



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Wearable τεχνολογία και θερμοδομετρία στον αθλητισμό

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σαμιώτης Δημήτρης

Επιβλέπων: Δημήτριος Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2019



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Wearable τεχνολογία και θερμοδομετρία στον αθλητισμό

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σαμιώτης Δημήτρης

Επιβλέπων: Δημήτριος Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή:

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2019

.....

Σαμιώτης Δημήτρης

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Σαμιώτης Δημήτρης , 2019

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή κ. Δημήτριο Κουτσούρη, διευθυντή του Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, για την ευκαιρία που μου προσέφερε να εκπονήσω την παρούσα διπλωματική εργασία.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω την κ. Ουρανία Πετροπούλου και τον υπεύθυνό μου κ. Κατρακάζα Παναγιώτη, υποψήφιο Διδάκτορα Ε.Μ.Π., για την άψογη συνεργασία που είχαμε αλλά και τη βοήθεια και την καθοδήγηση που μου παρείχαν σε κάθε στάδιο της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, τους φίλους και συμφοιτητές μου που με βοήθησαν κατά τη διάρκεια των σπουδών μου, το «Δάσκαλο» που χωρίς τα μαθήματά του το πτυχίο μου θα είχε αργήσει ακόμα περισσότερο, το γυμναστήριο Slice στον Πειραιά και τον ποδοσφαιρικό σύλλογο Ήφαιστο Νίκαιας για τη συμβολή τους στη διεξαγωγή των μετρήσεων της εργασίας, την κυβέρνηση ΣΥΡΙΖΑ που κατήργησε το νόμο διαγραφής φοιτητών μετά τα ν+2 έτη φοίτησης και όλους τους φίλους μου από την Ερμιόνη που στηρίζουν κάθε μου βήμα.

Δημήτρης «Βεντέτας» Σαμιώτης

Αθήνα, Οκτώβριος 2019

Περίληψη

Ο υπολογισμός των ενεργειακών δαπανών (θερμιδομετρία) του ανθρώπου είναι από τα κεντρικά θέματα της επιδημιολογικής έρευνας. Υπάρχει όμως ένα πλήθος παραγόντων που τον καθιστούν ιδιαίτερα δύσκολο να πραγματοποιηθεί, υποκειμενικό, ανακριβή και αναξιόπιστο, ειδικά σε περιπτώσεις αθλητών. Συνεπώς οι ερευνητές συνεχίζουν να αναζητούν βελτιωμένες μεθόδους. Το μικρό μέγεθος, η ευχρηστία, το χαμηλό κόστος και η αντικειμενικότητα των νεοεισαχθέντων wearable προϊόντων τα αναδεικνύει ως ένα πολλά υποσχόμενο εργαλείο για την εκτίμηση ενεργειακών δαπανών.

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας γίνεται μια απόπειρα να εκτιμηθεί κατά πόσο wearable συσκευές αυτοπαρακολούθησης της αγοράς μπορούν να ανταποκριθούν στις καθημερινές απαιτήσεις αθλητών (και όχι μόνο) και να παρέχουν έγκυρες μετρήσεις για τις ενεργειακές δαπάνες.

Το πρώτο κεφάλαιο είναι μια εισαγωγή όπου παρουσιάζεται περιληπτικά η διαδρομή της wearable τεχνολογίας από την αρχαιότητα μέχρι σήμερα. Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται ανάλυση των βιοσημάτων και των εκάστοτε wearable αισθητήρων που χρησιμοποιούνται για τη συλλογή τους, καθώς τα wearables που τελικά θα αξιοποιήσουμε στην παρούσα εργασία ενσωματώνουν ένα συνδυασμό κάποιων από αυτών των αισθητήρων. Στο τρίτο κεφάλαιο βλέπουμε την εφαρμογή wearable συσκευών σε διάφορες πτυχές της ανθρώπινης ζωής και στο επόμενο παρατίθενται προβληματισμοί που προκύπτουν σχετικά με τη χρήση των wearables.

Στο πέμπτο κεφάλαιο δίνονται οι έννοιες και οι ορισμοί όρων που σχετίζονται με τη θερμιδομετρία, και στο κεφάλαιο που ακολουθεί παρουσιάζονται όλες οι δυνατές μέθοδοι θερμιδομετρίας, ώστε να γίνει κατανοητό στον αναγνώστη πόσο σημαντικό θα είναι για την επιστημονική κοινότητα αν τελικά η θερμιδομετρία με wearables μπορεί ν' ανταγωνιστεί τις υπάρχουσες μεθόδους. Στο έβδομο κεφάλαιο περιγράφονται οι λόγοι για τους οποίους επιλέξαμε τη χρήση wristband για την έρευνά μας, παρατίθεται η έρευνα αγοράς που πραγματοποιήθηκε και αιτιολογείται η επιλογή των δύο συγκεκριμένων μοντέλων.

Στο όγδοο κεφάλαιο καταγράφονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά των δύο wristbands και στο ένατο αναλύονται τα επί μέρους τεχνολογικά στοιχεία που τα συνθέτουν. Στο δέκατο εξηγείται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε στην έρευνά μας, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεών μας σε διαφορετικούς αθλητές και αθλητικές δραστηριότητες. Στο ενδέκατο και τελευταίο κεφάλαιο εξάγονται τα τελικά συμπεράσματα.

Λέξεις κλειδιά: wearables, wearable τεχνολογία, wearable αισθητήρες, αθλήματα, θερμιδομετρία

Abstract

The calculation of human energy expenditure (calorimetry) is one of the main subjects of epidemiological study. There is however a number of factors which make it difficult to perform, subjective, imprecise and unreliable, especially when it comes to athletes. The large size, usability, low cost and objectivity of newly entered wearable products makes them appear as a very promising tool for the estimation of energy expenditure.

In the context of this thesis, an attempt is made to evaluate whether wearable self-monitoring devices on the market can meet the daily demands of athletes (and not only) and provide valid measurements of energy expenditure.

The first chapter is an introduction that summarizes the journey of wearable technology from antiquity to the present day. The second chapter an analysis of biosignals and the various wearable sensors used to collect them, as the wearables we will eventually use incorporate a combination of some of these sensors. In the third chapter we look at the application of wearable devices to various aspects of human life and in the following one concerns about the use of wearables.

Chapter five gives the concepts and definitions of terms associated with calorimetry, and in the following chapter all possible methods of calorimetry are presented in order to make it clear to the reader how important it will be for the scientific community if calorimetry with wearables can ultimately compete with the existing methods. In the seventh chapter we analyze the reasoning we followed to arrive at the use of wristband for our research, we present the market research that was conducted and we justify the choice of the two specific models.

In the eighth chapter the technical characteristics of the two wristbands are recorded and in the ninth chapter the individual technological elements that make them up are analyzed. In the tenth the methodology used in our research is explained, the results of our measurements on different athletes and sports activities are presented. In the eleventh and final chapter, the final conclusions are drawn.

Keywords: wearables, wearable technology, wearable sensors, sports, calorimetry

Περιεχόμενα

Ευχαριστίες	5
Περίληψη	7
Abstract	8
Περιεχόμενα	9
Ευρετήριο Εικόνων	12
Ευρετήριο Πινάκων	13
Ευρετήριο Διαγραμμάτων	14
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	15
1.1 Μια σύντομη ιστορική Αναδρομή	15
1.2 Το Σήμερα και το Αύριο	17
Κεφάλαιο 2: Βιοσήματα και Wearable Τεχνολογία	20
2.1 Καρδιαγγειακό Σύστημα Παρακολούθησης	21
2.2 Σύστημα Παρακολούθησης Κινητικής Δραστηριότητας	22
2.3 Σύστημα Παρακολούθησης Θερμοκρασίας του Σώματος	24
2.4 Γαλβανική Απόκριση Δέρματος	25
2.5 Κορεσμός Αιμοσφαιρίνης σε Οξυγόνο στο Αίμα (SpO ₂)	27
Κεφάλαιο 3: Wearables στην Υγεία, στην Εργασία και στον Αθλητισμό	30
3.1 Wearables στην Υγεία	31
3.2 Wearables στην Εργασία	32
3.3 Wearables στον Αθλητισμό	34
3.3.1 Ερασιτεχνικός Αθλητισμός και καθημερινή Χρήση	34
3.3.2 Wearables στον επαγγελματικό Αθλητισμό	35
Κεφάλαιο 4: Προβληματισμοί	38
4.1 Οι Δυσκολίες στον Τομέα της Υγείας	38
4.2 Προβληματισμοί και Μειονεκτήματα στην Εργασία	39
4.3 Ανησυχία για την Ασφάλεια των Δεδομένων	40
4.4 Προβλήματα στην προσωπική Χρήση	42
4.5 Αξιοπιστία Δεδομένων	42
Κεφάλαιο 5: Ενεργειακή Δαπάνη – Έννοιες και Ορισμοί	45
5.1 Μονάδες Μέτρησης Ενέργειας	45

5.2 Δείκτης Μάζας Σώματος (Body Mass Index – BMI)	45
5.3 Ενεργειακή Δαπάνη (Energy Expenditure – EE)	46
5.4 Συνολική Ημερήσια Ενεργειακή Δαπάνη (Total Energy Expenditure – TEE)	46
5.5 Ήρεμος Μεταβολικός Ρυθμός (Resting Metabolic Rate - RMR)	46
5.6 Βασικός Μεταβολικός Ρυθμός (Basal Metabolic Rate – BMR)	47
5.7 Τροφική Θερμογένεση (Diet-Induced Thermogenesis - DIT)	47
5.8 Σωματική Δραστηριότητα (Physical Activity – PA)	48
5.9 Metabolic Equivalent (MET)	48
Κεφάλαιο 6: Θερμιδομετρία	50
6.1 Άμεση Θερμιδομετρία (Direct Calorimetry – DC)	50
6.2 Έμμεση Θερμιδομετρία (Indirect Calorimetry – IC)	51
6.3 Διπλά Σεσημασμένο Νερό (Doubly Labeled Water - DLW)	54
6.4 Ανάλυση Βιοηλεκτρικής Εμπέδησης (Bioelectrical Impedance Analysis - BIA)	54
6.5 Αισθητήρες Θερμότητας και Κίνησης (Sensors of heat and movement) ..	55
6.6 Αρχεία Σωματικών Δραστηριοτήτων (Physical Activity Records)	56
6.7 Ερωτηματολόγια Πρόσληψης Τροφής	57
6.8 Εξισώσεις Υπολογισμού Ενεργειακών Αναγκών	58
6.9 Συμπεράσματα	61
Κεφάλαιο 7: Wristbands και Έρευνα αγοράς	63
7.1 Wristbands	63
7.2 Έρευνα Αγοράς	65
7.3 Ποια είναι η καταλληλότερη Επιλογή;	70
Κεφάλαιο 8: Τεχνικά Χαρακτηριστικά Fitbit Charge 2 και Garmin Vivosmart HR	72
8.1 Fitbit Charge 2	72
8.2 Garmin Vivosmart HR	74
Κεφάλαιο 9: Επεξήγηση και ανάλυση των επιμέρους στοιχείων που συνθέτουν το wearable	76
9.1 Επιταχυνσιόμετρο	76
9.2 Αλτίμετρο	79

9.3 Οπτικός Παρακολουθητής Καρδιακής Συχνότητας	79
9.4 Αλγόριθμοι	80
9.5 Μπαταρία και Μνήμη	81
9.6 Οθόνη OLED	81
9.7 Bluetooth	82
Κεφάλαιο 10: Θερμιδομετρία σε Αθλητές με Χρήση Wristbands	84
Κεφάλαιο 10.1 Μεθοδολογία	84
Κεφάλαιο 10.2 Διενέργεια Μετρήσεων και Συγκρίσεις των Αποτελεσμάτων	86
Κεφάλαιο 11: Σύνοψη και Συμπεράσματα	94
Βιβλιογραφία	96

Ευρετήριο Εικόνων

Σχήμα 1	Κινέζικο δαχτυλίδι άβακας του 17 ^{ου} αιώνα	16
Εικόνα 2	Διαφήμιση ρολογιού καρπού, 1918	17
Εικόνα 3	Βιοσήματα και Αισθητήρες	20
Εικόνα 4	Τυπικό σήμα γαλβανικής απόκρισης του δέρματος	26
Εικόνα 5	Σχηματικό διάγραμμα wearable συστήματος παρακολούθησης του GSR	27
Εικόνα 6	Ροή αίματος και το αντίστοιχο PPG σήμα	28
Εικόνα 7	Θερμιδομετρικός Θάλαμος	51
Εικόνα 8	Polar Team Pro	64
Εικόνα 9	Μερίδιο αγοράς σύμφωνα με την IDC Research Inc.	71
Εικόνα 10	Διαστάσεις του Fitbit Charge 2	74
Εικόνα 11	Τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο DE-ACCM3D	77
Εικόνα 12	Οπτικοί παρακολουθητές καρδιακής συχνότητας σε wristbands	80

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 6.1 Πηγές ενέργειας του ανθρώπινου σώματος και το αντίστοιχο αναπνευστικό πηλίκο	53
Πίνακας 6.2 Εξισώσεις Schofield για γυναίκες	59
Πίνακας 6.3 Εξισώσεις Schofield για άνδρες	60
Πίνακας 7.1 Fitbit Wristbands	66
Πίνακας 7.2 Garmin Wristbands	67
Πίνακας 7.3 Polar Wristbands	68
Πίνακας 7.4 Xiaomi Wristbands	69
Πίνακας 7.5 Moov Wristband	69
Πίνακας 8.1 Τύποι δεδομένων που αποθηκεύονται στο Fitbit Charge 2 και χρόνος που διατηρούνται στη μνήμη	73
Πίνακας 10.1 Χαρακτηριστικά Αθλητών	84
Πίνακας 10.2 Τιμές MET σωματικών δραστηριοτήτων που εξετάζονται	86
Πίνακας 10.3 Μετρήσεις Αθλητή 1	86
Πίνακας 10.4 Μετρήσεις Αθλητή 2 (1)	88
Πίνακας 10.5 Μετρήσεις Αθλητή 2 (2)	89
Πίνακας 10.6 Μετρήσεις Αθλητή 3	91

