειας αισθητήρες GPS και ήταν πιο έγκυρες στον υπολογισμό της απόστασης από τα επιταχυνσιόμετρα. Τα τελευταία έπρεπε να μετατρέψουν τα βήματα, μέσω του μήκους διασκελισμού βάδισης και τρεξίματος, σε απόσταση. Άρα πιθανά σφάλματα είτε στον αριθμό των βημάτων, είτε στον αλγόριθμο μετατροπής βημάτων σε απόσταση, είτε στο μήκος διασκελισμού ο οποίος δεν μπορούσε να διατηρηθεί ίδιος καθ' όλη τη διάρκεια του ερευνητικού πρωτοκόλλου, συνέβαλαν στη λιγότερο έγκυρη εκτίμηση της απόστασης από τα επιταχυνσιόμετρα.

Μία ακόμα εκτίμηση για την παρούσα έρευνα είναι ότι οι συσκευές που χρησιμοποιούσαν πιο εξειδικευμένους αλγορίθμους για τη μετατροπή των αρχικών μετρήσεων σε ΕΔ (SenseWear, Forerunner και Vivofit), οι οποίες λάμβαναν επιπλέον μετρήσεις όπως καρδιακή συχνότητα ή θερμοκρασία σώματος, ήταν περισσότερο έγκυρες σε σχέση με τις εφαρμογές, χωρίς βέβαια να αποκλείονται εξαιρέσεις. Για παράδειγμα η Vivofit δεν ήταν ιδιαίτερα έγκυρη, ενώ αντίθετα οι Runtastic και Accupedo είχαν παρόμοια αποτελέσματα με τις προαναφερθείσες συσκευές.

Συνοψίζοντας όλα τα αποτελέσματα, μπορούμε να αναφέρουμε τις πιο έγκυρες συσκευές και εφαρμογές στις εξής παραμέτρους:

- Βήματα: 1) Vivofit, 2) Vifit, 3) SenseWear, 4) Accupedo.
- Απόσταση: 1) Sports Tracker, 2) Forerunner, 3) Runkeeper, 4) Runtastic.
- Ενεργειακή δαπάνη: 1) Runtastic, 2) SenseWear, 3) Forerunner, 4) Accupedo.

Όπως γίνεται εμφανές, καμία από τις συσκευές-εφαρμογές δεν είχε υψηλή εγκυρότητα σε όλες τις παραμέτρους, συνεπώς μπορεί να προταθεί η χρήση κάθε συσκευής-εφαρμογής ξεχωριστά, ανάλογα με την παράμετρο που θέλει να αξιολογήσει ο εκάστοτε χρήστης. Αν έπρεπε να επιλεγούν κάποιες για ολιστική χρήση, αυτές θα ήταν οι Runtastic, SenseWear, Forerunner και Accupedo. Όπως είναι εμφανές, οι δωρεάν εφαρμογές smartphones μπορούν να αξιολογήσουν με παρόμοια εγκυρότητα τη σωματική άσκηση σε σχέση με πιο ακριβές συσκευές που υπάρχουν διαθέσιμες στο εμπόριο.

Ένα σημαντικό ερώτημα παραμένει το κατά πόσο αυτές οι συσκευές και οι εφαρμογές έχουν την ικανότητα να παρακινήσουν τα άτομα για περισσότερη σωματική δραστηριότητα (Lyons, Lewis, Mayrsohn, & Rowland, 2014;

Middelweerd, Mollee, van der Wal, Brug, & te Velde, 2014). Αυτές δεν έχουν κατασκευαστεί για ερευνητικούς σκοπούς, αλλά για χρήση από τον γενικό πληθυσμό με σκοπό να παρέχουν άμεση ανατροφοδότηση, να διευκολύνουν τον αυτοέλεγχο και να τροποποιήσουν τη συμπεριφορά των χρηστών απέναντι στη σωματική δραστηριότητα, καθιστώντας τους περισσότερο δραστήριους. Για τον λόγο αυτό η χρηστικότητα, η άνεση και η λειτουργικότητα ίσως να είναι πιο σημαντικές παράμετροι, σε σχέση με την εγκυρότητα, για τα περισσότερα άτομα (Bort-Roig, Gilson, Puig-Ribera, Contreras, & Trost, 2014).

Μέχρι σήμερα δεν υπάρχουν πολλές μελέτες που να αποδεικνύουν ότι αυτές οι συσκευές-εφαρμογές επιτυγχάνουν τον σκοπό για τον οποίο κατασκευάζονται, αλλά οι αρχικές ενδείξεις είναι ενθαρρυντικές. Στην έρευνα των Slootmaker, Chinapaw, Seidell, van Mechelen και Schuit (2010) βρέθηκε σημαντική αύξηση στη σωματική δραστηριότητα σε νέους μετά από πρόγραμμα παρέμβασης τριών μηνών με τη συσκευή PAM. Παρόμοια ήταν τα αποτελέσματα στην έρευνα των King και συνεργατών (2016), οι οποίοι χρησιμοποίησαν τρεις εφαρμογές smartphones για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας και την ελαχιστοποίηση του καθιστικού χρόνου εφήβων. Στην έρευνα των Laurson, Welk και Eisenmann (2015), στην οποία χρησιμοποιήθηκε ο βηματομετρητής Yamax Digiwalker SW-200 παρατηρήθηκε ότι όσο περισσότερο τον φορούσαν τα παιδιά, τόσο περισσότερο ήταν σωματικά δραστήρια, με το κάθε λεπτό επιπλέον χρήσης να αντιστοιχεί σε αύξηση κατά 11 και 8 βημάτων για τα αγόρια και τα κορίτσια, αντίστοιχα.

Τα αρχικά αυτά θετικά αποτελέσματα έχουν καταγραφεί σε δύο βιβλιογραφικές ανασκοπήσεις, η μια αφορά την πρόληψη και θεραπεία καρδιοαναπνευστικών παθήσεων μέσω συσκευών ευρείας χρήσης (Hickey & Freedson, 2016) και η άλλη τις παρεμβάσεις μέσω διαδικτύου και κινητών τηλεφώνων για τον έλεγχο του σωματικού βάρους (Bardus, Smith, Samaha, & Abraham, 2015). Συνεπώς η ερευνητική διαδικασία από εδώ και πέρα θα πρέπει να κινηθεί πάνω σε δύο άξονες: καταρχάς στον συνεχή έλεγχο της εγκυρότητας και αξιοπιστίας των συσκευών και εφαρμογών και στη συνέχεια στην αξιολόγηση αυτών σε προγράμματα παρέμβασης για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας των ατόμων και στην εν γένει βελτίωση της υγείας τους.

Τέλος, τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας ανοίγουν το δρόμο για τη χρήση των δωρεάν εφαρμογών σε κοινωνικά πλαίσια όπου η αντικειμενική αξιολόγηση της σωματικής δραστηριότητας κρίνεται απαραίτητη, ιδίως για τους νέους, αλλά δεν υπάρχουν οι απαιτούμενοι οικονομικοί πόροι για την αγορά ακριβών συσκευών ευρείας χρήσης. Τέτοια πλαίσια είναι κυρίως οι σχολικές μονάδες σε χώρες που δεν διαθέτουν την απαιτούμενη οικονομική ευρωστία για αγορά εξοπλισμού, καθώς και τα ερασιτεχνικά αθλητικά σωματεία. Με το ποσοστό των παιδιών 12 έως 15 ετών στην Ελλάδα που χρησιμοποιεί ήδη κινητό τηλέφωνο να ανέρχεται στο 90% (ΕΛ.ΣΤΑΤ., 2007, 2008, 2013), αλλά και παγκοσμίως να αναμένεται ότι το 90% του πληθυσμού άνω των έξι ετών να διαθέτει κινητό τηλέφωνο έως το 2020 (Ericsson, 2014), οι δωρεάν έγκυρες εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας φαίνονται μία εφικτή λύση στο πρόβλημα της αντικειμενικοποίησης των μετρήσεων στο μάθημα της σχολικής Φυσικής Αγωγής. Από τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας προκύπτει ήδη ότι οι καθηγητές Φυσικής Αγωγής και οι προπονητές μπορούν να χρησιμοποιήσουν την εφαρμογή Accupedo για μέτρηση του αριθμού των βημάτων, τη Sports Tracker για τον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης και τη Runtastic για την εκτίμηση της ΕΔ.

VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας παρείχαν κάποιες αρχικές ενδείξεις για τη σχετική εγκυρότητα ευρέως διαδεδομένων συσκευών και δωρεάν εφαρμογών κινητών τηλεφώνων για τον υπολογισμό της απόστασης, των βημάτων και της ΕΔ σε δείγμα αθλούμενων εφήβων. Σε σχέση με τις ερευνητικές υποθέσεις που είχαμε θέσει αρχικά, τα συμπεράσματα είναι τα ακόλουθα:

1. Γενικά αρκετές από τις συσκευές-εφαρμογές ήταν έγκυρες στη μέτρηση τόσο των βημάτων όσο και της απόστασης, αλλά η εγκυρότητά τους μειώθηκε σημαντικά στην εκτίμηση της ΕΔ, τόσο της συνολικής όσο και της άσκησης. Μόνο οι δωρεάν GPS συσκευές και εφαρμογές είχαν υψηλή εγκυρότητα στον υπολογισμό της απόστασης. Κατά τη μέτρηση των βημάτων, οι συσκευές ευρείας χρήσης είχαν υψηλότερη εγκυρότητα από τις εφαρμογές. Παρόλα αυτά, η εγκυρότητά των δωρεάν εφαρμογών για τον υπολογισμό της ΕΔ ήταν παρεμφερής με αυτή των αντίστοιχων συσκευών που εξετάστηκαν. Οι πιο έγκυρες συσκευές ήταν η Vivosfit για τον υπολογισμό των βημάτων και η SenseWear για την ΕΔ, ενώ επαρκώς έγκυρες εφαρμογές για αυτές τις δύο παραμέτρους ήταν η Accupedo και η Runtastic, αντίστοιχα. Επιπλέον, οι συσκευές που χρησιμοποιούσαν πιο εξειδικευμένους αλγορίθμους για τη μετατροπή των αρχικών μετρήσεων σε ΕΔ, οι οποίες συνέλλεγαν δεδομένα από την καρδιακή συχνότητα ή τη θερμοκρασία σώματος, ήταν πιο έγκυρες σε σχέση με τις εφαρμογές, χωρίς βέβαια να αποκλείονται εξαιρέσεις.
2. Όσον αφορά την ΕΔ ηρεμίας, καμία από τις υπό εξέταση συσκευές δεν είχε υψηλή εγκυρότητα, ενώ πιο ακριβής σε σχέση με την μέτρηση κριτηρίου ήταν η ήδη έγκυρη ερευνητική συσκευή SenseWear.
3. Μόνο οι δωρεάν GPS εφαρμογές για smartphones ήταν έγκυρες στον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης, με τα αποτελέσματα να είναι άμεσα συγκρίσιμα με αυτά της GPS συσκευής Forerunner και καλύτερα από των υπολοίπων συσκευών. Οι εφαρμογές που χρησιμοποιούσαν το ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο του κινητού τηλεφώνου, καθώς και οι αντίστοιχες συσκευές-επιταχυνσιόμετρα, παρουσίασαν σημαντικά σφάλματα στον υπολογισμό της

απόστασης, κυρίως εξαιτίας του έμμεσου τρόπου υπολογισμού της μέσω αλγορίθμων μετατροπής των βημάτων σε απόσταση.

4. Οι πιο έγκυρες συσκευές-εφαρμογές ήταν: α) για τον αριθμό των βημάτων οι Vivofit, Vifit, SenseWear και Accupedo, β) για την απόσταση οι Sports Tracker, Forerunner, Runkeeper και Runtastic, και γ) για την ενεργειακή δαπάνη οι Runtastic, SenseWear, Forerunner και Accupedo.
5. Σχετικά με τις δευτερεύουσες ερευνητικές υποθέσεις που είχαν τεθεί για τη σχέση εγκυρότητας και ταχύτητας άσκησης, μόνο το δεύτερο επιβεβαιώθηκε. Δηλαδή, οι συσκευές-εφαρμογές που κατέγραψαν τον αριθμό βημάτων όντως είχαν υψηλότερη εγκυρότητα στη δοκιμασία τρεξίματος σε σχέση με τη βάδιση. Αυτό όμως δεν επιβεβαιώθηκε και στον υπολογισμό της διανυθείσας απόστασης, αφού διαφορετικές συσκευές και εφαρμογές παρείχαν διαφορετικά αποτελέσματα. Για παράδειγμα, η Runkeeper είχε υψηλότερη εγκυρότητα στο τρέξιμο, η Runtastic κατά τη βάδιση, ενώ η Sports Tracker παρόμοια εγκυρότητα στις δύο δοκιμασίες.

Συμπερασματικά, υπάρχει ανάγκη για σχεδιασμό και εκτέλεση ερευνών υψηλής ποιότητας για τον έλεγχο της εγκυρότητας και αξιοπιστίας των συσκευών και εφαρμογών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας. Οι νέες αυτές μέθοδοι υπολογισμού των βημάτων, της απόστασης και της ΕΔ έχουν μπει για τα καλά στη ζωή των ανθρώπων του 21^{ου} αιώνα, οι οποίοι τις χρησιμοποιούν κυρίως για τη βελτίωση, προώθηση και έλεγχο της σωματικής τους κατάστασης. Συνεπώς, για να μπορούν να τις εμπιστευτούν και να γνωρίζουν ότι οι μετρήσεις που λαμβάνουν είναι έγκυρες, και όχι απλώς να στηρίζονται στις προωθητικές διαφημιστικές ενέργειες των εταιριών, θα πρέπει να υπάρχουν τεκμηριωμένες ερευνητικές αποδείξεις εγκυρότητας και αξιοπιστίας.

Εκτός από τα άτομα που τις χρησιμοποιούν προσπαθώντας να παρακινηθούν ούτως ώστε να τροποποιήσουν τον τρόπο ζωής τους, οι συσκευές-εφαρμογές αυτές μπορούν επιπλέον να χρησιμοποιηθούν από ερευνητές, κλινικούς ιατρούς και επαγγελματίες της υγείας για την αύξηση της σωματικής δραστηριότητας στο γενικό πληθυσμό. Οι συσκευές-εφαρμογές είναι περισσότερο εύχρηστες και παρέχουν άμεση ανατροφοδότηση στους χρήστες σε σχέση με τις ερευνητικές συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας, ενώ παρέχουν και

δυνατότητες θέσπισης συγκεκριμένων στόχων καθώς και σύνδεση με δίκτυα κοινωνικής δικτύωσης. Αυτές οι επιπρόσθετες παροχές αυξάνουν τη χρηστικότητα όσον αφορά τη δημιουργία προγραμμάτων που συμβάλλουν στην τροποποίηση της συμπεριφοράς και στη βελτίωση της υγείας.

Τέλος, οι δωρεάν εφαρμογές και οι συσκευές χαμηλού κόστους προσφέρουν σημαντικά πλεονεκτήματα για χρήση σε περιβάλλοντα όπου οι οικονομικές δαπάνες είναι σημαντικά περιορισμένες, όπως τα σχολεία και οι αθλητικοί σύλλογοι. Αρκεί βέβαια αυτές να έχουν πρώτα εγκυροποιηθεί και να γνωρίζουν τα άτομα που θα τις επιλέξουν τα συγκριτικά τους πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες διαθέσιμες εφαρμογές και συσκευές.

Η βιομηχανία των συσκευών καταγραφής σωματικής δραστηριότητας ευρείας χρήσης ολοένα παράγει νέες συσκευές και εφαρμογές με ταχύτατους ρυθμούς, ή εξελίσσει ήδη υπάρχουσες βελτιώνοντας τους αλγορίθμους τους. Η συμπίεση της επιστημονικής έρευνας με την ταχέως αυτή αναπτυσσόμενη αγορά αποτελεί μία πρόκληση για όλους.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Achten, J., & Jeukendrup, A.E. (2003). Heart rate monitoring: Applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7), 517-538.
- Adamakis, M., & Zounhia, K. (2014). Comparing the validity and output of the Garmin Forerunner 310XT and Runkeeper android application in an urban environment. In D. Dasheva, B. Antala, S. Djobova & M. Kuleva (Eds.), *Physical Education and sport – Competences for life: Book of abstracts of the 9th FIEP European congress* (pp. 59-60). Sofia, Bulgaria: FIEP.
- Adamakis, M., Zounhia, K., Hatziharistos, D., & Psychountaki, M. (2013). Greek preservice Physical Education teachers' beliefs about curriculum orientations: Instrument validation and examination of four important goals. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica*, 43(4), 39-51.
- Adams, P.F., & Schoenborn, C.A. (2006). Health behaviors of adults: United States, 2002-04. *Vital and Health Statistics*, 230, 1-140. [Medline: 17069199]
- Aguiar, B., Silva, J., Rocha, T., Carneiro, S., & Sousa, I. (2014). Monitoring physical activity and energy expenditure with smartphones. *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics*, 664-667. doi:10.1109/BHI.2014.6864451
- Ainslie, P.N., Reilly, T., & Westerterp, K.R. (2003). Estimating human energy expenditure: A Review of techniques with particular reference to Doubly Labelled Water. *Sports Medicine*, 33(9), 683-698.
- Åkerberg, A., Lindén, M., & Folke, M. (2012). How accurate are pedometer cell phone applications? A comparison between six applications. *Procedia Technology*, 5(1), 787-792. doi:10.1016/j.protcy.2012.09.087
- Al Ayubi, S.U., Parmanto, B., Branch, R., & Ding, D. (2014). A persuasive and social mHealth application for physical activity: A usability and feasibility study. *JMIR mHealth and uHealth*, 2(2), e25. doi:10.2196/mhealth.2902
- Allet, L., Knols, R.H., Shirato, K., & de Bruin, E.D. (2010). Wearable systems for monitoring mobility-related activities in chronic disease: A systematic review. *Sensors*, 10, 9026-9052. doi:10.3390/s101009026

- American College of Sports Medicine (2006). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription* (7th ed.) Baltimore, MD: Lippincott Williams and Wilkins.
- Anderson, I., Maitland, J., Sherwood, S., Barkhuus, L., Chalmers, M., Hall, M., Brown, B., & Muller, H. (2007). Shakra: Tracking and sharing daily activity levels with unaugmented mobile phones. *Mobile Networks and Applications*, 12, 185-199. doi:10.1007/s11036-007-0011-7
- Andersson, J.N. (2013). *App for heart rate monitor based endurance training in running athletes through heart rate beat sonification*. Bachelor's Thesis, School of Computer and Communication, KTH Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden. Retrieved online from http://www.csc.kth.se/utbildning/kth/kurser/DD143X/dkand13/Group5Roberto/report/Reprot_JacobNorlinAndersson.pdf
- Andre, D., & Wolf, D.L. (2007). Recent advances in free-living physical activity monitoring: A review. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 1(5), 760-767.
- Antón, A.M., & Rodríguez, B.R. (2015). Runtastic PRO app: an excellent all-rounder for logging fitness. *British Journal of Sports Medicine*, 50(11), 705-706. doi:10.1136/bjsports-2015-094940
- Appelboom, G., Camacho, E., Abraham, M.E., Bruce, S.S., Dumont, E.L.P., Zacharia, B.E., ... Conolly Jr, E.S. (2014). Smart wearable body sensors for patient self-assessment and monitoring. *Archives of Public Health*, 72, 28. doi:10.1186/2049-3258-72-28
- Archer, E., Groessl, E.J., Sui, X., McClain, A.C., Wilcox, S., Hand, G.A., Meriwether, R.A. & Blair, S.N. (2012). An economic analysis of traditional and technology-based approaches to weight loss. *American Journal of Preventive Medicine*, 43(2), 176-182. doi:10.1016/j.amepre.2012.04.018
- Arvidsson, D., Slinde, F., & Hulthen, L. (2009). Free-living energy expenditure in children using multi-sensor activity monitors. *Clinical Nutrition*, 28, 305-312. doi:10.1016/j.clnu.2009.03.006
- Allman-Farinelli, M.A., Chey, T., Bauman, A.E., Gill, T., & James, W.P. (2008). Age, period and birth cohort effects on prevalence of overweight and obesity in

- Australian adults from 1990 to 2000. *European Journal of Clinical Nutrition*, 62(7), 898-907. doi:10.1038/sj.ejcn.1602769
- Atkinson, G., & Nevill, A.M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Atwater, W.O., & Benedict, F.G. (1905). *A Respiration Calorimeter with Appliances for the Direct Determination of Oxygen*. Washington, DC: Carnegie Institute of Washington.
- Atwater, W.O., & Rosa, E.B. (1899). *Description of a New Respiration Calorimeter and Experiments on the Conservation of Energy in the Human Body, Bulletin 63*. Washington, DC: U.S. Department of Agriculture, Office of Experiment Stations, Government Printing Office.
- Austin, S. (2013). *The surprising numbers behind Apps*. Retrieved online from <http://blogs.wsj.com/digits/2013/03/11/thesurprising-numbers-behind-apps/>
- Backlund, C., Sundelin, G., & Larsson, C. (2010). Validity of an armband measuring energy expenditure in overweight and obese children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1154-1161. doi:10.1249/MSS.0b013e3181c84091
- Bai, Y., Welk, G.J., Nam, Y.H., Lee, J.A., Lee, J.-M., Kim, Y., Meier, N.F., & Dixon, P.M. (2015). Comparison of consumer and research monitors under semistructured settings. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 48(1), 151-158. doi:10.1249/MSS.0000000000000727
- Baker, M. (2016). Statisticians issue warning over misuse of P values. *Nature*, 531(7593), 151. doi:10.1038/nature.2016.19503
- Bardus, M., Smith, J.R., Samaha, L., & Abraham, C. (2015). Mobile phone and web 2.0 technologies for weight management: A systematic scoping review. *Journal of Medical Internet Research*, 17(11), e259. doi:10.2196/jmir.5129.
- Bauer, C. (2013). On the (in-)accuracy of GPS measures of smartphones: A study of running tracking applications. In *Proceedings of MoMM '13 International Conference on Advances in Mobile Computing & Multimedia* (pp. 335-340). New York, NY, USA: ACM. doi:10.1145/2536853.2536893

- Bauman, A., Bull, F., Chey, T., Craig, C.L., Ainsworth, B.E., Sallis, J.F., ... The IPS Group (2009). The International Prevalence Study on Physical Activity: Results from 20 countries, *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 6(21). doi:10.1186/1479-5868-6-21
- Bauman, A., Phongsavan, P., Schoeppe, S., & Owen, N. (2006). Physical activity measurement - a primer for health promotion. *Promotion and Education*, 13(2), 92-103.
- Beets, M.W., Morgan, C.F., Banda, J.A., Bornstein, D., Byun, W., Mitchell, J., ... Erwin, H. (2011). Convergent validity of pedometer and accelerometer estimates of moderate-to-vigorous physical activity of youth. *Journal of Physical Activity and Health*, 8(Suppl. 2), S295-305.
- Benedict, F. (1924). Undernutrition in steers. *Journal of Animal Science*, 104-107.
- Bergman, R.J., Spellma, J.W., Hall, M.E., & Bergman, S.M. (2012). Is there a valid app for that? Validity of a free pedometer iPhone application. *Journal of Physical Activity and Health*, 9(5), 670-676.
- Bert, F., Giacometti, M., Gualano, M.R., & Siliquini, R. (2014). Smartphones and health promotion: A review of the evidence. *Journal of Medical Systems*, 38(1), 9995. doi:10.1007/s10916-013-9995-7
- Bhaskaran, K., Douglas, I., Forbes, H., dos-Santos-Silva, I., Leon, D.A., & Smeeth, L. (2014). Body-mass index and risk of 22 specific cancers: A population-based cohort study of 5.24 million UK adults. *The Lancet*, 384(9945), 755-765. doi:http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60892-8
- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 8, 307-310.
- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8(2), 135-160.
- Bleich, S.N., Wang, Y.C., Wang, Y., & Gortmaker, S.L. (2009). Increasing consumption of sugar-sweetened beverages among US adults: 1988-1994 to 1999-2004. *American Journal of Clinical Nutrition*, 89(1), 372-381. doi:10.3945/ajcn.2008.26883
- Bond, D.S., Thomas, J.G., Raynor, H.A., Moon, J., Sieling, J., Trautvetter, J., Leblond, T. & Wing, R.R. (2014). B-MOBILE – A smartphone-based

- intervention to reduce sedentary time in overweight/obese individuals: A within-subjects experimental trial. *PLoS ONE*, 9(6), e100821. doi:10.1371/journal.pone.0100821
- Boreham, C., & Riddoch, C. (2001). The physical activity, fitness and health of children. *Journal of Sports Science*, 19(12), 915-929. doi:10.1080/026404101317108426
- Bort-Roig, J., Gilson, N.D., Puig-Ribera, A., Contreras, R.S., & Trost, S.G. (2014). Measuring and influencing physical activity with smartphone technology: A systematic review. *Sports Medicine*, 44(5), 671-686. doi:10.1007/s40279-014-0142-5
- Boyce, G., Padmasekara, G., & Blum, M. (2012). Accuracy of mobile phone pedometer technology. *Journal of Mobile Technology in Medicine*, 1(2), 16-22. doi:10.7309/jmtm.13
- Brain, M., & Harris, T. (2015). *How GPS receivers work*. Retrieved online from <http://electronics.howstuffworks.com/gadgets/travel/gps.htm>
- Bray, S.R., & Born, H.A. (2004). Transition to University and vigorous physical activity: implications for health and psychological well-being. *Journal of American College Health*, 52, 181-188.
- Brazeau, A.S., Karelis, A.D., Mignault, D., Lacroix, M.J., Prud'homme, D., & Rabasa-Lhoret, R. (2011). Test-retest reliability of a portable monitor to assess energy expenditure. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 36(3), 339-343. doi:10.1139/h11-016
- Brodersen, N.H., Steptoe, A., Boniface, D.R., & Wardle, J. (2007). Trends in physical activity and sedentary behaviour in adolescence: ethnic and socioeconomic differences. *British Journal of Sports Medicine*, 41(3), 140-144. doi:10.1136/bjism.2006.031138.bjism.2006.031138
- Brooke, S., An, H.S., Kang, S.K., Noble, J., Berg, K., & Lee, J.M. (2016). Concurrent Validity of Wearable Activity Trackers in Free-living Conditions. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [Epub ahead of print]. doi: 10.1519/JSC.0000000000001571
- Bruton, A., Conway, J.H., & Holgate, S.T. (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2), 94-99.

- Buckworth, J., & Dishman, R.K. (2002). *Exercise Psychology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Byrne, R., & Eslambolchilar, P. (2010). Encouraging an Active Lifestyle with Personal Mobile Devices: Motivational Tools and Techniques. In: *Nudge & Influence Through Mobile Devices workshop (NIMD)*. Lisboa, Portugal. Retrieved online from <http://ceur-ws.org/Vol-690/paper1.pdf>
- Calabró, M.A., Lee, J.-M., Saint-Maurice, P.F., Yoo, H., & Welk, G.J. (2014). Validity of physical activity monitors for assessing lower intensity activity in adults. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *11*, 119. doi:10.1186/s12966-014-0119-7
- Calabró, M.A., Stewart, J.M., & Welk, G.J. (2013). Validation of pattern-recognition monitors in children using doubly labeled water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(7), 1313-1322. doi:10.1249/MSS.0b013e31828579c3.
- Calabró, M.A., Welk, G.J., & Eisenmann, J.C. (2009). Validation of the SenseWear Pro Armband algorithms in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(9), 1714-1720. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a071cf
- Cardon, G., & De Bourdeaudhuij, I. (2007). Comparison of pedometer and accelerometer measures of physical activity in preschool children. *Pediatric Exercise Science*, *19*, 205-214.
- Case, M.A., Burwick, H.A., Volpp, K.G., & Patel, M.S. (2015). Accuracy of smartphone applications and wearable devices for tracking physical activity data. *JAMA*, *313*(6), 625-626. doi:10.1001/jama.2014.17841
- Casey, M., Hayes, P.S., Glynn, F., O'laighin, G., Heaney, D., Murphy, A.W., & Glynn, L.G. (2014). Patients' experiences of using a smartphone application to increase physical activity: the SMART MOVE qualitative study in primary care. *British Journal of General Practice*, *64*(625), e500-8. doi:10.3399/bjgp14X680989
- Caspersen, C., Powell, K., & Christenson, G. (1985). Physical activity, exercise and physical fitness: definitions and distinctions for health related research. *Public Health Reports*, *100*, 126-135.

- Castro, C.M., & King, A.C. (2011). Telephone-assisted counseling for physical activity. *Exercise and Sport Sciences Review*, 30(2), 64-68.
- Catellier, D.J., & Muller, K.E. (2002). Sample size and power considerations in physical activity research. In G.J. Welk (Ed.), *Physical Activity Assessments for Health-Related Research* (pp. 93-103). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ceesay, S.M., Prentice, A.M., Day, K.C., Murgatroyd, P.R., Goldberg, G.R., Scott, W., & Spurr, G.B. (1989). The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry. *British Journal of Nutrition*, 61(2), 175-186.
- Chen, K.Y., & Bassett, D.R. (2005). The technology of accelerometry based activity monitors: Current and future. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(Suppl. 11), S490-500.
- Cheng, Q., Juen, J., Li, Y., Prieto-Centurion, V., Krishnan, J.A., & Schatz, B.R. (2013). *GaitTrack: Health monitoring of body motion from spatio-temporal parameters of simple smart phones*. Proceedings of the International Conference on Bioinformatics, Computational Biology and Biomedical Informatics, Washington DC, USA. Retrieved online from http://healthit.illinois.edu/wp-content/uploads/2013/08/acmbcbhis2013_GaitTrack.pdf
- Cliff, D.P., Reilly, J.J., & Okely, A.D. (2009). Methodological considerations in using accelerometers to assess habitual physical activity in children aged 0–5 years. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 557-567. doi:10.1016/j.jsams.2008.10.008
- Compher, C., Frankenfield, D., Keim, N., & Roth-Yousey, L. (2006). Best practice methods to apply to measurement of resting metabolic rate in adults: a systematic review. *Journal of American Dietetic Association*, 106(6), 881-903.
- Conroy, D.E., Yang, C., & Maher, J.P. (2014). Behavior change techniques in top-ranked mobile apps for physical activity. *American Journal of Preventive Medicine*, 46(6), 649-652. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amepre.2014.01.010>
- Consumer Reports (2011). *Top Treadmills and Ellipticals plus, Tips for a Smokin', Butt-Firming, Thigh-Toning Workout*. Retrieved online from <http://pressroom.consumerreports.org/pressroom/2011/12/my-entry-5.html>

- Cooper, A.R., Page, A.S., Wheeler, B.W., Griew, P., Davis, L., Hillsdon, M., & Jago, R. (2010). Mapping the walk to school using accelerometry with a Global Positioning System. *American Journal of Preventive Medicine*, 38(2), 178-183. doi:10.1016/j.amepre.2009.10.036
- Corder, K., Brage, S., & Ekelund, U. (2007). Accelerometers and pedometers: Methodology and clinical application. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 10, 597-603.
- Corder, K., Brage, S., Mattocks, C., Ness, A., Riddoch, C., Wareham, N.J., & Ekelund, U. (2007). Comparidson of two methods to assess PAEE during six activities in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(12), 2180-2188. doi:10.1249/mss.0b013e318150dff8
- Cosmed (2015a). *K4b2: Why limit your studies to the length of the cable?* Retrieved online from <http://www.cosmed.it/en/products/cardio-pulmonary-exercise-testing/k4-b2-mobile-cpet>
- Cosmed (2016b). *COSMED Bibliography*. Retrieved online from http://www.cosmed.it/images/pdf/bibliography/k4b2_Bibliography.pdf
- Costa, M., & Fazendeiro, P. (2014). A simple movement classification system for smartphones with accelerometer. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 276(2), 319-328. doi:10.1007/978-3-319-05948-8_31
- Cowan, L.T., van Wageningen, S.A., Brown, B.A., Hedin, R.J., Seino-Stephan, Y., Cougar Hall, P., & West, J.H. (2013). Apps of steel: are exercise apps providing consumers with realistic expectations? A content analysis of exercise apps for presence of behavior change theory. *Health Education and Behavior*, 40(2), 133-139. doi:10.1177/1090198112452126
- Crouter, S.E., Schneider, P.L., Karabulut, M., & Bassett, D.R.Jr. (2003). Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1455-1460.
- Dannecker, K.L., Sazonova, N.A., Melanson, E.L., Sazonov, E.S., & Browning, R.D. (2013). Comparison of energy expenditure estimation of several physical activity monitors. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 45(11), 2105-2112. doi:10.1249/MSS.0b013e318299d2eb

- Davis, C.A., Spence, J.C., Vandelanotte, C., Caperchione, C.M., & Mummery, W.K. (2012). Meta-analysis of internet-delivered interventions to increase physical activity levels. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *9*, 52. doi:10.1186/1479-5868-9-52
- Del Rosario, M.B., Redmond, S.J., & Lovell, N.H. (2015). Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors*, *15*, 18901-18933. doi:10.3390/s150818901
- Del Rosario, M.B., Wang, K., Wang, J., Liu, Y., Brodie, M., Delbaere, K., ..., Redmond, S.J. (2014). A comparison of activity in younger and older cohorts using a smartphone. *Physiological Measurement*, *35*, 2269-2286. doi:10.1088/0967-3334/35/11/2269
- Deloitte (2012). *mHealth in an mWorld.: How mobile technology is transforming health care*. UK: Deloitte Development LLC. Retrieved online from <http://www2.deloitte.com/content/dam/Deloitte/us/Documents/life-sciences-health-care/us-lhsc-mhealth-in-an-mworld-103014.pdf>
- Deterding, S., Sicart, M., Nacke, L., O'Hara, K., & Dixon, D. (2011). *Gamification: using game-design elements in non-gaming contexts*. Proceedings CHI EA '11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems (pp. 2425-2428). doi:10.1145/1979742.1979575
- Direito, A., Dale, L.P., Shields, E., Dobson, R., Whittaker, R., & Maddison, R. (2014). Do physical activity and dietary smartphone applications incorporate evidence-based behavior change techniques? *BMC Public Health*, *14*(646). doi:10.1186/1471-2458-14-646
- Dollman, J., Okely, A.D., Hardy, L., Timperio, A., Salmon, J., & Hills, A.P. (2009). A hitchhiker's guide to assessing young people's physical activity: Deciding what method to use. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *12*, 518-522. doi:10.1016/j.jsams.2008.09.007
- Donaire-Gonzalez, D., de Nazelle, A., Seto, E., Mendez, M., Nieuwenhuijsen, M.J., & Jerrett, M. (2013). Comparison of physical measures using mobile phone-based CalFit and Actigraph. *Journal of Medical Internet Research*, *15*(6), e111. doi:10.2196/jmir.2470

- Dorminy, C.A., Choi, L., Akohoue, S.A., Chen, K.Y., & Buchowski, M.S. (2008). Validity of a multisensor armband in estimating 24-h energy expenditure in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(4), 699-706. doi:10.1249/MSS.0b013e318161ea8f
- Doulamis, A., Pelekis, N., & Theodoridis, Y. (2012). *EasyTracker: An android application for capturing mobility behavior*. Proceedings of the 16th Panhellenic Conference on Informatics (pp. 357-362). Piraeus, Greece. doi:10.1109/PCi.2012.22
- Drenowatz, C., & Eisenmann, J.C. (2011). Validation of the SenseWear Armband at high intensity exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 111(5), 883-887. doi:10.1007/s00421-010-1695-0
- Duarte, L., Ribeiro, P., Guerreiro, T., & Carrico, L. (2014). Defining a design space for persuasive cooperative interactions in mobile exertion applications. *Collaboration and Technology*, 8658, 105-112.
- Duffey, K.J., Gordon-Larsen, P., Steffen, L.M., Jacobs, D.R., & Popkin, B.M. (2010). Drinking caloric beverages increases the risk of adverse cardiometabolic outcomes in the Coronary Artery Risk Development in Young Adults (CARDIA) Study. *American Journal of Clinical Nutrition*, 92(4), 954-959. doi:10.3945/ajcn.2010.29478
- Dumith, S.C., Hallal, P.C., Reis, R.S., & Kolh III, H.W., (2011). Worldwide prevalence of physical inactivity and its association with human development index in 76 countries, *Preventive Medicine*, 53(1-2), 24-28. doi:10.1016/j.ypmed.2011.02.017
- Duncan, M.J., Badland, H.M., & Mummery, W.K. (2009). Applying GPS to enhance understanding of transport-related physical activity. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 549-556. doi:10.1016/j.jsams.2008.10.010
- Duncan, M.J., Badland, H.M., & Schofield, G. (2009). Combining GPS with heart rate monitoring to measure physical activity in children: A feasibility study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 583-585. doi:10.1016/j.jsams.2008.09.010
- Duncan, S.J., Schofield, G., Duncan, E.K., & Hinckson, E.A. (2007). Effects of age, walking speed, and body composition on pedometer accuracy in children.

- Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78(5), 420-428.
doi:10.1080/02701367.2007.10599442
- Duncan, S., Stewart, T.I., Oliver, M., Mavoa, S., MacRae, D., Badland, H.M., & Duncan, M.J. (2013). Portable Global Positioning System receivers: Static validity and environmental conditions. *American Journal of Preventive Medicine*, 44(2), e-19-e29. <http://dx.doi.org/10.1016/j.amepre.2012.10.013>
- Duncan, S., White, K., Sa'ulilo, L., & Schofield, G. (2011). Convergent validity of a piezoelectric pedometer and an omnidirectional accelerometer for measuring children's physical activity. *Pediatric Exercise Science*, 23(3), 399-410.
- Eisenmann, J.C., Brisko, N., Shadrick, D., & Welsh, S. (2003). Comparative analysis of the Cosmed Quark b2 and K4b2 gas analysis systems during submaximal exercise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(2), 150-155.
- Ekelund, U., Ward, H.A., Norat, T., Luan, J., May, A.M., Weiderpass, E., Sharp, S.S., ..., Riboli, E. (2015). Physical activity and all-cause mortality across levels of overall and abdominal adiposity in European men and women: the European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition Study (EPIC). *American Journal of Clinical Nutrition*, 101(3), 613-621.
doi:10.3945/ajcn.114.100065
- ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2007). *Έρευνα χρήσης τεχνολογιών πληροφόρησης και επικοινωνίας από τα νοικοκυριά: Παιδιά και νέες τεχνολογίες*. Πειραιάς: ΕΛ.ΣΤΑΤ. Retrieved online from http://www.ictplus.gr/files/PDF%20FILES/NEES_TEXNOLOGIES_3.pdf
- ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2008). *Έρευνα χρήσης τεχνολογιών πληροφόρησης και επικοινωνίας από τα νοικοκυριά: Παιδιά και νέες τεχνολογίες*. Πειραιάς: ΕΛ.ΣΤΑΤ. Retrieved online from http://www.statistics.gr/portal/page/portal/ESYE/BUCKET/A1901/PressReleases/A1901_SFA20_DT_AN_00_2008_02_F_GR.pdf
- ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2012). *Έρευνα χρήσης τεχνολογιών πληροφόρησης και επικοινωνίας από τα νοικοκυριά: Νοικοκυριά και νέες τεχνολογίες – Σύνδεση στο διαδίκτυο από την κατοικία – Ευρωζωνικές συνδέσεις*. Πειραιάς: ΕΛ.ΣΤΑΤ. Retrieved online from

- http://www.statistics.gr/portal/page/portal/ESYE/BUCKET/A1901/PressReleases/A1901_SFA20_DT_AN_00_2012_01_F_GR.pdf
- ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2013). *Έρευνα χρήσης τεχνολογιών πληροφόρησης και επικοινωνίας από τα νοικοκυριά*. Πειραιάς: ΕΛ.ΣΤΑΤ. Retrieved online from http://www.kemel.gr/sites/default/files/files/13_esue_ereuna_khreses_tekhnologion_0.pdf
- ΕΛ.ΣΤΑΤ. (2014). *Έρευνα χρήσης τεχνολογιών πληροφόρησης και επικοινωνίας από τα νοικοκυριά*. Πειραιάς: ΕΛ.ΣΤΑΤ. Retrieved online from http://www.statistics.gr/portal/page/portal/ESYE/BUCKET/A1901/PressReleases/A1901_SFA20_DT_AN_00_2014_01_F_GR.pdf
- Erdogan, A., Cetin, C., Karatosun, H., & Baydar, M.L. (2010). Accuracy of the Polar S810i™ Heart Rate Monitor and the Sensewear Pro Armband™ to Estimate Energy Expenditure of Indoor Rowing Exercise in Overweight and Obese Individuals. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(3), 508-516.
- Ericsson (2014). *Ericsson mobility report: On the pulse of the networked society*. Retrieved online from <http://www.ericsson.com/res/docs/2014/ericsson-mobility-report-november-2014.pdf>
- Eston, R.G., Rowlands, A.V., & Ingledew, D.K. (1998). Validity of heart rate, pedometry and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of Applied Physiology*, 84, 362-371.
- Evenson, K.R., Goto, M.M., & Furberg, R.D. (2015). Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 12, 159. doi:10.1186/s12966-015-0314-1
- European Commission (2013). *Sport and physical activity (Special Eurobarometer 412)*. Brussels: European Commission. Retrieved online from http://ec.europa.eu/public_opinion/archives/ebs/ebs_412_en.pdf
- European Commission (2014). *Green paper on mobile Health*. Brussels: European Commission.
- Fanning, J., Mullen, S. P., & McAuley, E. (2012). Increasing physical activity with mobile devices: A meta-analysis. *Journal of Medical Internet Research*, 14(6), e161. doi:10.2196/jmir.2171

- Ferguson, T., Rowlands, A.V., Olds, T., & Maher, C. (2015). The validity of consumer-level, activity monitors in healthy adults worn in free-living conditions: a cross-sectional study. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *12*, 42. doi:10.1186/s12966-015-0201-9
- Ferreira, J., Rosario, R., Costa, A., & Paulo, N. (2013). Monitoring weight and physical activity using an Aml setting. *Distributed Computing and Artificial Intelligence: Advances in Intelligent Systems and Computing*, *217*, 291-298. doi:10.1007/978-3-319-00551-5_36
- Firstbeat Technologies (2012). *An energy expenditure estimation method based on heart rate measurement*. Firstbeat Technologies Ltd. Retrieved online from http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/Energy_Expenditure_Estimation.pdf
- Fjortoft, I., Kristoffersen, B., & Sageie, J. (2009). Children in schoolyards: Tracking movement patterns and physical activity in schoolyards using global positioning system and heart rate monitoring. *Landscape and Urban Planning*, *93*, 210-217. doi:10.1016/j.landurbplan.2009.07.008
- Fortune, E., Lugade, V., Morrow, M., & Kaufman, K. (2014). Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement – Part II: Step counts at a wide range of gait velocities. *Medical Engineering and Physics*, *36*, 659-669. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.006>
- Foster, D., Linehan, C., Kirman, B., Lawson, S., & James, G. (2010). *Motivating physical activity at work: Using persuasive social media for competitive step counting*. Proceedings of the 14th International Academic MindTrek Conference: Envisioning Future Media Environments (pp. 111-116). New York, NY.
- Fox, S., & Duggan, M. (2012). *Mobile Health 2012*. Washington D.C.: Pew Research Center's Internet & American Life Project. Retrieved online from http://www.pewinternet.org/~media/Files/Reports/2012/PIP_MobileHealth2012.pdf
- Freedson, P.S., & Miller, K. (2000). Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *71*(Suppl. 2), S21-29.

- Freedson, P.S., Pober, D., & Janz, K.F. (2005). Calibration of accelerometer output for children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(Suppl. 11), S523-530.
- Freito, Y., Bassett, D.R., Thompson, D.L., & Tyo, B.M. (2012). Effects of body mass index on step count accuracy of physical activity monitors. *Journal of Physical Activity and Health*, 9(4), 594-600.
- Fulk, G.D., Combs, S.A., Danks, K.A., Nirider, C.D., Raja, B., & Reisman, D.S. (2014). Accuracy of 2 activity monitors in detecting steps in people with stroke and traumatic brain injury. *Physical Therapy*, 94(2), 222-229. doi:10.2522/ptj.20120525
- Giannakidou, D.M., Kambas, A., Ageloussis, N., Fatouros, I., Christoforidis, C., Venetsanou, F., Douroudos, I., & Taxildaris, K. (2012). The validity of two Omron pedometers during treadmill walking is speed dependent. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 49-57. doi:10.1007/s00421-011-1951-y
- Gibbs-Smith, C.H. (1978). *The Inventions of Leonardo da Vinci*. London, UK: Phaidon Press Ltd.
- Glynn, L.G., Hayes, P.S., Casey, M., Glynn, F., Alvarez-Iglesias, A., Newell, J., Heaney, D., ... Murphy, A.W. (2014). Effectiveness of a smartphone application to promote physical activity in primary care: The SMART MOVE randomized controlled trial. *British Journal of General Practice*, 64(624), e384-e391. doi:10.3399/bjgp14X680461
- Gomez-Lopez, M., Gallegos, A.G., & Extremera, A.B. (2010). Perceived barriers by university students in the practice of physical activities. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 374-381.
- Goran, M.I. (1994). Application of the doubly labeled water technique for studying total energy expenditure in young children: A review. *Pediatric Exercise Science*, 6(1), 11-30.
- Graser, S.V., Groves, A., Prusak, K.A., & Pennington, T.R. (2011). Pedometer steps-per-minute, moderate intensity, and individual differences in 12-to 14-year-old youth. *Journal of Physical Activity and Health*, 8(2), 272-282.

- Graser, S.V., Pangrazi, R.P., & Vincent, W.J. (2009). Steps it up: Activity intensity using pedometers. *Journal of Physical Education, Recreation and Dance*, 80(1), 22-24.
- Griffiths, F., Lindenmeyer, A., Powell, J., Lowe, P., & Thorogood, M. (2006). Why are health care interventions delivered over the internet? A systematic review of the published literature. *Journal of Medical Internet Research*, 8(2), e10. doi:10.2196/jmir.8.2.e10
- Guo, F., Li, Y., Kankanhalli, M.S., & Brown, M.S. (2013). *An evaluation of wearable activity monitoring devices*. Proceedings of the 1st ACM International Workshop on Personal Data Meets Distributed Multimedia, Co-located with ACM Multimedia (pp. 31-34). <http://dx.doi.org/10.1145/2509352.2512882>
- Gusmer, R.J., Bosch, T.A., Watkins, A.N., Ostrem, J.D., & Dengel, D.R. (2014). Comparison of FitBit Ultra to ActiGraph GT1M for assessment of physical activity in young adults during treadmill walking. *The Open Sports Medicine Journal*, 8, 11-15.
- Halim, R. (2013). Unusual utilization of mobile technology in medicine. *Journal of Mobile Technology in Medicine*, 2(2), 1-2. doi:10.7309/jmtm.2.2.1
- Hall, C., Figueroa, A., Fernhall, B., & Kanaley, J.A. (2004). Energy expenditure of walking and running: Comparison with prediction equations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(12), 2128-2134. doi:10.1249/01.MSS.0000147584.87788.0E
- Hallal, P.C., Victora, C.G., Azevedo, M.R., & Wells, J.C. (2006). Adolescent physical activity and health: a systematic review. *Sports Medicine*, 36(12), 1019-1030.
- Halsey, L.G. (2011). The challenge of measuring energy expenditure: Current field and laboratory methods. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 158(3), 247-251. doi:10.1016/j.cbpa.2011.01.001
- Han, J.L., Dinger, M.K., Hull, H.R., Randall, N.B., Heesch, K.C., & Fields, D.A. (2008). Changes in women's physical activity during the transition to college. *American Journal of Health Education*, 39, 194-199.

- Hankinson, A.L., Daviglius, M.L., Bouchard, C., Carnethon, M., Lewis C.E., Schreiner, P.J., ... Sidney, S. (2010). Maintaining a high physical activity level over 20 years and weight gain. *JAMA*, 304(23), 2603-2610. doi:10.1001/jama.2010.1843
- Harrell, J.S., McMurray, R.G., Baggett, C.D., Pennell, M.L., Pearce, P.F., & Bangdiwala, S.I. (2005). Energy costs of physical activities in children and adolescents. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(2), 329-336. doi:10.1249/01.MSS.0000153115.33762.3F
- Harro, M., & Riddoch, C. (2000). Physical activity. In N. Armstrong & W. van Mechelen (Eds.), *Paediatric Exercise science and Medicine* (pp. 77-84). W. Oxford: Oxford University Press.
- Hart, T.L., Brusseau, T., Kulinna, P.H., McClain, J.J., & Tudor-Locke, C. (2011). Evaluation of low-cost, objective instruments for assessing physical activity in 10-11 year-old children. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(4), 600-609. doi:10.1080/02701367.2011.10599796
- Hasson, R.E., Haller, J., Pober, D.M., Staudenmayer, J., & Freedson, P.S. (2009). Validity of the Omron HJ-112 pedometer during treadmill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 805-809. doi:10.1249/MSS.0b013e31818d9fc2
- Hatano, Y. (1993). Use of the pedometer for promoting daily walking exercise. *International Council for Health, Physical Education, and Recreation*, 29, 4-8.
- Hatano, Y., & Tudor-Locke, C. (2001). *Pedometer-assessed physical activity: measurement and motivations*. Proceedings of the American College of Sports Medicine Annual Meeting. Baltimore, MD.
- Hauswirth, C., Bigard, A.X., & Le Chevalier, J.M. (1997). The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 18(6), 449-453.
- Heath, G.W., Parra, D.C., Sarmiento, O.L., Andersen, L.B., Owen, N., Goenka, S., Montes, F., & Brownson, R.C. (2012). Evidence-based intervention in physical activity: lessons from around the world. *Lancet*, 380(9838), 272-281. [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60816-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60816-2)

- Hebden, L., Cook, A., van der Ploeg, H.P., & Allman-Farinelli, M. (2012). Development of smartphone applications for nutrition and physical activity behavior change. *JMIR Research Protocols*, *1*(2), e9. doi:10.2196/resprot.2205
- Hebden, L., Cook, A., van der Ploeg, H.P., King, L., Bauman, A., & Allman-Farinelli, M. (2014). A mobile health intervention for weight management among young adults: A pilot randomised controlled trial. *Journal of Human Nutrition and Dietetics*, *27*(4), 322-323.
- Hekler, E.B., Buman, M.P., Grieco, L., Rosenberger, M., Winter, S.J., Haskell, W., & King, A.C. (2015). Validation of physical activity tracking via Android smartphones compared to ActiGraph accelerometer: Laboratory-based and free-living validation studies. *JMIR mHealth and uHealth*, *3*(2), e36. doi:10.2196/mhealth.3505
- Hickey, A.M., & Freedson, P.S. (2016). Utility of consumer activity trackers as an intervention tool in cardiovascular disease prevention and treatment. *Progress in Cardiovascular Diseases*, *58*(6), 613-619. doi: 10.1016/j.pcad.2016.02.006
- Hills, A.P., Mokhtar, N., & Byrne, N. (2014). Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Frontiers in Nutrition*, *1*, 5. doi:10.3389/fnut.2014.00005
- Hiremath, S.V., Ding, D., Farrington, J., Vyas, N., & Cooper, R.A. (2013). Physical activity classification utilizing SenseWear activity monitor in manual wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord*, *51*(9), 705-709. doi:10.1038/sc.2013.39
- Holm-Denoma, J.M., Joiner, T.E., Vohs, K.D., & Heatherton, T.F. (2008). The “freshman fifteen” (the “freshman five” actually): predictors and possible explanations. *Health Psychology*, *27*(Suppl. 1), S3-9.
- Holbrook, E.A., Barreira, T.V., & Kang, M. (2009). Validity and reliability of Omron pedometers for prescribed and self-paced walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(3), 670-674. doi:10.1249/MSS.0b013e3181886095
- Howley, E.T. (2001). Type of activity: resistance, aerobic and leisure versus occupational physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(Suppl. 6), S364-369.

- Huang, Y., Xu, J., Yu, B., & Shull, P.B. (2016). Validity of FitBit, Jawbone UP, Nike+ and other wearable devices for level and stair walking. *Gait & Posture*, 48, 36-41. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.04.025
- Hulley, S.B., Cummings, S.R., Browner, W.S., Grady, D., & Newman, T.B. (2013). *Designing clinical research: An epidemiologic approach* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- International Atomic Energy Agency (2009). *Assessment of body composition and total energy expenditure in humans using stable isotope techniques*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Janssen, I., Katzmarzyk, P.T., Boyce, W.F., Vereecken, C., Mulvihill, C., Roberts, C., Currie, C., & Pickett, W. (2005). Health behaviour in school-aged children obesity working group comparison of overweight and obesity prevalence in school-aged youth from 34 countries and their relationships with physical activity and dietary patterns. *Obesity Reviews*, 6(2), 123-132. doi:10.1111/j.1467-789X.2005.00176.x.OBR176
- Janssen, I., & Leblanc, A.G. (2010). Systematic review of the health benefits of physical activity and fitness in school-aged children and youth. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 7(40). doi:10.1186/1479-5868-7-40
- Jayalath, S., Abhayasinghe, N., & Murray, I. (2013). A gyroscope based accurate pedometer algorithm. *International conference on indoor positioning and indoor navigation* (Vol. 28, p. 31), Montbeliard, October 28-31.
- Jimmy, G., Seiler, R., & Mader, U., (2013). Comparing the validity and output of the GT1M and GT3X accelerometers in 5- to 9-year old children. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 17, 236-248. doi:10.1080/1091367X.2013.805140
- Johannsen, D.L., Calabro, M.A., Stewart, J., Franke, W., Rood, J.C., & Welk, G.J. (2010). Accuracy of Armband Monitors for Measuring Daily Energy Expenditure in Healthy Adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(11), 2134-2140. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e0b3ff
- Jones, A.M., & Doust, J.H. (1996). A 1% grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 321-327.

- Jones, A.P., Goombes, E.G., Griffin, S.J., & van Sluijs, E.M.F. (2009). Environmental supportiveness for physical activity in English schoolchildren: a study using Global Positioning Systems. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 6, 42. doi:10.1186/1479-5868-6-42
- Kaplan, E.D., & Hegarty, C. (2005). *Understanding GPS: Principles and applications* (2nd ed.). Norwood, MA: Artech House, Inc.
- Katch, V.L., McArdle, W.D., & Katch, F.I. (2011). *Essentials of Exercise physiology* (4th ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kenney, W.L., Wilmore, J.H., & Costill, D.L. (2012). *Physiology of sport and exercise* (5th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kim, Y., & Welk, G.J. (2015). Criterion validity of competing accelerometry-based activity monitoring devices. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 47(11), 2456-2463. doi:10.1249/MSS.0000000000000691
- Kimm, S., Glynn, N.W., McMahon, R.P., Voorhees, C.C., Striegel-Moore, R.H., & Daniels, S.R. (2006). Self-Perceived Barriers to Activity Participation among Sedentary Adolescent Girls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(3), 534-540.
- King, A.C., Hekler, E.B., Grieco, L.A., Winter, S.J., Sheats, J.L., Buman, M.P., ... Cirimele, J. (2016). Effects of three motivationally targeted mobile device applications on initial physical activity and sedentary behavior change in midlife and older adults: A randomized trial. *PLoS ONE*, 11(6), e0156370. doi:10.1371/journal.pone.0156370
- Kinnunen, T.I., Tennant, P.W.G., McParlin, C., Poston, L., Robson, S.C., & Bell, R. (2011). Agreement between pedometer and accelerometer in measuring physical activity in overweight and obese pregnant women. *BMC Public Health*, 11, 501. doi:10.1186/1471-2458-11-501
- Kirwan, M., Duncan, M.J., Vandelanotte, C., & Mummery, W.K. (2012). Using Smartphone Technology to Monitor Physical Activity in the 10,000 Steps Program: A Matched Case–Control Trial. *Journal of Medical Internet Research*, 14(2), e55. doi:10.2196/jmir.1950

- Klasnja, P. & Pratt, W. (2012). Healthcare in the pocket: Mapping the space of mobile-phone health interventions. *Journal of Biomedical Informatics*, 45(1), 184-198. doi:10.1016/j.jbi.2011.08.017
- Κλεισούρας, Β. (1991). *Εργομετρία: μέτρηση της μυϊκής προσπάθειας*. Αθήνα: Συμμετρία.
- Κλεισούρας, Β. (2007). *Εργοφυσιολογία*. Αθήνα: Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης.
- Koehler, K., Braun, H., De Marees, M., Fusch, G., Fusch, C. & Schaenzer, W. (2011). Assessing energy expenditure in male endurance athletes: Validity of the SenseWear Armband. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(7), 1328-1333. doi:10.1249/MSS.0b013e31820750f5
- Koezuka, N., Koo, M., Allison, K.R., Adlaf, E.M., Dwyer, J.J., Faulkner, G., & Goodman, J. (2006). The relationship between sedentary activities and physical inactivity among adolescents: results from the Canadian Community Health Survey. *Journal of Adolescent Health*, 39(4), 515-522. doi:10.1016/j.jadohealth.2006.02.005.S1054-139X(06)00059-0
- 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. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Kooiman, T.J.M., Dontje, M.L., Sprenger, S.R., Krijnen, W.P., van der Schans, C.P., & de Groot, M. (2015). Reliability and validity of ten consumer activity trackers. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 7, e24. doi:10.1186/s13102-015-0018-5
- Kornelsen, K., & Coulibaly, R. (2014). Comparison of interpolation, statistical, and data-driven methods for imputation of missing values in a distributed soil moisture dataset. *Journal of Hydrologic Engineering*, 19(1), 26-43. doi:10.1061/(ASCE)HE.1943-5584.0000767
- Krebs, P., & Duncan, D.T. (2015). Health app use among US mobile phone owners: A national survey. *JMIR mHealth and uHealth*, 3(4), e101. doi:10.2196/mhealth.4924
- Krenn, P.J., Titze, S., Oja, P., Jones, A., & Oligvie D. (2011). Use of Global Positioning Systems to study physical activity and the environment. *American*

- Journal of Preventive Medicine*, 41(5), 508-515.
doi:10.1016/j.amepre.2011.06.046
- Krishna, S., Boren, S.A., & Balas, E.A. (2009). Healthcare via cell phones: A systematic review. *Telemedicine Journal and E-Health*, 15(3), 231-240.
doi:10.1089/tmj.2008.0099
- Kulinna, P.H., Brusseau, T., Ferry, M., & Cothran, D. (2010). Preservice teachers' belief systems towards curricular outcomes for Physical Education. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81, 189–198.
- Kurpad, A.V., Raj, R., Maruthy, K.N., & Vaz, M. (2006). A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men. *European Journal of Clinical Nutrition*, 60, 32-40.
- LaPorte, R.E., Kuller, L.H., Kupfer, D.J., McPartland, R.J., Matthews, G., & Caspersen, C. (1979). An objective measure of physical activity for epidemiologic research. *American Journal of Epidemiology*, 109(2), 158-168.
- Lau, P.W.C., Lau, E.Y., Wong, D.P., & Ransdell, L. (2011). A systematic review of information and communication technology-based interventions for promoting physical activity behavior change in children and adolescents. *Journal of Medical Internet Research*, 13(3), e48. doi:10.2196/jmir.1533
- Laurson, K.R., Welk, G.J., & Eisenmann, J.C. (2015). Estimating physical activity in children: Impact of pedometer wear time and metric. *Journal of Physical Activity and Health*, 12, 124-131. <http://dx.doi.org/10.1123/jpah.2013-0111>
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet J.L., & Noury-Desvaux, B. (2007). Study of human outdoor walking with a low-cost GPS and simple spreadsheet analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1570-1578.
- Lee, C., & Li, L. (2014). Demographic, physical activity, and route characteristics related to school transportation: an exploratory study. *American Journal of Health Promotion*, 28(Suppl. 3), S77-88. doi:10.4278/ajhp.130430-QUAN-211
- Lee, J.-M. (2013). *Validity of consumer-based physical activity monitors and calibration of smartphone for prediction of physical activity energy expenditure*. Doctoral Dissertation, Iowa State University, Ames, Iowa.

- Retrieved online from
<http://lib.dr.iastate.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=4487&context=etd>
- Lee, J.-M., Jones, G., An, H.-S., Kim, J., & Dinkel, D.M. (2015). How accurate are wearable activity trackers for measuring steps? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47, 112. doi:10.1249/01.mss.0000476716.96491.f0
- Lee, J.-M., Kim, Y., & Welk, G.J. (2014). Validity of consumer-based physical activity monitors. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 46(9), 1840-1848. doi:10.1249/MSS.0000000000000287
- Lee, J.-M., Kim, Y., Bai, Y., Gaesser, G.A., & Welk, G.J. (2014). Validation of the SenseWear Mini armband in children during semi-structured activity settings. *Journal of Science and Medicine in Sport*.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2014.10.004>
- Lee, J.-M., Kim, Y., & Welk, G.J. (2014). Validity and utility of consumer-based physical activity monitors. *ACSM's Health and Fitness Journal*, 18(4), 16-21.
- Lee, J.-M., Kim, Y., Kwon, Y., Derrick, T.R., & Welk, G.J. (2015). Feasibility of calibrating smartphone to access physical activity. *The Korean Journal of Measurement and Evaluation in Physical Education and Sport Science*, 17(3), 1-10.
- Lee, K., Kim, J.Y., Putti, K., Bennett, D.H., Cassady, D., & Hertz-Picciotto, I. (2009). Use of portable Global Positioning System (GPS) devices in exposure analysis for time-location measurement. *Korean Journal of Environmental Health Sciences*, 35(6), 461-467. doi:10.5668/JEHS.2009.35.6.461
- Lee, M.H., Kim, J., Jee, S.H., & Yoo, S.K. (2011). Integrated solution for physical activity monitoring based on mobile phone and PC. *Healthcare Informatics Research*, 17(1), 76-86. doi:10.4258/hir.2011.17.1.76
- Leek, J.T., & Peng, R.D. (2015). Statistics: P values are just the tip of the iceberg. *Nature*, 520(7549), 612. doi: 10.1038/520612a
- Leong, J.Y., & Wong, J.E. (2016). Accuracy of three Android-based pedometer applications in laboratory and free-living settings. *Journal of Sports Sciences* (published online: 07 Mar 2016).
<http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1154592>

- Leslie, E., Fotheringham, M.J., Owen, N., & Bauman, A. (2001). Age-related differences in physical activity levels of young adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 255-258.
- Liang, Y., Zhou, X., Yu, Z., Guo, B., & Yang, Y. (2012). Energy efficient activity recognition based on low resolution accelerometer in smartphones. *Advances in Grid and Pervasive Computing*, 7296, 122-136. doi:10.1007/978-3-642-30767-6_11
- Lifson, N., Gordon, G.B., & McClintock, R. (1955). Measurement of total carbon dioxide production by means of D₂¹⁸O. *Journal of Applied Physiology*, 7, 704-709.
- Lifson, N., Gordon, G.B., Visscher, M.B., & Nier, A.O. (1949). The fate of utilised molecular oxygen and the source of oxygen of respiratory carbon dioxide studied with the aid of heavy oxygen. *Journal of Biological Chemistry*, 180, 803-811.
- Livingstone, M.B., Coward, W.A., Prentice, A.M., Davies, P.S., Strain, J.J., McKenna, P.G., ... Kerr, M.J. (1992). Daily energy expenditure in free-living children: comparison of heart-rate monitoring with the doubly labelled water (2H₂(18)O) method. *American Journal of Clinical Nutrition*, 56(2), 343-352.
- Livingstone, M.B.E., Prentice, A.M., Coward, W.A., Ceesay, S.M., Strain, J.J., McKenna, P.G., ... Hickey, R.J. (1990). Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labelled water method and heart-rate monitoring. *American Journal of Clinical Nutrition*, 52, 59-65.
- Loewy, J., Chang, Y.-H., & Maheswaran, R. T. (2012). TrackIt: A Team-Based Application for Health and Wellness Monitoring. In: *AAAI Spring Symposium: Self-Tracking and Collective Intelligence for Personal Wellness*, AAAI, pp. 37-38. Retrieved online from <http://www.aaai.org/ocs/index.php/SSS/SSS12/paper/viewFile/4341/4677>
- Lof, M., Henriksson, H., & Forsum, E. (2013). Evaluations of Actiheart, IDEEA® and RT3 monitors for estimating activity energy expenditure in free-living women. *Human and Clinical Nutrition*, 2, e31. doi:10.1017/jns.2013.18

- Loprinzi, P.D., & Cardinal, B.J. (2011). Measuring children's physical activity and sedentary behaviors. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 9(1), 15-23. [http://dx.doi.org/10.1016/S1728-869X\(11\)60002-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1728-869X(11)60002-6)
- Lowe, S.A., & Ólaighin, G. (2012). The age of the virtual trainer. *Procedia Engineering*, 34, 242-247. doi:10.1016/j.proeng.2012.04.042
- Lowe, S.A., & Ólaighin, G. (2014). Monitoring human health behaviour in one's living environment: a technological review. *Medical Engineering and Physics*, 36(2), 147-168. doi:10.1016/j.medengphy.2013.11.010
- Lox, C., Ginis, K.M., & Petruzzello, S.J. (2010). *The Psychology of Exercise: Integrating Theory and Practice* (3rd ed.). Scottsdale: Holcomb Hathaway Publishers.
- Lu, F., Turner, K., & Myrphy, B. (2013). *Reducing adolescent obesity with a mobile fitness application: Study results of youth age 15 to 17*. Proceedings of the 15th International Conference on e-Health Networking, Applications & Services (pp. 554-558). Lisbon, Portugal: Healthcom. doi:10.1109/HealthCom.2013.6720738
- Lubans, D.R., Morgan, P.J., & Tudor-Locke, C. (A systematic review of studies using pedometers to promote physical activity among youth. *Preventive Medicine*, 48, 307-315. doi:10.1016/j.ypmed.2009.02.014
- Lyons, E.J., Lewis, Z.H., Mayrsohn, B.G., & Rowland, J.L. (2014). Behavior change techniques implemented in electronic lifestyle activity monitors: A systematic content analysis. *Journal of Medical Internet Research*, 16(8), e192. doi:10.2196/jmir.3469
- Macfarlane, D.J. (2001). Automated metabolic gas analysis systems: A review. *Sports Medicine*, 31(12), 841-861.
- Macfarlane, D.J., Lee, C.C.Y., Ho, E.Y.K., Chan, K.L., & Chan, D. (2006). Convergent validity of six methods to assess physical activity in daily life. *Journal of Applied Physiology*, 101, 1328-1334. doi:10.1152/jappphysiol.00336.2006
- Maddison, R., Jiang, Y., Vander Hoorn, S., Exeter, D., Ni Mhurchu, C., & Dorey, E. (2010). Describing patterns of physical activity in adolescents using global

- positioning systems and accelerometry. *Pediatric Exercise Science*, 22, 392-407.
- Maddison, R., & Ni Mhurchu, C. (2009). Global positioning system: a new opportunity in physical activity measurement. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 6, 73. doi:10.1186/1479-5868-6-73
- Maffeis, C., Pinelli, L., Zaffanello, M., Schena, F., Iacumin, P., & Schutz, Y. (1995). Daily energy expenditure in free-living conditions in obese and non-obese children: comparison of doubly labelled water (2H₂(18)O) method and heart-rate monitoring. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders*, 19(9), 671-677.
- Mahendran, N. (2013). *Validity and reliability of accelerometers and GPS to measure community ambulation after stroke*. Proceedings of the ISPGR/Gait and Mental Function 2nd Joint World Congress (p. 58). Akita, Japan.
- Mahendran, N., Downie, E.N.P., Kuys, S., & Brauer, S. (2013). The validity and reliability of accelerometers and GPS for the purpose of free-living community ambulation measurement post-stroke. *International Journal of Stroke (special issue SMART STROKES 2013 CONFERENCE. Risk, Recovery & Reorganisation 9th Australasian Nursing & Allied Health Stroke Conference)*, 8(Suppl. 2), 12. Queensland, Australia
- Mallula, C.L. (2010). *Comparing Garmin Forerunner 405CX GPS and Nike+ iPod to accurately measure energy expenditure, distance and speed of overground running*. Master's Thesis, Department of Health, Physical Education, Recreation and Dance, Cleveland State University. Retrieved online from http://rave.ohiolink.edu/etdc/view?acc_num=csu1273708884
- Marshall, S.J., Levy, S.S., Tudor-Locke, C.E., Kolkhorst, F.W., Wooten, K.M., Ji, M., ... Ainsworth, B.E. (2009). Translating physical activity recommendations into pedometer-based step goal. *American Journal of Preventive Medicine*, 36(5), 410-415. doi:10.1016/j.amepre.2009.01.021
- Mattila, J., Ding, H., Mattila, E., & Sarela, A. (2009). *Mobile tools for home-based cardiac rehabilitation based on heart rate and movement activity analysis*. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE

- Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 6448-6452). Minneapolis, MN: IEEE publications. doi:10.1109/IEMBS.2009.5333540
- Maynard, L.A. (1962). Wilbur O. Atwater - a biographical sketch (May 3, 1844-October 6, 1907). *The Journal of Nutrition*, 78, 3-9.
- Mayrsohn, B., & Khalil, G. (2014). Games for Health. In R. Krohn & D. Metcalf (Eds.), *mHealth Innovation: Best Practices from the Mobile Frontier* (pp. 85-94). Chicago, IL: HIMSS.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., & Katch, V.L. (2010). *Exercise physiology: Nutrition, energy, and human performance* (7th ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- McClain, J.J., & Tudor-Locke, C. (2009). Objective monitoring of physical activity in children: considerations for instrument selection. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 526-533. doi:10.1016/j.jsams.2008.09.012
- McKeon, M., Slevin, E., & Taggart, L. (2013). A pilot survey of physical activity in men with an intellectual disability. *Journal of Intellectual Disability*, 17(2), 157-167. doi:10.1177/1744629513484666
- McLaughlin, J.E., King, G.A., Howley, E.T., Bassett, D.R.Jr., & Ainsworth, B.E. (2001). Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *International Journal of Sports Medicine*, 22(4), 280-284.
- McNamara, E., Hudson, Z., & Taylor, S.J.C. (2010). Measuring activity levels of young people: The validity of pedometers. *British Medical Bulletin*, 95, 121-137. doi:10.1093/bmb/ldq016
- Melanson, E.L., Knoll, J.R., Bell, M.L., Donahoo, W.T., Hill, J.O., Nysse, L.J., ... Levine, J.A. (2004). Commercially available pedometers: considerations for accurate step counting. *Preventive Medicine*, 39, 361-368. doi:10.1016/j.ypmed.2004.01.032
- Menaspa, P., Impellizzeri, F.M., Haakonssen, E.C., Martin, D.T., & Abbiss, C.R. (2014). Consistency of commercial devices for measuring elevation gain. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(5), 884-886. doi:10.1123/ijsp.2013-0232
- Μηλιώνης, Χ., & Μπαλτά, Β. (2001). Η επικοινωνιακή διάσταση της εκπαιδευτικής διαδικασίας και ο ρόλος των Νέων Τεχνολογιών. Σε Β.