Ευρετήριο Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 10.1 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση HR για τον Αθλητή 1 ...	87
Διάγραμμα 10.2 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 1	88
Διάγραμμα 10.3 Σύγκριση των δύο wearables με τις θεωρητικές τιμές στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 1	88
Διάγραμμα 10.4 Σύγκριση Vivosmart HR με τις θεωρητικές τιμές στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 2	90
Διάγραμμα 10.5 Σχέση θερμίδων με το HR για τον Αθλητή 2	91
Διάγραμμα 10.6 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων για τον αθλητή 3	92
Διάγραμμα 10.7 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση HR για τον αθλητή 3 ...	92
Διάγραμμα 10.8 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων με τη θεωρητική τιμή για τον Αθλητή 3	93

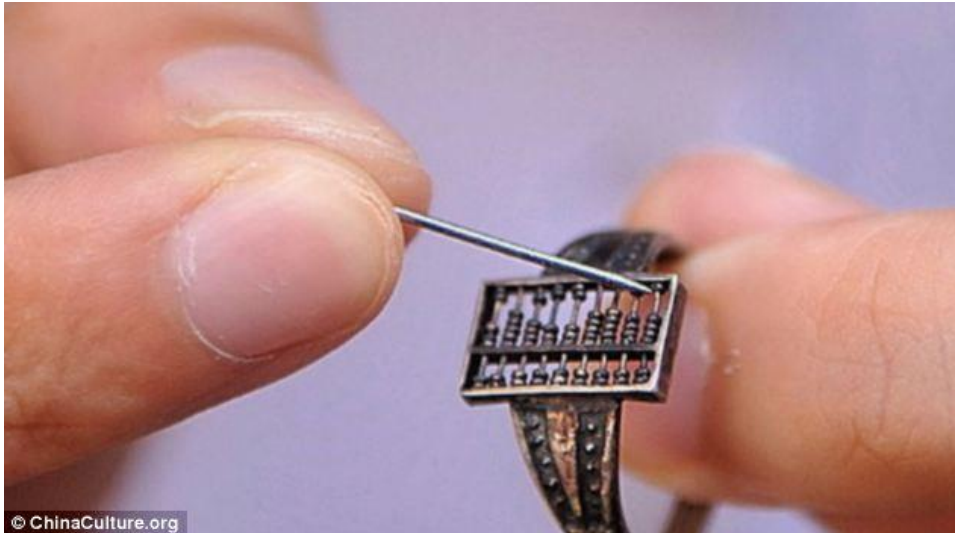
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

Στο εισαγωγικό αυτό κεφάλαιο πραγματοποιείται μια πρώτη γνωριμία του αναγνώστη με τη wearable τεχνολογία. Αρχικά γίνεται μια σύντομη ιστορική αναδρομή από τις πρώτες δειλές εμφανίσεις των wearables έως την πρώτη δεκαετία του 21^{ου} αιώνα. Στη συνέχεια προβαίνουμε σε μια περιληπτική περιγραφή της κατάστασης σήμερα στην αγορά των wearables, των παραγόντων που οδήγησαν σε αυτήν, των πεδίων που βρίσκει εφαρμογή η wearable τεχνολογία και της πορείας που αναμένεται να ακολουθήσει τα επόμενα χρόνια σύμφωνα με προβλέψεις.

1.1 Μια σύντομη ιστορική Αναδρομή

Η wearable τεχνολογία («φορετή» ή «ένδυτη τεχνολογία») στο μυαλό των περισσότερων είναι συνυφασμένη με τα περίπλοκα smartwatches, τις φορητές κάμερες και τα fitness trackers που εμφανίστηκαν στα τέλη του 20^{ου} αιώνα και εισέβαλαν δυναμικά στις ζωές μας μετά την πρώτη δεκαετία του 21^{ου}. Η αλήθεια είναι ότι με τη στενή έννοια του όρου η wearable τεχνολογία ακολουθεί το ανθρώπινο είδος από τη γέννησή του. Ο άνθρωπος ανέκαθεν αναζητούσε τεχνολογικά επιτεύγματα τα οποία θα εφάρμοζαν στο σώμα και θα του προσέφεραν επιπλέον δυνατότητες, περιορίζοντάς του όσο το δυνατόν λιγότερο την ελευθερία κινήσεών του, ιδιαίτερα των χεριών του («hands-free»). Έτσι λοιπόν, ως wearable technology μπορούμε να θεωρήσουμε την πανοπλία ενός αρχαίου πολεμιστή, ένα φορητό ρολόι του 16^{ου} αιώνα, το κράνος ενός στρατιώτη του Β' Παγκόσμιου Πολέμου ή και ένα ζευγάρι απλά γυαλιά μυωπίας.

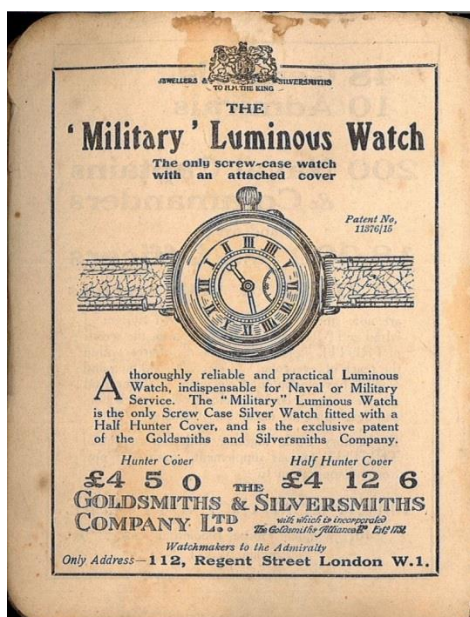
Το αρχαιότερο wearable με υπολογιστικές δυνατότητες είναι ίσως το κινέζικο δαχτυλίδι-άβακας. Κατά το 17^ο αιώνα αναπτύχθηκε στην Κίνα ένα μικροσκοπικό δαχτυλίδι περιμέτρου 1,2 εκατοστών και πλάτους 0,7 εκατοστών, το οποίο είχε ενσωματωμένο έναν άβακα 7 γραμμών με επτά χάντρες, η κάθε μία για γρήγορους υπολογισμούς. Οι χάντρες μετακινούνταν με τη χρήση πολύ μικρών εργαλείων όπως μιας καρφίτσας [1], [2].



Εικόνα 1 Κινέζικο δαχτυλίδι άβακας του 17^{ου} αιώνα [3]

Το ρολόι καρπού πρόκειται ίσως για το κατεξοχήν wearable που μας έρχεται στο νου και του οποίου τη λογική σε σχεδιασμό ακολουθούν μέχρι και σήμερα οι wearable συσκευές καρπού, οι οποίες αποτελούν και τη δημοφιλέστερη κατηγορία στο μέσο καταναλωτή όπως θα δούμε αργότερα.

Από τα πρώτα βήματα του ανθρώπινου είδους ο κάθε πολιτισμός είχε και δικές του μεθόδους μέτρησης του χρόνου. Μέχρι όμως η μέτρηση του χρόνου να καταλήξει να βρίσκεται στον καρπό μας μεσολάβησαν κάποιες χιλιάδες χρόνια κι αρκετές τεχνολογικές ανακαλύψεις. Το πρώτο μηχανικό ρολόι τοίχου εφευρέθηκε τον 15^ο αιώνα στην Ευρώπη, ενώ το 16^ο εμφανίστηκαν τα φορητά ρολόγια τσέπης. Χρειάστηκαν όμως να περάσουν τέσσερις ακόμα αιώνες ώστε να καθιερωθούν τα ρολόγια καρπού. Κύρια αιτία ότι οι στρατιώτες του Α' Παγκόσμιου Πολέμου τα έβρισκαν πολύ πιο βολικά και ευκολόχρηστα από ότι τα μέχρι τότε φορητά ρολόγια τσέπης [4], [5].



Εικόνα 2 Διαφήμιση ρολογιού καρπού, 1918 [6]

Με τη ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας στο δεύτερο μισό του 20^{ου} αιώνα εμφανίστηκαν αρκετά wearables, όπως το ψηφιακό calculator watch, ενώ στις αρχές του 21^{ου} κινέζικες εταιρείες δημιούργησαν ρολόγια χειρός που λειτουργούσαν παράλληλα και ως κινητά τηλέφωνα.

Οι επιστήμονες γρήγορα ξεκίνησαν να αντιλαμβάνονται ότι η wearable τεχνολογία, εκτός από την άμεση πρόσβαση του ανθρώπου σε υπολογιστές ανά πάσα στιγμή, μπορεί να έχει εξίσου μεγάλη προσφορά και σε θέματα υγείας. Έτσι εμφανίστηκαν τα πρώτα ηλεκτρονικά βοηθήματα ακοής, που εφάρμοζαν στο αυτί και μεγέθυναν ηχητικά σήματα και το 1981 η Polar Electro ανέπτυξε τα πρώτα wearable heart rate monitors για αθλητές [7].

Το μεγαλύτερο ίσως βήμα, που άνοιξε το δρόμο για τα fitness and health wearables όπως τα γνωρίζουμε σήμερα, ήταν η συνεργασία της Nike με την Apple, η οποία έδωσε το 2006 στην αγορά το Nike+iPod Sports Kit [8]. Το συγκεκριμένο kit περιείχε ένα βηματόμετρο, το οποίο μετέδιδε τις πληροφορίες που συνέλεγε στο iPod του χρήστη. Επιπλέον ο χρήστης είχε τη δυνατότητα upload των δεδομένων στο site της Nike το οποίο προσέφερε αναλυτικότερη παρουσίαση των επιδόσεων και αλληλεπίδραση με άλλους χρήστες. Μέχρι και σήμερα αυτό είναι το μοτίβο που ακολουθείται από τα wearable activity trackers: α) αισθητήρες για τη συλλογή πληροφοριών β) συγχρονισμός με μια ηλεκτρονική συσκευή (υπολογιστής, κινητό τηλέφωνο) γ) διαδικτυακή υποστήριξη και εφαρμογές για την παρουσίαση των δεδομένων και αλληλεπίδραση με άλλους χρήστες ή με ιατρικό προσωπικό [9].

1.2 Το Σήμερα και το Αύριο

Η wearable τεχνολογία αποτελεί πλέον ένα βιώσιμο τρόπο παροχής ιατρικών και σωματικών δεδομένων ή πληροφοριών του περιβάλλοντος του χρήστη. Τα πλεονεκτήματα που οδήγησαν σε αυτό είναι πολλά και κάποια από αυτά προφανή:

μικρό μέγεθος, φοριούνται διακριτικά και άνετα σε οποιοδήποτε περιβάλλον και παρέχουν εξατομικευμένα δεδομένα σε πολύ χαμηλό κόστος.

Πραγματικά, οι wearable συσκευές σήμερα παρέχουν συνεχή παρακολούθηση των ανθρώπων στο φυσικό καθημερινό τους περιβάλλον, δίνοντας έτσι, υπό προϋποθέσεις, καλύτερη εικόνα του χρήστη από ότι οι περιστασιακές ιατρικές εξετάσεις. Παράλληλα ο εμπορικός ανταγωνισμός χαμηλώνει συνεχώς τις τιμές τους καθιστώντας τα προσιτά στο μέσο καταναλωτή.

Οι χρήσεις των wearable είναι πολλές και θα αναλυθούν παρακάτω. Αυτό όμως που τα ανέδειξε και τα κατέστησε ιδιαίτερα δημοφιλή είναι η ικανότητα της αυτό-παρακολούθησης σωματικών παραμέτρων και κατά συνέπεια η αποφυγή ταλαιπωρίας και αναμονών σε νοσοκομεία, ιατρεία και εξεταστικά κέντρα σε συνδυασμό με την απαίτηση των καταναλωτών για άνεση, απλότητα, ταχύτητα και αμεσότητα. Στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής υπολογίζεται ότι το 21% των ενηλίκων που χρησιμοποιούν ίντερνετ χρησιμοποιούν παράλληλα και wearable activity tracker, δηλαδή 58 εκατομμύρια άνθρωποι [10].

Πρέπει να λάβουμε ακόμα υπόψιν πως η έκθεση ανθρώπων στην τεχνολογία από μικρή ηλικία συνεπάγεται οικειότητα η οποία επιταχύνει την ικανότητα αφομοίωσης και υιοθέτησης νέων τεχνολογιών. Αυτή τη στιγμή παρατηρείται τεράστια εξάπλωση wearable προϊόντων παρά το γεγονός ότι ένα μεγάλο μέρος του πληθυσμού από παλιότερες γενεές οι οποίες δεν είναι τόσο εξοικειωμένες με την τεχνολογία και αντιμετωπίζουν με επιφύλαξη και δυσπιστία τα νέα τεχνολογικά προϊόντα γενικότερα. Ας σκεφτούμε ότι τα επόμενα χρόνια αυτό το τμήμα θα αντικατασταθεί με ανθρώπους οι οποίοι από τα πρώτα χρόνια της ζωής τους έχουν έρθει σε επαφή με την τεχνολογία (παιχνιδομηχανές, φορητές συσκευές μουσικής, κινητά τηλέφωνα) και οι οποίοι λογικά θα είναι πολύ πιο δεκτικοί στη χρήση των wearables [11]. Αν για τους πρώτους τα wearables είναι ένα περιστασιακό εργαλείο το οποίο απαιτεί εκπαίδευση στις λειτουργίες του, για τους δεύτερους μπορούν να αποτελέσουν την κανονικότητα, ένα φυσιολογικό κομμάτι της ζωής τους, με ελάχιστη ή και καθόλου εκμάθηση. Με αυτά τα στοιχεία θα πρέπει να θεωρήσουμε δεδομένη την ακόμα μεγαλύτερη επέκταση της wearable τεχνολογίας παγκοσμίως.

Έρευνα που διενεργήθηκε από τη Forrester Research προβλέπει ανάπτυξη της αγοράς των wearables στις Η.Π.Α. από 4,8 δισεκατομμύρια δολάρια το 2016 σε 9 δισεκατομμύρια το 2022. Η ίδια έρευνα όσον αφορά τις προτιμήσεις των καταναλωτών δείχνει πως τα wristbands είναι η αγαπημένη επιλογή και τα smart watches συγκεκριμένα αναμένεται το 2022 να αποτελούν το 51% των πωλήσεων wearable συσκευών. Ο κυριότερος λόγος που ωθεί τον κόσμο στην αγορά των wearables είναι η σωματική άσκηση και η ευεξία, με το 30% των καταναλωτών να αναφέρει πως θα χρησιμοποιούσαν wearables για την εξαγωγή πληροφοριών σχετικά με την υγεία τους, ενώ το 17% ήδη χρησιμοποιεί wearable για το λόγο αυτό [12].

Η ραγδαία επέκταση των wearables οφείλεται και σε ένα ακόμη σημείο των καιρών. Το προσδόκιμο ζωής στις περισσότερες χώρες αυξάνεται συνεχώς τις τελευταίες δεκαετίες χάρη στη σημαντική πρόοδο της ιατρικής, της τεχνολογίας καθώς και της προσωπικής και δημόσιας υγιεινής. Παράλληλα παρατηρείται τάση για οικογενειακό προγραμματισμό ο οποίος συνεπάγεται ραγδαία πτώση του ποσοστού

γεννήσεων παγκοσμίως [13], [14]. Το αυξανόμενο προσδόκιμο ζωής όμως σε συνδυασμό με την πτώση του ρυθμού γεννήσεων αναμένεται να δημιουργήσει ένα μεγάλο γερασμένο πληθυσμό ο οποίος πολλοί θεωρούν πως θα αποτελέσει βάρος στην κοινωνική και οικονομική δομή των χωρών. Είναι απαραίτητο λοιπόν να αναπτυχθεί ένα οικονομικά αποδοτικό, εύχρηστο σύστημα για την ιατροφαρμακευτική περίθαλψη, την υγεία και την ευεξία των ηλικιωμένων.

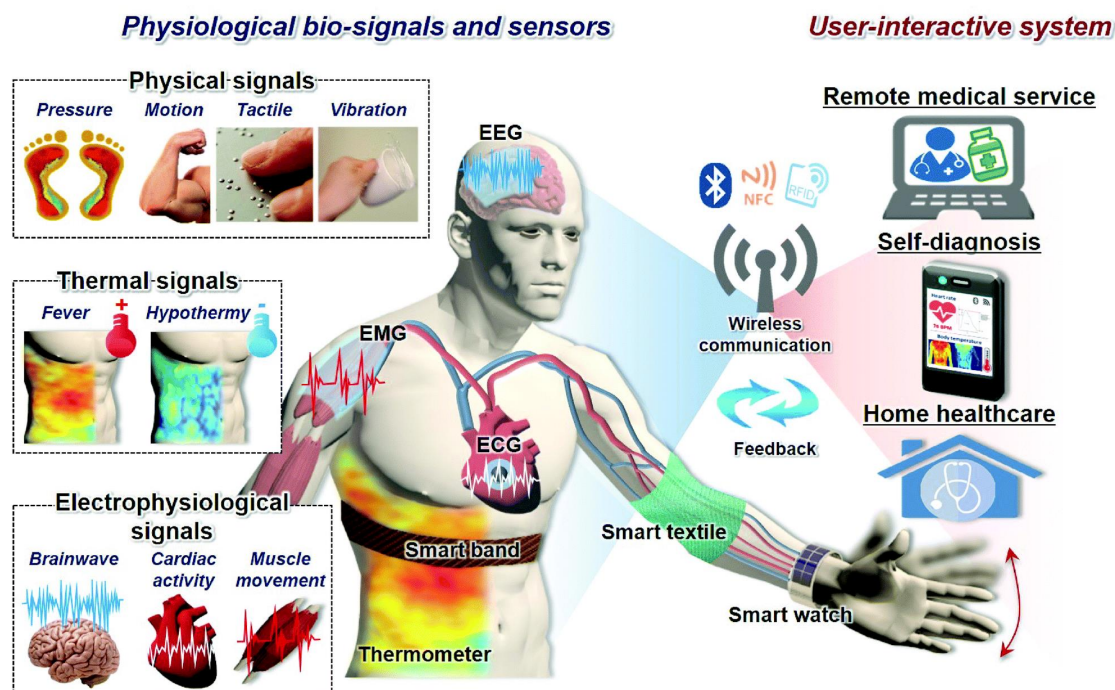
Η εξ αποστάσεως παρακολούθηση, βασισμένη σε μη-επεμβατικούς, wearable αισθητήρες και στις νέες τεχνολογίες επικοινωνίας και μετάδοσης της πληροφορίας, μπορεί να αποτελέσει μια αποδοτική και φτηνή λύση που θα επιτρέπει στους ηλικιωμένους να συνεχίζουν να ζουν στο άνετο δικό τους περιβάλλον και όχι σε εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης. Αυτό θα συμβαίνει καθώς τα συστήματα αυτά θα επιτρέπουν στο ιατρικό προσωπικό να παρακολουθούν σημαντικά φυσιολογικά σήματα των ασθενών σε πραγματικό χρόνο, να αξιολογούν τα δεδομένα και να παρέχουν βοήθεια εξ αποστάσεως.

Συνοπτικά, οι wearable συσκευές αυτή τη στιγμή βρίσκουν εφαρμογή κυρίως σε 4 πεδία [15]:

1. Ιατρική: παρακολούθηση της υγείας του ασθενή (αλλά και των δραστηριοτήτων του και του περιβάλλοντός του) ώστε να αποφευχθούν τραυματισμοί, να πραγματοποιείται έγκαιρη διάγνωση ασθενειών και ανωμαλιών και άμεσες επεμβάσεις.
2. Εργασία: έλεγχος του περιβάλλοντος εργασίας και των σωματικών παραμέτρων εργαζομένων σε επαγγέλματα με υψηλό δείκτη επικινδυνότητας (στρατός, πυροσβεστικό σώμα, εργοτάξια) για μεγαλύτερη ασφάλεια ή παρακολούθηση ψυχοσωματικής κατάστασης εργαζομένων, όπως επίπεδα στρες, σε επαγγέλματα γραφείου.
3. Εκπαίδευση: έλεγχος κατάστασης εκπαιδευόμενων για τη δημιουργία εξατομικευμένων προγραμμάτων εκπαίδευσης, για καλύτερο προγραμματισμό δραστηριοτήτων και για τον αποδοτικότερο σχηματισμό ομάδων.
4. Αθλητισμός και Υγεία: παρακολούθηση σωματικών παραμέτρων κατά τη διάρκεια της άθλησης, πρόληψη τραυματισμών, υγιέστερος τρόπος ζωής, ποιότητα ύπνου και άλλα πολλά.

Στις επόμενες σελίδες θα γίνει εκτενής ανάλυση της χρήσης wearable συσκευών στους τομείς αυτούς με αρκετά παραδείγματα εφαρμογών αλλά και ανάλυση των προβληματισμών που προκύπτουν.

Κεφάλαιο 2: Βιοσήματα και Wearable Τεχνολογία



Εικόνα 3 Βιοσήματα και Αισθητήρες [16]

Σήμα είναι το αποτέλεσμα της μέτρησης ενός φυσικού μεγέθους και περιέχει και μεταφέρει συγκεκριμένη πληροφορία. Όταν αυτή η πληροφορία είναι ιατρικής φύσεως ονομάζεται βιοσήμα. Το βιοσήμα εκφράζει την κατάσταση ενός συστήματος που εξελίσσεται.

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από πολλά συστήματα όπως το νευρικό, το καρδιο-αγγειακό, το γαστρο-εντερικό και το αναπνευστικό. Κάθε ένα από αυτά αποτελείται από μικρότερα συστήματα (όργανα, ιστούς και άλλα) που συνδέονται με διεργασίες φυσιολογίας. Κάθε διεργασία συνδέεται με συγκεκριμένες μορφές σημάτων που αντικατοπτρίζουν τη φύση και τις δραστηριότητές της. Έτσι έχουμε βιοσήματα διαφορετικών τύπων όπως βιοχημικά (ορμόνες), ηλεκτρικά (ρεύματα), μηχανικά (πίεση) και άλλα όπως η θερμοκρασία και η συγκέντρωση ιόντων. Οποιαδήποτε μεταβολή από τα φυσιολογικά όρια των παραμέτρων των βιοσημάτων αντιστοιχεί σε παθολογικές καταστάσεις. Για παράδειγμα οι περισσότερες μολύνσεις επιφέρουν και αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος ενώ οι καρδιολογικές παθήσεις μεταβάλουν την πίεση ή προκαλούν αρρυθμίες. Όταν οι παράμετροι αυτές παρακολουθούνται στην περίοδο του χρόνου, ένα μονοδιάστατο σήμα συλλέγεται. Το σήμα μπορεί να συλλεχθεί επεμβατικά, δηλαδή να γίνει τομή στο δέρμα ή και βαθύτερα, ή επιφανειακά (μη επεμβατικά). Η λήψη όμως του σήματος δεν είναι αρκετή καθώς απαιτείται και επεξεργασία του σήματος για την εξαγωγή πληροφοριών [16], [17], [18].

Κάποια τυπικά μετρούμενα μεγέθη βιοσημάτων είναι η διαφορά δυναμικού οφειλόμενη στην καρδιά ή τον εγκέφαλο, η πίεση στην καρδιά, στις φλέβες και στις

αρτηρίες, η ενεργός οξύτητα (pH) του αίματος, ο ρυθμός αναπνοής, η θερμοκρασία, η απορρόφηση φωτός από ιστούς και πολλά άλλα [17].

Οι συσκευές wearable τεχνολογίας, είτε πρόκειται για ιατρικές συσκευές είτε για εμπορικά προϊόντα όπως activity trackers και smartwatches, βασίζουν τη λειτουργία τους στη λήψη βιοσημάτων από το χρήστη. Η επεξεργασία των σημάτων για την άντληση των πληροφοριών γίνεται είτε από την ίδια τη συσκευή, είτε σε δεύτερο στάδιο από κάποιον κόμβο στον οποίο μεταφέρονται τα δεδομένα. Η λήψη του σήματος πραγματοποιείται μη επεμβατικά, το οποίο αποτελεί μεγάλο προτέρημα καθώς οι επεμβατικές μέθοδοι εγκυμονούν κινδύνους αιμορραγίας ή μολύνσεων [16].

Ακολουθεί σύντομη ανάλυση βιοσημάτων, της σύνδεσής τους με τη λειτουργία του σώματος και των συμβατικών μεθόδων συλλογής και επεξεργασίας τους, καθώς και περιγραφή wearable συστημάτων παρακολούθησης του κάθε βιοσήματος και των μεθόδων που χρησιμοποιούνται για τη συλλογή του.

2.1 Καρδιαγγειακό Σύστημα Παρακολούθησης

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (Electrocardiogram - ECG) αποτελεί μια μη επεμβατική προσέγγιση για τη μέτρηση και την καταγραφή των διακυμάνσεων της καρδιακής λειτουργίας. Είναι το πιο διαδεδομένο και αποτελεσματικό διαγνωστικό εργαλείο και οι γιατροί το χρησιμοποιούν για δεκαετίες για τον εντοπισμό καρδιακών προβλημάτων όπως διαφορετικές μορφές αρρυθμίας.

Αν και πολλές αρρυθμίες δεν είναι απειλή για τη ζωή του ανθρώπου, κάποιες είναι αποτέλεσμα αδύναμης ή τραυματισμένης καρδιάς όπως το καρδιακό έμφραγμα το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε ανακοπή αν δεν υπάρξει άμεση παροχή βοήθειας [19]. Μετά από μια καρδιακή προσβολή οι ασθενείς πρέπει να λάβουν άμεση παροχή ιατρικής βοήθειας, κάτι το οποίο αν δε συμβεί μπορεί να αποβεί μοιραίο.

Οι επιπλοκές αυτές μπορούν να αποφευχθούν αν οι οποιεσδήποτε ανωμαλίες στη λειτουργία της καρδιάς εντοπιστούν και θεραπευτούν σε πρώιμο στάδιο, το οποίο απαιτεί έλεγχο με τη βοήθεια περιπατητικών ηλεκτροκαρδιογραφημάτων. Κάποιες σπάνιες, σημαντικές αρρυθμίες (σύνδρομο Brugada, αρρυθμογόνα δεξιά κοιλιακή καρδιομυοπάθεια, σύνδρομο μακρού QT, υπερτροφική καρδιομυοπάθεια) ανιχνεύονται μόνο μέσω παρατεταμένης παρακολούθησης.

Στο κλασικό καρδιογράφημα 12 απαγωγών, εξετάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με τη χρήση 10 ηλεκτροδίων αργιλίου ή αργιλίου-νατρίου τα οποία είναι τοποθετημένα σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Ανάμεσα στο κάθε ηλεκτρόδιο και στο δέρμα μεσολαβεί κατάλληλο αγωγίμο τζελ, το οποίο όμως πιθανώς να εμφανίσει τοξική επίδραση και να ερεθίσει την περιοχή του δέρματος. Δεν είναι λοιπόν κατάλληλο για μακροχρόνια χρήση αν και σήμερα είναι το μόνο διαθέσιμο σύστημα [20]. Η συνεχής εξωνοσοκομειακή παρακολούθηση απαιτεί ένα φορητό και wearable σύστημα το οποίο θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί άνετα χωρίς να επηρεάζει την καθημερινότητα του ατόμου.

Οι Andreoni et al. [21] σχεδίασαν ένα μπλουζάκι και υφασμάτινες ζώνες με ενσωματωμένα υφασμάτινα ηλεκτρόδια για την εξαγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος, συχνότητας καρδιακών παλμών (Heart Rate - HR) και R-R διαστημάτων. Τα

ηλεκτρόδια είναι φτιαγμένα από ασημένια αγωγίμα νήματα. Αντί για αγωγίμο τζελ, τα ηλεκτρόδια βασίζονται στον ιδρώτα του σώματος για τη βελτίωση της αγωγιμότητας δέρματος-ηλεκτροδίου και της ποιότητας του σήματος. Η συσκευή επίσης περιλαμβάνει ένα SpO₂ (peripheral oxygen saturation) αισθητήρα και τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο για ανίχνευση πτώσης. Τα δεδομένα μεταδίδονται μέσω χαμηλής κατανάλωσης ισχύος Bluetooth 4.0.