- Μακράκης (Ed.), *Νέες τεχνολογίες στην Εκπαίδευση και στην Εκπαίδευση από Απόσταση* (σ. 346-358). Ρέθυμνο: Εκδόσεις Άτροπος.
- Miao, F., He, Y., Liu, J., Li, Y., & Ayoola, I. (2015). Identifying typical physical activity on smartphone with varying positions and orientations. *BioMedical Engineering OnLine*, *14*, 32. doi:10.1186/s12938-015-0026-4
- Michael, Y., McGregor, E.M., Allen, J., & Fickas, S. (2008). Observing outdoor activity using Global Positioning System-enabled cell phones. *Smart Homes and Health Telematics: Lecture Notes in Computer Science*, *5120*, 177-184. doi:10.1007/978-3-540-69916-3_21
- Middelweerd, A., Mollee, J.S., van der Wal, C.N., Brug, J., & te Velde, S.J. (2014). Apps to promote physical activity among adults: A review and content analysis. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *11*(97), 1-9. doi:10.1186/s12966-014-0097-9
- Mitchell, E., Monaghan, D., & O'Connor, N.E. (2013). Classification of sporting activities using smartphone accelerometers. *Sensors*, *13*, 5317-5337. doi:10.3390/s130405317
- Mokdad, A.H., Marks, J.S., Stroup, D.F., & Gerberding, J.L. (2004). Actual causes of death in the United States, 2000. *JAMA*, *291*(10), 1238-1245.
- Montgomery, P.G., Green, D.J., Etxebarria, N., Pyne, D.B., Saunders, P.U., & Minahan, C.L. (2009). Validation of heart rate monitor-based predictions of oxygen uptake and energy expenditure. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(5), 1489-1495. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a392777
- Montoye, H.J., Kemper, H.C.G., Saris, W.H.M., & Washburn, R.A. (1996). *Measuring physical activity and energy expenditure*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Montoye, H.J., Washburn, R., Servais, S., Ertl, A., Webster, J.G., & Nagle, F.J. (1983). Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *15*(5), 403-407.
- Murakami, H., Kawakami, R., Nakae, S., Nakata, Y., Ishikawa-Takata, K., & Miyachi, M. (2016). Accuracy of wearable devices for estimating total energy expenditure: Comparison with metabolic chamber and doubly labeled water

- method. *JAMA Internal Medicine*, 176(5), 702-703.
doi:10.1001/jamainternmed.2016.0152
- Nakae, S., Oshima, Y., & Ishii, K. (2008). Accuracy of spring-levered and piezo-electric pedometers in primary school Japanese children. *Journal of Physiological Anthropology*, 27(5), 233-239. doi:10.2114/jpa2.27.233
- NASPE (2009). *Appropriate use of instructional technology in physical education*. Reston, VA: NASPE. Retrieved online from <http://www.shapeamerica.org/advocacy/positionstatements/pe/loader.cfm?csModule=security/getfile&pageid=4679>
- NASPE (2010). *Appropriate use of fitness measurement*. Reston, VA: NASPE. Retrieved online from <http://www.shapeamerica.org/advocacy/positionstatements/pe/upload/Appropriate-Uses-of-Fitness-Measurement.pdf>
- NCD Risk Factor Collaboration (2016). Trends in adult body-mass index in 200 countries from 1975 to 2014: A pooled analysis of 1698 population-based measurement studies with 19.2 million participants. *The Lancet*, 387(10026), 1377-1396. [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30054-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30054-X)
- Nechuta, S.J., Shu, X.O., Yang, G., Cai, H., Gao, Y., Li, H., Xiang, Y., & Zheng, W. (2015). Mortality from all causes, cardiovascular disease, and cancer among middle-aged and older Chinese women. *Cancer Epidemiology, Biomarkers and Prevention*, 24(8), 1-7. doi:10.1158/1055-9965.EPI-15-0253
- Nelson, M.B., Kaminsky, L.A., Dickin, D.C., & Montoye, A.H.K. (2016). Validity of consumer-based physical activity monitors for specific activity types. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(8), 1619-1628. doi:10.1249/MSS.0000000000000933
- Newton Jr, R.L., Marker, A.M., Allen, H.R., Machtmes, R., Han, H., Johnson, W.D., ... Church, T.S. (2014). Parent-targeted mobile phone intervention to increase physical activity in sedentary children: Randomized pilot trial. *JMIR mHealth and uHealth*, 2(4), e48. doi:10.2196/mhealth.3420
- Ng, M., Fleming, T., Robinson, M., Thompson, B., Graetz, N., Margono, C., ..., Gakidou, E. (2014). Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980–2013: A systematic analysis for

- the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*, 384(9945), 766-781.
[http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)60460-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60460-8)
- Nielsen (2013). *The mobile consumer: A global snapshot February 2013*. New York, USA: Nielsen Holdings N.V. Retrieved online from <http://www.nielsen.com/content/dam/corporate/uk/en/documents/Mobile-Consumer-Report-2013.pdf>
- Nolan, M., Mitchell, J.R., & Doyle-Baker, P.K. (2014). Validity of the Apple iPhone/iPod Touch as an accelerometer-based physical activity monitor: A proof-of-concept study. *Journal of Physical Activity and Health*, 11, 759-769.
<http://dx.doi.org/10.1123/jpah.2011-0336>
- Noor, M.N., Yahaya, A.S., Ramli, N.A., & Al Bakri, A.M.M. (2013). Filling missing data using interpolation methods: Study on the effect of fitting distribution. *Engineering Materials*, 594-595, 889-895.
 doi:10.4028/www.scientific.net/KEM.594-595.889
- Norazian, M.N., Al Bakri, A.M.M., Shukri, Y.A., & Azam, R.N. (2008). *Estimating missing data using interpolation technique: Effects on fitting distributions*. Proceedings of the MUCET2008: Malaysian Technical Universities Conference on Engineering and Technology (pp. 1-6). Perlis, Malaysia. Retrieved online from http://www.academia.edu/208146/Estimating_Missing_Data_Using_Interpolation_Technique_Effects_on_Data_Distributions
- Oliver, M., Schofield, G.M., & Kolt, G.S. (2007). Physical activity in preschoolers. *Sports Medicine*, 37(12), 1045-1070.
- Oner, M., Pulcifer-Stump, J.A., Seeling, P., & Kaya, T. (2012). Towards the run and walk activity classification through step detection-an android application. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Annual international conference of the IEEE (pp. 1980-1983). San Diego, CA: IEEE.
 doi:10.1109/EMBC.2012.6346344
- Oppenheim, A.V., Willsky, A.L., & Young, W.T. (1983). *Signals and Systems*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

- Orr, K., Howe, H.S., Omran, J., Smith, K.A., Palmateer, T.M., Ma, A.E., & Faulkner, G. (2015). Validity of smartphone pedometer applications. *BMC Research Notes*, 8, 733. doi:10.1186/s13104-015-1705-8
- Ozdalga, E., Ozdalga, A., & Ahuja, N. (2012). The smartphone in medicine: A review of current and potential use among physicians and students. *Journal of Medical Internet Research*, 14(5), e128. doi:10.2196/jmir.1994
- Padmasekara, G. (2014). Fitness apps, a valid alternative to the gym: A pilot study. *Journal of Mobile Technology in Medicine*, 3(1), 37-45. doi:10.7309/jmtm.3.1.6
- Pagoto, S., & Bennett, G.G. (2013). How behavioral science can advance digital health. *Translational Behavioral Medicine*, 3(3), 271-276.
- Pande, A., Zeng, Y., Das, A.K., Mohapatra, P., Miyamoto, S., Seto, E., ... Han, J.J. (2013). Energy expenditure estimation with smartphone body sensors. *BodyNets '13 Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks*, 8-14. doi:10.4108/icst.bodynets.2013.253699
- Park, W., Lee, V.J., Ku, B., & Tanaka, H. (2014). Effect of walking speed and placement position interactions in determining the accuracy of various newer pedometers. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 12, 31-37. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jesf.2014.01.003>
- Parr, B.B., Strath, S.J., Bassett, D.R., & Howley, E.T. (2001). Validation of the Cosmed K4b2 portable metabolic measurement system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(Suppl. 5), S300. Retrieved online from <http://www.fitnessoptions.cl/doc/K4B2.pdf>
- Pellegrini, C.A., Duncan, J.M., Moller, A.C., Buscemi, J., Sularz, A., DeMott, A., ... Soring, B. (2012). A smartphone-supported weight loss program: design of the ENGAGED randomized controlled trial. *BMC Public Health*, 12(1041). doi:10.1186/1471-2458-12-1041
- Pellegrini, C.A., Verba, S.D., Otto, A.D., Helsel, D.L., Davis, K.K., & Jakicic, J.M. (2012). The comparison of a technology-based system and an in-person behavioral weight loss intervention. *Obesity (Silver Spring)*, 20(2), 356-363. doi:10.1038/oby.2011.13

- Pereira, M.A., Kartashov, A.I., Ebbeling, C.B., van Horn, L., Slattery, M.L., Jacobs, D.R., & Ludwig, D.S. (2005). Fast-food habits, weight gain, and insulin resistance (the CARDIA study): 15-year prospective analysis. *Lancet*, 365(9453), 36-42. doi:10.1016/S0140-6736(04)17663-0
- Polzien, K.M., Jakicic, J.M., Tate, D.F., & Otto, A.D. (2007). The efficacy of a technology-based system in a short-term behavioral weight loss intervention. *Obesity (Silver Spring)*, 15(4), 825-830.
- Rabin, C., & Bock, B. (2011). Desired features of smartphone applications promoting physical activity. *Telemedicine Journal and e-Health*, 17(10), 801-803. doi:10.1089/tmj.2011.0055
- Rainie, L. (2010). *Pew Internet & American Life Project: Internet, broadband, and cell phone statistics*. Retrieved online from http://www.pewinternet.org/files/old-media/Files/Reports/2010/PIP_December09_update.pdf
- Reither, E.N., & Hauser, R.M., & Yang, Y. (2009). Do birth cohorts matter? Age-period-cohort analyses of the obesity epidemic in the United States. *Social Science and Medicine*, 69(10), 1439-1448. doi:10.1016/j.socscimed.2009.08.040
- Rosenkranz, R.R., Rosenkranz, S.K., & Weber, C. (2011). Validity of the Actical accelerometer step-count function in children. *Pediatric Exercise Science*, 23(3), 355-365.
- Roth, P.L. (1994). Missing data: A conceptual review for applied psychologists. *Personnel Psychology*, 47(3), 537-560.
- Rowlands, A.V. (2007). Accelerometer assessment of physical activity in children: An update. *Pediatric Exercise Science*, 19, 252-266.
- Rowlands, A.V., & Eston, R.G. (2007). The measurement and interpretation of children's physical activity. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 270-276.
- Rowlands, A.V., Ingledew, D.K., & Eston, R.G. (2000). The effect of type of activity measure on the relationship between body fatness and habitual physical activity in children: A meta-analysis. *Annals of Human Biology*, 27, 479-497.

- Rowlands, A.V., Stone, M.R., & Eston, R.G. (2007). Influence of speed and step frequency during walking & running on motion sensor output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 716-727.
- Ruder Finn (2013). *mHealth Report*. New York, NY: Ruder Finn.
- Ryan, J.M., Walsh, M., & Gormley, J. (2014). A comparison of three accelerometry-based devices for estimating energy expenditure in adults and children with cerebral palsy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 116. doi:10.1186/1743-0003-11-116
- Sama, P.R., Eapen, Z.J., Weinfurt, K.P., Shah, B.R., & Schulman, K.A. (2014). An evaluation of mobile health application tools. *JMIR mHealth and uHealth*, 2(2), e19. doi:10.2196/mhealth.3088
- Saunders, T.J., Gray, C.E., Borghese, M.M., McFarlane, A., Mbonu, A., Ferraro, Z.M., & Tremblay, M.S. (2014). Validity of SC-StepRx pedometer-derived moderate and vigorous physical activity during treadmill walking and running in a heterogeneous sample of children and youth. *BMC Public Health*, 14, 519. doi:10.1186/1471-2458-14-519
- Schoeller, D.A., & Hnilicka, J.M. (1996). Reliability of the doubly labeled water method for the measurement of total daily energy expenditure in free-living subjects. *Journal of Nutrition*, 126, S348-S354.
- Schoeller, D.A., Ravussin, E., Schutz, Y., Acheson, K.J., Baertschi, P., & Jequier, E. (1986). Energy expenditure by doubly labelled water: validation in humans and proposed calculation. *American Journal of Physiology*, 250(Suppl. 5), R823-R830.
- Schoeller, D.A., & van Santen, E. (1982). Measurement of energy expenditure in humans by doubly labeled water method. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 53(4), 955-959.
- Schneider, P.L., Couter, S.C., & Bassett, D.R. (2003). Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 331-335. doi:10.1249/01.MSS.0000113486.60548.E9

- Schneider, P.L., Couter, S.C., Lukajic, O., & Bassett, D.R. (2003). Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1779-1784.
- Schrack, J.A., Simonsick, E.M., & Ferrucci, L. (2010). Comparison of the Cosmed K4b2 Portable Metabolic System in Measuring Steady-State Walking Energy Expenditure. *PLoS ONE*, 5(2), e9292. doi:10.1371/journal.pone.0009292
- Schutz, Y., & Chambaz, A. (1997). Could a satellite-based navigation system (GPS) be used to assess the physical activity of individuals on earth? *European Journal of Clinical Nutrition*, 51, 338-339.
- SenseWear Bodymedia (2015). *Bibliography: Validation and comparison studies*. Retrieved online from <http://SenseWear.bodymedia.com/SenseWear-Studies/SW-Bibliography>
- Sheikh, A.A., Ganai, P.T., Malik, N.A., & Dar, K.A. (2013). Smartphone: Android vs iOS. *The SIJ Transactions on Computer Science Engineering & its Applications (CSEA)*, 1(4), 141-148.
- Shneiderman, B., & Plaisant, C. (2009). *Designing the user interface: Strategies for effective human - computer interaction* (5th ed.). New York: Prentice Hall.
- Shoab, M., Bosch, S., Incel, O.D., Scholten, H., & Havinga, P.J.M. (2014). Fusion of smartphone motion sensors for physical activity recognition. *Sensors*, 14, 10146-10176. doi:10.3390/s140610146
- Silva, P.A., Holden, K., & Nii, A. (2014). Smartphones, smart seniors, but not-so-smart apps: A heuristic evaluation of fitness apps. *Foundations of Augmented Cognition. Advancing Human Performance and Decision-Making through Adaptive Systems: Lecture Notes in Computer Science*, 8534, 347-358. doi:10.1007/978-3-319-07527-3-33
- Sinclair, K.M., Hamlin, M.J., & Steel, G.D. (2005). Physical activity levels of first-year New Zealand university students: A pilot study. *Youth Studies Australia*, 24, 38-42.
- Sirard, J.R., & Pate, R.R. (2001). Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports Medicine*, 31(6), 439-454.

- Slaughter, M.H., Lohman, T.G., Boileau, R.A., Horswill, C.A., Stillman, R.J., Van Loan, M.D., & Bembien, D.A. (1988). Skinfold equations for estimating of body fatness in children and youth. *Human Biology*, *60*, 709-723.
- Slinde, F., Bertz, F., Winkvist, A., Ellegård, L., Olausson, H., & Brekke, H.K. (2013). Energy expenditure by multisensor armband in overweight and obese lactating women validated by doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring)*, *21*(11), 2231-2235. doi:10.1002/oby.20363
- Slotmaker, S.M., Chinapaw, M.J., Seidell, J.C., van Mechelen, W., & Schuit, A.J. (2015). Accelerometers and Internet for physical activity promotion in youth? Feasibility and effectiveness of a minimal intervention. *Preventive Medicine*, *51*(1), 31-36.
- Smith, J.D., & Schroeder, C.A. (2010). Pedometer accuracy in elementary school children while walking, skipping, galloping, and sliding. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *14*(2), 92-103. doi:10.1080/10913671003715540
- Smith, J.J., Morgan, P.J., Plotnikoff, R.C., Dally, K.A., Salmon, J., Okely, A.D., Finn, T.L., & Lubans, D.R. (2014). Smart-phone obesity prevention trial for adolescent boys in low-income communities: The ATLAS RCT. *Pediatrics*, *134*(3), e723-e731. doi:10.1542/peds.2014-1012
- Smith, K.M., Lanningham-Foster, L.M., Welk, G.J., & Campbell, C.G. (2012). Validity of the SenseWear® Armband to predict energy expenditure in pregnant women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *44*(10), 2001-2008. doi:10.1249/MSS.0b013e31825ce76f
- Smolander, J., Ajoviita, M., Juuti, T., Nummela, A., & Rusko, H. (2011). Estimating oxygen consumption from heart rate and heart rate variability without individual calibration. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *31*(4), 266-271. doi:10.1111/j.1475-097X.2011.01011.x
- Specht, M., & Szot, T. (2012). Accuracy analysis of GPS sport receivers in dynamic measurements. *Annual of Navigation*, *19*, 165-176. doi:10.2478/v10367-012-0013-9
- Spillers, F., & Asimakopoulos, S. (2014). Does social user experience improve motivation for runners? A diary study comparing mobile health applications.

- Design, User Experience, and Usability: Experience Design Practice*, 8520(4), 358-369. doi:10.1007/978-3-319-07638-6_35
- Starling, R.D. (2002). Use of doubly labelled water and indirect calorimetry to assess physical activity. In G.J. Welk (Ed.), *Physical activity assessments for health-related research* (pp. 197-209). Champaign, IL: Human Kinetics Publisher, Inc.
- Stephens, J., & Allen, J. (2013). Mobile phone interventions to increase physical activity and reduce weight: A systematic review. *Journal of Cardiovascular Nursing*, 28(4), 320-329. doi:10.1097/JCN.0b013e318250a3e7
- Stevens, C.J., & Bryan, A.D. (2012). Rebranding exercise: There's an App for that. *American Journal of Health Promotion*, 27(2), 69-70. doi:10.4278/ajhp.120711-CIT-338
- Stopher, P.R., Fitzgerald, C., & Zhang, J. (2008). Search for a global-positioning system device to measure person travel. *Transportation Research-Part C Emerging Commercial Technologies*, 42(4), 418-420.
- Stragier, J., & Mechant, P. (2013). *Mobile fitness apps: Profiling Runkeeper users*. Proceedings of the Annual meeting of International Society for Behavioral Nutrition and Physical Activity. Ghent, Belgium. Retrieved online from <http://hdl.handle.net/1854/LU-4100168>
- Stragier, J., Mechant, P., & De Marez, L. (2013). Studying physical activity using social media: An analysis of the added value of Runkeeper tweets. *International Journal of Interactive Communication Systems and Technologies*, 3(2), 16-28. doi:10.4018/ijicst.2013070102
- Strath, S.J., Bassett, D.R.Jr., Thompson, D.L., & Swartz, A.M. (2002). Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), 888-894.
- Strath, S.J., Swartz, A.M., Bassett, D.R.Jr., O'Brien, W.L., King, G.A., & Ainsworth, B.E. (2000). Evaluation of heart rate method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(Suppl. 9), S465-470.
- Su, X., Tong, H., & Ji, P. (2014). Activity recognition with smartphone sensors. *Tsinghua Science and Technology*, 19(3), 235-249.

- Swain, D.P., & Franklin, B.A. (2006). Comparison of cardioprotective benefits of vigorous versus moderate intensity aerobic exercise. *American Journal of Cardiology*, 97(1), 141-147.
- Tabachnick, B.G., & Fidell, L.S. (2007). *Using multivariate statistics* (5th ed.). Boston, MA: Allyn & Bacon.
- Thompson, P.D., Buchner, D., Pina, I.L., Balady, G.J., Williams, M.A., & Marcus, B.H. (American Heart Association Council on Clinical Cardiology Subcommittee on Exercise, Rehabilitation, Prevention, American Heart Association Council on Nutrition, Physical Activity, Metabolism Subcommittee on Physical Activity) (2003). Exercise and physical activity in the prevention and treatment of atherosclerotic cardiovascular disease: A statement from the Council on Clinical Cardiology (Subcommittee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention) and the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism (Subcommittee on Physical Activity). *Circulation*, 107(24), 3109-3116. doi:10.1161/01.CIR.0000075572.40158.77
- Thompson, P.D., Franklin, B.A., Balady, G.J., Blair, S.N., Corrado, D., & Estes, N.A. (American Heart Association Council on Nutrition, Physical Activity, Metabolism, American Heart Association Council on Clinical Cardiology, American College of Sports Medicine) (2007). Exercise and acute cardiovascular events placing the risks into perspective: A scientific statement from the American Heart Association Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism and the Council on Clinical Cardiology. *Circulation*, 115(17), 2358-2368. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.107.181485
- Tierney, M., Fraser, A., Purtil, H., & Kennedy, N. (2013). Study to determine the criterion validity of the SenseWear Armband as a measure of physical activity in people with rheumatoid arthritis. *Arthritis Care and Research (Hoboken)*, 65(6), 888-895. doi:10.1002/acr.21914
- Toscos, T., Faber, A., Connelly, K., & Upoma, A.M. (2008). *Encouraging physical activity in teens can technology help reduce barriers to physical activity in adolescent girls?* Proceedings of the Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (pp. 218-

- 221). Tempere, FI: Pervasive Health.
doi:10.1109/PCTHEALTH.2008.4571073
- Townshend, A.D., Worringham, C.J., & Stewart, I.B. (2008). Assessment of speed and position during human locomotion using nondifferential GPS. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(1), 124-132.
- Tudor-Locke, C.E., Ainsworth, B.E., Thompson, R.W., & Matthews, C.E. (2003). Comparison of pedometer and accelerometer measures of free-living physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(12), 2045-2051. doi:10.1249/01.MSS.0000039300.76400.16
- Tudor-Locke, C.E., & Myers, A.M. (2001). Methodological considerations for researchers and practitioners using pedometers to measure physical (ambulatory) activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 72(1), 1-12.
- Tudor-Locke, C.E., Williams, J.E., Reis, J.P., & Pluto, D. (2002). Utility of pedometers for assessing physical activity: Construct validity. *Sports Medicine*, 34(5), 281-291.
- Tudor-Locke, C.E., Williams, J.E., Reis, J.P., & Pluto, D. (2004). Utility of pedometers for assessing physical activity: Convergent validity. *Sports Medicine*, 32(12), 795-808.
- Tully, M.A., McBride, C., Heron, L., & Hunter, R.F. (2014). The validation of Fitbit Zip™ physical activity monitor as a measure of free-living physical activity. *BMC Research Notes*, 7, 952. doi:10.1186/1756-0500-7-952
- Tumkur, K., & Subbiah, S. (2012). Modeling human walking for step detection and stride determination by 3 Axis accelerometer readings. In *2012 Fourth international conference on pedometer computational intelligence, modelling and simulation (CIMSIM)* (pp. 199-204). Kuantan: IEEE. doi:10.1109/CIMSIm.2012.65
- Twisk, J., & de Vente, W. (2002). Attrition in longitudinal studies: How to deal with missing data. *Journal of Clinical Epidemiology*, 55(4), 329-337.
- Tyo, B.M. (2010). *The effect of body mass index on pedometer accuracy in a free-living environment*. Doctoral Dissertation, University of Tennessee, Knoxville. Retrieved online from http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/854

- Tyo, B.M., Bassett, D.R.Jr., Coe, D.P., Freito, Y., & Thompson, D.L. (2013). Effect of BMI on pedometers in early adolescents under free-living conditions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 569-573. doi:10.1249/MSS.0b013e3182746aa5
- Tyo, B.M., Fitzhughm E.C., Bassett, D.R.Jr., John, D., Freito, Y., & Thompson, D.L. (2011). Effects of body mass index and step rate on pedometer error in a free-living environment. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(2), 350-356. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e9b133
- U.S. Government (2000). *Civilians can use military GPS data*. Retrieved online from <http://usgovinfo.about.com/library/news/aa050300b.htm>
- van der Berg, J.D., Stehouwer, C.D., Bosma, H., van der Velde, J.H., Willems, P.J., Savelberg, H.H., ... , Koster, A. (2016). Associations of total amount and patterns of sedentary behaviour with type 2 diabetes and the metabolic syndrome: The Maastricht Study. *Diabetologia*, 1-10 [Epub ahead of print].
- Van den Berg-Emons, R.J., Saris, W.H., Westerterp, K.R., & van Baak, M.A. (1996). Heart rate monitoring to assess energy expenditure in children with reduced physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(4), 496-501.
- Vanhees, L., Lefevre, J., Philippaerts, R., Martens, M., Huygens, W., Troosters, T., & Beunen, G. (2005). How to assess physical activity? How to assess physical fitness? *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*, 12, 102-114.
- Van Remmortel, H., Giavedoni, S., Raste, Y., Burtin, C., Louvaris, Z., Gimeno-Santos, E., ... Troosters, T. (2012). Validity of activity monitors in health and chronic disease: A systematic review. *Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 9, 84. doi:10.1186/1479-5868-9-84
- Van Remmortel, H., Raste, Y., Louvaris, Z., Giavedoni, S., Burtin, C., Langer, D., ... Hopkinson, N.S. (2012). Validity of six activity monitors in chronic obstructive pulmonary disease: A comparison with indirect calorimetry. *PLoS ONE*, 7(6), e39198. doi:10.1371/journal.pone.0039198

- Vella-Zarb, R.A., & Elgar, F.J. (2009). The “freshman 5”: a meta-analysis of weight gain in the freshman year of college. *Journal of American College Health, 58*(2), 161-166. doi:10.1080/07448480903221392
- Venta, L., Isomursu, M., Ahtinen, A., & Ramiah, S. (2008). “My Phone is a Part of My Soul”-How people bond with their mobile phones. Proceedings of the 2008 the Second International Conference on Mobile Ubiquitous Computing, Systems, Services and Technologies (pp. 311-317). Valencia, Spain. doi:10.1109/UBICOMM.2008.48
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Pellegrini, B., & Schena, F. (2015). Validity of the SenseWear Armband to Assess Energy Expenditure in Graded Walking. *Journal of Physical Activity and Health, 12*(2), 178-183.
- Vickey, T.A., & Breslin, J.G. (2012). A Study on Twitter Usage for Fitness Self-Reporting via Mobile Apps. *AAAI Technical Report SS-12-05, Self-Tracking and Collective Intelligence for Personal Wellness, 65-70.*
- Vickey, T.A., Ginis, K.M., & Dabrowski, M.J. (2013). Twitter classification model: the ABC of two million fitness tweets. *Translational Behavioral Medicine, 3*(3), 304-311. doi:10.1007/s13142-013-0209-0
- Volp, A.C.P., de Oliveira, F.C.E., Alves, R.D.M., Esteves, E.A., & Bressan, J. (2011). Energy expenditure: components and evaluation methods. *Nutricion Hospitalaria, 26*(3), 430-440. doi:10.3305/nh.2011.26.3.5181
- Wallen, M.P., Gomersall, S.R., Keating, S.E., Wisloff, U., & Coombes, J.S. (2016). Accuracy of heart rate watches: Implications for weight management. *PLoS ONE, 11*(5), e0154420. doi:10.1371/journal.pone.0154420
- Warburton, D.E., Nicolm C.W., Bredin S.S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *Canadian Medical Association Journal, 174*(6), 801-809. doi:10.1503/cmaj.051351
- Warner, R.M. (2012). *Applied Statistics: From Bivariate Through Multivariate Techniques* (2nd ed.). Los Angeles, CA: Sage.
- Warren, J.M., Ekelund, U., Besson, H., Mezzani, A., Geladas, N., & Vanhees, L. (2010). Assessment of physical activity - a review of methodologies with reference to epidemiological research: A report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and

- Rehabilitation. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, 17(2), 127-139. doi:10.1097/HJR.0b013e32832ed875
- Wasserstein, R.L., & Lazar, N.A. (2016). The ASA's statement on p-values: Context, process, and purpose. *The American Statistician*, 70(2), 129-133. doi:10.1080/00031305.2016.1154108
- Webb, P. (1985). *Human calorimeters: Endocrinology and metabolism series, Vol. 7*. New York, NY: Praeger Scientific.
- Weir, J.B. (1949). New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *The Journal of Physiology*, 109, 1-9. PubMed: 15394301.
- Welk, G.J., Corbin, C.B., & Dale, D. (2000). Measurement issues in the assessment of physical activity in children. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(Suppl. 2), S59-73.
- Welk, G.J., McClain, J., & Ainsworth, B.E. (2012). Protocols for evaluating equivalency of accelerometry-based activity monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(Suppl. 1), S39-49. doi:10.1249/MSS.0b013e3182399d8f
- Weng, S.Y., Su, C.H., Chen, C.H., Shih, W.L., & You, H.C. (2014). *Design and evaluation of a mobile app for social exercise*. Proceedings of the 5th International Congress of International Association of Societies of Design Research (pp. 3153-3164). Tokyo, Japan. Retrieved online from <http://md.nutc.edu.tw/ulab/paper/1676.pdf>
- West, J.H., Hall, P.C., Hanson, C.L., Barnes, M.D., Giraud-Carrier, C., & Barrett, J. (2012). There's an app for that: Content analysis of paid health and fitness apps. *Journal of Medical Internet Research*, 14(3), e72. doi:10.2196/jmir.1977
- Westerterp, K.R. (2013). Physical activity and physical activity induced energy expenditure in humans: measurement, determinants, and effects. *Frontiers in Physiology*, 4, 90. doi:10.3389/fphys.2013.00090
- Winters, K.M., Kim, J.-H., & Lee, C. (2012). Assessment of wearable global positioning system units for physical activity research. *Journal of Physical Activity and Health*, 9, 913-923.

- Williams, M.H. (2010). *Nutrition for Health, Fitness and Sport (9th ed.)*. New York, NY: McGraw-Hill Publishing.
- Wise, J.M., Orr, B.J., Wisneski, K.D., & Hongu, N. (2008). *GPS watches for measuring energy expenditure during physical activity*. Arizona, US: Arizona Cooperative Extension. Retrieved online from <http://extension.arizona.edu/sites/extension.arizona.edu/files/pubs/az1476.pdf>
- Witte, T.H., & Wilson, A.M. (2004). Accuracy of non-differential GPS for the determination of speed over ground. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1891-1898.
- Woolston, C. (2015). Psychology journal bans P values. *Nature*, 519, 9. doi:10.1038/519009f
- World Health Organization (2009). *Global Health Risks: Mortality and Burden of Disease Attributable to Selected Major Risks*. Switzerland: World Health Organization. Retrieved online from http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/GlobalHealthRisks_report_full.pdf
- World Health Organization (2014). *Prevalence of insufficient physical activity: Situation and trends*. Retrieved online from http://www.who.int/gho/ncd/risk_factors/physical_activity_text/en/
- Wu, W., Dasgupta, S., Ramirez, E.E., Peterson, C., & Norman, G.J. (2012). Classification accuracies of physical activities using smartphone motion sensors. *Journal of Medical Internet Research*, 14(5), e130. doi:10.2196/jmir.2208
- Yang, C.-C., & Hsu, Y.-L. (2010). A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors*, 10, 7772-7788. doi:10.3390/s100807772
- Yaseen, B.A., & Tariq, M.A. (2012). *Technical comparison between Android and iOS with respect to their architecture*. Technical Report retrieved online from http://www.google.gr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0CB8QFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Fprofile%2FBilal_Ahmed8%2Fpublication%2F234052780_Android_and_IOS_A_Technical_Comparrison%2Flinks%2F0912f50e9c1fe1dcc8000000&ei=s

EfaVKzAIYGuUpuKhLgM&usg=AFQjCNGG36t7d6gaqEwHi2Vfn-
RP4_S4fw&bvm=bv.85464276,d.d24

- Yu, Z., Volgyi, E., Wang, R., Ember, A., Winklund, P., Alen, M., ... Cheng, S. (2012). Comparison of heart rate monitoring with indirect calorimetry for energy expenditure evaluation. *Journal of Sport and Health Science, 1*, 178-183. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.004>
- Yusuf, F., Maeder, A., & Basilakis, J. (2013). Hierarchical classifier approach to physical activity recognition via wearable smartphone tri-axial accelerometer. *Studies in Health Technology and Informatics, 188*, 174-180.
- Zandbergen, P.A. (2009). Accuracy of iPhone locations: A comparison of assisted GPS, WiFi and cellular positioning. *Transactions in GIS, 13*(s1), 5-25. <http://dx.doi.org/10.1111/J.1467-9671.2009.01152.x>.
- Zhong, S., Wang, L., Bernardos, A.M., & Song, M. (2009). *An accurate and adaptive pedometer integrated in mobile health application*. Proceedings of the IET International Conference on Wireless Sensor Network (pp. 78-83). Beijing, CN: IET Conference Publications. doi:10.1049/cp.2010.1032

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

*Έντυπο ενημέρωσης γονέων για τη συμμετοχή των αθλουμένων παιδιών τους
στην έρευνα*

**ΕΘΝΙΚΟ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
«ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ»**

**Θέμα έρευνας : «Εγκυρότητα συσκευών ευρείας χρήσης και εφαρμογών
κινητών τηλεφώνων για τη μέτρηση της σωματικής δραστηριότητας
αθλουμένων εφήβων»**

Αγαπητοί γονείς και προπονητές,

Ονομάζομαι Μανώλης Αδαμάκης, είμαι καθηγητής Φυσικής Αγωγής και παράλληλα υποψήφιος διδάκτορας στη Σχολή Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών. Στα πλαίσια της διδακτορικής μου διατριβής, διεξάγω μια έρευνα υπό την επίβλεψη της Αναπληρώτριας Καθηγήτριας Δρ. Ζουνχιά Αικατερίνης, η οποία έχει ως σκοπό τον έλεγχο της εγκυρότητας συσκευών και εφαρμογών κινητών τηλεφώνων για την καταγραφή και την μέτρηση κριτηρίου της σωματικής δραστηριότητας και της ΕΔ των εφήβων ηλικίας 12-18 ετών. Είναι πολύ σημαντική η προαγωγή της σωματικής δραστηριότητας στην εφηβική ηλικία, ιδιαίτερα στη σημερινή εποχή, που οι καθιστικές συνήθειες (τηλεόραση, διαδίκτυο, ηλεκτρονικά παιχνίδια) έχουν εδραιωθεί στην καθημερινή ζωή των εφήβων. Η υιοθέτηση ενός σωματικά δραστήριου τρόπου ζωής από την εφηβική ηλικία μπορεί να βελτιώσει γενικότερα την ποιότητα της ζωής τους, καθώς και την υγεία τους.

Πιο συγκεκριμένα, τα παιδιά σας θα συμμετέχουν σε δύο συνεδρίες. Η πρώτη θα είναι ενημερωτική, στην οποία τα παιδιά θα ενημερωθούν για τον τρόπο διεξαγωγής της έρευνας και θα μετρηθεί το ύψος, το βάρος, το λίπος, η ΕΔ ηρεμίας, και το μήκος του διασκελισμού τους. Στη δεύτερη συνεδρία τα παιδιά θα φορέσουν 4 συσκευές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας (επιταχυνσιόμετρα και βηματομετρητές), καθώς και 3 κινητά τηλέφωνα σε λειτουργία πτήσης - δηλαδή χωρίς ακτινοβολία, όπου το τηλέφωνο λειτουργεί ως συσκευή αλλά όχι

ως πομποδέκτης - στα οποία θα είναι ενεργοποιημένες εφαρμογές καταγραφής σωματικής δραστηριότητας. Για την αντικειμενική αξιολόγηση της ΕΔ τους, θα πραγματοποιηθούν επιπλέον εργαστηριακές μετρήσεις με αναλυτή αναπνευστικών αερίων, ο οποίος καταγράφει την πρόσληψη οξυγόνου και την αποβολή διοξειδίου του άνθρακα κατά την άσκηση. Στη συνέχεια θα πραγματοποιήσουν 2 δοκιμασίες υπομέγιστης έντασης, περπάτημα και χαλαρό τρέξιμο, κατά τις οποίες θα καταγραφούν τα αποτελέσματα που υπολογίστηκαν από όλες τις συσκευές. Η όλη διαδικασία θα έχει μέγιστη διάρκεια 40 λεπτά. Η έρευνα δεν περιλαμβάνει έντονη σωματική άσκηση, συνεπώς δεν υπάρχει ενδεχόμενο πρόκλησης δυσφορίας, καταπόνησης ή σωματικής βλάβης των συμμετεχόντων.

Η καταγραφή των δεδομένων θα γίνει ανώνυμα και εμπιστευτικά και τα αποτελέσματα της μελέτης θα είναι στη διάθεσή σας μετά το τέλος της ερευνητικής διαδικασίας. Επιπλέον, τα παιδιά σας θα έχουν το δικαίωμα να αποχωρήσουν οποιαδήποτε στιγμή από την έρευνα, αν το θελήσουν. Τα αποτελέσματα της έρευνας ενδεχομένως να δημοσιευθούν σε επιστημονικά περιοδικά και όλοι οι συμμετέχοντες, καθώς και οι κηδεμόνες τους, μπορούν να έχουν δυνατότητα ενημέρωσης, είτε ο καθένας για τον εαυτό του ή για τα γενικά αποτελέσματα, αν το επιθυμούν. Η έρευνα γίνεται για καθαρά επιστημονικούς λόγους και δεν υπάρχει αποκόμιση υλικού οφέλους ή κάποιου είδους εκμετάλλευση.

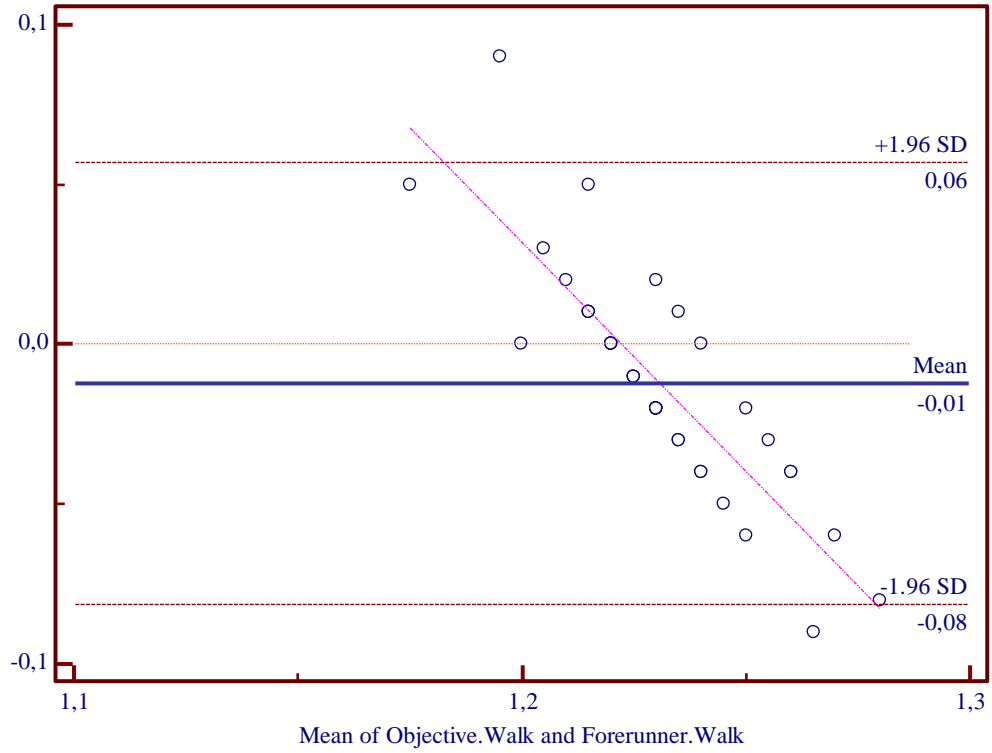
Για τη συμμετοχή των παιδιών σας απαραίτητη είναι τόσο η δική σας συγκατάθεση, όσο και η συγκατάθεση των παιδιών, με την αντίστοιχη υπογραφή. Ευελπιστούμε στη συναίνεσή σας για να πραγματοποιήσουμε την παρούσα έρευνα.

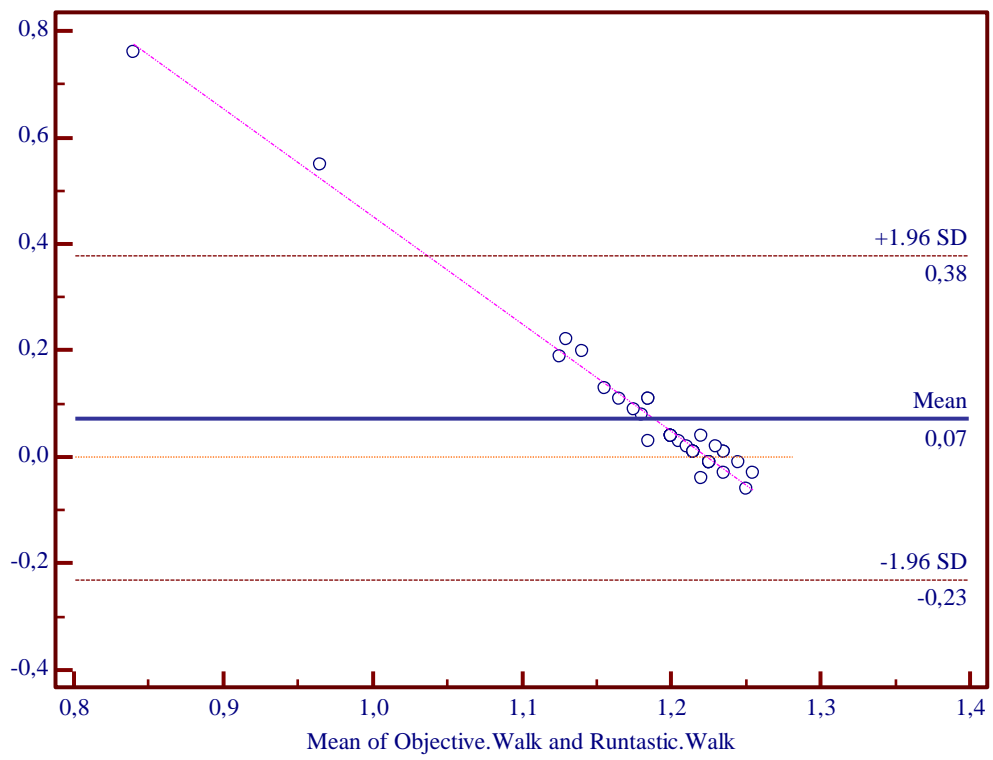
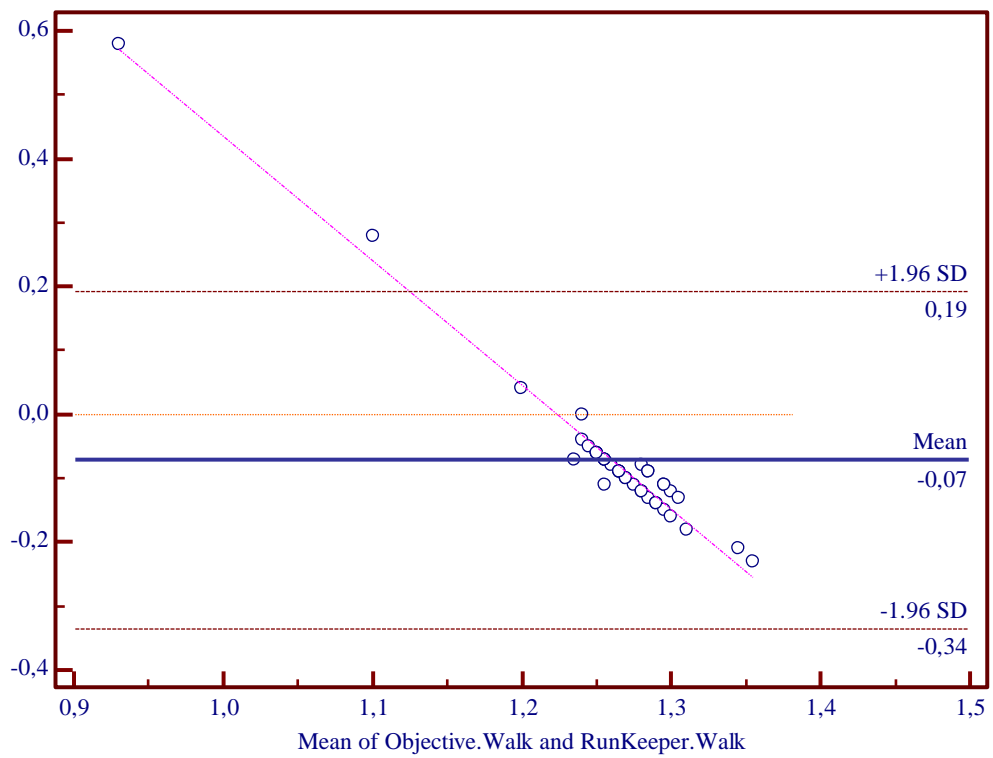
Σας ευχαριστούμε θερμά εκ των προτέρων.

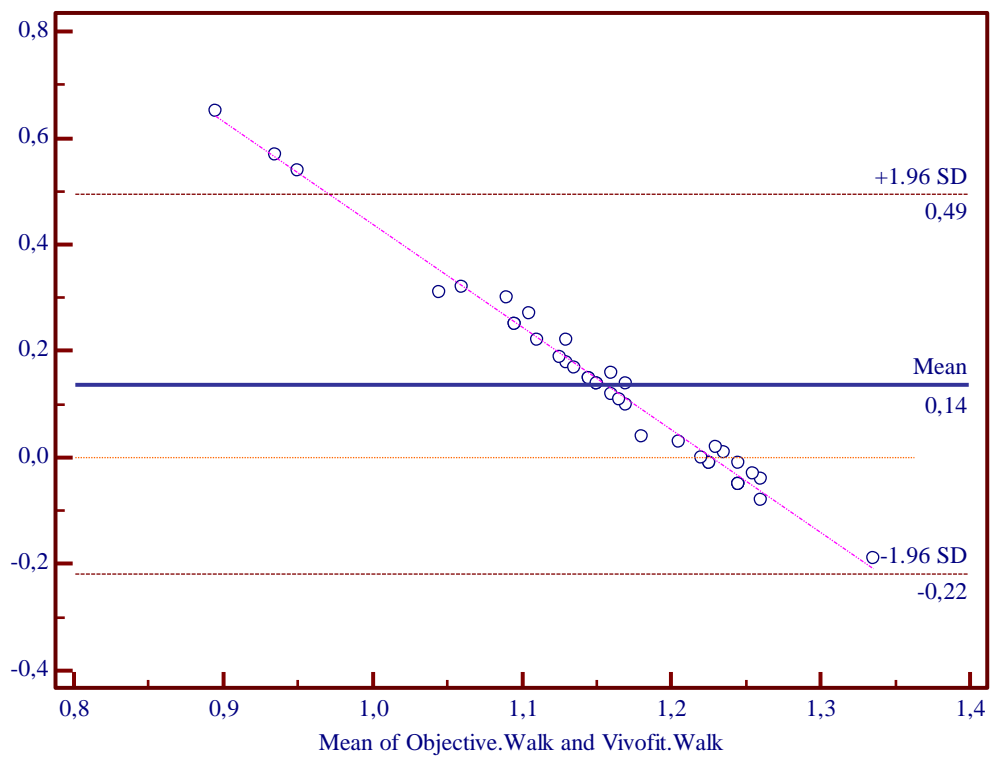
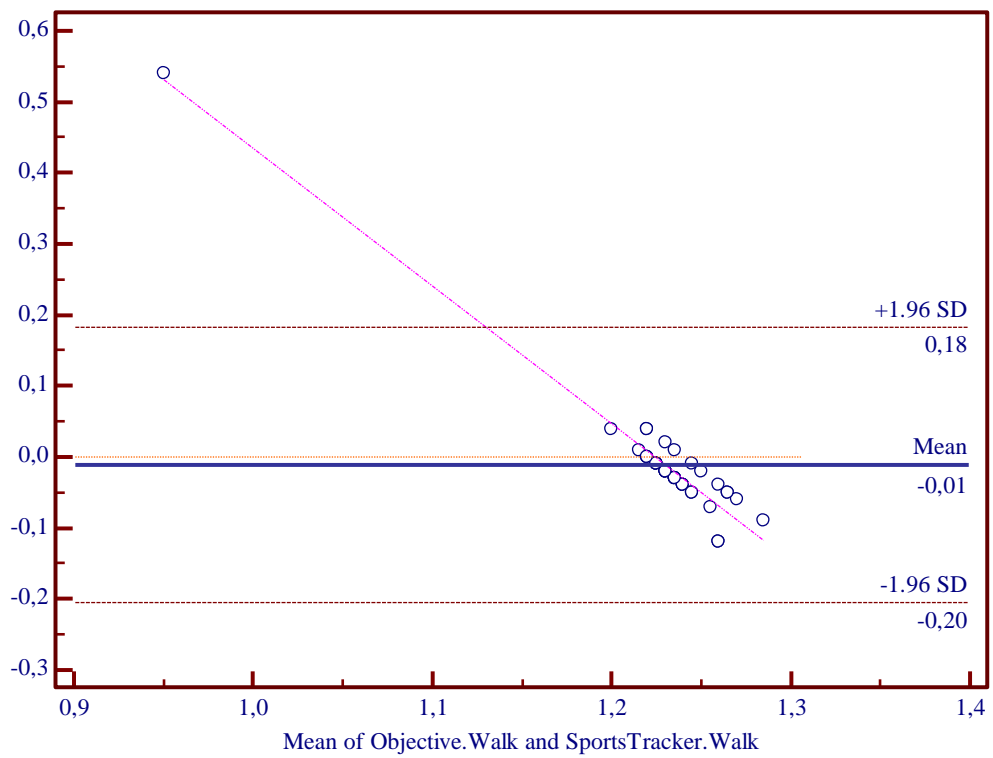
Μανώλης Αδαμάκης, καθηγητής Φυσικής Αγωγής
Υποψήφιος διδάκτορας του προγράμματος μεταπτυχιακών σπουδών
«Φυσική Αγωγή και Αθλητισμός»
της ΣΕΦΑΑ του Πανεπιστημίου Αθηνών.

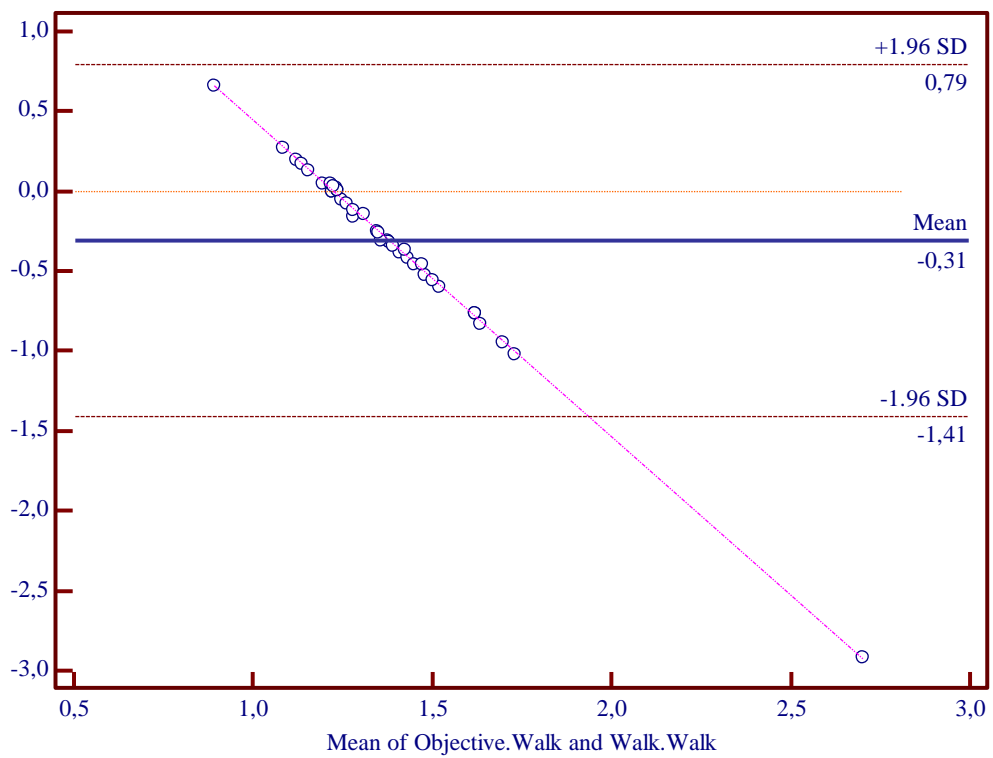
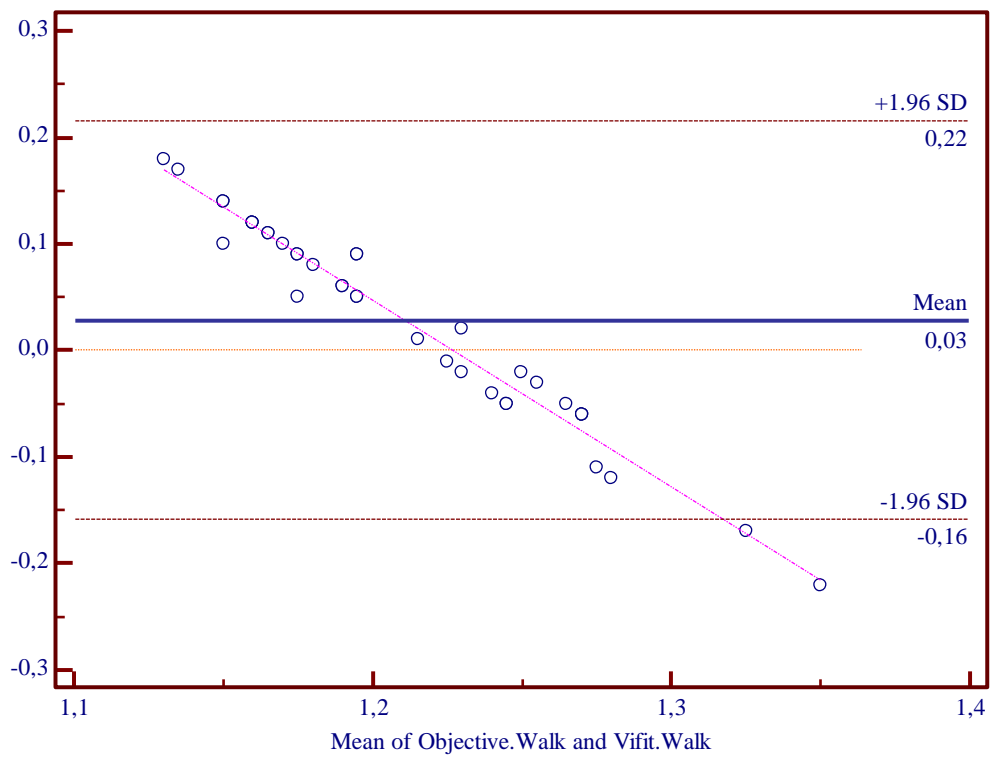
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ

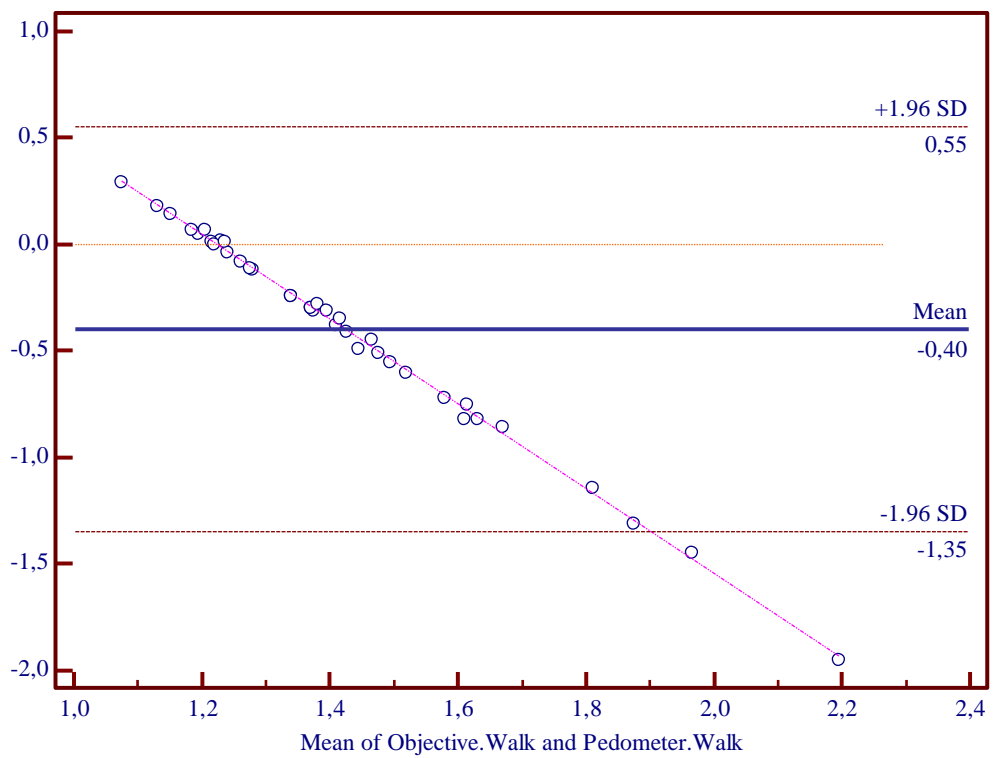
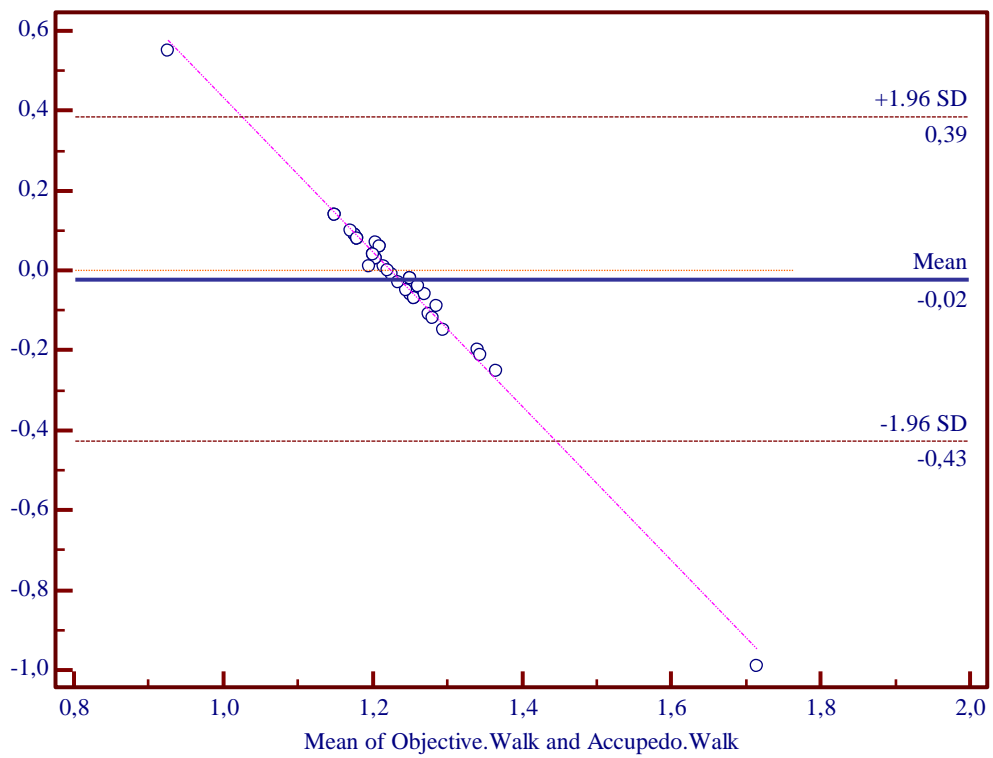
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση της διανυθείσας απόστασης κατά τη βόδιση



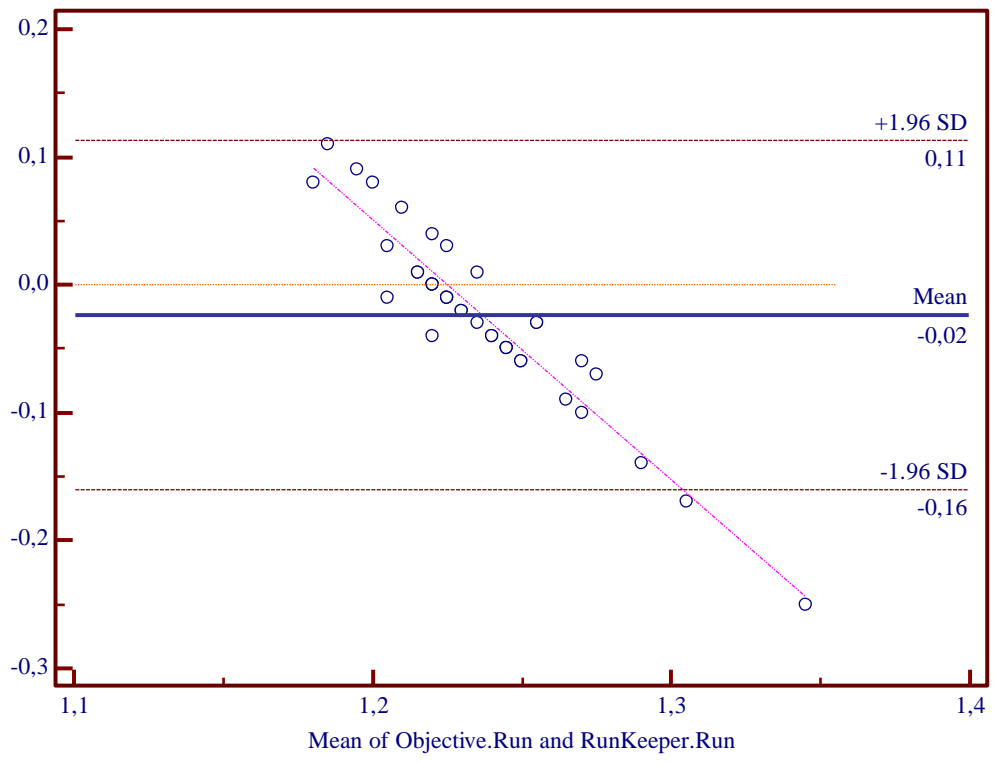
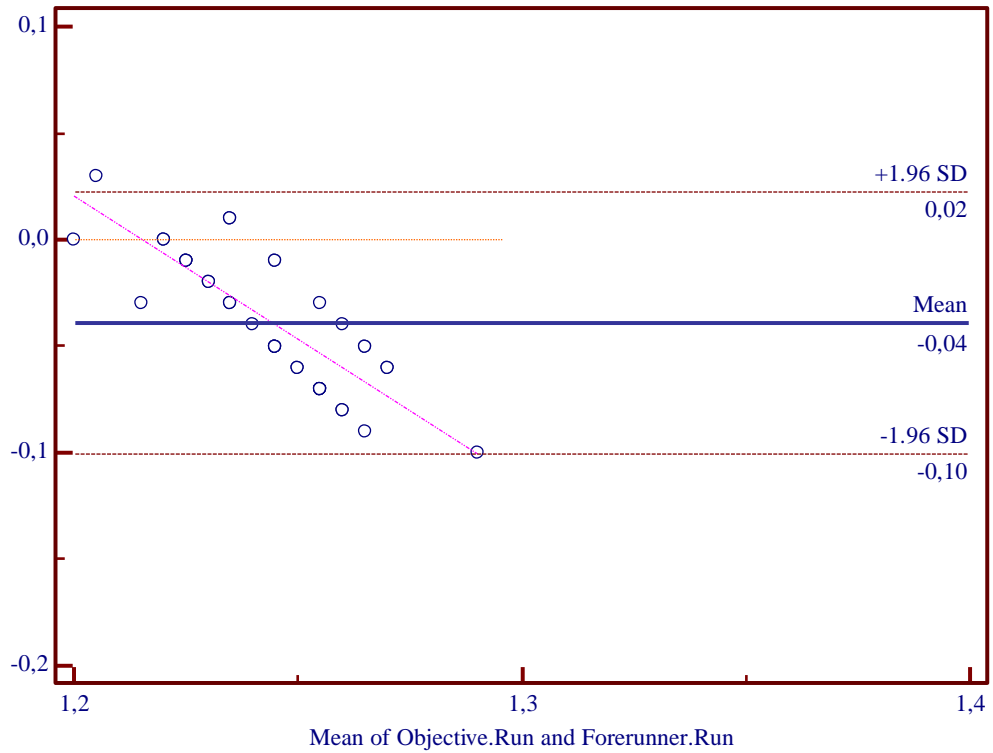


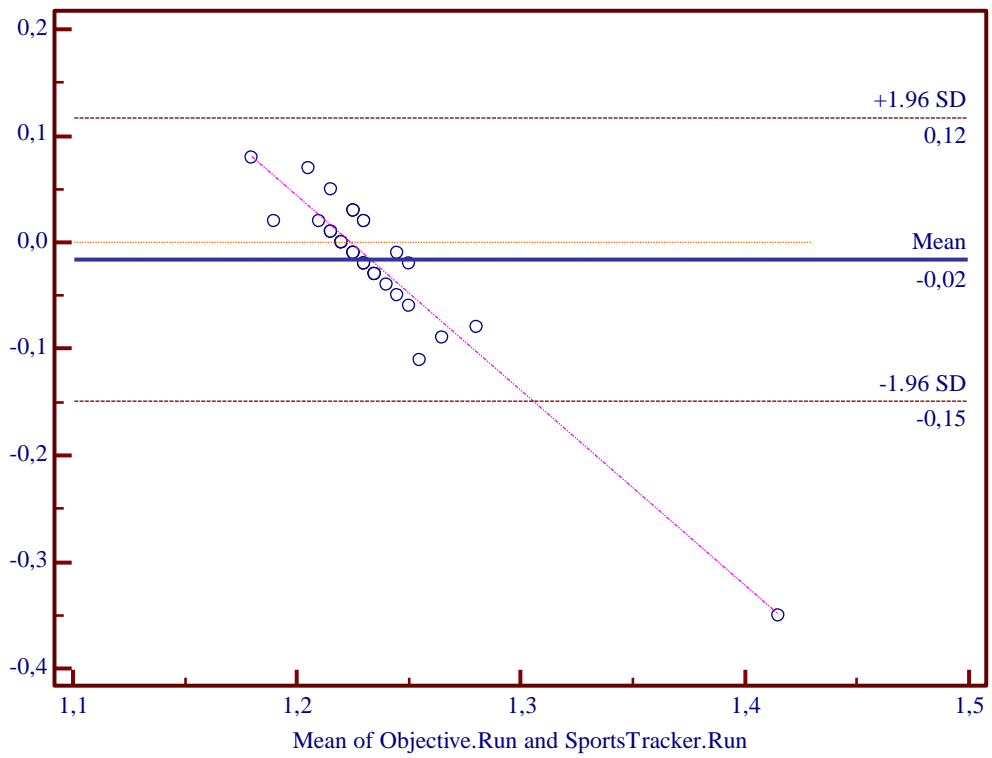
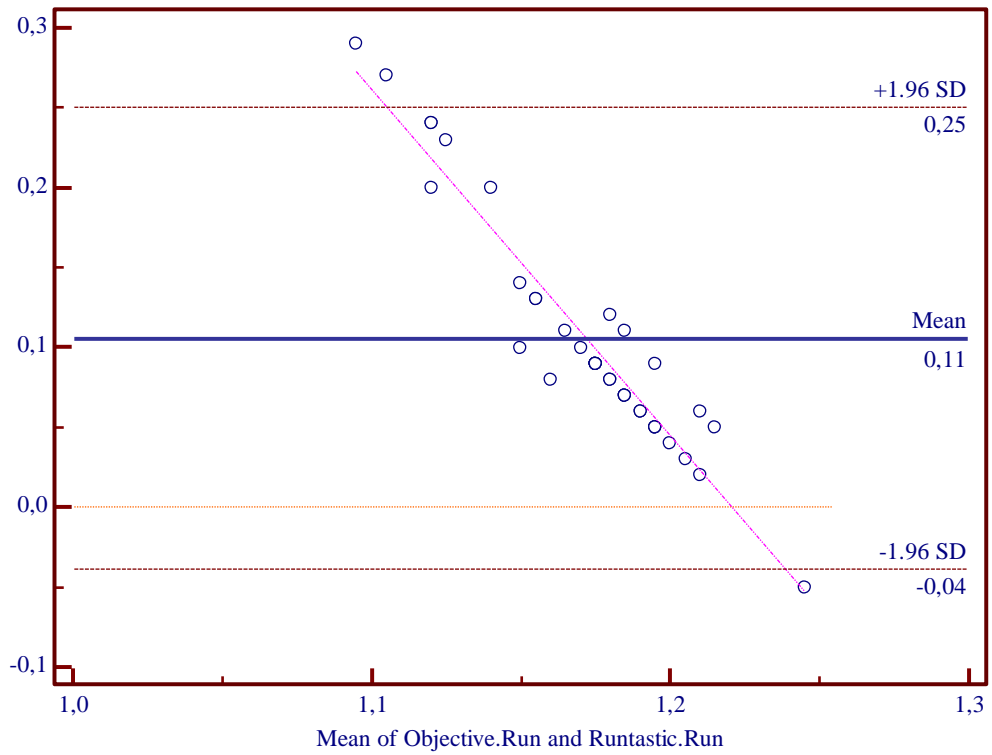


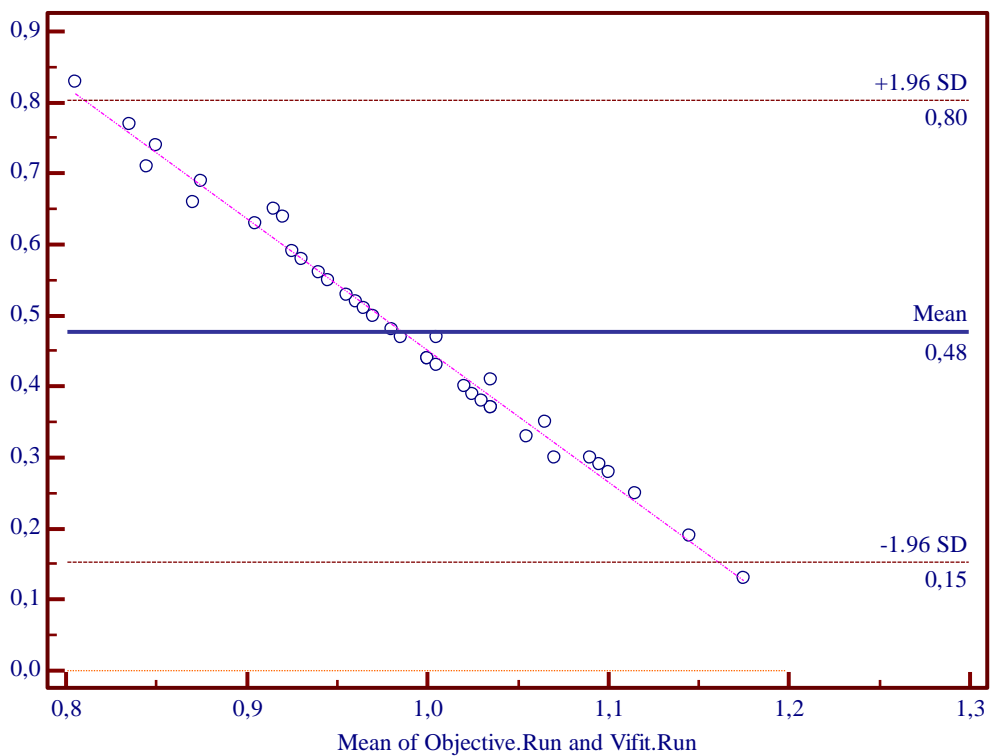
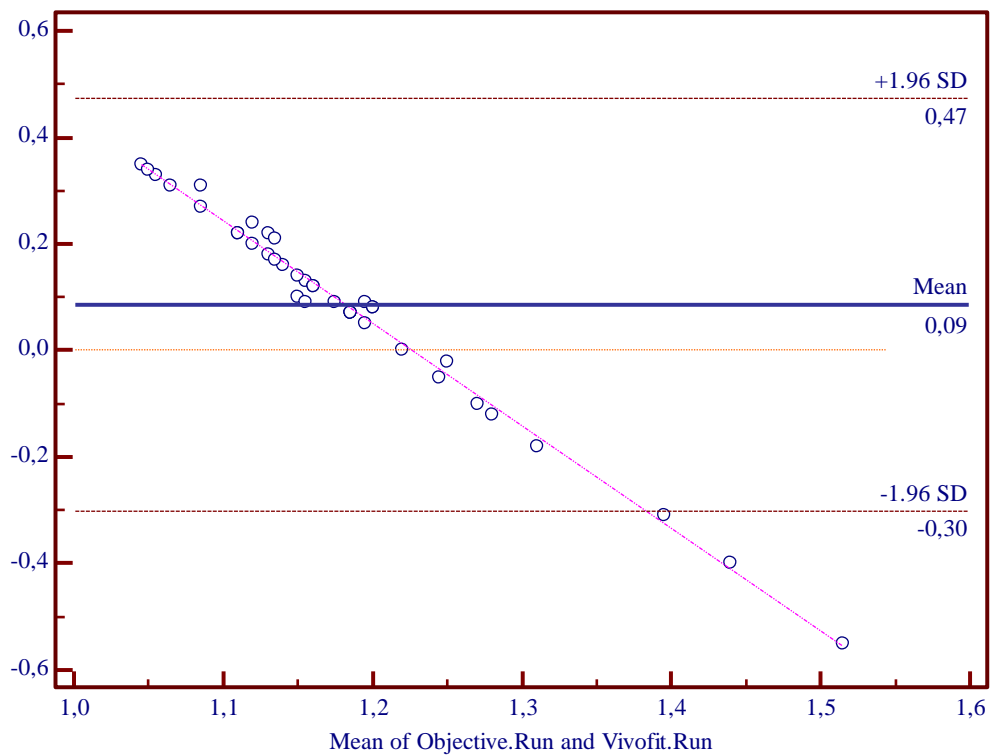