Αντίστοιχα οι Nemati et al. [20] ενσωμάτωσαν ένα μικρό, χαμηλής κατανάλωσης ισχύος, ασύρματο σύστημα ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε μια ελαστική ζώνη όπου τρία ηλεκτρόδια αφομοιώθηκαν σε μια βαμβακερή μπλούζα, επιτρέποντας να πραγματοποιούνται μετρήσεις πάνω από το ύφασμα. Το βαμβάκι λειτουργεί ως διηλεκτρικό υλικό ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και στο δέρμα. Η επεξεργασία του σήματος και οι μονάδες επικοινωνίας προσαρτήθηκαν σε μια μικρή, δύο στρωμάτων PCB (Printed Circuit Boards) πλακέτα. Η κατανάλωση ισχύος ελαχιστοποιήθηκε διαλέγοντας χαμηλής κατανάλωσης ισχύος ηλεκτρονικά εξαρτήματα για το σύστημα, ANT (Adaptive Network Topology) πρωτόκολλο για την ασύρματη επικοινωνία καθώς και υιοθετώντας δειγματοληπτική τεχνική αδρανούς λειτουργίας. Παρόλα αυτά, τα άκαμπτα ηλεκτρόδια μπορεί να γίνουν ενοχλητικά προς το χρήστη και μπορεί να εισάγουν κινητικά παράσιτα στο σήμα. Για να ελαχιστοποιηθεί η παρεμβολή κοινού σήματος, ένα ακόμα ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται. Το ηλεκτρόδιο αυτό βρίσκεται συνήθως μακριά από τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια που λαμβάνουν μετρήσεις και συνεπώς απαιτεί σύνδεση με μεγάλο μήκος καλώδιο, το οποίο μπορεί να μην είναι βολικό για μακροχρόνια χρήση.

Τα wearable συστήματα για ECG δε σταματούν εδώ. Οι Tajitsu et al. [22] σχεδίασαν έναν προσαρμοζόμενο στο δέρμα πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα πίεσης για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού και τον ενσωμάτωσαν σε wristband. Το πιεζοηλεκτρικό υλικό είναι φτιαγμένο από μη υφασμένο ακρυλικά τροποποιημένο πολυτετραφθοροαιθυλένιο (τεφλόν) ιστό, κατασκευασμένο μέσω ηλεκτρική κλώσης. Το τεφλόν εναποτέθηκε σε ένα αλουμινένιο ηλεκτρόδιο πάνω σε ταινία από τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο. Το μετρούμενο από τον αισθητήρα σφυγμικό κύμα στον καρπό έχει παρόμοιο μοτίβο με το ECG σήμα και δείχνει μεγάλη ακρίβεια καθώς και μικρότερη ευαισθησία στο θόρυβο λόγω κίνησης.

2.2 Σύστημα Παρακολούθησης Κινητικής Δραστηριότητας

Η γενικότερη παρακολούθηση των σωματικών δραστηριοτήτων και των κινήσεων του ατόμου είναι πολύ χρήσιμη σε περιπτώσεις αποκατάστασης μετά από έναν τραυματισμό ή μια επέμβαση, στα σπορ, στον έγκαιρο εντοπισμό μυοσκελετικών και νοητικών παθήσεων ή στην εξέταση ισορροπίας του σώματος.

Έχει αποδειχθεί πως το μοτίβο βάρδισης του ανθρώπου είναι άμεσα συνδεδεμένο με τη γενικότερη κατάσταση της υγείας του [23]. Στο περπάτημα συμμετέχουν πολλοί σύνδεσμοι και αρθρώσεις όπως η σπονδυλική στήλη, τα γόνατα, οι αστράγαλοι και τα μετατόρσια. Επίσης συμμετέχει μια σειρά μυών όπως οι μύες της πλάτης και οι μύες των ποδιών από τους πιο μεγάλους όπως των μοιρών και της γάμπας μέχρι τους πιο μικροσκοπικούς. Ακόμα η βάρδιση, ιδιαίτερα η αλλαγή κατεύθυνσης, απαιτεί καλή ισορροπία και συγχρονισμό μεταξύ των διαφορετικών μερών του σώματος, το οποίο ελέγχεται από την παρεγκεφαλίδα. Συνεπώς, οι όποιες ανωμαλίες στη βάρδιση μπορεί

να αποτελούν ενδείξεις μυοσκελετικών παθήσεων και παθήσεων του κεντρικού ή του περιφερειακού νευρικού συστήματος.

Πιο συγκεκριμένα τα μοτίβα βάδισης ασθενών τείνουν να διαφέρουν από αυτά των υγείων ανθρώπων. Για παράδειγμα άνθρωποι στα πρώτα στάδια νευροεκφυλιστικών διαταραχών, όπως Αλτσχάιμερ ή Πάρκινσον, έχουν την τάση να παρουσιάζουν διαφορετικούς τρόπους βάδισης [24], [25]. Πιθανές ενδείξεις απαρχής Πάρκινσον είναι μικρά, μπερδεμένα βήματα, δυσκολίες στο ξεκίνημα, στο σταμάτημα και στην αλλαγή κατεύθυνσης και η έλλειψη συντονισμού κινήσεων.

Από την άλλη, ηλικιωμένοι άνθρωποι με μικρή μυϊκή δύναμη υπολείπονται ισορροπίας και είναι επιρρεπείς σε πτώσεις οι οποίες μπορεί να προκαλέσουν τραυματισμούς στα κόκκαλα, στις αρθρώσεις, στους μύες και στους συνδέσμους ή ακόμα και στον εγκέφαλο. Οι τραυματισμοί αυτοί απαιτούν μεγάλες περιόδους αποκατάστασης, περιορισμό κινήσεων και επηρεάζουν τις καθημερινές δραστηριότητες του ατόμου καθώς το καθηλώνουν. Υπάρχει μεγάλη συσχέτιση μεταξύ ακόμα και θανάτων και τραυματισμών από πτώσεις [25].

Ποσοτική ανάλυση και διαπίστωση της βάδισης είναι λοιπόν χρήσιμη για τον εντοπισμό ασθενειών, την πρόβλεψη πτώσεων καθώς και για την αποκατάσταση μετά από έναν τραυματισμό. Σταθερά συστήματα βασισμένα σε κάμερες είναι χρήσιμο εργαλείο για την παρακολούθηση δραστηριότητας [24], [26]. Τα συστήματα αυτά είναι ικανά να εντοπίζουν πολύπλοκες δραστηριότητες συμπεριλαμβανομένης και της μετακίνησης του ατόμου. Είναι όμως περίπλοκα, ακριβά και περιορίζουν την κίνηση του ατόμου στο συγκεκριμένο χώρο που επιτηρείται. Για το λόγο αυτό wearable αισθητήρες κίνησης, όπως επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια και μαγνητόμετρα προτιμώνται για την εξέταση της βάδισης σε πραγματικό χρόνο. Οι αισθητήρες μετρούν γραμμικές και γωνιώδεις κινήσεις του σώματος, εξάγοντας από αυτές συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Αυτά τα χαρακτηριστικά χρησιμοποιούνται για να ποσοτικοποιήσουν και να κατηγοριοποιήσουν τη βάδιση του χρήστη.

Η επιστημονική κοινότητα αναζητά μη επεμβατικούς τρόπους παρακολούθησης των κινήσεων του καρπού και της παλάμης καθώς ο έλεγχός τους απαιτείται για πολλές εφαρμογές αλλά κυρίως για την αποκατάσταση εγκεφαλικών. Οι Friedman et al. [27] σχεδίασαν μια wearable συσκευή που προσαρμόζει στο δάχτυλο και στον καρπό. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιεί μαγνητικούς αισθητήρες και αποτελείται από ένα δαχτυλίδι νεοδυμίου και μια μονάδα που λειτουργεί ως αισθητήρας και χώρος αποθήκευσης δεδομένων. Το δαχτυλίδι φοριέται στο δείκτη και παράγει ένα μαγνητικό πεδίο το οποίο μετρείται από δύο τριαξονικά μαγνητόμετρα προσαρμοσμένα στη μονάδα του καρπού. Ένα δίκτυο ακτινικής βάσης υπολογίζει τις γωνίες των μονάδων του καρπού και του δαχτύλου από τις μετρήσεις. Οι σχεδιαστές ανέφεραν μεγάλη ακρίβεια στον υπολογισμό της γωνιώδους απόστασης της άρθρωσης του καρπού αλλά όχι εξίσου ακριβή αποτελέσματα για αυτήν του δαχτύλου.

Οι Cristiani et al. [28] επινόησαν ένα ηλεκτρονικό πέλμα για παρακολούθηση μακράς διάρκειας της κινητικής δραστηριότητας. Το πέλμα περιλαμβάνει ένα τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο, αισθητήρες υγρασίας και θερμοκρασίας και τέσσερις αισθητήρες πίεσης. Οι αισθητήρες αυτοί είναι συνδεδεμένοι με έναν μικροελεγκτή ο οποίος περιέχει έναν πομποδέκτη συχνότητας 2,4 GHz. Η ενσωματωμένη flash μνήμη

επιτρέπει αποθήκευση μετρήσεων μέχρι και δέκα ωρών. Το πέλμα είναι πολύ βολικό, χωρίς να προκαλεί ενοχλήσεις στις καθημερινές δραστηριότητες του ατόμου. Απαιτεί όμως αρχικά ρύθμιση για τον κάθε χρήστη ώστε να γίνεται διόρθωση της κλίσης. Αυτό θα μπορούσε να αποφευχθεί ίσως με την προσθήκη ενός γυροσκοπίου.

Εκτός όμως από hardware απαιτείται και η ανάλογη υποστήριξη σε επίπεδο αλγορίθμων. Μια ομάδα Ιαπώνων ερευνητών παρουσίασαν έναν αλγόριθμο αναγνώρισης βάδισης για IMU (Inertial Measurement Unit - Μονάδα Μέτρησης Αδράνειας) [29]. Τρεις μονάδες μέτρησης αδράνειας τοποθετήθηκαν στο κέντρο, δεξιά κι αριστερά στην πλάτη με τη χρήση ζώνης. Τα σήματα από τα βήματα διαχωρίζονται αρχικά από την πιθανότητα επαφής της φτέρνας χρησιμοποιώντας τεχνική χώρου κλίμακας. Ένας αλγόριθμος βασισμένος σε διαταξικές σχέσεις εξάγει τα διανύσματα χαρακτηριστικών (feature vectors). Εκτελεί επίσης διόρθωση κλίσης με τη χρήση του γυροσκοπίου της IMU και επιστρατεύει έναν επαναληπτικό αλγόριθμο αντιστοίχισης (iterative matching algorithm) για να επιλύσει τις σχετικές με τον προσανατολισμό του αισθητήρα ανακολουθίες. Οι ερευνητές πραγματοποίησαν μεγάλο αριθμό πειραμάτων κι ανέφεραν επιτυχία στην ακρίβεια σε ποσοστό 93%.

2.3 Συστήματα Παρακολούθησης Θερμοκρασίας του Σώματος

Η θερμοκρασία του σώματος είναι ένα από τα ζωτικά σήματα που αντανακλούν την κατάσταση υγείας του ατόμου. Η θερμοκρασία του σώματος ανεβαίνει σε περιπτώσεις μολύνσεων, κακοηθειών και φλεγμονών. Μόνο όμως σειριακές θερμοκρασιακές μετρήσεις για μεγάλη χρονική διάρκεια και όχι επιτόπιοι έλεγχοι μπορούν να οδηγήσουν σε διάγνωση. Έχει διαπιστωθεί επίσης πως η θερμοκρασία του κορμού του σώματος έχει επιπτώσεις σε πολλές φυσιολογικές καταστάσεις. Για παράδειγμα ανωμαλίες στο ρυθμό της θερμοκρασίας σχετίζονται με διαφορετικά είδη αϋπνίας. Ασθενείς που υποφέρουν από αϋπνία τύπου επελεύσεως καθυστερούν περίπου δύο ώρες να φτάσουν την ελάχιστη θερμοκρασία σώματος σε σχέση με όσους δεν έχουν προβλήματα ύπνου [30]. Επιπλέον, μελέτες έχουν δείξει πως η διακύμανση στο ρυθμό σωματικής θερμοκρασίας σχετίζεται και με την εμμηνορρυσία [31]. Ερευνητές αναφέρουν επίσης ότι παρατηρείται συσχέτιση μεταξύ θερμοκρασίας του σώματος και εγκεφαλικού επεισοδίου, μεγέθους εμφράγματος και θνησιμότητας σε ασθενείς εγκεφαλικών επεισοδίων. Έχει παρατηρηθεί ότι το μέγεθος του εμφράγματος μεγαλώνει κατά περίπου 15 mm για κάθε βαθμό κελσίου αύξησης της σωματικής θερμοκρασίας [32]. Επιπλέον, σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, εμφανίζεται ισχυρή συσχέτιση θερμοκρασίας και νοητικών λειτουργιών.

Πολλές μη επεμβατικές, wearable προσεγγίσεις για συνεχή παρακολούθηση της θερμοκρασίας του σώματος είναι διαθέσιμες αυτή τη στιγμή. Οι Bueno et al. [33] συνέλαβαν ένα ασύρματο σύστημα παρακολούθησης θερμοκρασίας του σώματος το οποίο μπορεί να φορεθεί για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Δύο μονάδες αισθητήρων προσαρμοσμένοι στο δέρμα λαμβάνουν μετρήσεις και στέλνουν δεδομένα σε μια πιο ισχυρή, ένδυτη μονάδα, σχηματίζοντας ένα δίκτυο αισθητήρων τύπου αστέρα. Η κεντρική μονάδα στέλνει τα δεδομένα σε έναν υπολογιστή ο οποίος με τη σειρά του επικοινωνεί με κεντρικές νοσοκομειακές εγκαταστάσεις μέσω Ίντερνετ. Το σύστημα επιδεικνύει ακρίβεια 0,02 °C για θερμοκρασίες από 16 έως 42 °C . Με το ίδιο σύστημα μπορεί να πραγματοποιηθεί και μέτρηση του κερκάρδιου ρυθμού. Οι ίδιοι δημιουργοί

ανέπτυξαν αργότερα και ένα δεύτερο αισθητήρα σωματικής θερμοκρασίας ειδικά για μαραθωνοδρόμους, ο οποίος υπολογίζει την τυμπανική θερμοκρασία [34].