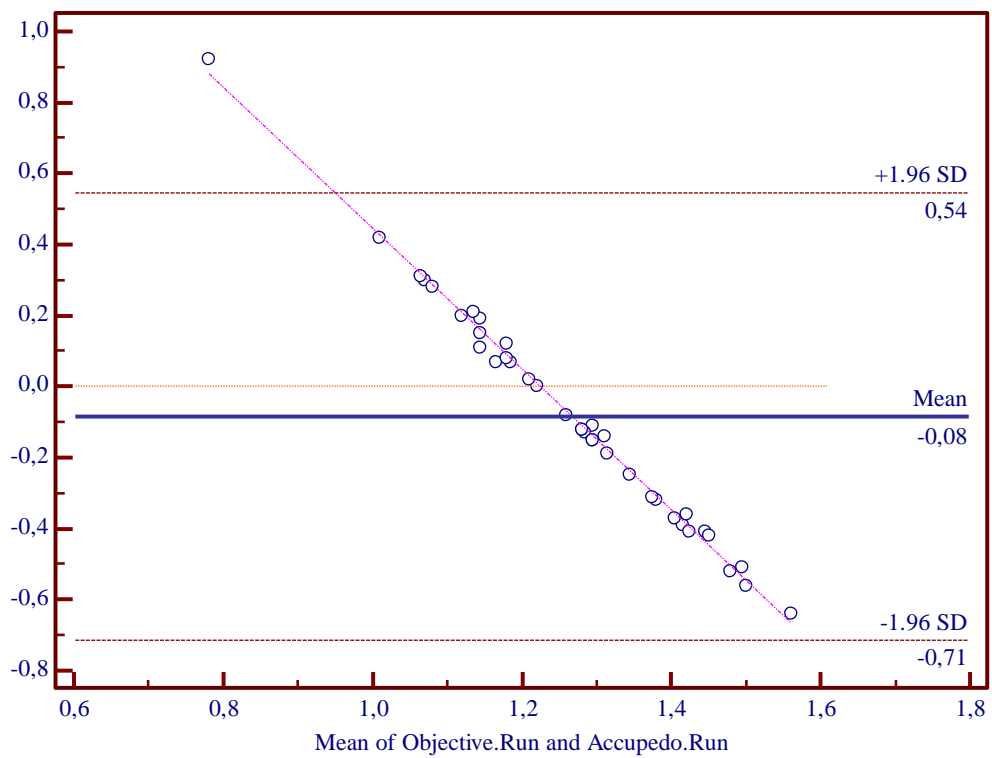
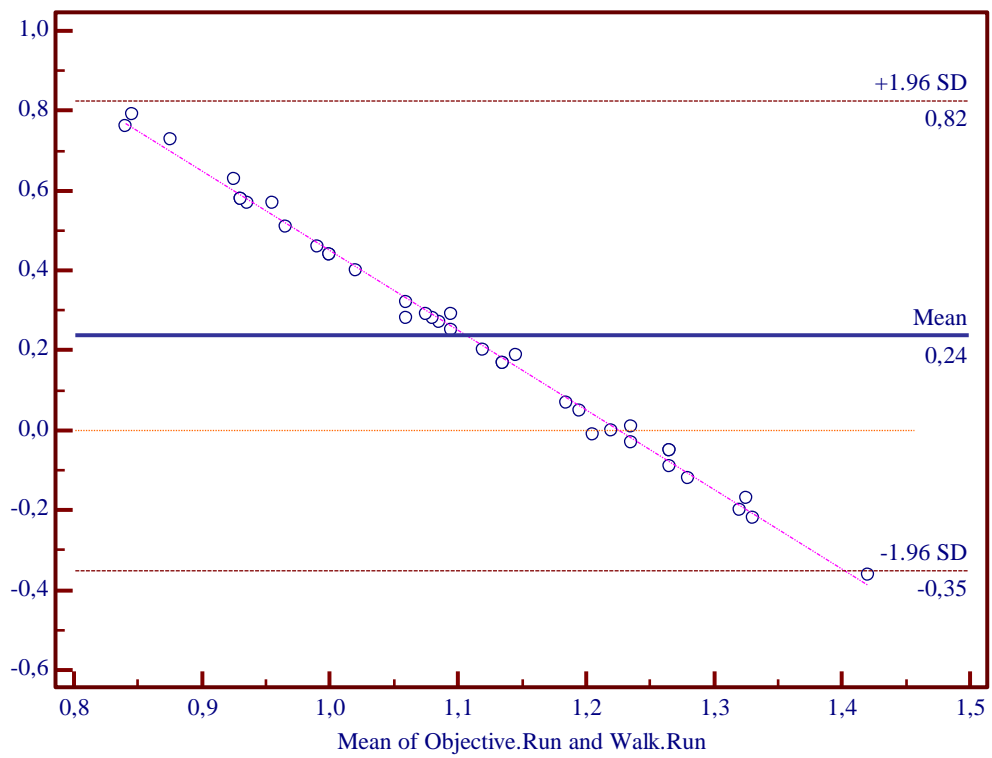


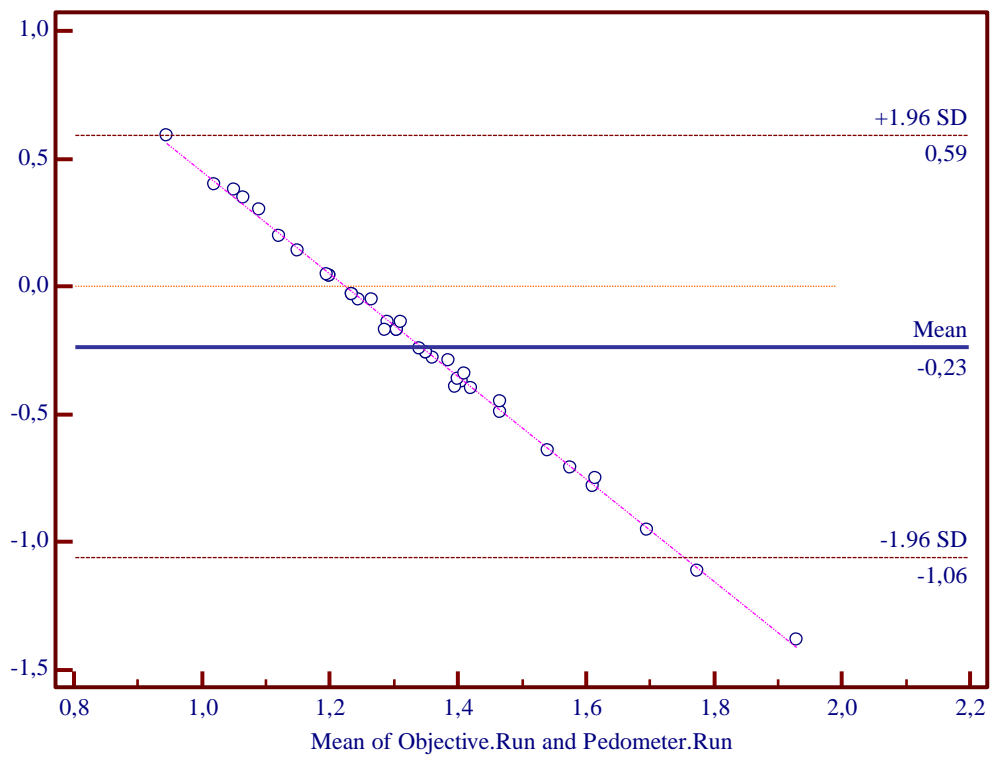
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση της διανυθείσας απόστασης κατά το τρέξιμο



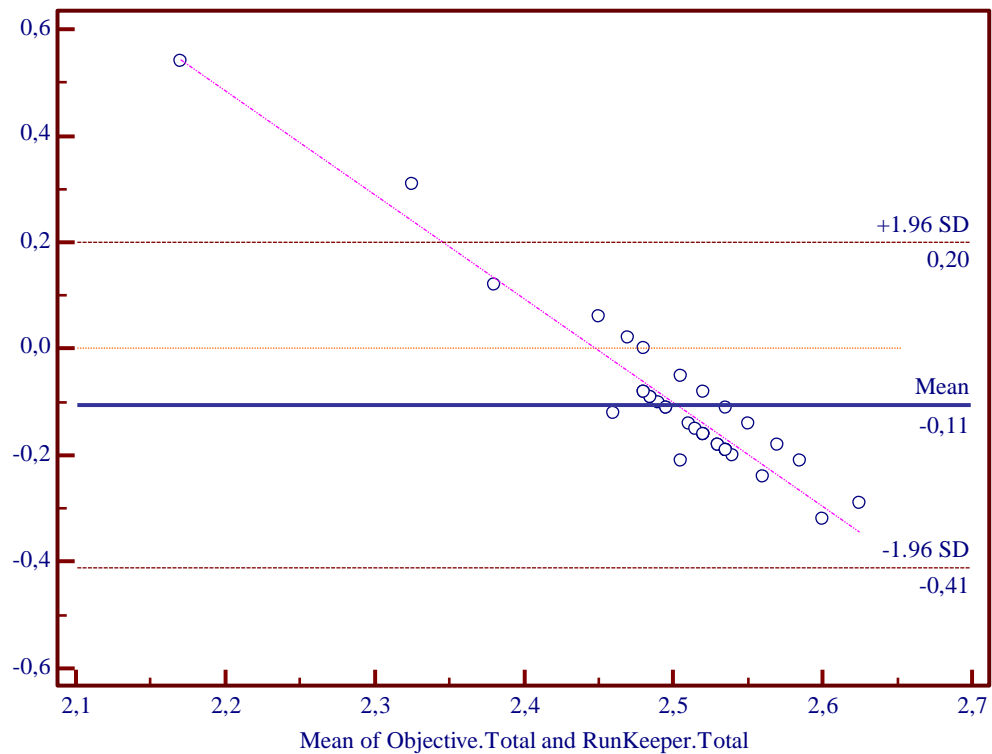
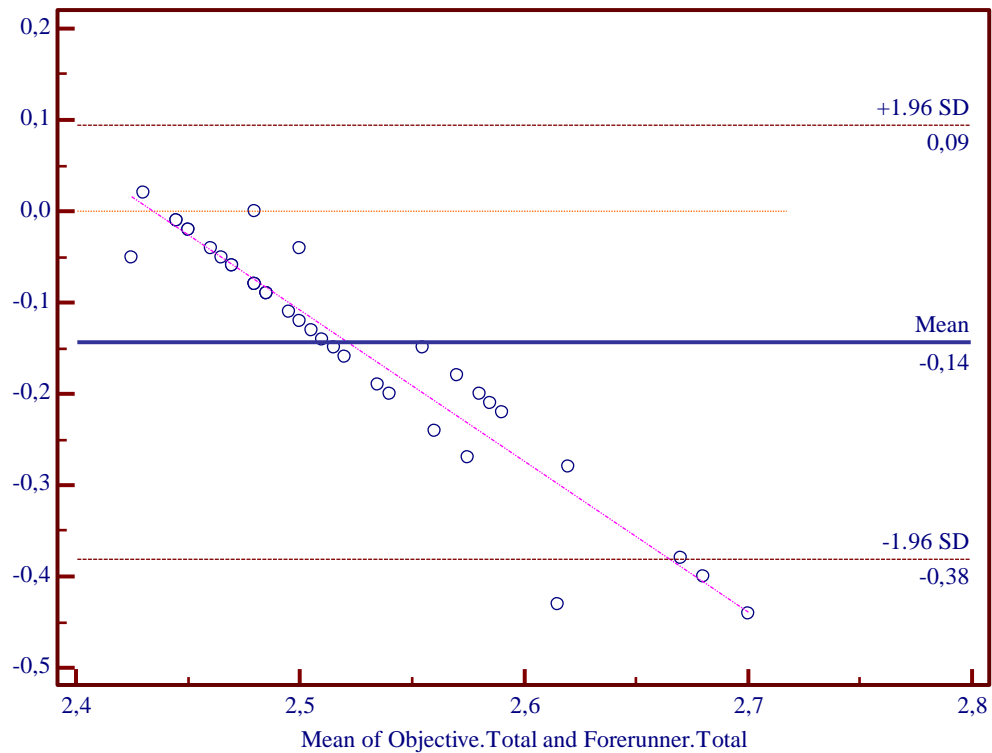


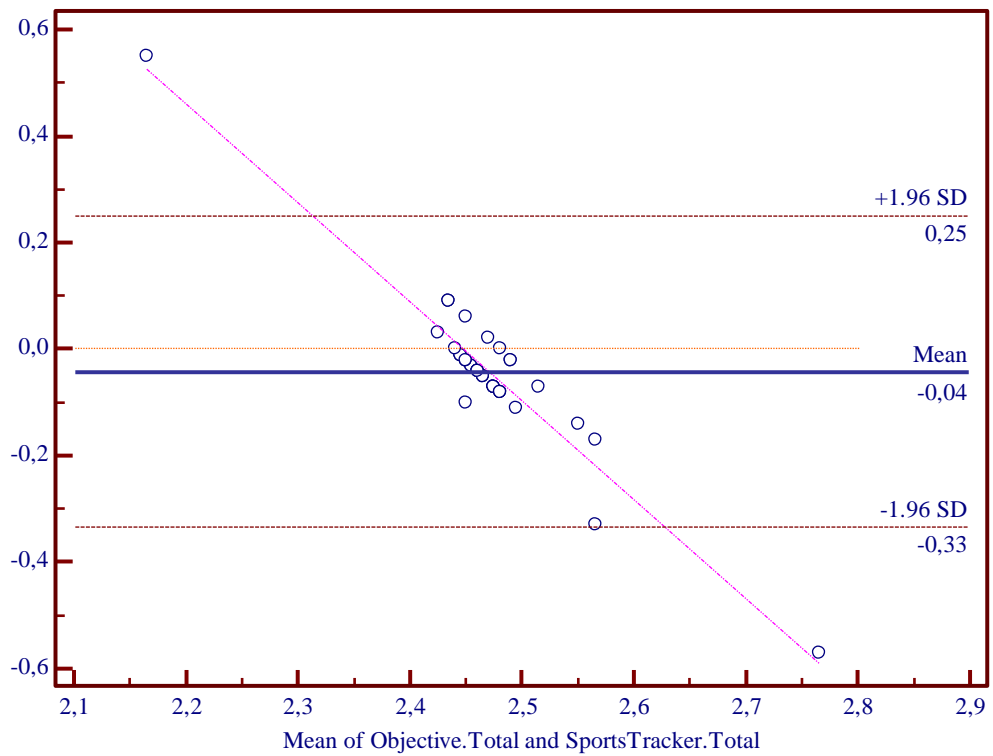
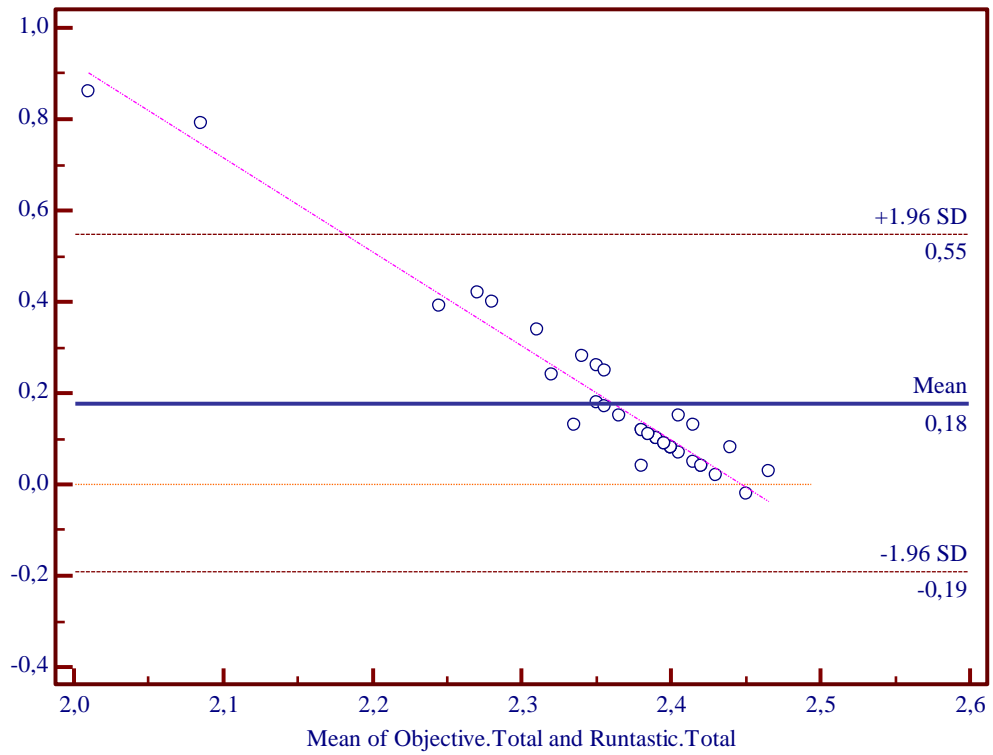


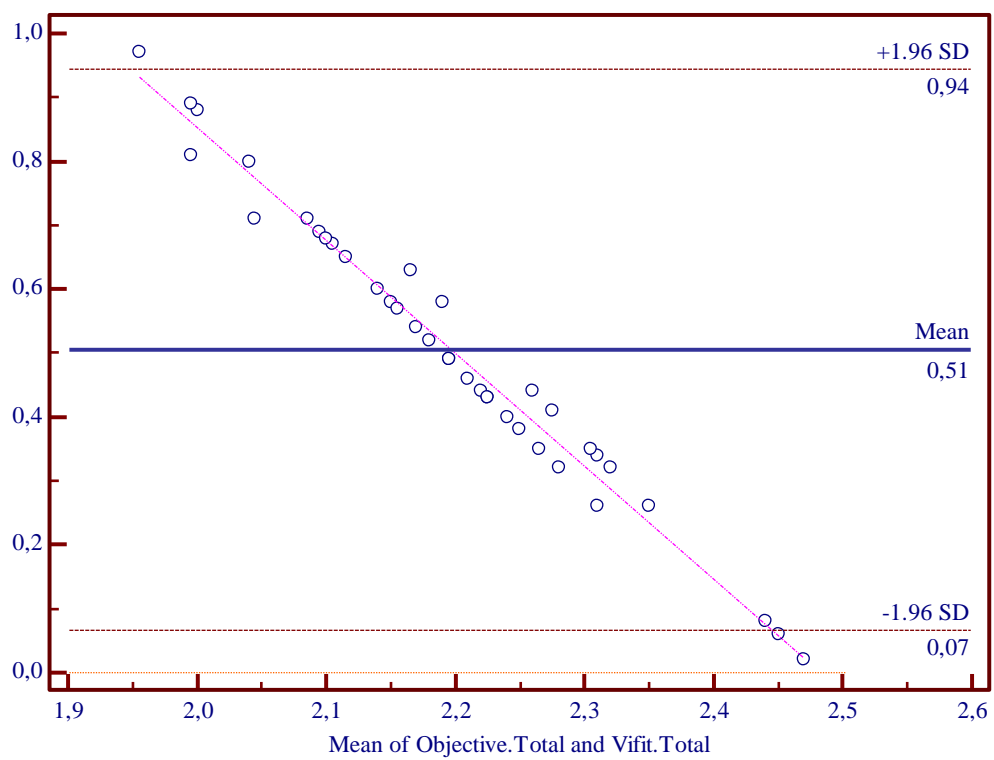
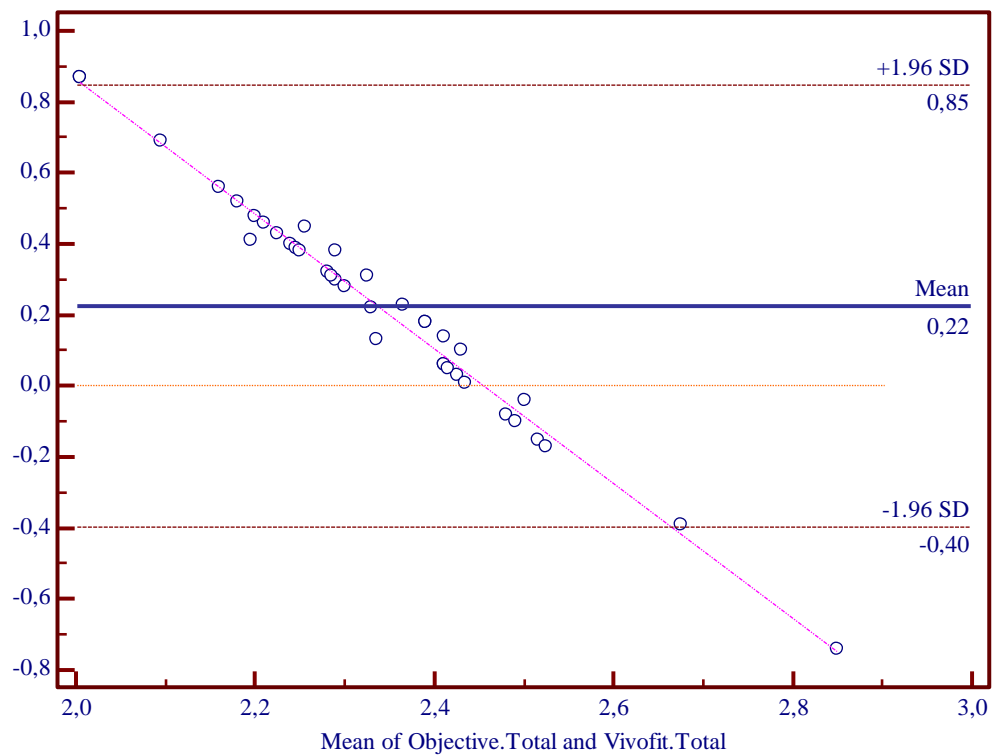


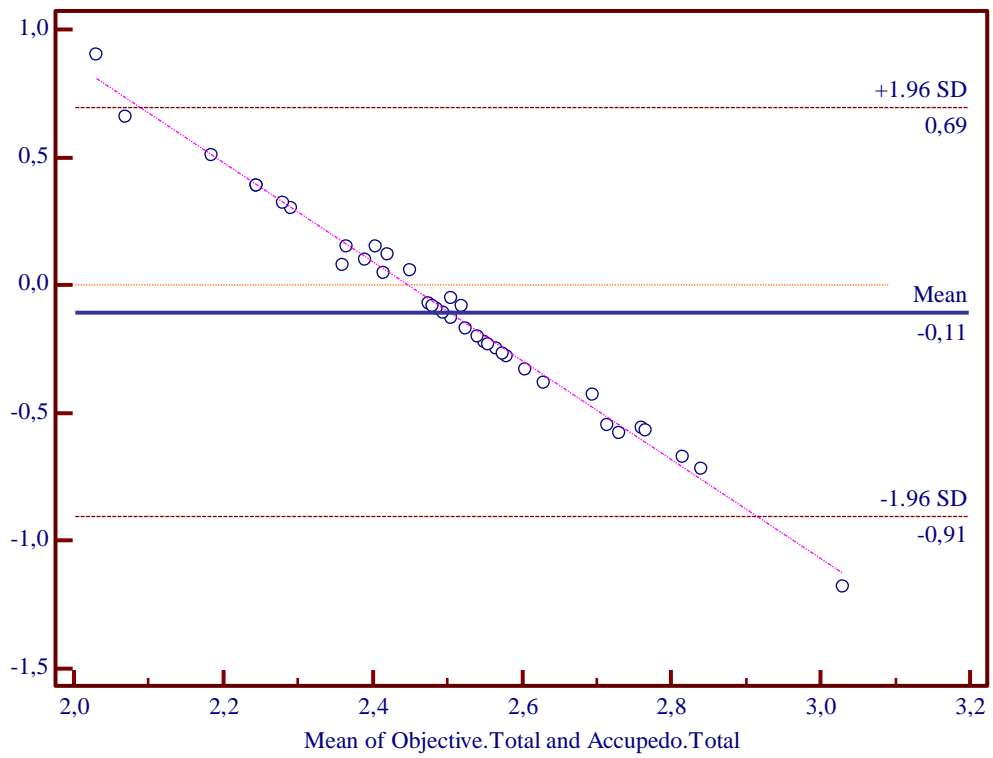
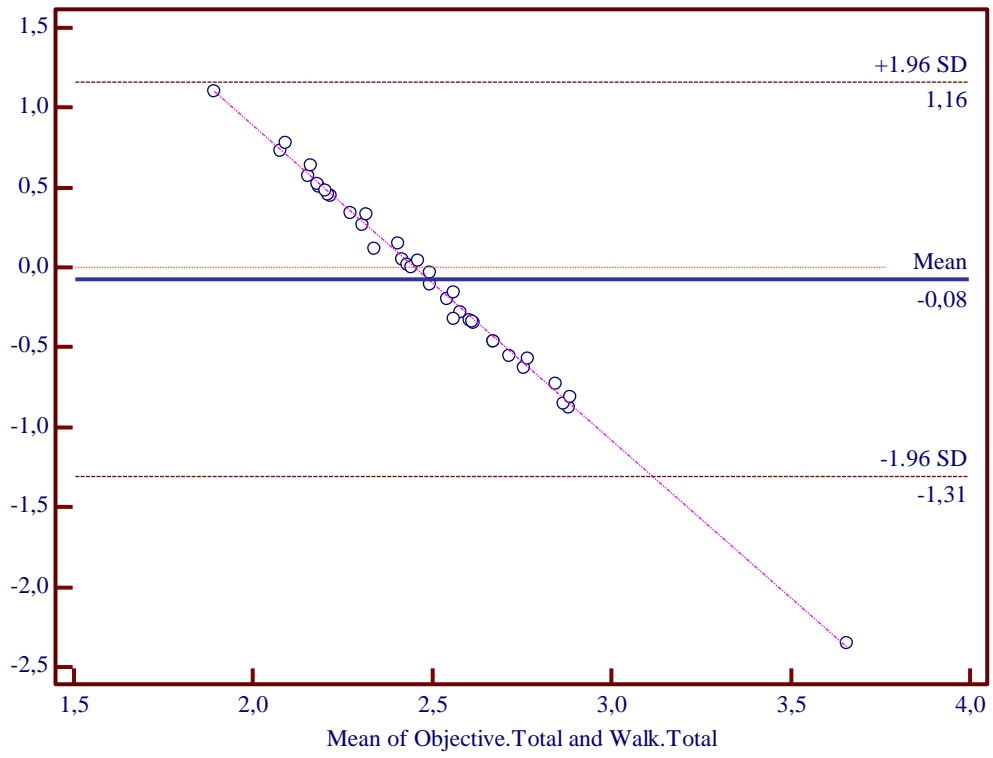


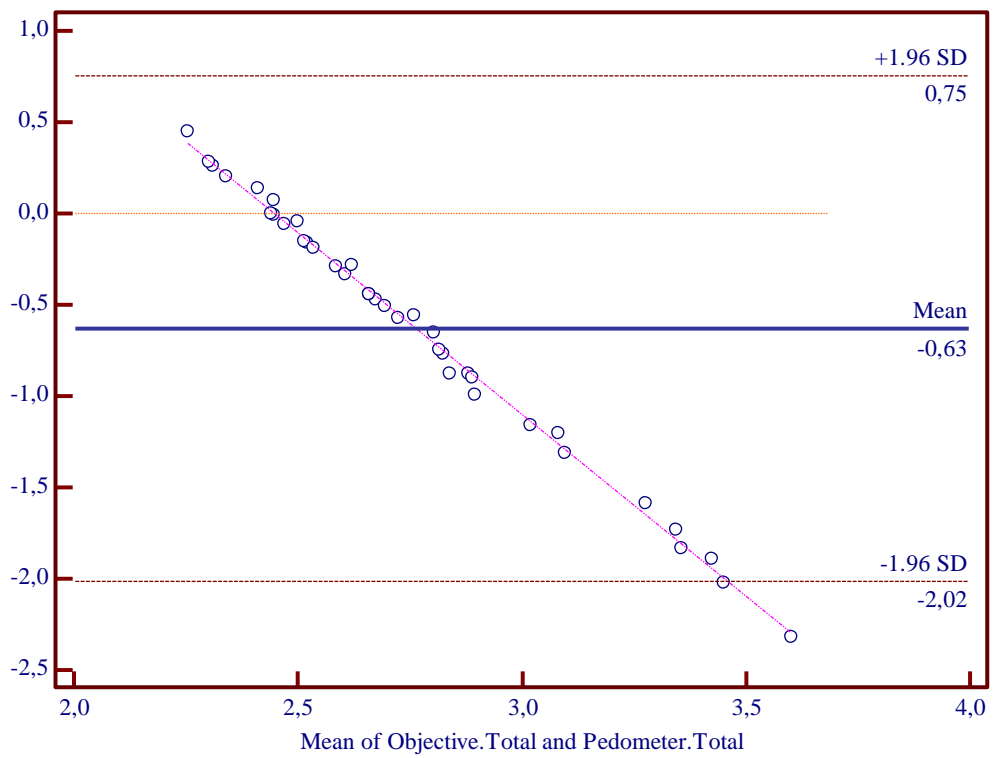
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση της διανυθείσας απόστασης στο σύνολο των τριών δοκιμασιών



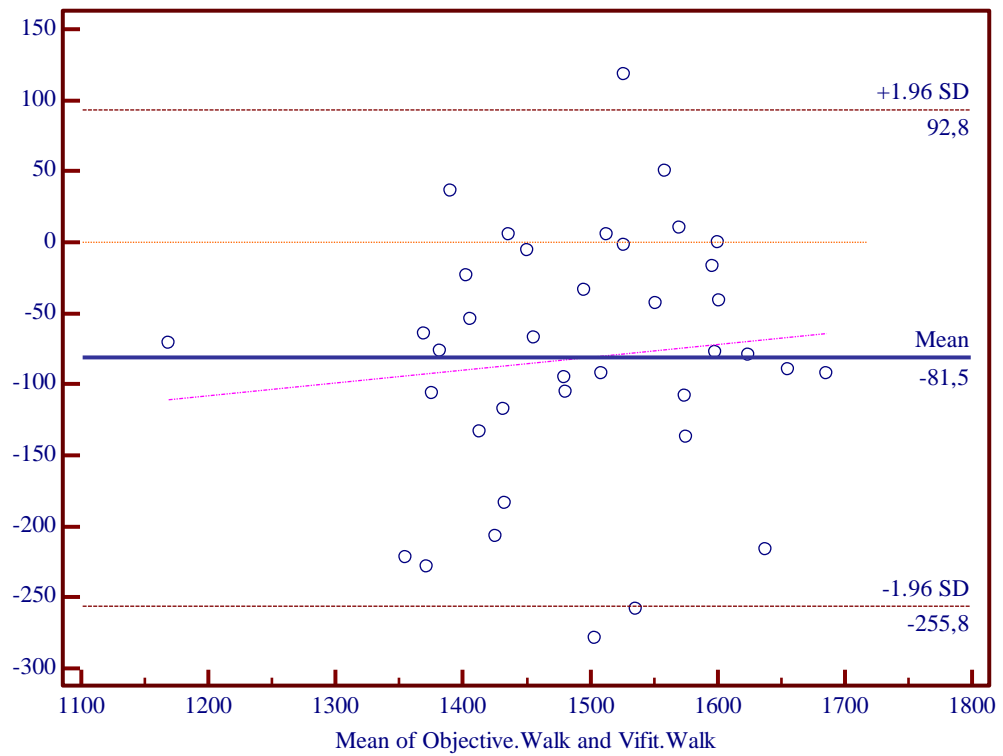
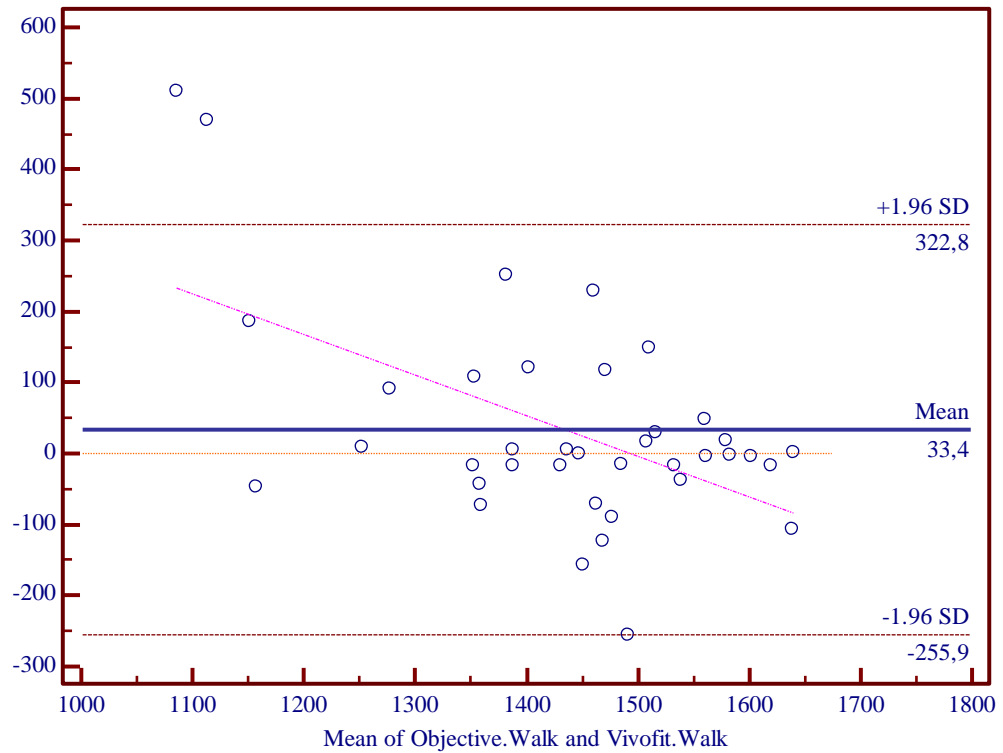


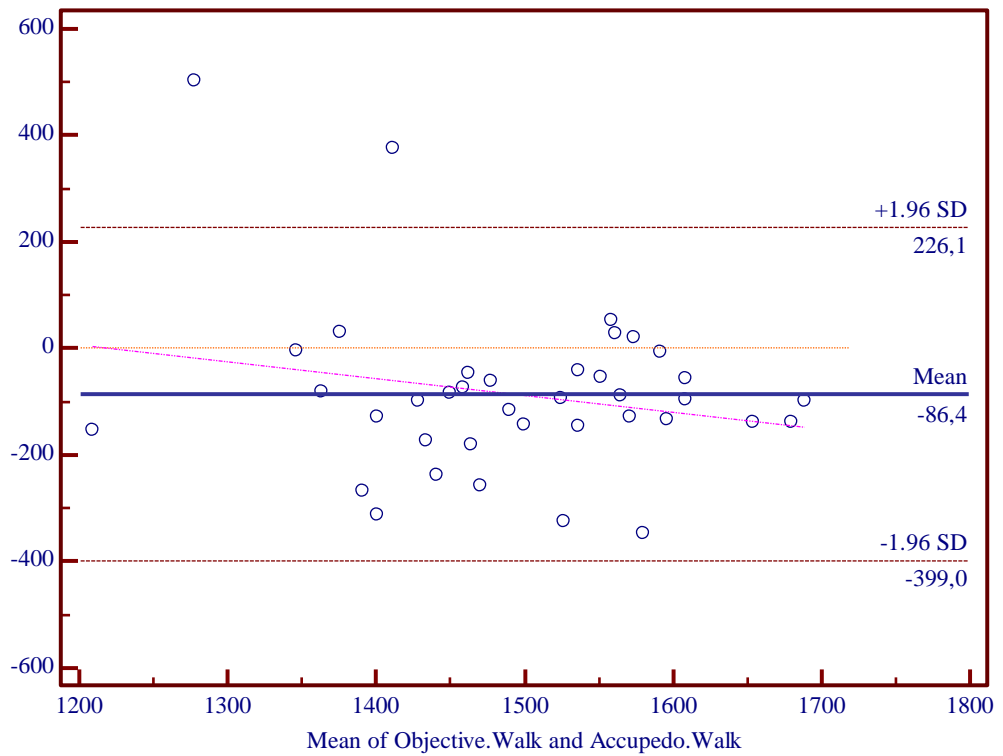
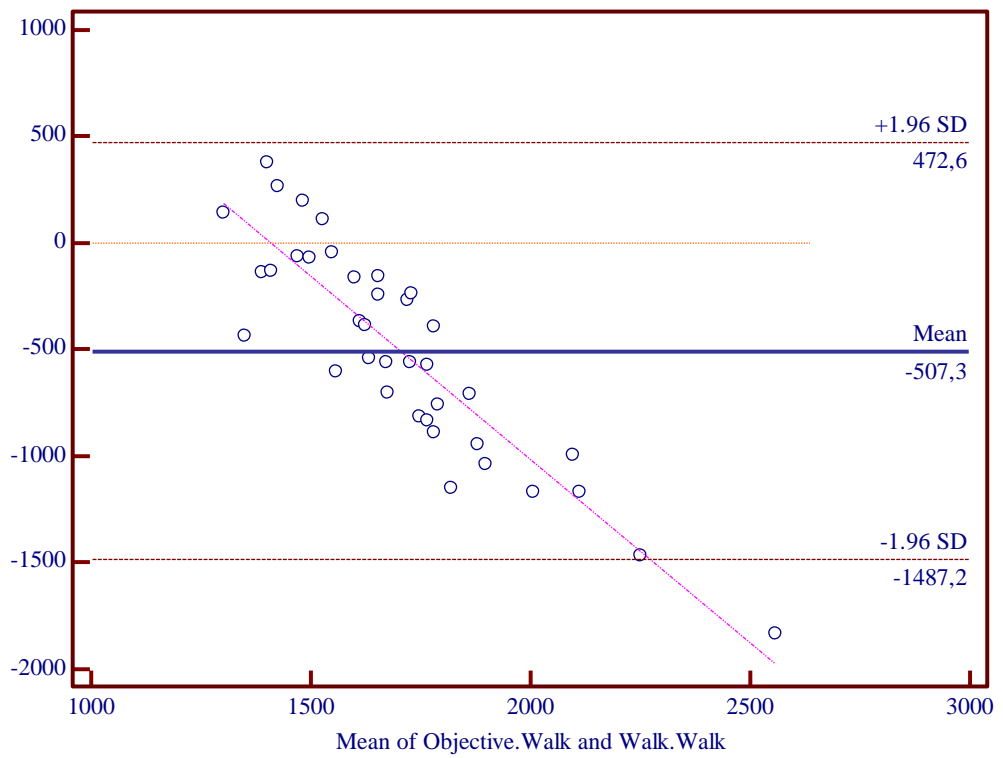


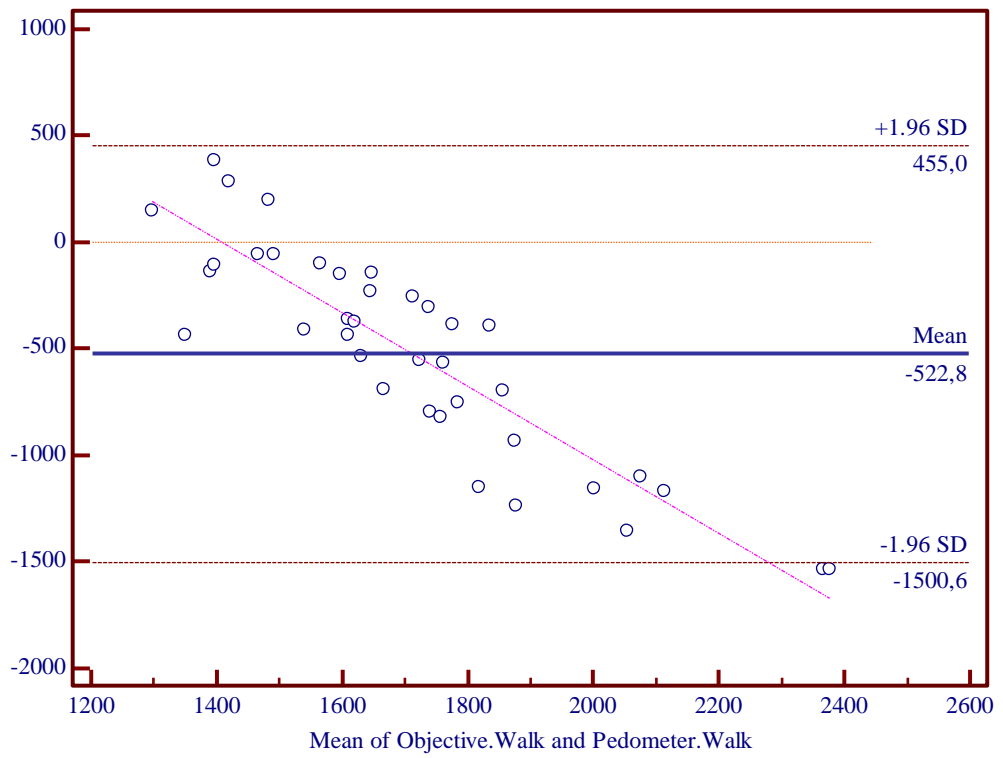




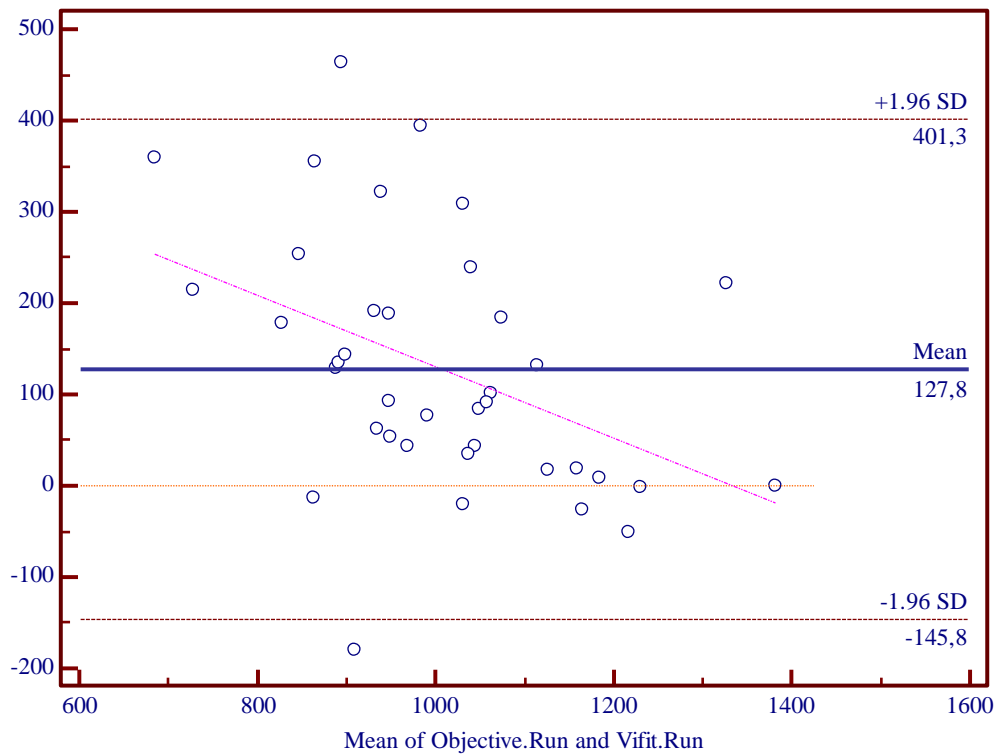
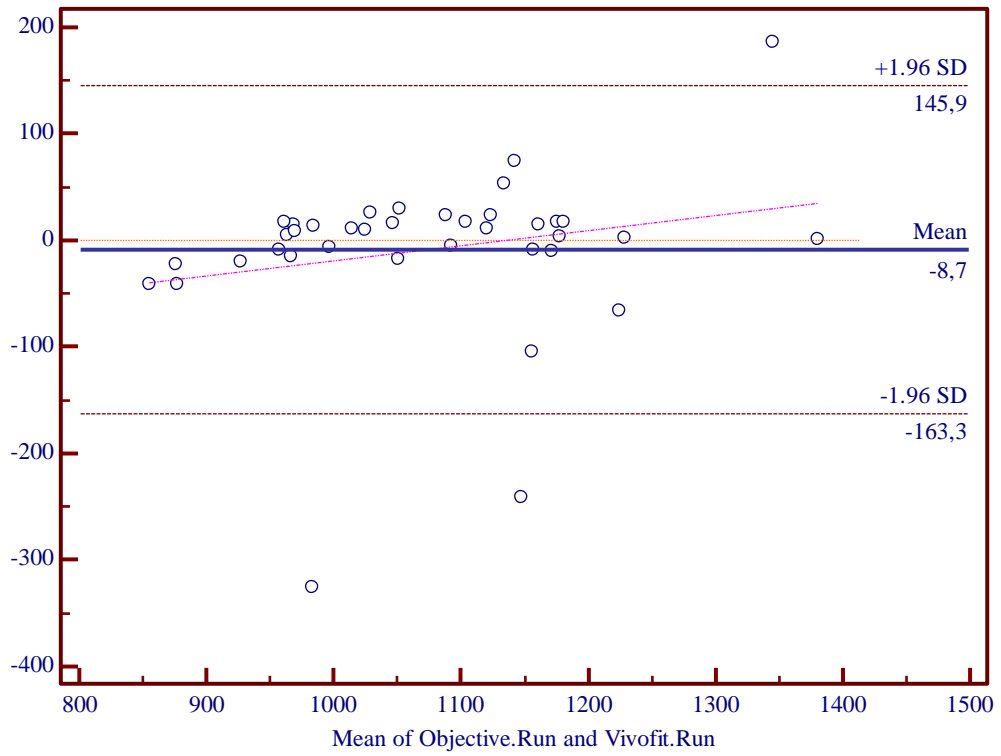
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση των βημάτων κατά τη βόδιση

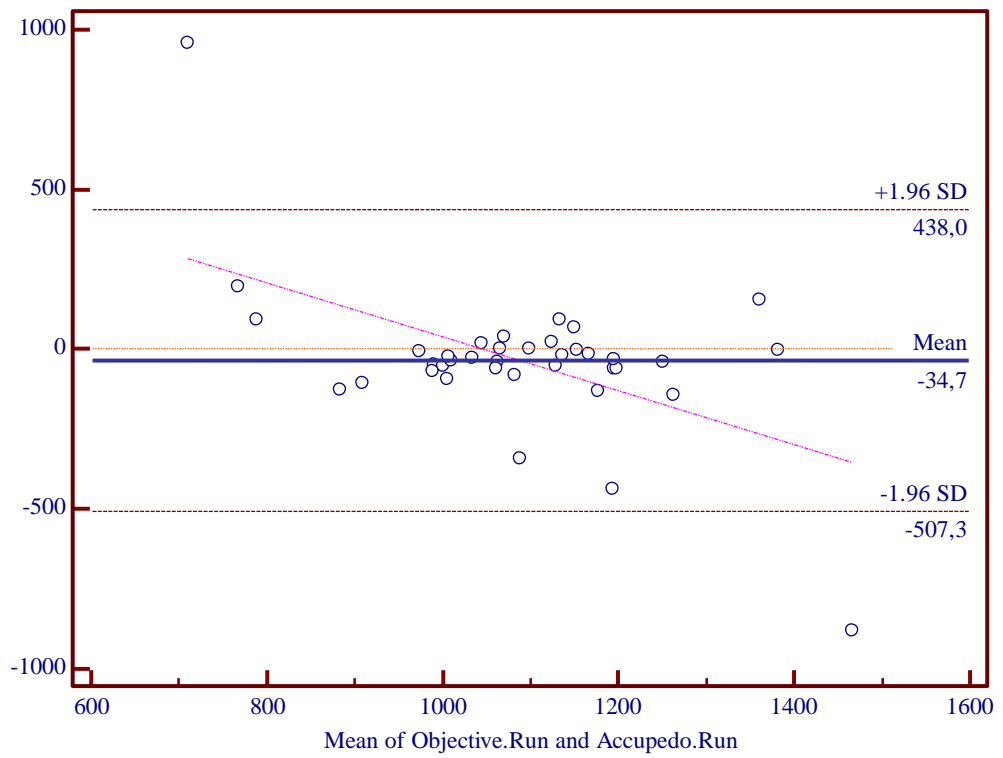
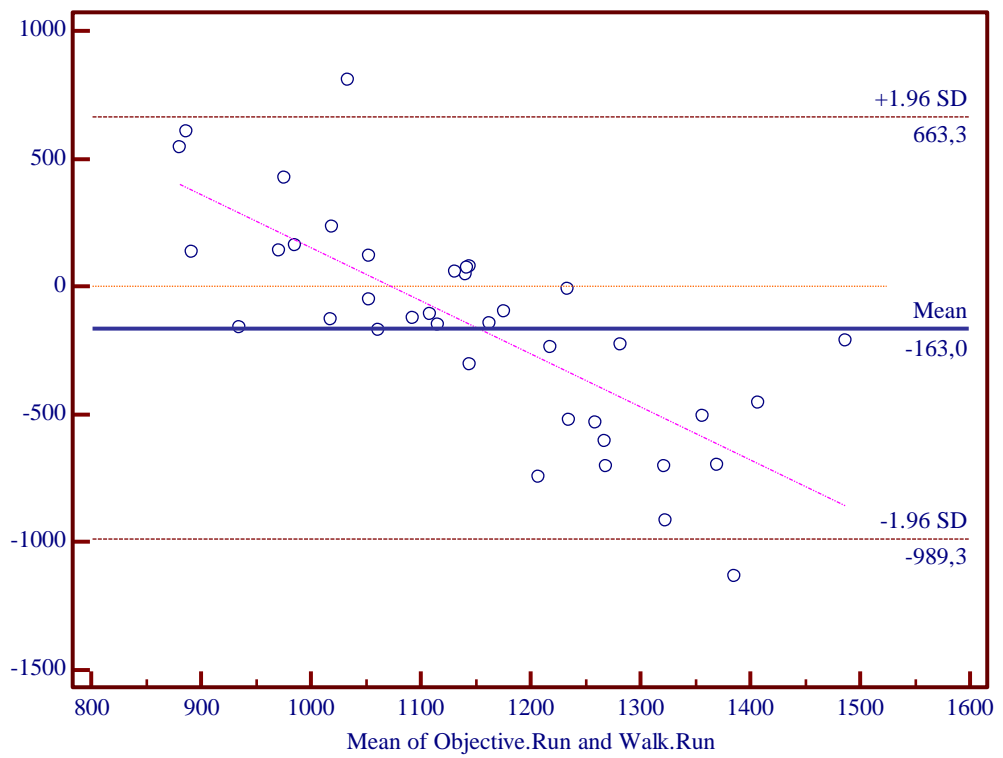


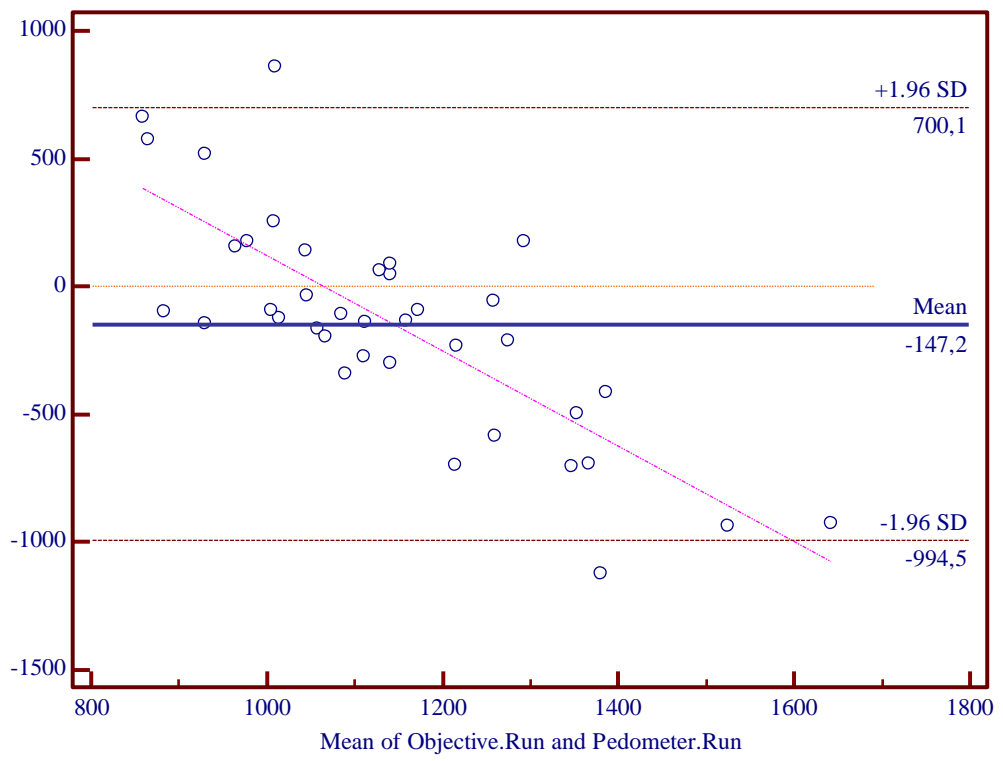




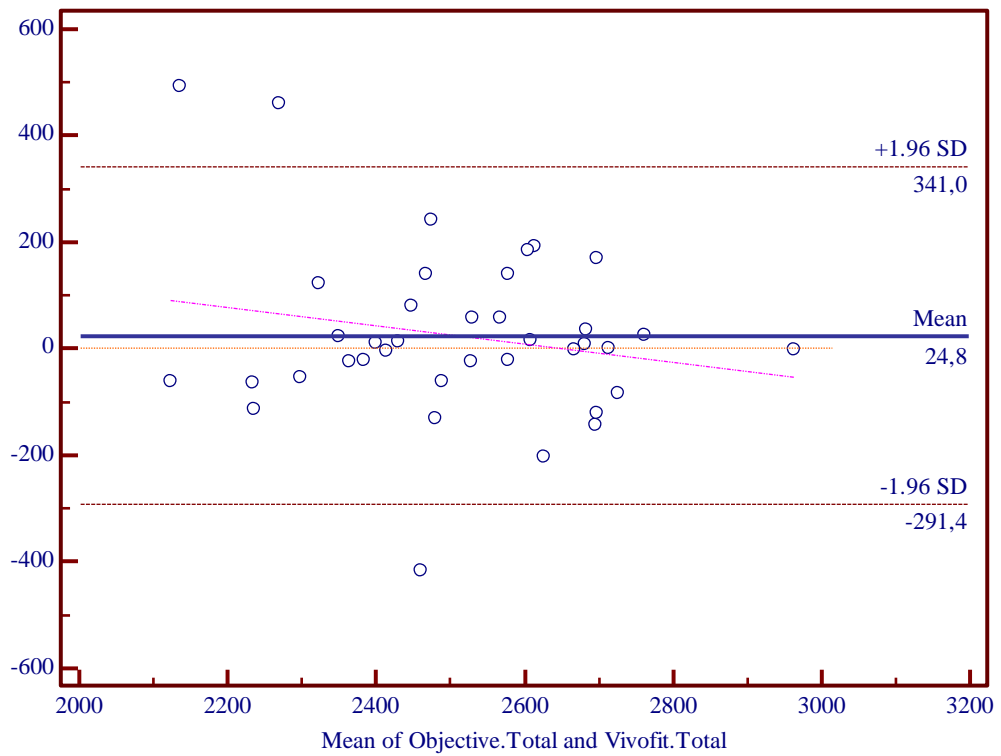
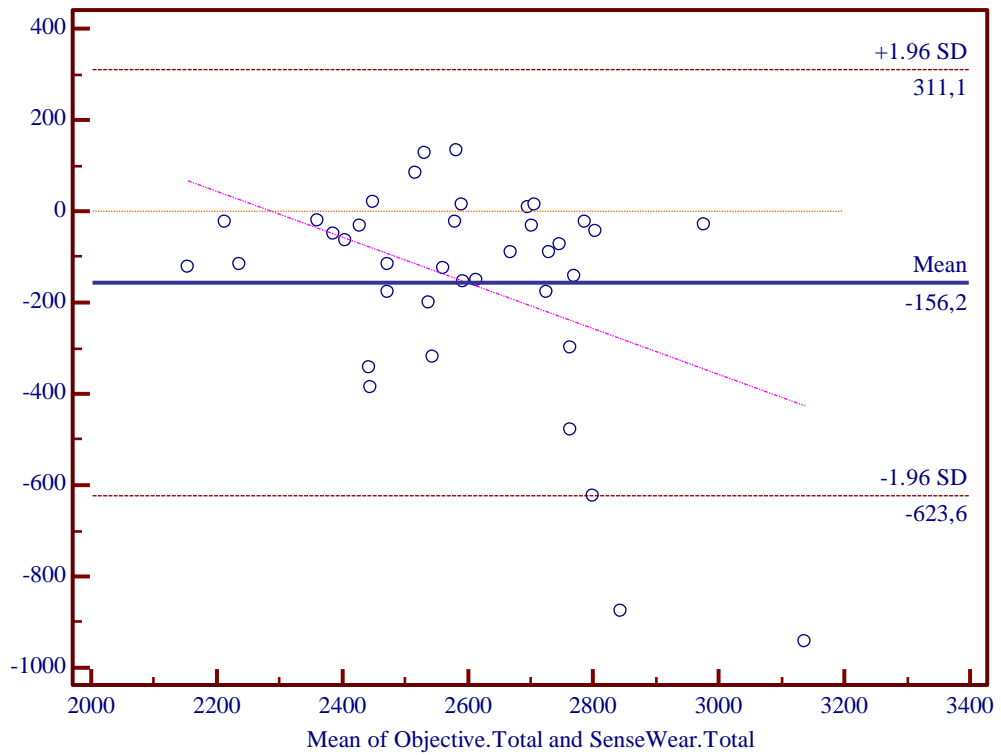
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση των βημάτων κατά το τρέξιμο

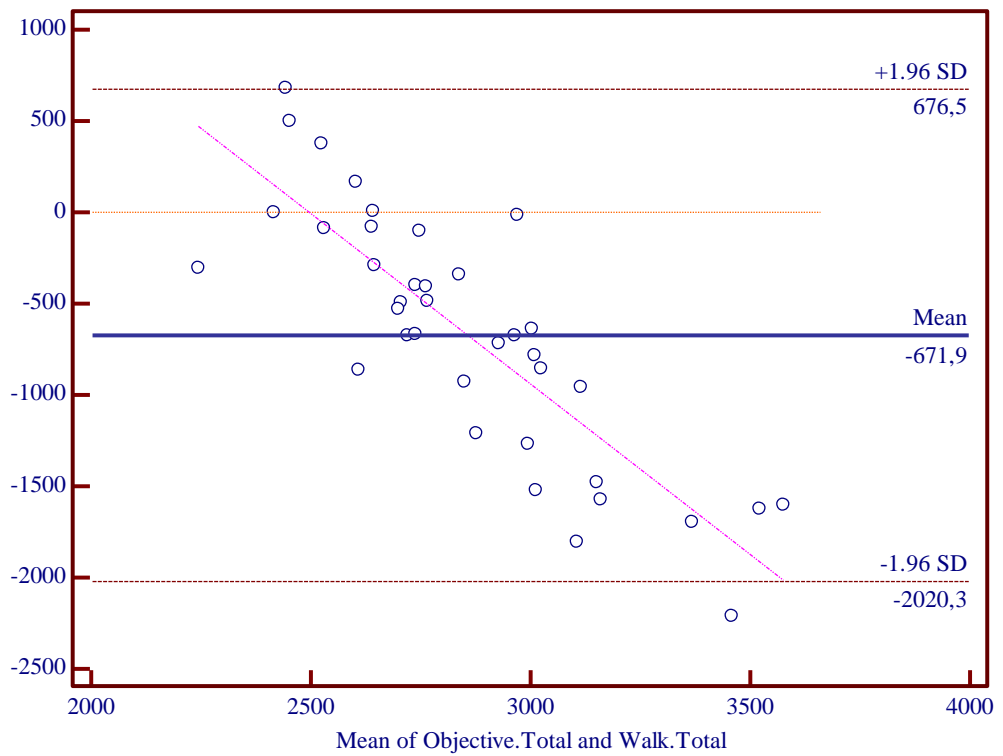
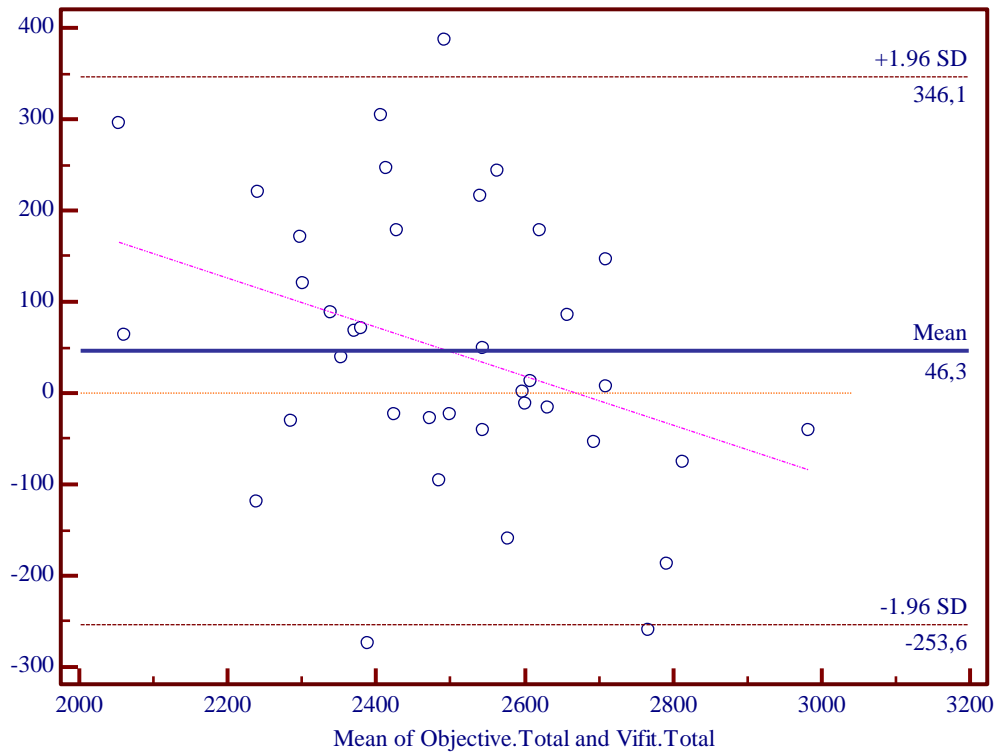


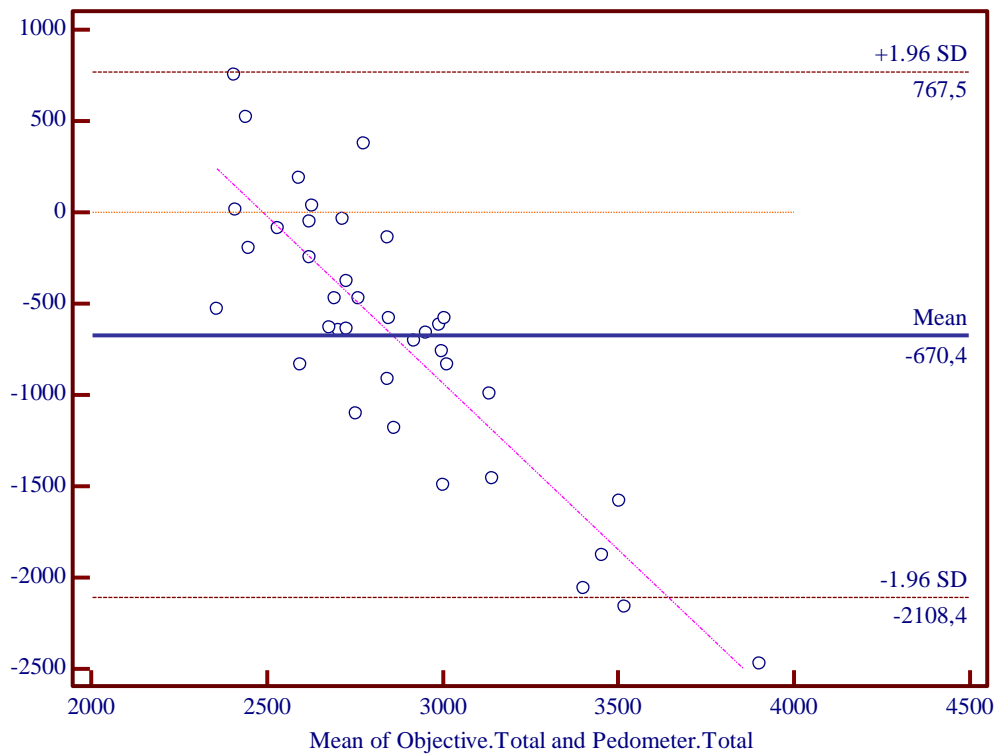
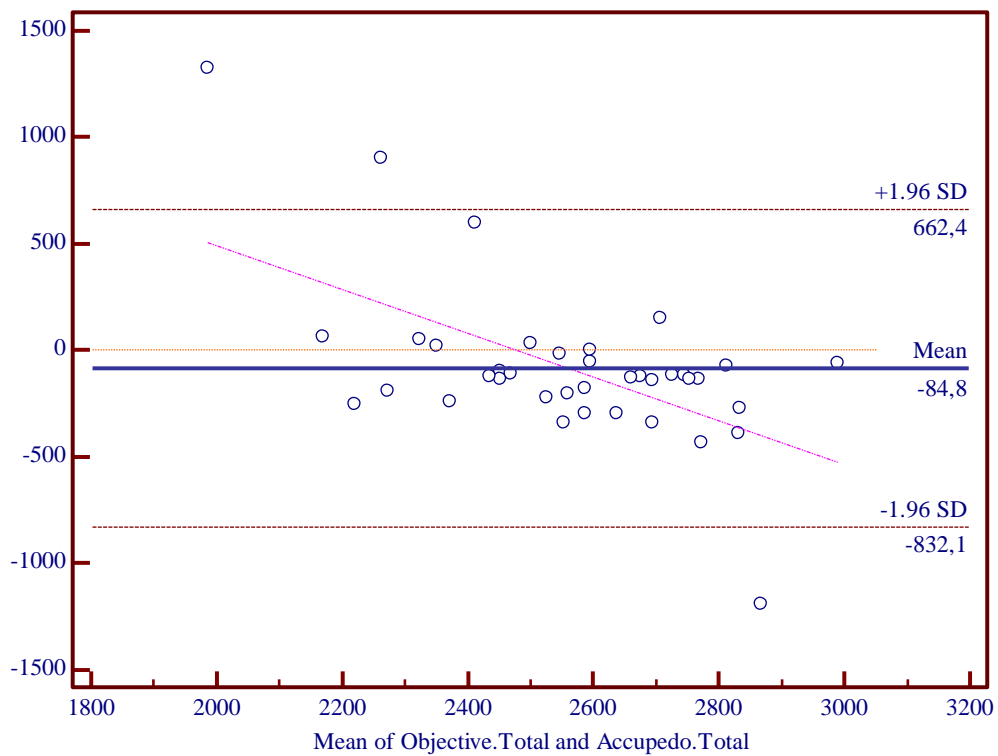




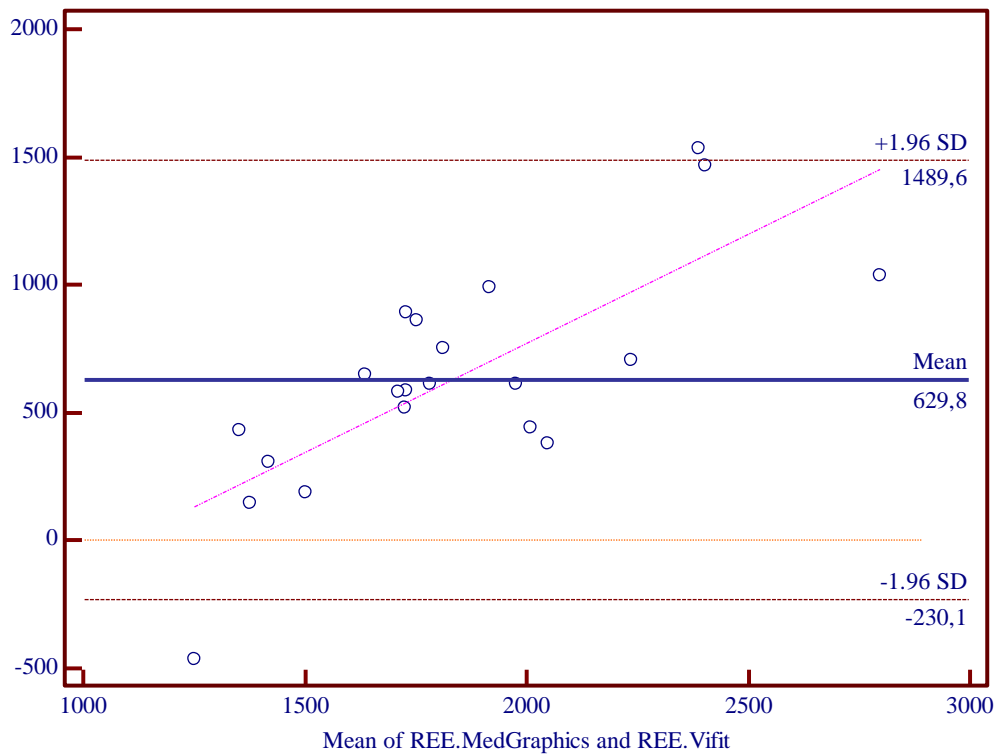
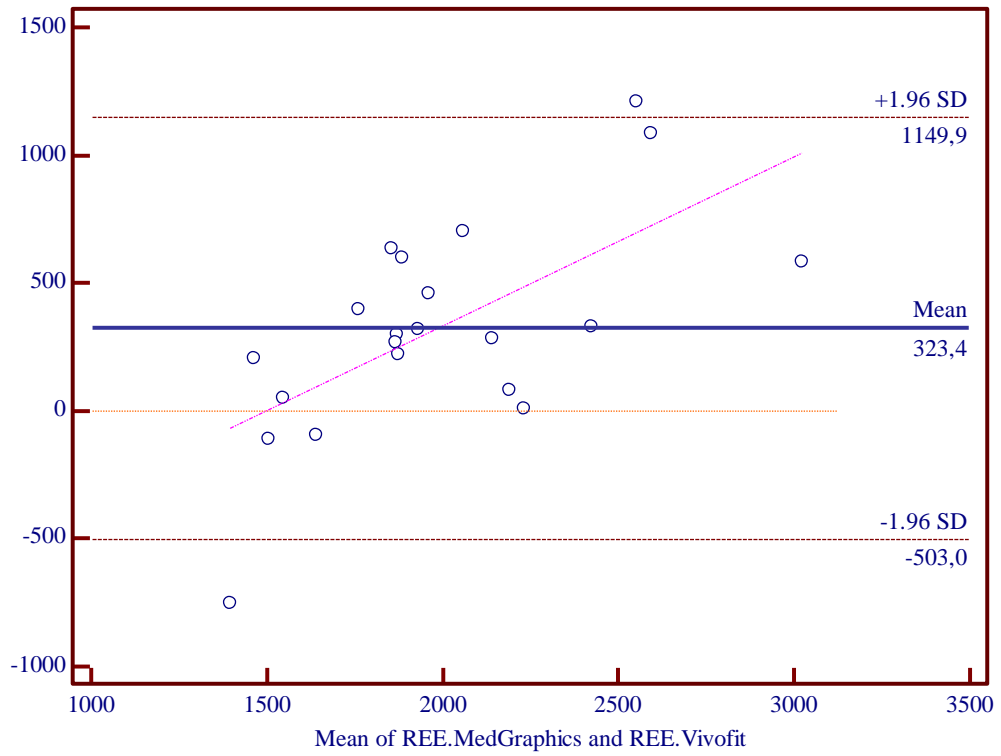
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση των βημάτων στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