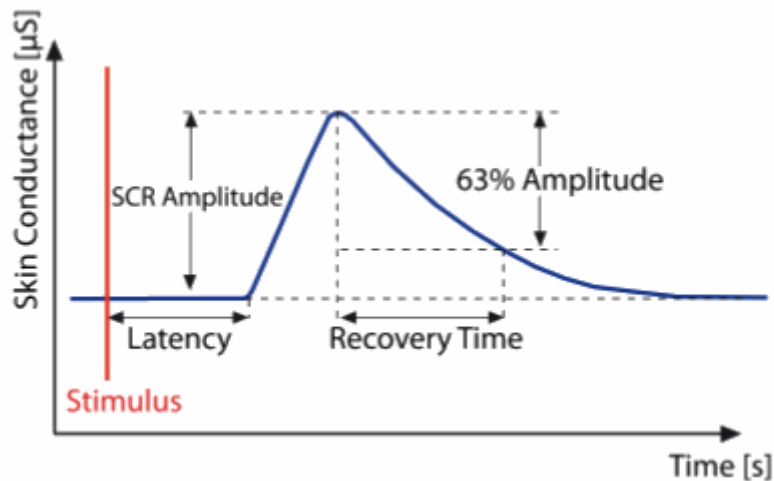
Οι Mansor et al. [35] ανέπτυξαν την υλοποίηση ενός επίσης ασύρματου συστήματος παρακολούθησης θερμοκρασίας χρησιμοποιώντας αισθητήρες του εμπορίου. Ο αισθητήρας, ο οποίος περιλαμβάνει ενσωματωμένο ZigBee ασύρματο κόμβο, μετράει και μεταδίδει τα δεδομένα σε ένα μικροελεγκτή. Αυτός στέλνει τα δεδομένα σε ένα απομακρυσμένο server μέσω WLAN (Wireless Local Area Network). Οι δημιουργοί χρησιμοποίησαν ασπίδα Arduino Ethernet για την ανάπτυξη του πρωτοτύπου.

Άλλοι ερευνητές εκμεταλλεύτηκαν την RFID (radio-frequency identification) τεχνολογία. Οι Vaz et al. [36] σχεδίασαν και υλοποίησαν ένα χαμηλής κατανάλωσης ισχύος RFID τσιπ αισθητήρα θερμοκρασίας με τεχνολογία CMOS 0,35 mm. Το τσιπ σε συνδυασμό με μια διπολική κεραία σύνθετης αντίστασης μετράει τη θερμοκρασία με ακρίβεια ± 0.1 °C εντός του εύρους τιμών θερμοκρασίας που λαμβάνει το ανθρώπινο σώμα. Μπορεί επίσης και επικοινωνεί με έναν 2 W ERP (Effective radiated power - ενεργός ακτινοβολούμενη ισχύς) output reader σε συχνότητα 868 MHz και σε απόσταση μέχρι και 2 μέτρων.

2.4 Γαλβανική Απόκριση Δέρματος

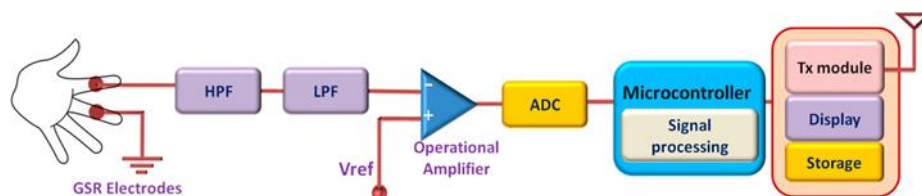
Το αυτόνομο νευρικό σύστημα ελέγχει και καθορίζει την απόκριση του σώματος σε εξωτερικά ερεθίσματα καταμερίζοντας τις δραστηριότητες στις δύο υποδιαίρεσεις του: το συμπαθητικό και το παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα [37]. Το παρασυμπαθητικό σύστημα, το οποίο επίσης αποκαλείται και ως σύστημα «ξεκούρασης και πέψης» (rest and digest) διατηρεί και επαναφέρει την ενέργεια του σώματος. Από την άλλη, το συμπαθητικό σύστημα ενεργοποιεί αυτό που συχνά ονομάζουμε «fight or flight αντίδραση» αυξάνοντας το μεταβολικό προϊόν ώστε να ανταπεξέλθει στα εξωτερικά ερεθίσματα. Αυξημένη δραστηριότητα του συμπαθητικού συστήματος επιταχύνει το ρυθμό καρδιακών παλμών, αυξάνει την αρτηριακή πίεση, την έκκριση ιδρώτα και ετοιμάζει το σώμα για κίνηση αντλώντας περισσότερο αίμα στους μύες, τους πνεύμονες και τον εγκέφαλο.

Αν και μέχρι στιγμής αυτή η πληροφορία δε φαίνεται να έχει ιδιαίτερη ιατρική σημασία, το ενδιαφέρον για αυτήν γίνεται εντονότερο καθώς φαίνεται να συμμετέχει σε πολλές καταστάσεις όπως η δυσσαυτονομία, το σύνδρομο ορθοστατικής ταχυκαρδίας και η ακατάλληλη φλεβοκομβική ταχυκαρδία. Η αυξημένη έκκριση ιδρώτα από τους αδένες φράζει του αγωγούς μεταφοράς του ιδρώτα και στη συνέχεια ο ιδρώτας, όντας ηλεκτρολύτης, αυξάνει την αγωγιμότητα του δέρματος. Κατά συνέπεια οι μεταβολές στην αγωγιμότητα του δέρματος, το οποίο ονομάζεται ηλεκτροδερμική δραστηριότητα ή γαλβανική απόκριση του δέρματος (Galvanic Skin Response – GSR), αντανακλούν τη δραστηριότητα του συμπαθητικού νευρικού συστήματος και παρέχουν ένα απλό, ευαίσθητο και αξιόπιστο δείκτη για τη διαπίστωση της δραστηριότητας του συμπαθητικού νευρικού συστήματος σε σχέση με το άγχος και τα συναισθήματα [38], [39].



Εικόνα 4 Τοπικό σήμα γαλβανικής απόκρισης του δέρματος [40]

Το GSR συνήθως λαμβάνεται από σημεία του δέρματος με μεγάλο αριθμό ιδρωτοποιών αδένων όπως οι παλάμες, τα δάχτυλα και οι πατούσες. Μια τάση DC (direct current) εφαρμόζεται μεταξύ δύο ηλεκτροδίων προσαρμοσμένων στο δέρμα και η αγωγιμότητα του δέρματος εξάγεται από το νόμο του Ωμ. Οι πρώτες έρευνες συνήθως επικεντρωνόντουσαν σε συστήματα μέτρησης του GSR με χρονικούς περιορισμούς και λάμβαναν χώρα αποκλειστικά εντός εργαστηριακών και νοσοκομειακών εγκαταστάσεων. Η ανάπτυξη των wearable τεχνολογιών άνοιξε και σε αυτόν τον τομέα νέους ορίζοντες για μη επεμβατικές μεθόδους μέτρησης του GSR και για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα. Μακροχρόνια παρακολούθηση του GSR δίνει τη δυνατότητα παρατήρησης του συμπαθητικού νευρικού συστήματος για μεγάλα χρονικά διαστήματα, η οποία πιθανώς να οδηγήσει σε σημαντικές ανακαλύψεις και συμπεράσματα. Εκτός αυτού, τα wearable συστήματα παρακολούθησης του GSR επιτρέπουν τον έλεγχο των επιπέδων GSR στην καθημερινότητά των χρηστών δίνοντας πιο καθαρή εικόνα για τη ψυχοσωματική τους κατάσταση σε σχέση με την εικόνα που λαμβάνουμε από μετρήσεις σε εργαστήρια και νοσοκομεία [41], [42]. Παρακάτω φαίνεται ένα σχηματικό διάγραμμα wearable συστήματος παρακολούθησης του GSR.



Εικόνα 5 Σχηματικό διάγραμμα wearable συστήματος παρακολούθησης του GSR [43]

Μια ενδιαφέρουσα υλοποίηση wearable ελεγκτή ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας παρουσιάστηκε από τους Poh MZ, Swenson NC και Picard RW στην

εργασία τους «A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity» [44] όπου βλέπουμε ένα χαμηλού κόστους GSR αισθητήρα ενσωματωμένο σε ένα wristband. Η μονάδα του αισθητήρα είναι μικρού μεγέθους (20mm x 30mm x 0,8mm) και περιλαμβάνει λειτουργίες μέτρησης, επεξεργασίας και επικοινωνίας. Ο αισθητήρας λαμβάνει μέτρηση από τον πήχη και εκπέμπει τα δεδομένα με έναν Gaussian Frequency Shift Keying (GFSK) πομποδέκτη. Η ελαστική φύση του wristband παρέχει σταθερή, ενιαία και χωρίς ανωμαλίες διεπαφή ηλεκτροδίου-δέρματος, ελαχιστοποιώντας έτσι το θόρυβο λόγω κίνησης.

Οι Garbarino et al. [45] ανέπτυξαν ένα wristband πολλαπλών αισθητήρων, το Empatica E3, το οποίο περιλαμβάνει αισθητήρες GSR, PPG (photoplethysmography - φωτοπληθυσμογραφία), θερμοκρασίας και κίνησης. Ο GSR αισθητήρας προσφέρει μεγάλο εύρος δυναμικής μέτρησης ανάμεσα σε 0,01 μ S και 100 μ S σε ανάλυση 900 pS. Η συσκευή ανάκτησης των δεδομένων είναι διαστάσεων 4 cm x 4 cm και είναι ενσωματωμένη στο wristband. Έχει τη δυνατότητα αδιάκοπων μετρήσεων και καταχωρήσεων δεδομένων και από τους 4 αισθητήρες για 38 ώρες. Μπορεί επίσης να κάνει stream δεδομένων σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιώντας Bluetooth Low Energy (Bluetooth LE). Η μεγάλη διάρκεια ζωής της μπαταρίας, η χαμηλής ισχύος ασύρματη συνδεσιμότητα και η παρακολούθηση πολλαπλών παραμέτρων είναι τα κύρια χαρακτηριστικά που ξεχωρίζουν το Empatica E3.

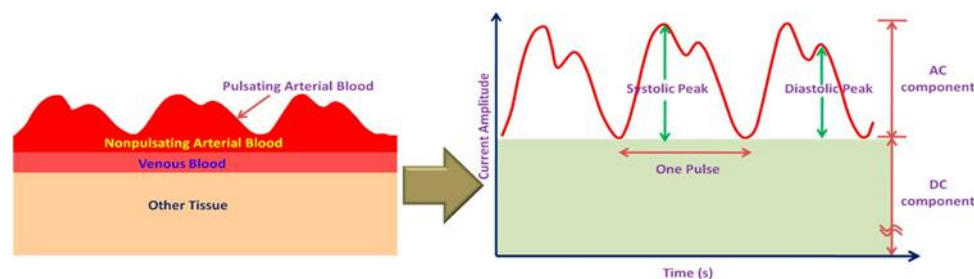
Οι Crifaci et al. [46] μελέτησαν τη δυνατότητα υλοποίησης wearable, ασύρματου HR και GSR συστήματος παρακολούθησης για τη διάγνωση επιπέδου του στρες και τη λειτουργία ενός αυτόνομου συστήματος σε συνθήκες εργαστηρίου. ECG και GSR μετρήσεις πάρθηκαν από δύο γκρουπ νεαρών ενηλίκων. Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση στα δεδομένα που εξήχθησαν. Το γκρουπ των υγείων ανθρώπων επέδειξε σημαντικά μεγαλύτερη διακύμανση και σταθερή απόκλιση στα επίπεδα του GSR σε σύγκριση με το γκρουπ ανθρώπων που έπασχε από νευρική ανορεξία.

2.5 Κορεσμός Αιμοσφαιρίνης σε Οξυγόνο στο Αίμα (SpO_2)

Ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης του αρτηριακού αίματος σε οξυγόνο (SpO_2) είναι το μέγεθος που δείχνει το ποσό οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα. Τα επίπεδα οξυγόνου στο αίμα μπορεί να μειωθούν εξαιτίας προβλημάτων υγείας όπως μυοκαρδιακές ή πνευμονικές παθήσεις, αναιμία και υπνική άπνοια. Μπορεί επίσης να είναι μειωμένα εξαιτίας υπερβολικά κουραστικών σωματικών δραστηριοτήτων. Είναι απαραίτητο ο άνθρωπος να διατηρεί μια επαρκή ποσότητα οξυγόνου στο αίμα (>94%) ώστε να διασφαλίζεται η σωστή λειτουργία των κυττάρων και των ιστών. Ως εκ τούτου, είναι μείζονος σημασίας η συνεχής παρακολούθηση του SpO_2 , ειδικά για άτομα με αναπνευστικά και καρδιακά προβλήματα.

Τα παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούνται ευρέως ως ένα γρήγορο, μη επεμβατικό μέσο μέτρησης του επιπέδου οξυγόνου στο αίμα. Η εκτίμηση του SpO_2 προέρχεται από την απορροφητικότητα που επιδεικνύει το αίμα στην έκθεση του σε κόκκινο (660 nm) και υπέρυθρο (940 nm) φως. Όταν η αιμοσφαιρίνη οξυγονώνεται, το χρώμα της αλλάζει από σκούρο κόκκινο σε ανοιχτό το οποίο μειώνει την απορροφητικότητα σε κόκκινο φως. Η απορροφητικότητα του αίματος σε φως επίσης ποικίλει με την αλλαγή του όγκου του αρτηριακού αίματος κατά τη διάρκεια της

συστολικής και της διαστολικής φάσης της καρδιάς, το οποίο οδηγεί σε ένα χρονικά μεταβαλλόμενο σήμα, τη φωτοπληθυσμογραφία (PPG) [43].



Εικόνα 6 Ροή αίματος και το αντίστοιχο PPG σήμα [43]

Η ένταση του μεταδιδόμενου σήματος (I) μπορεί να υπολογιστεί από το γνωστό νόμο Lambert-Beer, σύμφωνα με τον οποίο η ένταση του εκπεμπόμενου φωτός μειώνεται λογαριθμικά με τη συγκέντρωση της οξυγονωμένης (C_o) και αποξυγονωμένης (C_d) αιμοσφαιρίνης, με συντελεστές απορρόφησης (a_o , a_d) σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος και με συγκεκριμένο πάχος αρτηριών (l).

$$\text{Νόμος Lambert-Beer: } I = I_0 \exp(-(a_o C_o + a_d C_d)l)$$

Το SpO₂ καθορίζεται από το σήμα PPG μετρώντας και συγκρίνοντας την ένταση του εκπεμπόμενου φωτός σε δύο μήκη κύματος. Το PPG σήμα μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τον καθορισμό του αναπνευστικού και του καρδιακού ρυθμού [47] και παράλληλα με το σήμα ECG για τον υπολογισμό της αρτηριακής πίεσης από το χρόνο διέλευσης του παλμού [48], [49].

Το παλμικό οξύμετρο συνήθως χρησιμοποιεί LED (light-emitting diode) πηγές κόκκινου και υπέρυθρου φωτός. Τα κατάλοιπα φωτός μετά την απορρόφηση ανιχνεύονται με φωτοανιχνευτή (photodetector - PD). Οι PPG και οι SpO₂ αισθητήρες μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες βάσει των αρχών λειτουργίας τους: α) οξυμετρία διαπερατότητας και β) οξυμετρία ανάκλασης. Στην πρώτη κατηγορία, τα LEDs και ο PD είναι τοποθετημένα στις δύο αντίθετες πλευρές ενός διαφανούς σημείου του σώματος, όπως ο λοβός του αυτιού, το άκρο ενός δαχτύλου ή οι παλάμες και οι πατούσες μικρών μωρών. Το φως που εκπέμπεται στην περιοχή αυτή συλλέγεται από τον PD. Αυτήν τη στιγμή ο πιο διαδεδομένος τρόπος είναι με παλμικά οξύμετρα για τα άκρα των δαχτύλων [50]. Εντούτοις, αυτή η μέθοδος δεν είναι βολική για μακροχρόνια παρακολούθηση. Στην οξυμετρία ανάκλασης, τα LEDs και ο PD είναι τοποθετημένα δίπλα-δίπλα στην ίδια επιφάνεια και η ένταση του ανακλώμενου φωτός μετρείται από τον PD. Η μέθοδος αυτή παρέχει ευελιξία για τη μέτρηση του σήματος PPG από διαφορετικά σημεία του σώματος και την καθιστά πιο κατάλληλη για μη επεμβατικές wearable υλοποιήσεις.

Οι Guo et al. [48] υλοποίησαν ένα σύστημα παρακολούθησης ζωτικών ενδείξεων με chest band, όπου ενσωμάτωσαν μικροσκοπικά Pt (platinum) ηλεκτρόδια. Το chest band περιέχει ένα πολύ μικρό PCB το οποίο περιλαμβάνει ένα αναλογικό ECG, ένα κύκλωμα οδηγό για ένα PPG ανιχνευτή αυτιού και έναν UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) ασύρματο πομποδέκτη. Το σύστημα υπολογίζει ECG και PPG σήματα με συχνότητα 200 Hz και μεταδίδει δεδομένα χρησιμοποιώντας BSN (body sensor network) κόμβο σε συσκευές χειρός (όπως PDA - Personal Digital

Assistant). Ο θόρυβος λόγω κίνησης απομακρύνεται χάρη σε διαδικασία αποθορυβοποίησης κυμάτων. Το PDA υπολογίζει και εμφανίζει παλμικό ρυθμό, συχνότητα καρδιακών παλμών και SpO₂ και έχει τη δυνατότητα, αν είναι απαραίτητο, να μεταδίδει πληροφορίες μέσω GSM (Global System for Mobile communication) σε υγειονομικό προσωπικό.

Μια άλλη υλοποίηση [51] είναι ένας παρακολουθητής SpO₂ ο οποίος θα έχει τη δυνατότητα να ενσωματώνεται σε δαχτυλίδι. Προτείνεται μια νέα διανομή οπτικών ανιχνευτήρων (probes) και LEDs γύρω από την κεφαλή του δαχτύλου και η ενσωμάτωσή τους σε ένα ελαστικό PCB. Πειράματα που διενεργήθηκαν σε 10 ανθρώπους έφεραν αποτελέσματα που ήταν σε συμφωνία με τα αυτά από την κλασική μέθοδο. Αυτός ο ελεγκτής τύπου δαχτυλίδι θα μπορούσε να αποτελέσει εργαλείο για συνεχή παρακολούθηση του οξυγόνου του αίματος και της συχνότητας καρδιακών παλμών για μεγάλο χρονικό διάστημα.

Ένας ελεγκτής τύπου ανακλαστήρα σχεδιάστηκε από τους Cai et al. [52] για μέτρηση του PPG σήματος. Ο συγκεκριμένος μπορεί να φορεθεί ως wristband. Το wristband είναι επίσης εξοπλισμένο με έναν εκπομπό RF (radio frequency) ο οποίος διευκολύνει την ασύρματη επικοινωνία μεταξύ του συστήματος μέτρησης και του νοσοκομειακού κέντρου. Πειράματα έδειξαν πως μπορεί να εντοπίσει αποτελεσματικά την αλλαγή του επιπέδου οξυγόνου στο αίμα και συνεπώς να αποτελέσει ένα μη επεμβατικό εργαλείο για συνεχή παρακολούθηση εξ αποστάσεως.

Κεφάλαιο 3: Wearables στην Υγεία, στην Εργασία και στον Αθλητισμό

Στο κεφάλαιο αυτό εισερχόμαστε στην εφαρμογή των wearable τεχνολογιών στην καθημερινότητά μας. Οι τρεις τομείς που αναλύονται είναι η υγεία, η εργασία και ο αθλητισμός, καθώς αποτελούν τα τρία κυριότερα πεδία ανάπτυξης των wearables. Για τον κάθε τομέα εξηγούνται οι αιτίες και τα πλεονεκτήματα που οδήγησαν στην επέκταση των wearables και δίνονται παραδείγματα εφαρμογών σε κάθε ένα από αυτούς.

Ειδικά το κομμάτι του αθλητισμού χωρίζεται σε δύο μέρη, αυτό του ερασιτεχνικού και του επαγγελματικού. Αυτό κρίθηκε αναγκαίο καθώς η εργασία επικεντρώνεται σε αθλητές και επί πρόσθετα, αν και πρόκειται και στις δύο περιπτώσεις για αθλητισμό, οι διαφορές μεταξύ τους είναι πολλές, οι απαιτήσεις του επαγγελματισμού είναι σαφώς υψηλότερες και το διακύβευμα πολύ μεγαλύτερο.

3.1 Wearables στην Υγεία

Η συνεχής σμίκρυνση υπολογιστικών εξαρτημάτων τροφοδότησε μια ραγδαία άνοδο της wearable τεχνολογίας. Χάρη στη δυνατότητα των συσκευών να συλλέγουν και να αποθηκεύουν πληροφορίες καθώς και να πραγματοποιούν περίπλοκους υπολογισμούς σε οποιοδήποτε περιβάλλον, η wearable τεχνολογία δεν άργησε να κάνει την είσοδό της στον τομέα της Υγείας καθιστώντας τις wearable συσκευές χρήσιμα εργαλεία για την εκτίμηση της κατάστασης των ασθενών, τη θεραπεία και τη διαχείρισή τους.

Ένας ακόμη λόγος της στροφής προς στη wearable τεχνολογία στον τομέα της υγείας είναι πως, όπως προαναφέρθηκε, το προσδόκιμο ζωής αυξάνεται παγκοσμίως εξαιτίας των σημαντικών βελτιώσεων στην ιατρική και στην ατομική και δημόσια υγιεινή. Επί πρόσθετα, τις προηγούμενες δεκαετίες έχει αυξηθεί το ενδιαφέρον στον οικογενειακό προγραμματισμό με συνέπεια την πτώση του ρυθμού γεννήσεων. Σύμφωνα με το World Health Organization (WHO), ο πληθυσμός των ηλικιωμένων άνω των 60 ετών αναμένεται να διπλασιαστεί μέχρι το 2050 [53]. Παράλληλα, το κόστος των υπηρεσιών υγείας εξακολουθεί να είναι στα ύψη εξαιτίας των αυξανόμενων τιμών των φαρμάκων, των ιατρικών οργάνων και της νοσοκομειακής φροντίδας [54]. Είναι λοιπόν υψίστης σημασίας να αναπτυχθούν και να υλοποιηθούν νέες στρατηγικές και τεχνολογίες με σκοπό την παροχή καλύτερων υπηρεσιών υγείας σε προσιτές τιμές στο γερασμένο πληθυσμό ή στους ανθρώπους περιοχών με περιορισμένη πρόσβαση στις υπηρεσίες υγείας, εξασφαλίζοντας παράλληλα μέγιστη άνεση, ανεξαρτησία και εξασφάλιση της απρόσκοπτης συνέχειας μια κανονικής καθημερινότητας χωρίς περιορισμούς.

Η υγειονομική περίθαλψη εξ αποστάσεως επιτρέπει στους ανθρώπους να εξακολουθούν να μένουν σπίτι τους αντί σε νοσοκομεία ή να βρίσκονται υπό συνεχή κατ' οίκον νοσηλεία. Προσφέρει λοιπόν μια αποδοτική και οικονομική εναλλακτική αντί της εντός μονάδας κλινική παρακολούθηση. Τέτοια συστήματα εξοπλισμένα με μη-επεμβατικούς wearable αισθητήρες μπορούν να αποτελέσουν ζωτικής σημασίας

διαγνωστικά εργαλεία στο υγειονομικό προσωπικό για την παρακολούθηση σωματικών σημάτων και δραστηριότητας ασθενών σε πραγματικό χρόνο, από μια απομακρυσμένη εγκατάσταση [55]. Είναι κατανοητό λοιπόν γιατί οι wearable αισθητήρες παίζουν ένα τόσο σημαντικό ρόλο στα συστήματα παρακολούθησης και προκάλεσαν το ενδιαφέρον πολλών ερευνητών, επενδυτών και τεχνολογικών κολοσσών τα τελευταία χρόνια.

Όπως είδαμε οι αισθητήρες είναι ικανοί να μετρούν σήματα του σώματος όπως ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), ηλεκτρομυογράφημα (Electromyography - EMG), καρδιακούς παλμούς, θερμοκρασία του σώματος, ηλεκτροδερματική δραστηριότητα (Electrodermal Activity - EDA), αρτηριακό κορεσμό οξυγόνου (SpO₂), αρτηριακή πίεση (Blood Pressure - BP) και ρυθμό αναπνοής (Respiratory Rate - RR). Επιπρόσθετα, μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα βασισμένα σε μικρούς αισθητήρες κίνησης όπως επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια και αισθητήρες μαγνητικών πεδίων χρησιμοποιούνται ευρέως για τη μέτρηση σημάτων σχετικών με την κίνηση.

Η συνεχής πρόοδος λοιπόν της μικροηλεκτρονικής έχει οδηγήσει σε wearable συσκευές που επιτρέπουν φορητή καταγραφή των σωματικών σημάτων κατά τη διάρκεια της καθημερινότητας. Αυτές έχουν βελτιωθεί θεαματικά τα τελευταία χρόνια χάρη στη μείωση του βάρους, του μεγέθους και της ενεργειακής τους κατανάλωσης. Καθώς γίνονται όλο και πιο αποδοτικές ενεργειακά, επιτρέπουν παρακολούθηση για ακόμα μεγαλύτερες χρονικές περιόδους.

Εισάγοντας τη δυνατότητα συνεχούς καταγραφής σωματικών σημάτων για μεγάλες χρονικές περιόδους οι wearable αισθητήρες έχουν την προοπτική να ανοίξουν νέους δρόμους στην πρόληψη, τη διαχείριση και τη θεραπεία ασθενειών. Για παράδειγμα δίνεται η δυνατότητα χρόνιας παρακολούθησης για τον εντοπισμό και την παρατήρηση των σωματικών παραμέτρων ή για την ανακάλυψη σπάνιων και ασυμπτωτικών βιοδεικτών. Μπορούν ακόμα να βοηθήσουν στον εντοπισμό και στη διάγνωση αρκετών καρδιαγγειακών, νευρολογικών και πνευμονικών παθήσεων στα αρχικά τους στάδια, πριν προλάβουν να αναπτυχθούν. Επίσης η παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο των δραστηριοτήτων ενός ατόμου είναι απαραίτητη για τον καθορισμό του μοτίβου βιάδισής του, τον εντοπισμό πτώσης και την ειδοποίηση σε αυτήν την περίπτωση, την ανάλυση στάσης του σώματος και την ανάλυση ύπνου.

Τα wearable συστήματα παρακολούθησης υγείας είναι συνήθως εξοπλισμένα με αρκετούς αισθητήρες, μονάδες επεξεργασίας σήματος και δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας. Οι μετρήσεις που λαμβάνονται από τους αισθητήρες μεταδίδονται σε έναν κοντινό κόμβο επεξεργασίας μέσω του κατάλληλου πρωτόκολλου επικοινωνίας, το οποίο κατά προτίμηση είναι χαμηλής ισχύος και μικρής εμβέλειας, όπως Bluetooth, ZigBee, Adaptive Network Topology (ANT) ή Near Field Communication (NFC). Ο κόμβος επεξεργασίας, ο οποίος μπορεί να είναι ένα smartphone, ένα PDA, ένας υπολογιστής ή ακόμα και ένας custom-made κόμβος βασισμένος σε FPGA (Field Programmable Gate Array), τρέχει προχωρημένες αναλύσεις και αλγορίθμους απόφασης και μπορεί να έχει τη δυνατότητα να αποθηκεύει και να προβάλλει τα αποτελέσματα στο χρήστη. Μεταδίδει τα δεδομένα μέσω ίντερνετ στο υγειονομικό προσωπικό, λειτουργώντας ως πύλη σε απομακρυσμένες εγκαταστάσεις υγείας. Για παράδειγμα είναι εφικτό να σχεδιαστούν συστήματα με λίγους αισθητήρες όπου ο

καθένας από αυτούς μπορεί να στείλει δεδομένα απευθείας στην κοντινότερη πύλη [43].