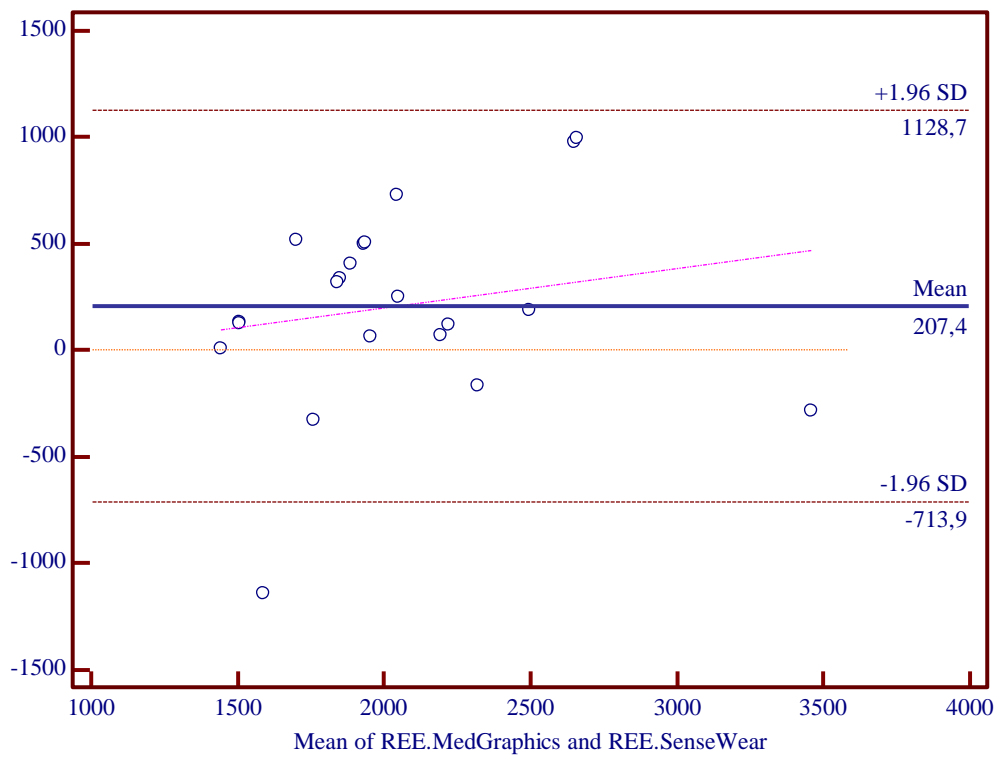




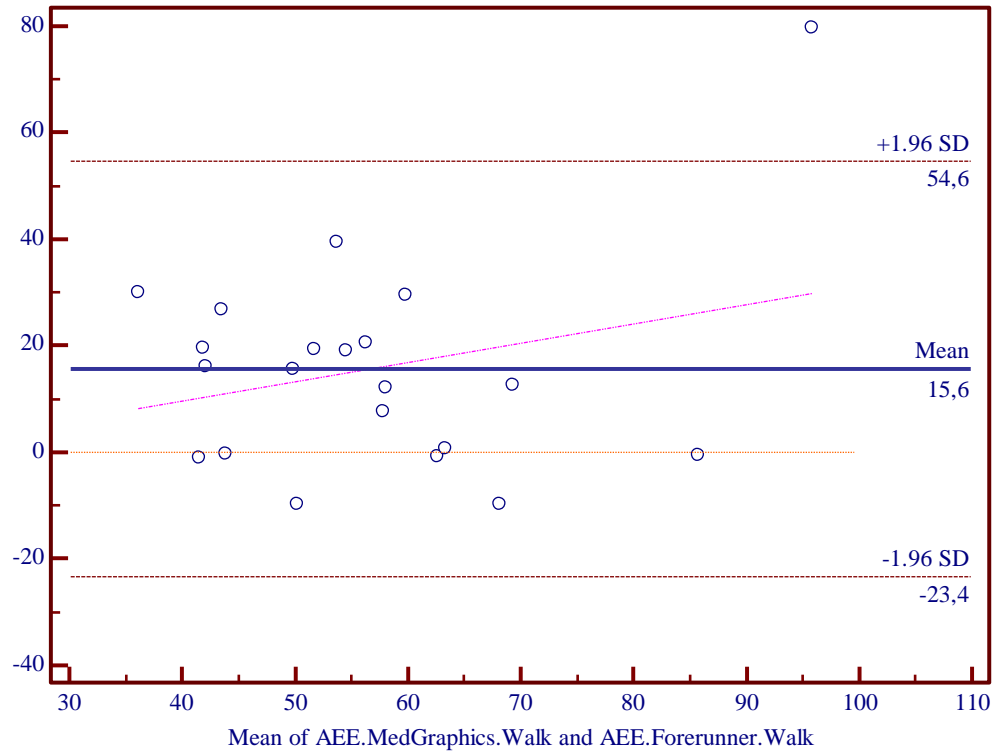
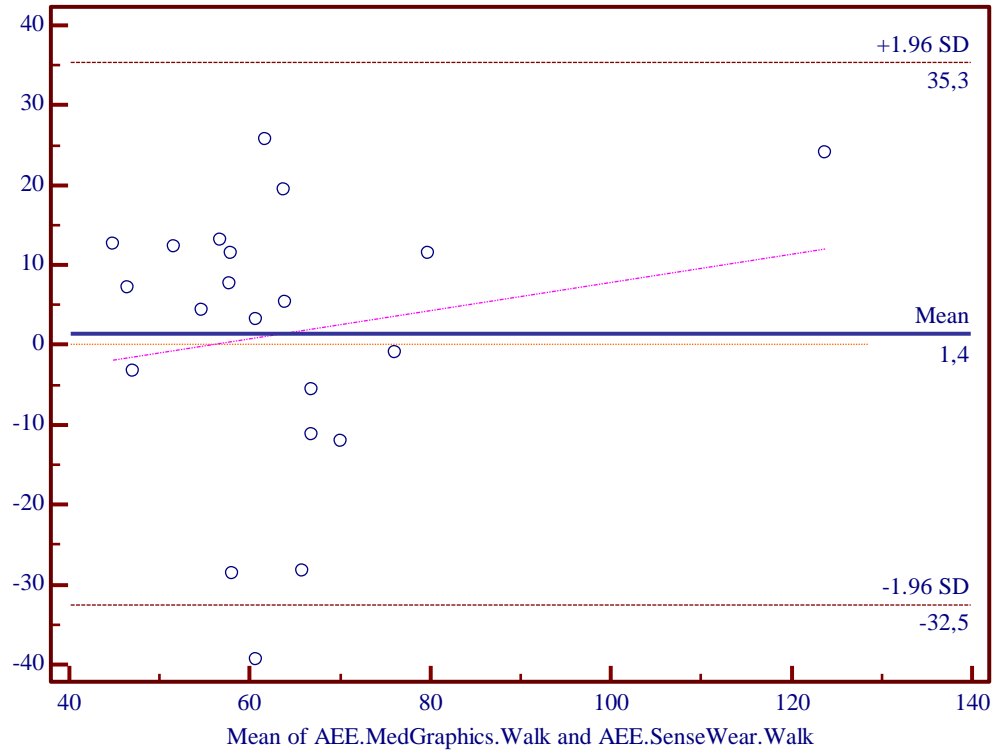


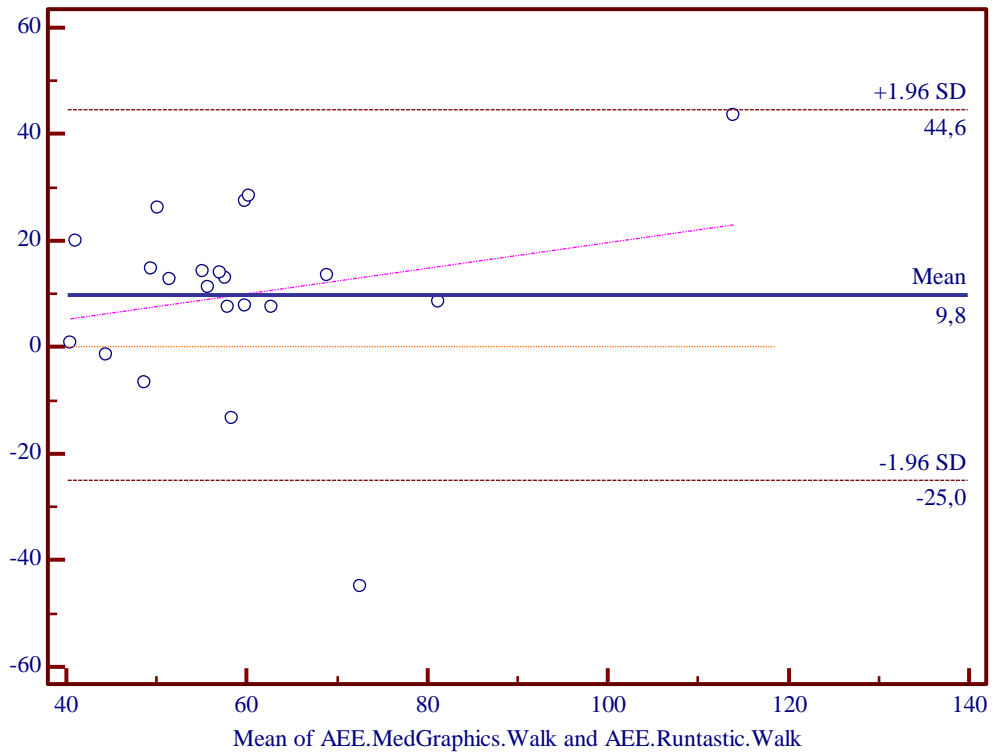
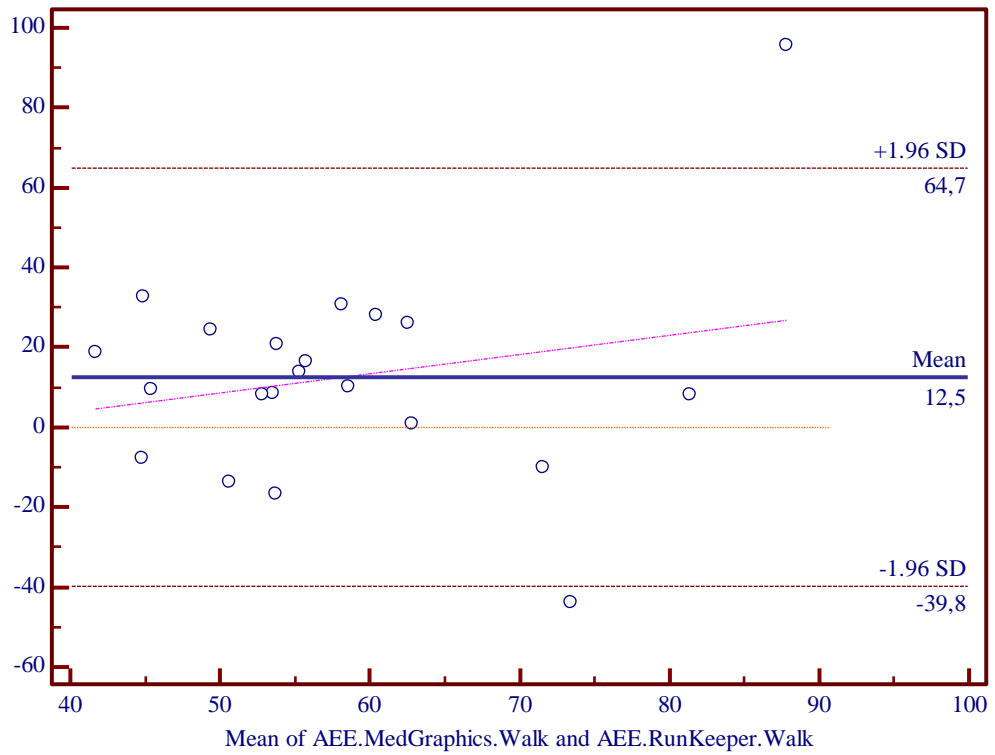
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση ΕΔ ηρεμίας

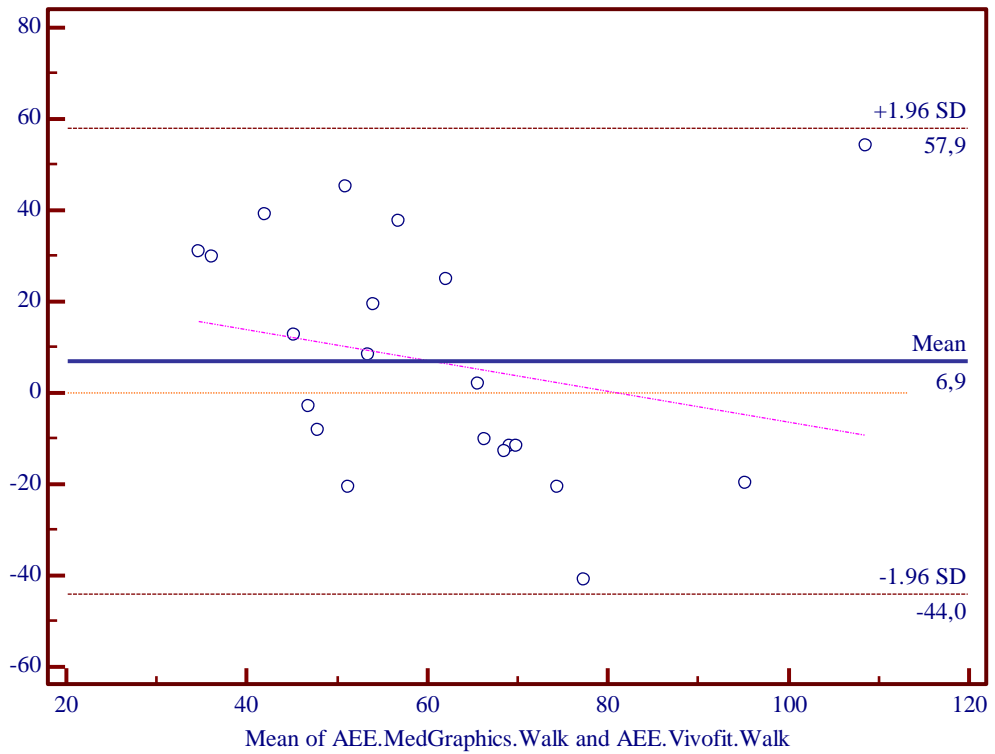
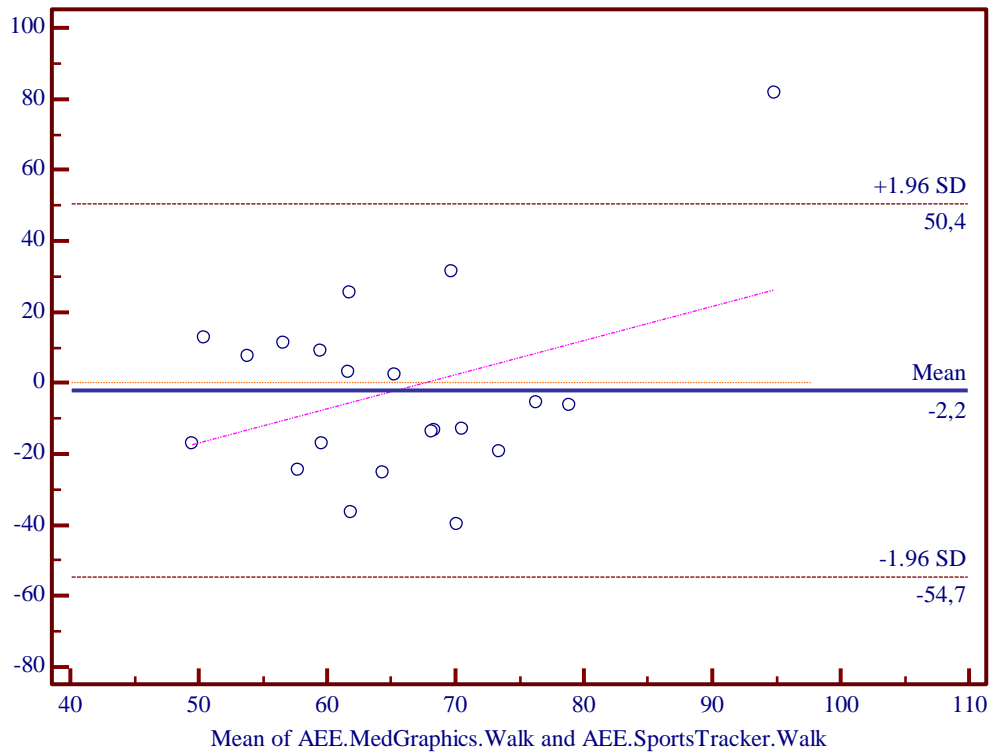


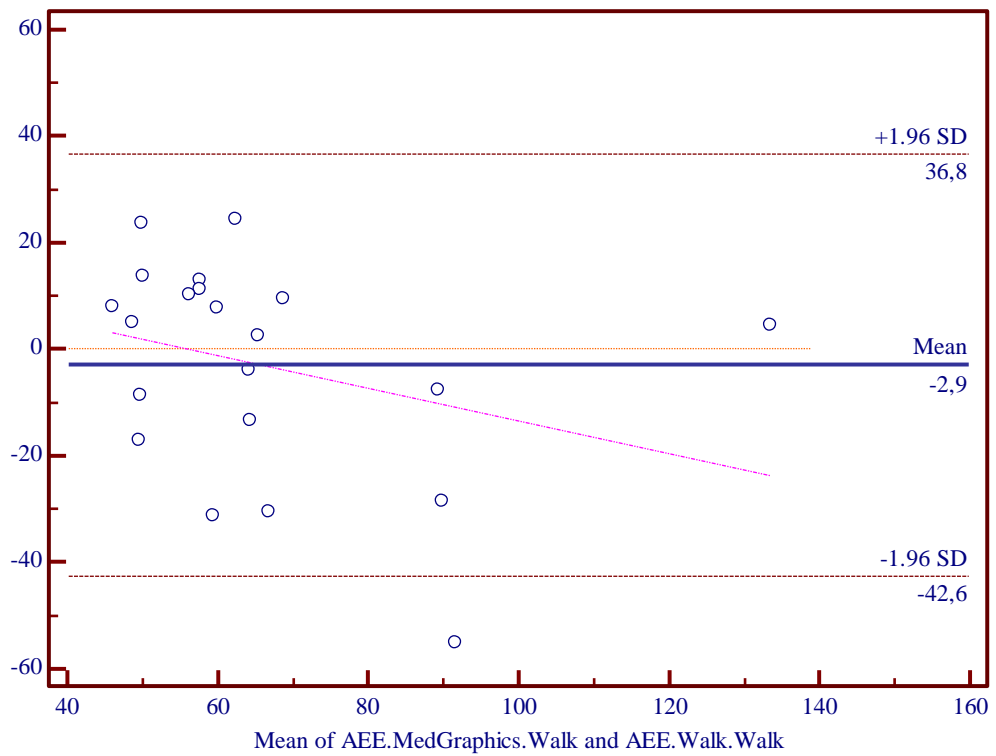
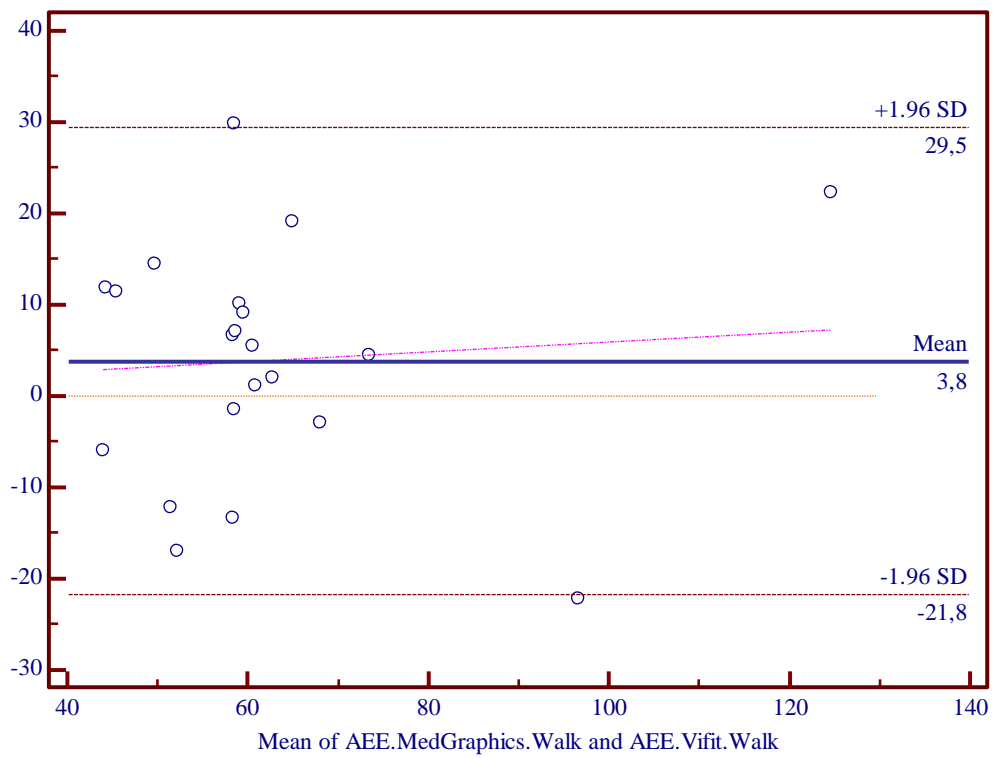


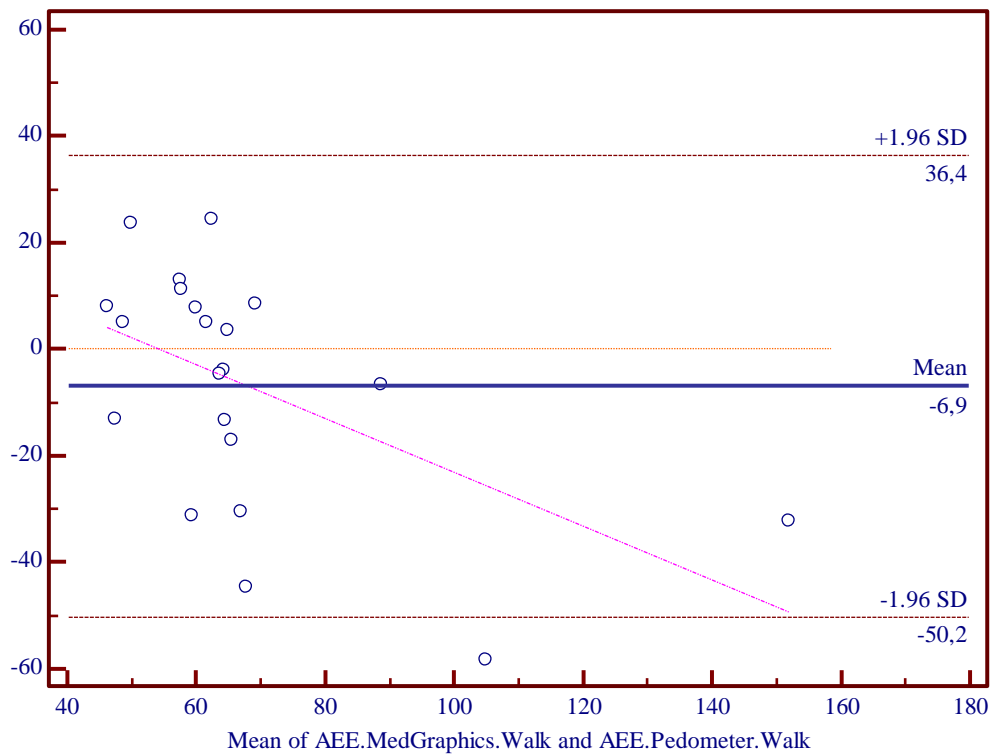
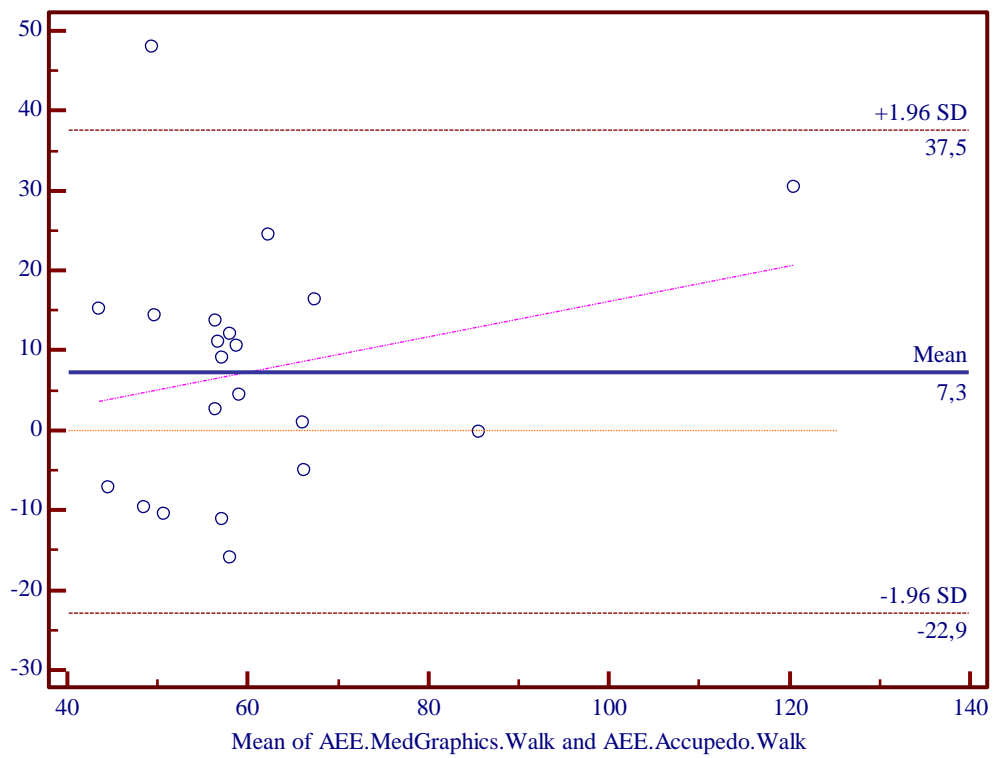
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση ΕΔ άσκησης κατά τη βόδιση



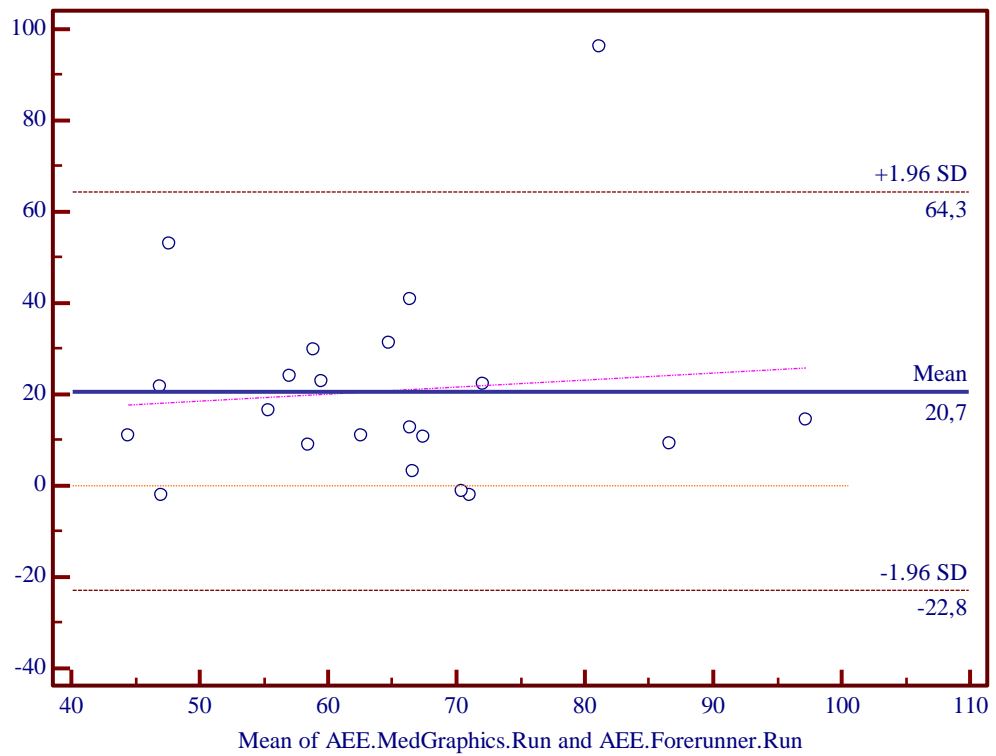
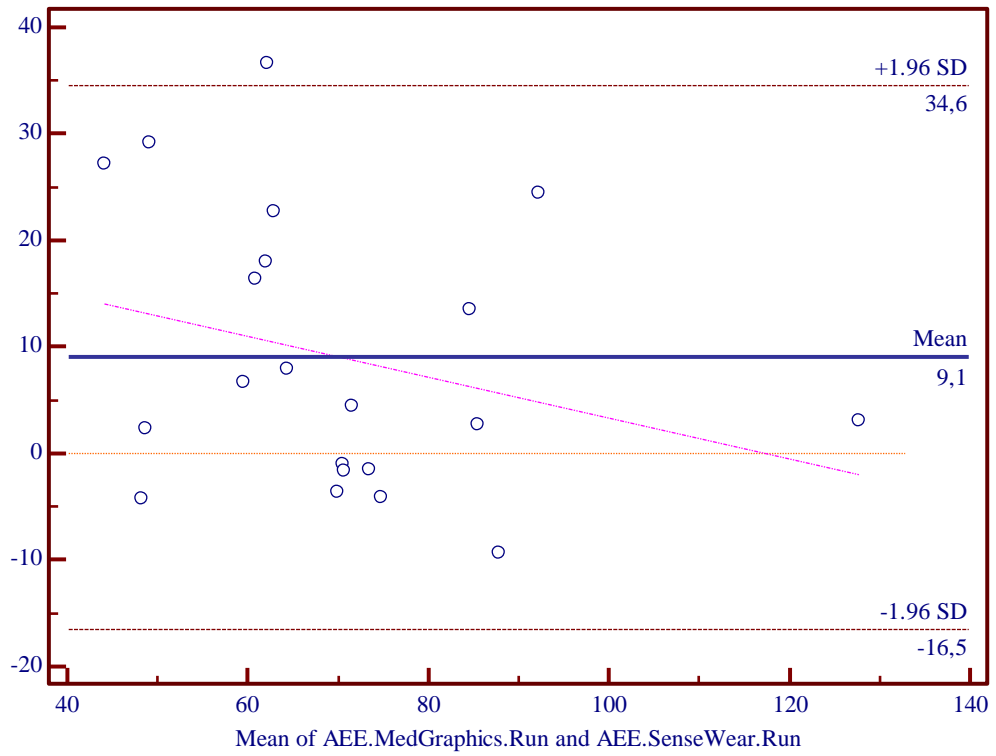


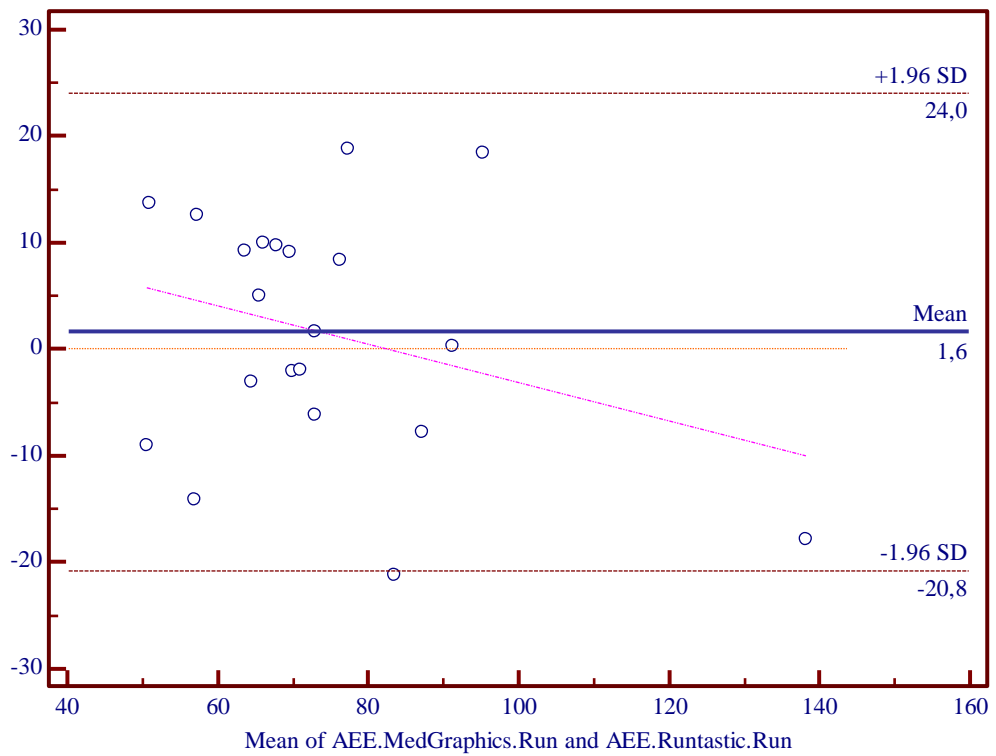
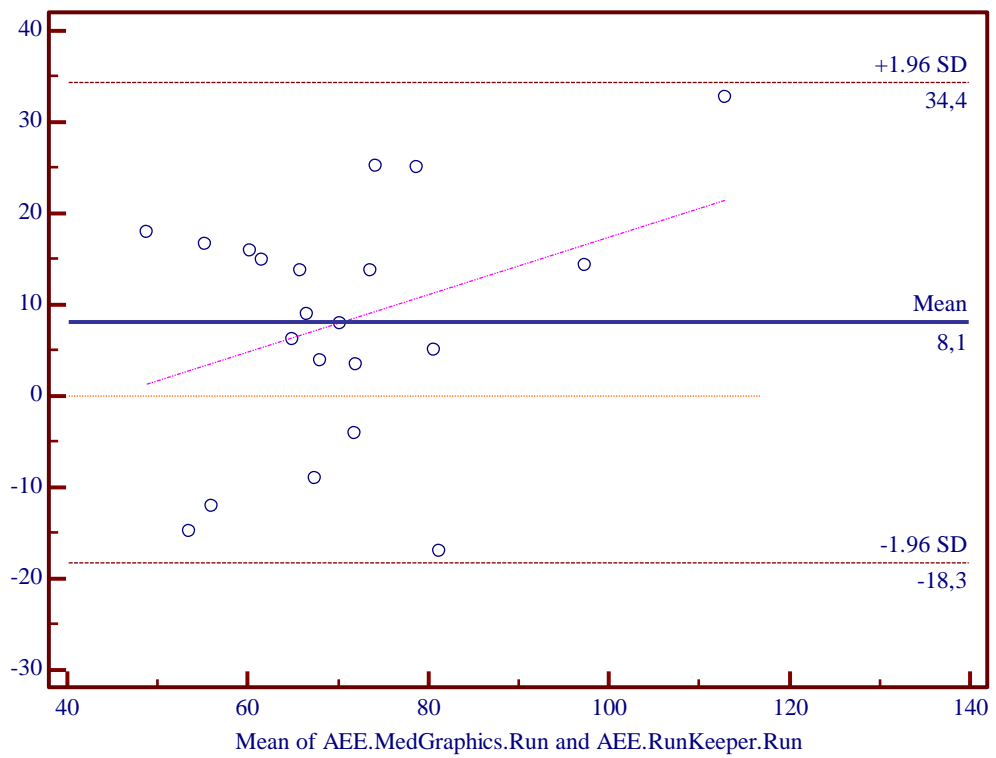