Για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μεγάλα χρονικά διαστήματα, ένα wearable σύστημα παρακολούθησης υγείας θα πρέπει να ικανοποιεί συγκεκριμένες εργονομικές απαιτήσεις. Θα πρέπει να είναι άνετο, να αποτελείται από εύκαμπτα εξαρτήματα μικρών διαστάσεων, να είναι χημικά αδρανές, μη τοξικό και υποαλλεργικό για το ανθρώπινο σώμα. Ακόμα οι περιορισμοί στο hardware είναι μείζον ζήτημα καθώς ο κεντρικός κόμβος χρειάζεται να χειρίζεται μεγάλο όγκο δεδομένων από διαφορετικούς αισθητήρες κι έχει επίσης επιπτώσεις στην κατανάλωση ενέργειας, η οποία πρέπει να ελαχιστοποιείται ώστε να έχει μεγαλύτερη ζωή η μπαταρία. Τα δεδομένα που μετρήθηκαν και επεξεργάστηκαν στη συνέχεια μεταδίδονται μέσω ίντερνετ. Είναι λοιπόν απαραίτητο ένα ασφαλές κανάλι επικοινωνίας ώστε να διαφυλάσσεται η ιδιωτικότητα ευαίσθητων προσωπικών ιατρικών δεδομένων. Ισχυρές τεχνικές κρυπτογράφησης όπως Public Key Infrastructure (PKI), Secure Sockets Layer (SSL) καθώς και κατάλληλοι αλγόριθμοι εξουσιοδότησης και επαλήθευσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Τέλος το σύστημα θα πρέπει να είναι φιλικό προς το χρήστη ώστε να κερδίσει την προτίμηση των καταναλωτών. Η σχεδιαστική πρόκληση λοιπόν ενός wearable είναι να ενσωματώνει αρκετά ηλεκτρονικά και MEMS (Microelectromechanical Systems) στοιχεία εξασφαλίζοντας παράλληλα ακρίβεια μετρήσεων, επαρκή επεξεργασία δεδομένων, ασφάλεια της πληροφορίας, χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και άνεση του χρήστη [43], [56].

Μια πιο απτή εικόνα των πλεονεκτημάτων και των καινοτομιών της wearable τεχνολογίας μπορούμε να πάρουμε από την περίπτωση που περιγράφει ο Bernard Grundlehner, του ερευνητικού ινστιτούτου imec για τη διερεύνηση ψυχικών διαταραχών [57].

Συγκεκριμένες ψυχικές διαταραχές έχουν μετρήσιμες επιπτώσεις και αντιδράσεις στο περιφερειακό νευρικό. Παραδείγματα τέτοιων διαταραχών, οι οποίες έχουν απασχολήσει ιδιαίτερα την ιατρική κοινότητα, είναι το άγχος, η κατάθλιψη και οι κοινωνικές διαταραχές.

Μια ενδελεχής έρευνα των διαταραχών αυτών απαιτεί παρακολούθηση των ασθενών στην καθημερινότητά τους και συνεπώς προϋποθέτει αισθητήρες που να λειτουργούν εκτός εργαστηριακού περιβάλλοντος, να παρέχουν δεδομένα υψηλής ακρίβειας, να μην εμποδίζουν τον ασθενή, να τον απασχολούν ή να παρεμβαίνουν στην καθημερινότητά του, να λειτουργούν συνεχόμενα και να αποθηκεύουν πληροφορίες για μια εβδομάδα τουλάχιστον. Ακόμα οι λαμβανόμενες μετρήσεις θα πρέπει να είναι οι καρδιακοί παλμοί και οι διακυμάνσεις τους, η θερμοκρασία του σώματος του ασθενή, η ηλεκτροδερμική δραστηριότητα και γενικότερες πληροφορίες για τη σωματική του δραστηριότητα.

Για την ακριβή μέτρηση των καρδιακών παλμών χρησιμοποιήθηκε ένα ECG επίθεμα, το οποίο είναι φιλικό στο δέρμα και μπορεί να φοριέται συνεχόμενα για 3 με 7 μέρες, ανάλογα με την ευαισθησία του δέρματος. Η ηλεκτρονική μονάδα μπορεί να καταγράψει χωρίς διακοπή περισσότερες από 7 ημέρες στην εσωτερική της μνήμη χωρίς να χρειαστεί επαναφόρτιση της μπαταρίας. Καθώς το επίθεμα φοριέται κοντά

στο κέντρο βάρους του σώματος, μετριέται επίσης και η επιτάχυνση, η οποία είναι ενδεικτική της σωματικής δραστηριότητας του ασθενή.

Για τη μέτρηση των ηλεκτροδερμικών αντιδράσεων, αναπτύχθηκε ένα wristband το οποίο υπολογίζει τις ηλεκτροδερμικές αντιδράσεις στον καρπό και το οποίο διαθέτει ενσωματωμένο αισθητήρα θερμοκρασίας. Και αυτή η συσκευή είναι ενεργειακά αυτόνομη για περισσότερες από 7 ημέρες και αποθηκεύει τα δεδομένα στην εσωτερική της μνήμη.

Και οι δύο συσκευές ελέγχονται με το κατάλληλο λογισμικό μέσω Android smartphones ή tablets. Μόνο ο πειραματιστής (ή γιατρός) μπορεί να σταματήσει τη μέτρηση. Οι συσκευές λαμβάνουν μετρήσεις συνεχώς μέχρι να εξαντληθεί η μπαταρία τους ή αν ο πειραματιστής (ή γιατρός) επιλέξει να τις σταματήσει. Τα δεδομένα που είναι αποθηκευμένα στις συσκευές μπορούν να μεταφερθούν με USB σύνδεση στο PC.

Στο παρελθόν ανάλογες μετρήσεις θα μπορούσαν να πραγματοποιηθούν μόνο με τη χρήση ογκώδους, μη κινητού εργαστηριακού εξοπλισμού. Χρησιμοποιώντας εύχρηστες, μικρές κι ασύρματες συσκευές wearable τεχνολογίας υλοποιούμε πειράματα εκτός το περιβάλλοντος του εργαστηρίου ακόμα και στα σπίτια και την καθημερινή ζωή των ασθενών [57].

3.2 Wearables στην Εργασία

Όπως προαναφέρθηκε όμως η χρήση των wearables βρίσκει όλο και μεγαλύτερη εφαρμογή στους χώρους εργασίας. Ποιος είναι ο φόρτος εργασίας ενός εργάτη εργοστασίου; Ποιες είναι οι ενεργειακές δαπάνες ενός εργάτη οικοδομής; Πόσα χιλιόμετρα διανύει ημερησίως ένας εργαζόμενος σε αποθήκη; Ερωτήσεις των οποίων μέχρι πρότινος οι απαντήσεις ήταν εμπειρικές και αόριστες μπορούν σήμερα με τη χρήση wearable τεχνολογίας να λάβουν συγκεκριμένες απαντήσεις και ανάλογα να βελτιωθούν οι συνθήκες εργασίας, να αυξηθεί η παραγωγικότητα και να ληφθούν μέτρα προστασίας στον εργασιακό χώρο για την υγεία των εργαζομένων.

Δεν είναι τυχαίο ότι προς αυτήν την κατεύθυνση κινείται και το Εθνικό Ινστιτούτο Επαγγελματική Ασφάλειας και Υγείας («National Institute for Occupational Safety and Health» ή αλλιώς «NIOSH»). Το NIOSH ιδρύθηκε το 1970 στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής και αποτελεί κομμάτι του τμήματος Υγείας και Ανθρώπινων Υπηρεσιών των Η.Π.Α. και αποτελεί έναν ερευνητικό οργανισμό με επίκεντρο τη μελέτη την ασφάλεια των εργαζομένων και την παρότρυνση εργοδοτών και εργαζομένων να δημιουργούν ασφαλέστερα και υγιέστερα εργασιακά περιβάλλοντα [58]. Παρακάτω γίνεται αναφορά σε έρευνες του Ινστιτούτου και σε wearable τεχνολογίες που έχει αναπτύξει.

Το 2016 σε μελέτη του NIOSH από τους Wonin Lee et al. χρησιμοποιήθηκαν φορητοί αισθητήρες για την παρακολούθηση σωματικών παραμέτρων εργατών στον κατασκευαστικό τομέα, στον οποίο παρατηρούνται υψηλά ποσοστά μυοσκελετικών και καρδιακών ασθενειών, τραυματισμών ακόμη και θανάτων καθώς οι εργασίες είναι ιδιαίτερα απαιτητικές, επικίνδυνες και κουραστικές και προϋποθέτουν επιπλέον υγιεινό τρόπο ζωής εκτός εργασίας [59]. Η μελέτη είχε ως σκοπό τη διαπίστωση της αξιοπιστίας των δεδομένων από wearables και της δυνατότητας χρησιμοποίησης των wearables σε αντίστοιχα εργασιακά περιβάλλοντα. Κατά τη διάρκεια της μελέτης 6

οικοδόμοι φορούσαν για τρεις συνεχόμενες ημέρες δύο wearable συσκευές (Zephyr Bioharness™ 3 και ActiGraph GTX) τόσο κατά τη διάρκεια της εργασίας όσο και εκτός αυτής και συλλέχθηκαν στοιχεία για τους καρδιακούς παλμούς, τα ενεργειακά κόστη, το μεταβολικό ισοδύναμο και την ποιότητα ύπνου των εργαζομένων, αναδεικνύοντας τη χρησιμότητα των wearables και τους νέους ορίζοντες που ανοίγουν στην έρευνα.

Το Μάιο του 2014 το NIOSH ίδρυσε το Κέντρο για Άμεσες Μετρήσεις και Τεχνολογίες Αισθητήρων («Center for Direct Reading and Sensor Technologies») με σκοπό την οργάνωση και την ενσωμάτωση νέων τεχνολογιών στην έρευνα για φιλικότερα περιβάλλοντα εργασίας και την ανάπτυξη wearable ή ακόμα και εμφυτευμένων αισθητήρων που μπορούν να συνδράμουν στην έρευνα αυτή [60]. Στα πλαίσια αυτά αναπτύχθηκε από το NIOSH το «Συνεχές Ατομικό Σύστημα Παρακολούθησης Σκόνης» (Continuous Personal Dust Monitor ή CPMD), μια wearable συσκευή με άμεση εφαρμογή στη βιομηχανία εξόρυξης καθώς ανιχνεύει τα επίπεδα συγκέντρωσης σκόνης άνθρακα στο αναπνευστικό περιβάλλον του μεταλλωρύχου και αναφέρει τακτικά τις μετρήσεις στο χρήστη μέσω οθόνης και μπορεί να αποτελέσει το κλειδί για την αντιμετώπιση ασθενειών των πνευμόνων που πλήττουν τους μεταλλωρύχους [61].

Ας δούμε μερικά ακόμα παραδείγματα εφαρμογής wearable computers στην εργασία:

- Ο Patrick Jackson, πυροσβέστης στη Βόρεια Καρολίνα, δημιούργησε μια εφαρμογή για τα Google Glasses η οποία δείχνει στο χρήστη-πυροσβέστη εισερχόμενες επείγουσες ενημερώσεις, χάρτες με τις τοποθεσίες των περιστατικών, τους κοντινότερους πυροσβεστικούς κρουσμούς και άλλες χρήσιμες πληροφορίες για έναν πυροσβέστη. Σε μία επίδειξη της εφαρμογής, η εφαρμογή μετέδιδε πληροφορίες στα γυαλιά για τον απεγκλωβισμό ανθρώπου από αμάξι, τη στιγμή που ο πυροσβέστης έχοντας και τα δυο του χέρια ελεύθερα πραγματοποιούσε τον απεγκλωβισμό ακολουθώντας τις οδηγίες από τα Google Glasses [62], [63].
- Η XOi technologies παράγει μια σειρά από smart glasses τα οποία προτιμούν όλο και περισσότερες εταιρείες. Μέσα από την cloud-based πλατφόρμα Vision, τα γυαλιά αυτά προσφέρουν στο χρήστη βίντεο πραγματικού χρόνου, ηχητική επικοινωνία και διαμοιρασμό πληροφοριών. Επιτρέπει στους τεχνικούς να συνδέονται εικονικά με κάθε μέλος της ομάδας τους και να αποκτούν έτσι ακριβείς πληροφορίες οι οποίες μπορούν άμεσα να ληφθούν, να σταλούν και να ελεγχθούν [64].
- Εταιρείες όπως η Wearable Intelligence συνεργάζονται με πετρελαϊκές εταιρείες ώστε να υπάρχει μετάδοση πληροφοριών σε πραγματικό χρόνο από και προς σημείο εργασιών μειώνοντας την έκθεση εργατών σε επικίνδυνες καταστάσεις [63].

3.3 Wearables στον Αθλητισμό

3.3.1 Ερασιτεχνικός Αθλητισμός και καθημερινή Χρήση

Η συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες και η συχνή άσκηση είναι απαραίτητες όχι μόνο για έναν υγιή τρόπο ζωής αλλά και για τη βελτίωση ποιότητας της καθημερινότητας καθώς έχουν επίσης κοινωνικά και ψυχικά οφέλη. Για παράδειγμα η σωματική άσκηση βελτιώνει το ανοσοποιητικό σύστημα, ενισχύει την αυτοπεποίθηση και την αυτοεκτίμηση και τα ομαδικά σπορ βοηθούν στην ανάπτυξη των κοινωνικών ικανοτήτων.