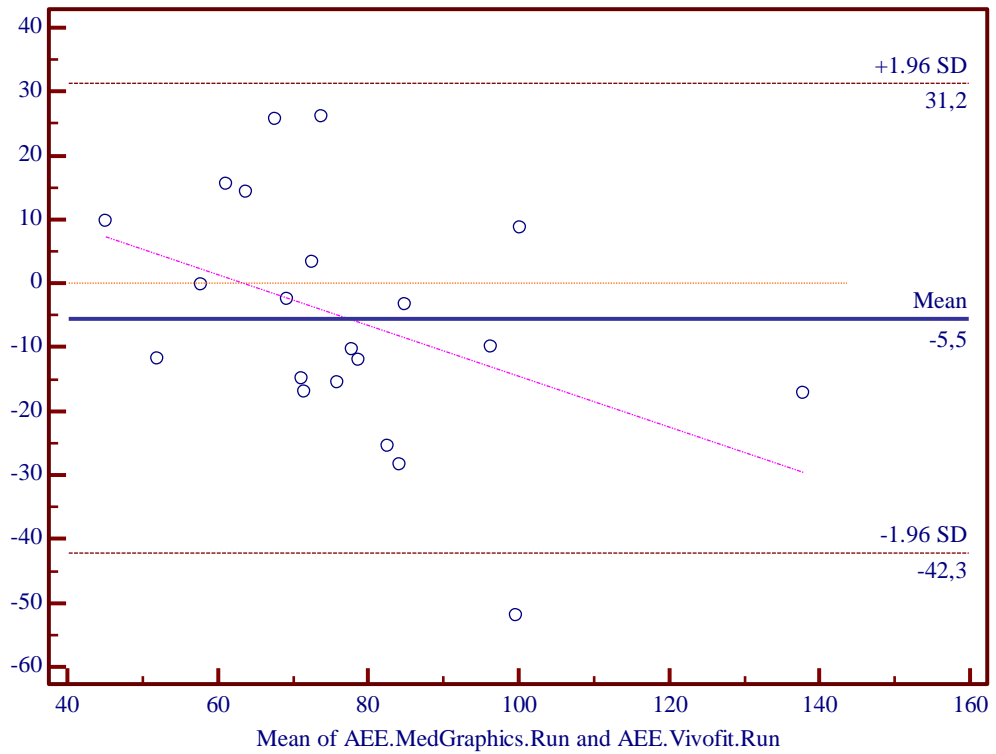
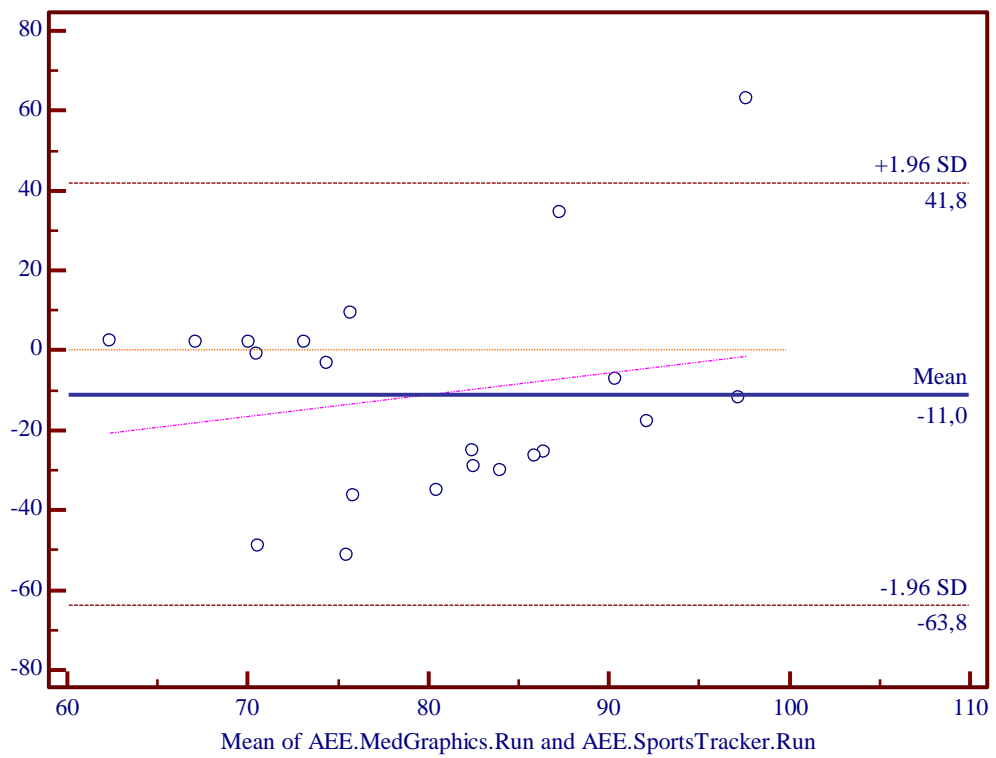


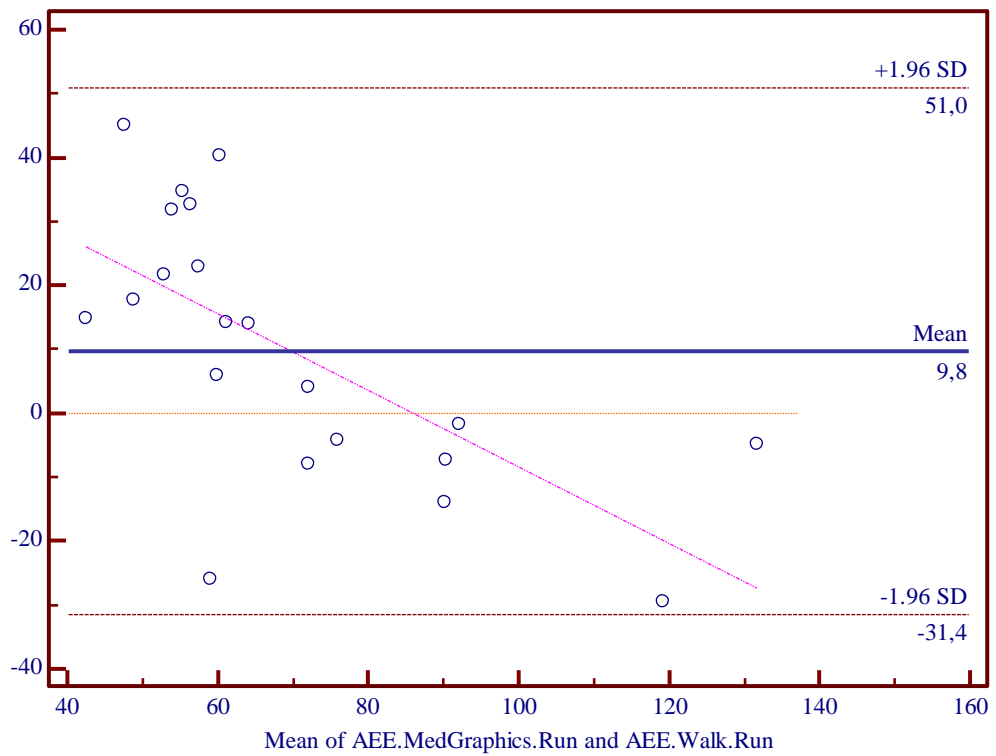
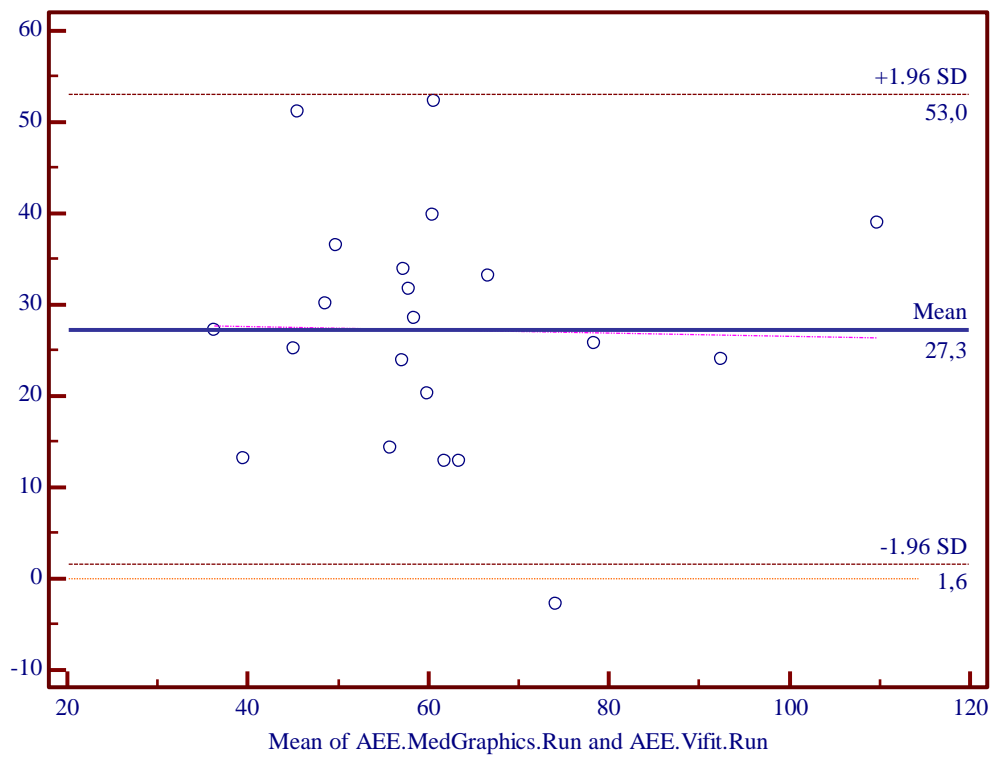


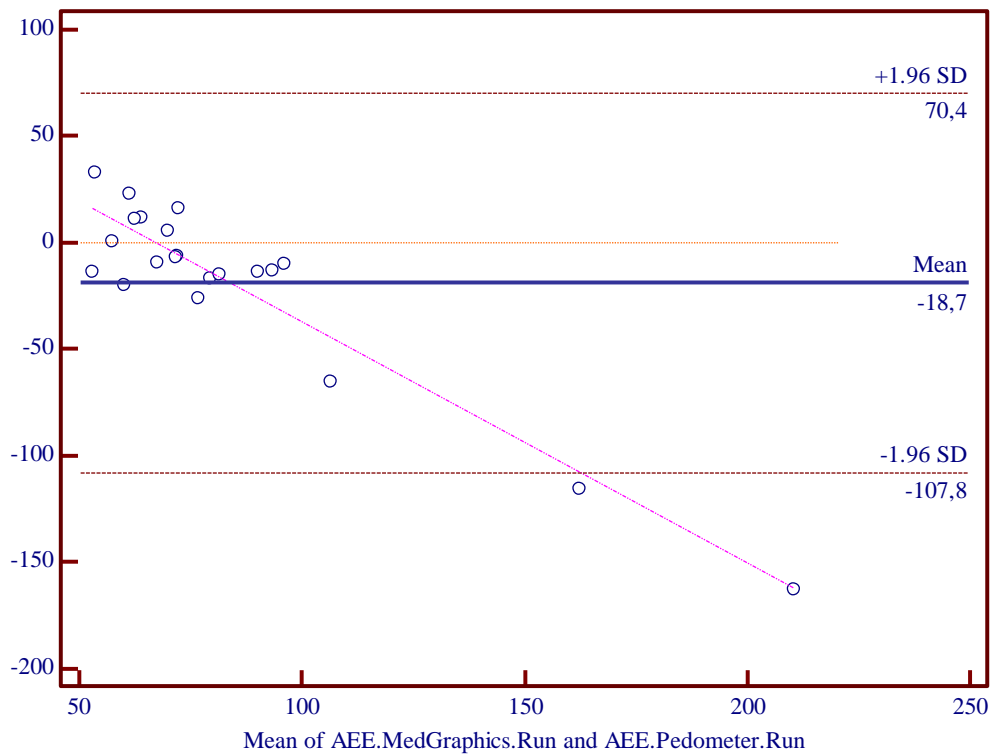
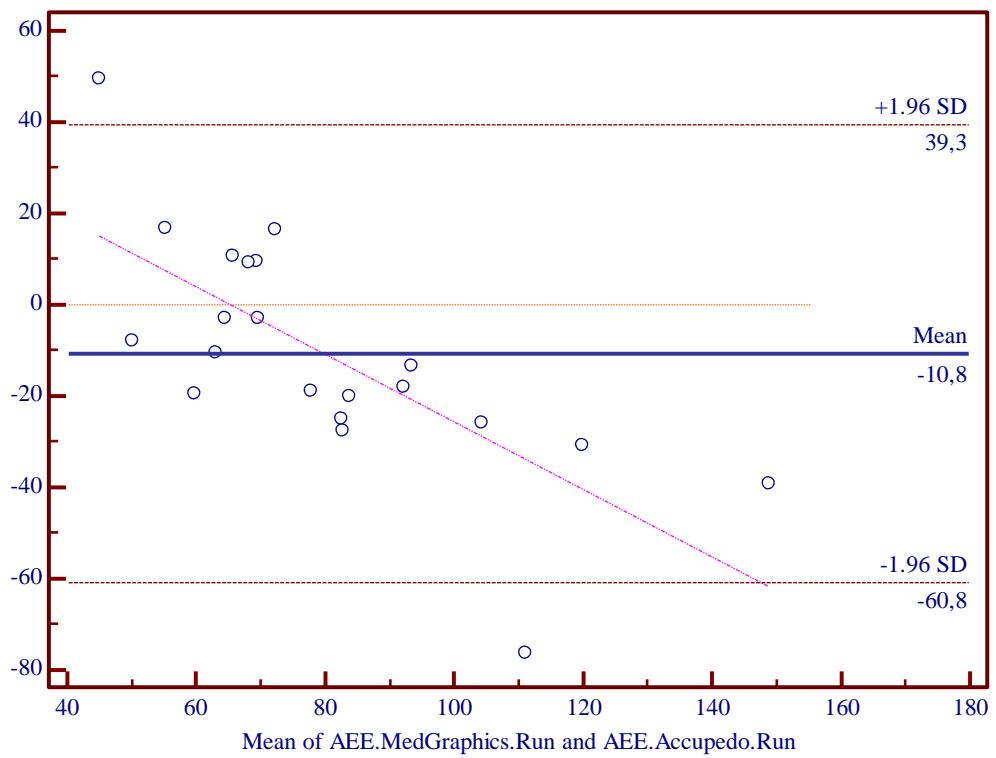
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση ΕΔ άσκησης κατά το τρέξιμο



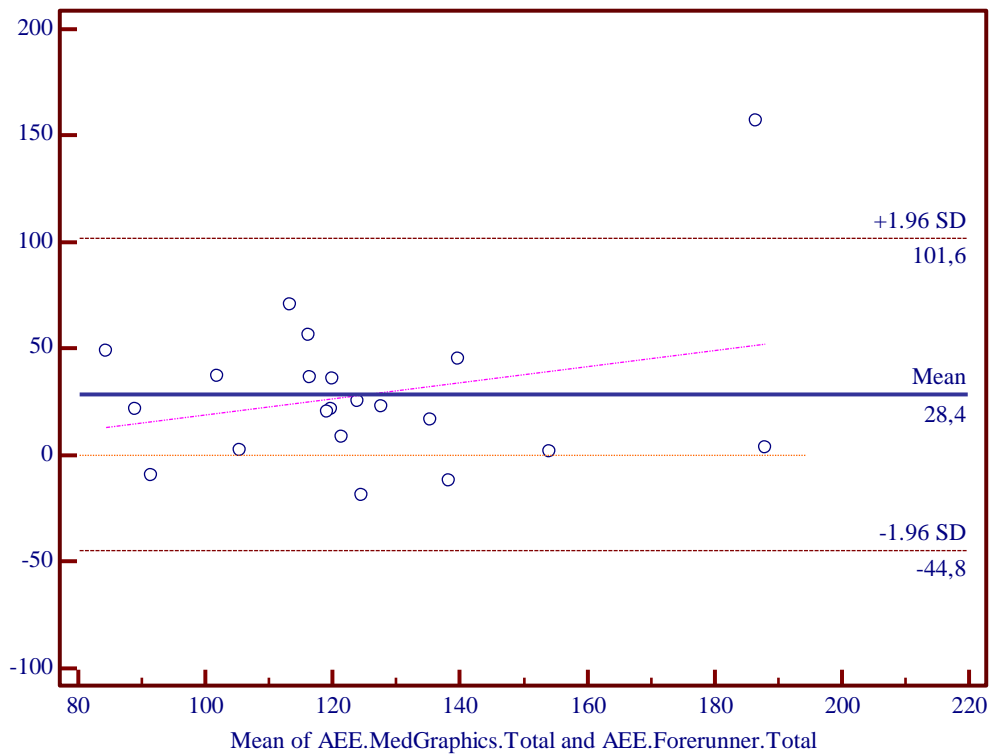
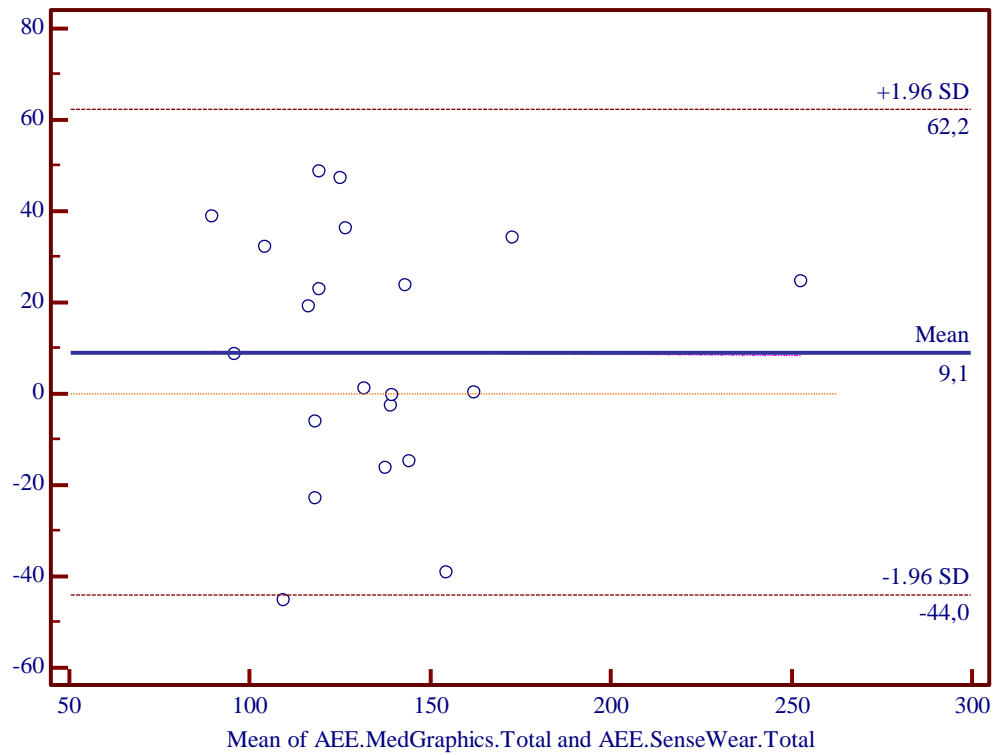


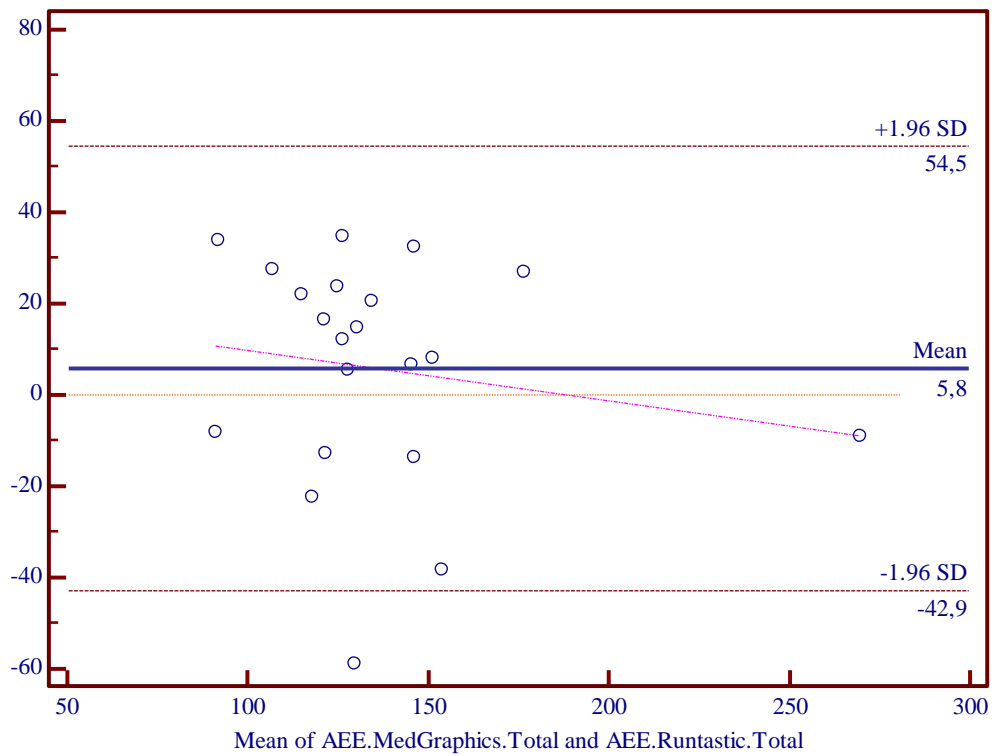
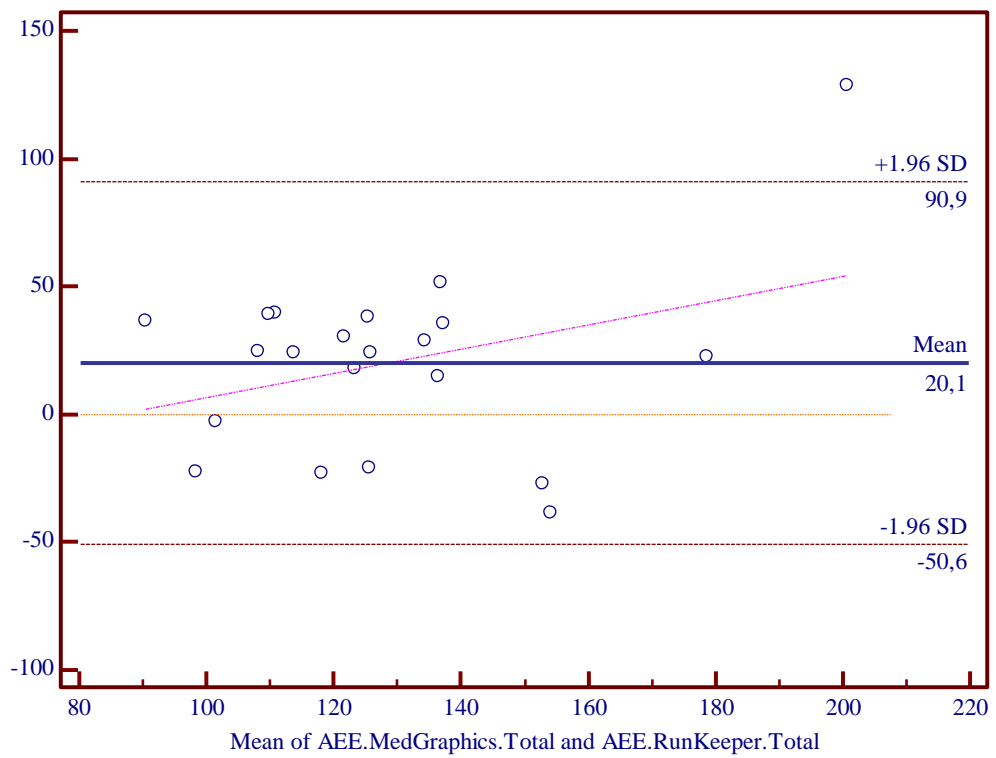


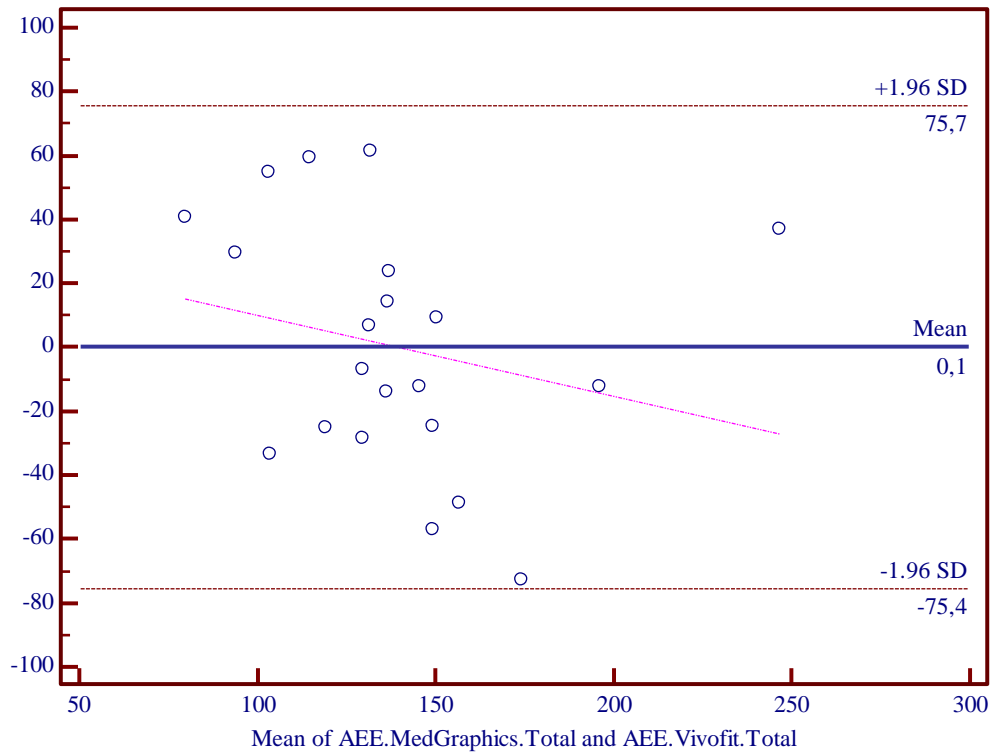
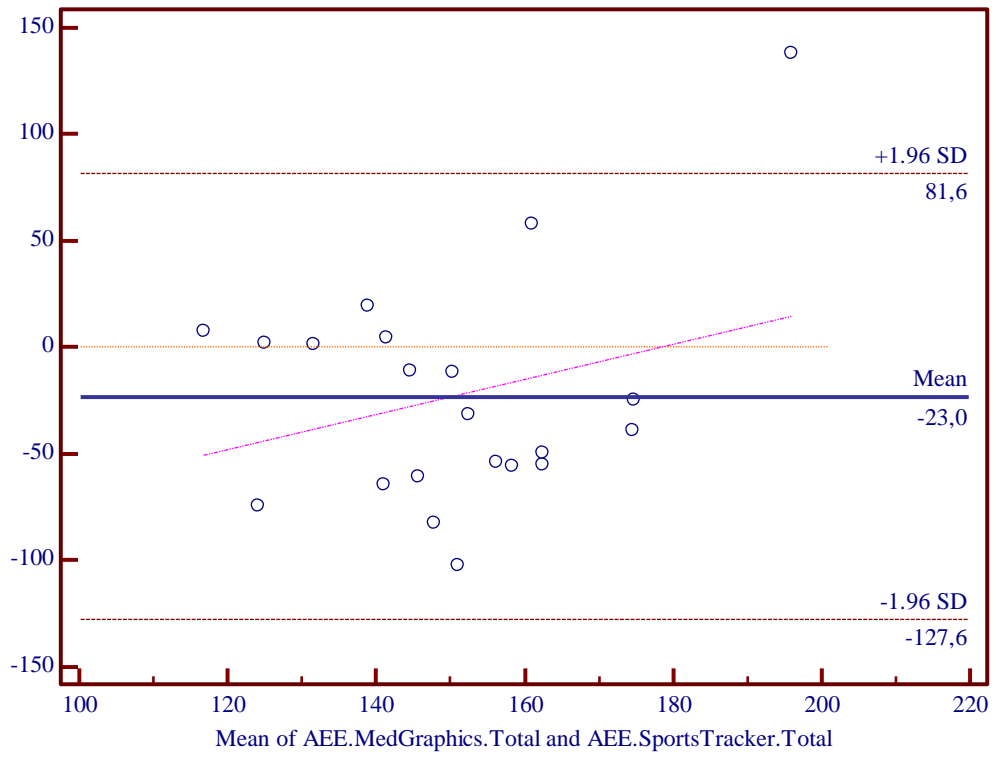


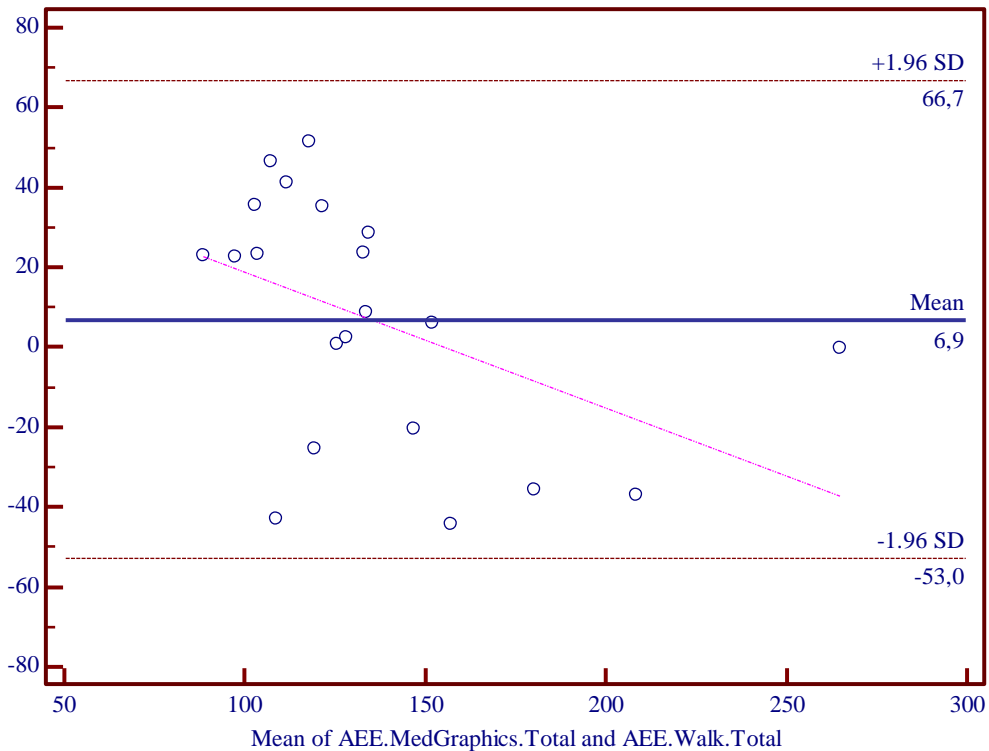
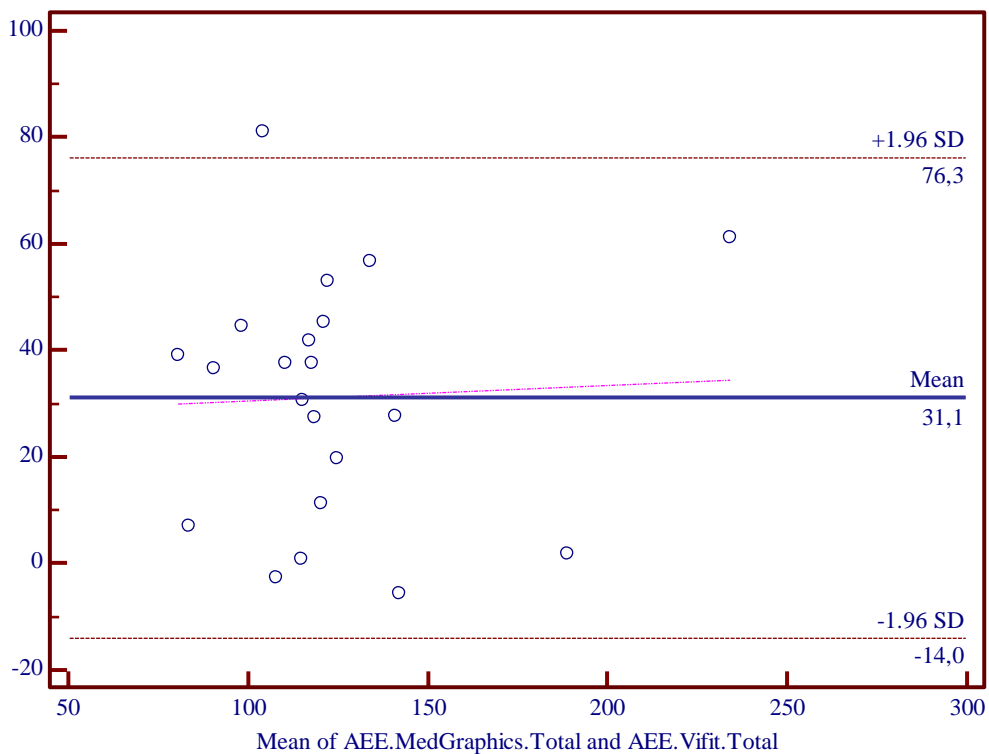


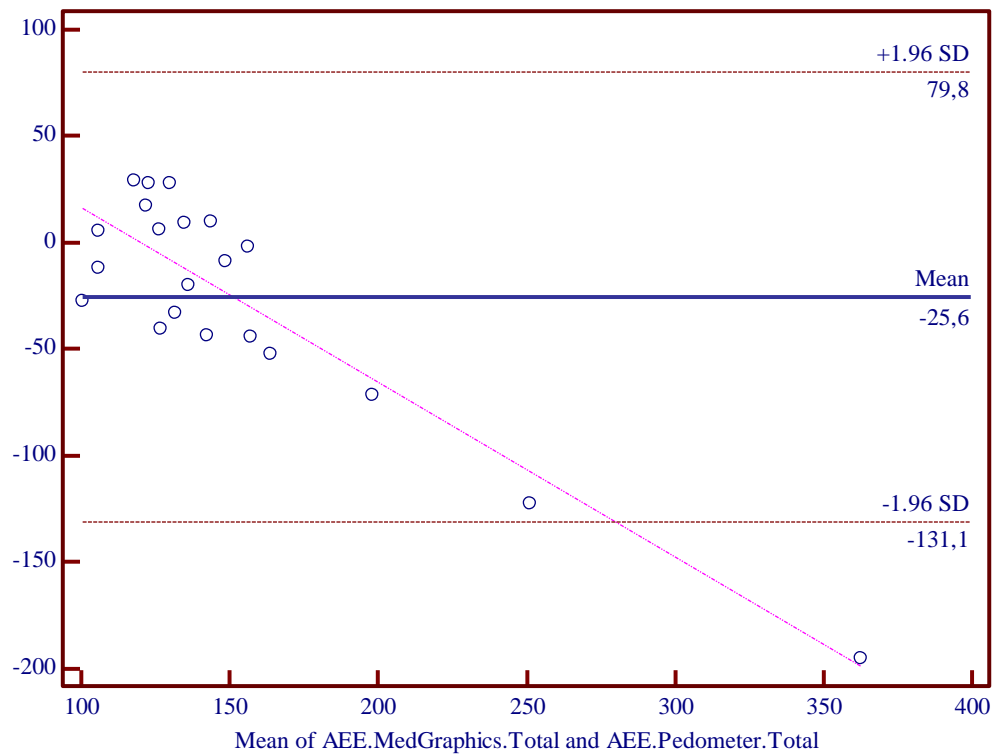
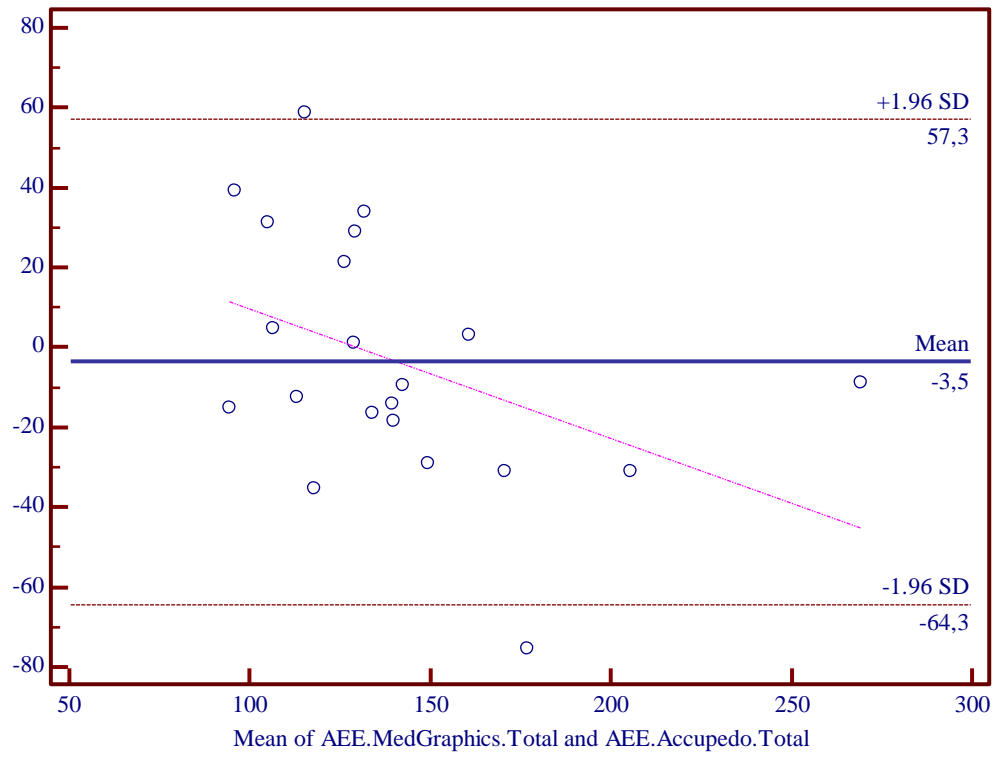
- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση ΕΔ άσκησης στο σύνολο των τριών δοκιμασιών











- Γραφήματα Bland-Altman για την σύγκριση συνολικής ΕΔ στο σύνολο των τριών δοκιμασιών