Wearable συσκευές παρέχουν υπηρεσίες σε ερασιτέχνες ή επαγγελματίες αθλητές και προπονητές. Κάποια από αυτά τα οφέλη είναι η ασφάλεια των αθλητών, προστασία από τραυματισμούς και μετρήσεις φυσικής κατάστασης και απόδοσης. Τα wearables πλέον βοηθούν ακόμα και στην εκμάθηση ή τη βελτίωση των επιδόσεων, όπως στο άθλημα του γκολφ, όπου σε προπονήσεις είναι ευρέως διαδεδομένο οι αθλητές να φορούν wristbands ώστε να βελτιώσουν την τεχνική του χτυπήματός τους [65].

Ένα ακόμα πλεονέκτημα, όπως αναφέρουν οι ίδιοι οι χρήστες, είναι πως οι συσκευές τους βοηθούν σημαντικά να είναι συνεπείς στην καθημερινή τους άσκηση. Τα στοιχεία της αγοράς δείχνουν ότι οι χρήστες ηλικιών μεταξύ 18 και 54 χρονών αποτελούν σχεδόν το 77% των χρηστών wearable [66]. Οι άνθρωποι πλέον δέχονται σιγά σιγά τη wearable τεχνολογία στην άθλησή τους και την ενσωματώνουν ως φυσιολογικά στοιχείο της καθημερινότητάς τους.

Τα οφέλη όμως μπορούν να είναι εξίσου σημαντικά και για τους φιλάθλους, αναβαθμίζοντας αισθητά την εμπειρία παρακολούθησης του αθλήματος. Με ασύρματους αισθητήρες ενσωματωμένους στις στολές των αθλητών, οι φιλάθλοι έχουν real-time πρόσβαση σε δεδομένα παρακολούθησης της κίνησης και σε στατιστικά όπως επιτάχυνση και μέγιστη ταχύτητα. Με τη συνδρομή αναλυτικών στοιχείων και γραφικών αλλάζει δραματικά η ζωντανή μετάδοση αθλητικών γεγονότων.

Η αγορά των wearable συσκευών για την άθληση περιλαμβάνει μέχρι και «έξυπνα» υφάσματα ή εκτυπωμένα ηλεκτρονικά υλικά. Τα «έξυπνα» ρούχα από εταιρείες όπως η Sarvint Technologies [67] ή το εκτυπώσιμο ηλεκτρονικό μελάνι της DuPont Chemicals Company [68] αναδεικνύουν άλλες δυνατότητες στον τομέα του αθλητισμού. Η Sarvint χρησιμοποιεί ειδικές ίνες οι οποίες, όντας πλεγμένες στα ρούχα, λειτουργούν ως αγωγοί που εκπέμπουν και λαμβάνουν σήματα του σώματος προς και από μια κεντρική υπολογιστική μονάδα. Αντίστοιχα η DuPont έχει αναπτύξει αγωγίμο μελάνι το οποίο επιτρέπει την εκτύπωση του κυκλώματος πάνω στο ρούχο, όπου αισθητήρες μπορούν να συνδεθούν με έναν κεντρικό επεξεργαστή.

3.3.2 Wearables στον επαγγελματικό Αθλητισμό

Ο επαγγελματικός αθλητισμός είναι μια τεράστια παγκόσμια βιομηχανία. Στη βιομηχανία αυτή κάθε επαγγελματία αθλητή οφείλει να λαμβάνει μετρήσεις των σωματικών του παραμέτρων και να έχει ποσοτικοποιημένα, έγκυρα δεδομένα των επιδόσεών του. Με αυτόν τον τρόπο ο εκάστοτε προπονητής, γυμναστής, ο ίδιος ο αθλητής αλλά και μια σειρά ανθρώπων που ασχολούνται και επενδύουν στο χώρο του επαγγελματικού αθλητισμού έχουν ακριβή γνώση των επιδόσεων του αθλητή, του επιπέδου φυσικής κατάστασης στο οποίο βρίσκεται, των ενεργειακών απαιτήσεων του αθλήματός του και πολλών ακόμα πλευρών του αθλήματος. Οι πληροφορίες αυτές

διαδραματίζουν πολύ σημαντικό ρόλο καθώς, για παράδειγμα, ο προπονητής σχεδιάζει και προσαρμόζει ανάλογα την προπόνηση ή οι μέτοχοι ενός συλλόγου αποφασίζουν αν αξίζει να δαπανηθούν χρήματα για το συγκεκριμένο αθλητή. Τα δεδομένα αυτά προκύπτουν μέσα από μια σειρά εξετάσεων και δοκιμασιών. Οι αρχές που διέπουν κάθε τεστ είναι ότι θα πρέπει να είναι έγκυρο, αξιόπιστο, αντικειμενικό και να κουράζει τον αθλητή όσο το δυνατόν λιγότερο [114]. Κάποιες από τις κυριότερες εξετάσεις τις οποίες υποβάλλεται ένας αθλητής και οι οποίες δίνουν μια ολοκληρωμένη εικόνα για τη φυσιολογία του είναι οι ακόλουθες: αιματολογικές εξετάσεις, λιπομέτρηση, καρδιογράφημα, μυοσκελετική σταθερότητα, ισοκινητική δυναμομέτρηση, τεστ μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου, μέτρηση δύναμης κάτω άκρων, τεστ ευλυγισίας και ρυθμός ανάπτυξης δύναμης [70], [71].

Πολλές από τις παραπάνω μετρήσεις και εξετάσεις όμως αμφισβητούνται ως μη αξιόπιστες καθώς δεν πραγματοποιούνται στις ρεαλιστικές συνθήκες του αθλήματος. Κατά τη διάρκεια της πραγματικής διεξαγωγής του αθλήματος υπάρχουν παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τις επιδόσεις ενός αθλητή. Για παράδειγμα σίγουρα ένα τεστ μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου ενός μαραθωνοδρόμου θα μας δώσει πληροφορίες για την αντοχή του, αλλά θα αφήσει ερωτηματικά για το κατά πόσο αυτή είναι η αντοχή του αθλητή υπό έντονη ηλιοφάνεια, ψυχολογική πίεση και ανταγωνισμό.

Η wearable τεχνολογία φαίνεται ότι δίνει τη λύση και σε αυτό το πρόβλημα καθώς επιτρέπει, σε συνδυασμό με το κατάλληλο software, την εξέταση φυσικών, τεχνικών και τακτικών παραμέτρων κατά τη διάρκεια προπονήσεων ή αγώνων, προσφέροντας ακόμα και real-time δεδομένα. Χάρη στην εξέλιξη και εξάπλωση των wearables παρατηρείται μεγάλη αλλαγή στον τρόπο με τον οποίο λαμβάνονται τα δεδομένα. Ας δούμε μερικά παραδείγματα. Μέχρι τα τέλη του 20^{ου} αιώνα η καθιερωμένη διαδικασία για τη μέτρηση της ταχύτητας και της επιτάχυνσης ενός αθλητή περιελάμβανε δύο σημεία (έναρξη-τερματισμός) τα οποία οριοθετούσαν μια συγκεκριμένη απόσταση και έναν επιβλέποντα (συνήθως γυμναστή) ο οποίος κρατώντας χρονόμετρο κατέγραφε τους χρόνους του αθλητή. Στη συνέχεια, με αριθμητικές πράξεις υπολογιζόταν η μέγιστη ταχύτητα και η επιτάχυνση. Στην προσπάθειά των επιστημόνων να καταστήσουν τα τεστ πιο έγκυρα απαιτούνταν (σε αθλήματα όπως το μπάσκετ ή το ποδόσφαιρο) ακόμα πιο πολύπλοκες, χρονοβόρες και κουραστικές διαδικασίες για τον αθλητή και το γυμναστή. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι το πολύ γνωστό “Yo-Yo test”. Το “Yo-Yo test” αναπτύχθηκε από τον Jens Bangsbo και τους συνεργάτες του στο Πανεπιστήμιο της Κοπεγχάγης τη δεκαετία του 90. Αποτελούσε το πρωταρχικό εργαλείο αξιολόγησης της αντοχής ενός αθλητή, αλλά και πεδίο διαφωνιών μεταξύ των επιστημόνων για την εγκυρότητά του. Το τεστ περιλαμβάνει συνεχείς αλλαγές κατεύθυνσης και σπριντ ώστε να προσομοιάζει τις συνθήκες ενός αγώνα ποδοσφαίρου, μπάσκετ ή αμερικάνικου ποδοσφαίρου. Είναι κουραστικό, χρονοβόρο και ποτέ δεν κατάφερε να αποκτήσει ξεκάθαρους κανόνες πραγματοποίησης και να αποτελέσει ένα ενιαίο αδιαμφισβήτητο μέτρο σύγκρισης για τους αθλητές [72]. Σήμερα, με ένα wearable watch το οποίο περιλαμβάνει GPS (Global Positioning System) ή με τη χρησιμοποίηση semi-automatic player tracking technologies τα ίδια στοιχεία είναι στη διάθεση του αθλητή ή του προπονητή, με απόλυτη ακρίβεια και συλλεγμένα σε πραγματικές συνθήκες του εκάστοτε αθλήματος.

Αντίστοιχα, μέχρι πρόσφατα στους ποδοσφαιριστές το τεστ ανοχής στο γαλακτικό οξύ πραγματοποιούνταν όπως περιγράφηκε πιο πάνω, με τις όποιες αντιρρήσεις ως προς τη αξιοπιστία του. Πλέον οι ποδοσφαιρικές ομάδες, εκτός από το παραδοσιακό τεστ μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου, χρησιμοποιούν wearable και micro-technology. Το καλοκαίρι του 2018, ο αγγλικός ποδοσφαιρικός σύλλογος Liverpool FC πραγματοποίησε τη μέτρηση του επίπεδου γαλακτικού οξέος των ποδοσφαιριστών κατά τη διάρκεια προπόνησης χρησιμοποιώντας το Biosen C-Line glucose and lactate analyzer (chip sensor technology με αποτελέσματα σε 20-45 sec) [73].

Ακόμα ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα χρησιμότητας των wearables είναι η μέτρηση αποστάσεων που καλύπτει ένας αθλητής κατά τη διάρκεια του αθλήματος στο οποίο αγωνίζεται. Αυτό είναι κάτι εύκολο όταν πρόκειται για δρομείς οι οποίοι διανύουν μια προκαθορισμένη απόσταση, κολυμβητές σε μια πισίνα ή όταν σε ένα άθλημα η απόσταση που καλύφθηκε είναι αδιάφορη ως δεδομένο, όπως στο βόλεϊ ή στο τένις. Στο δημοφιλές άθλημα του ποδοσφαίρου, το οποίο είναι παράλληλα μια βιομηχανία τρισεκατομμυρίων ευρώ, είναι μείζονος σημασίας να είναι γνωστή η συνολική απόσταση που καλύπτει ο κάθε ποδοσφαιριστής στα 90 λεπτά του αγώνα. Για να επιτευχθεί αυτό, ένα επιτελείο εργαζόταν αποκλειστικά για τον όσο το δυνατόν καλύτερο υπολογισμό των χιλιομέτρων που διένυσαν οι αθλητές μέσω βίντεο. Ήταν μια πολύ απαιτητική διαδικασία, εξαιτίας της ταχύτητας του αθλήματος, του αριθμού αθλητών και της μεγάλης επιφάνειας διεξαγωγής του αγώνα, η οποία χρειαζόταν περίπου 32 εργατοώρες για να ολοκληρωθεί με τη βοήθεια πολλαπλών καμερών και αλγορίθμων [74]. Στις μέρες μας, οι προπονητές και οι παράγοντες των ποδοσφαιρικών συλλόγων γνωρίζουν ακριβώς τα χιλιόμετρα που διένυσαν στον αγώνα οι ακριβοπληρωμένοι παίκτες τους χάρη σε γιλέκα με ενσωματωμένο GPS τα οποία φορούν οι αθλητές κάτω από τις μπλούζες τους.

Τέλος σε αθλήματα όπως το ράγκμπι και το αμερικάνικο ποδόσφαιρο με συχνές και σκληρές σωματικές επαφές είναι ιδιαίτερα διαφωτιστικό να υπάρχει ακριβής μέτρηση των συγκρούσεων του κάθε αθλητή, δεδομένου ότι κάθε σύγκρουση επιφέρει μεγάλο ενεργειακό φόρτο και καταπόνηση στον αθλητή. Πριν δέκα χρόνια η διαδικασία αυτή απαιτούσε βιντεοσκόπηση του αγώνα ή του παιχνιδιού και ανάλυσή του. Σήμερα χάρη σε sports wearables είναι ακόμα ένα στατιστικό το οποίο υπολογίζεται αυτόματα [75].

Κεφάλαιο 4: Προβληματισμοί

Βλέπουμε λοιπόν ότι οι wearable υπολογιστές επεκτείνονται και κυριαρχούν σε όλους σχεδόν τους τομείς της ανθρώπινης δραστηριότητας. Από την υγεία, τη φυσική κατάσταση, την παραγωγικότητα στην εργασία μέχρι και την ασφάλεια του ανθρώπου επηρεάζοντας έτσι πολλές πτυχές της ζωής μας. Όσο πιο διαδεδομένη όμως γίνεται η χρήση τους, τόσο μεγαλύτερα ζητήματα εγείρονται. Ζητήματα ηθικής και αξιών αλλά και ζητήματα πρακτικά.

Ακόμα, κατά τη διάρκεια ενός προγράμματος παρακολούθησης με wearable υπολογιστές, είτε αυτό πρόκειται για παρακολούθηση ασθενών, είτε εργαζομένων, είτε αναφερόμαστε σε προσωπική χρήση, εξάγονται δεδομένα και πληροφορίες για όλες σχεδόν τις καθημερινές δραστηριότητες του ανθρώπου, στοιχεία τα οποία είναι αυστηρώς προσωπικά και μπορεί η πρόσβαση τρίτων σε αυτά να εγείρει μέχρι και θέματα εθνικής ασφάλειας ή να θέτει ζωές σε κίνδυνο. Απαιτείται συνεπώς μια αυστηρή προσέγγιση που προϋποθέτει να έχουν δοθεί ξεκάθαρες απαντήσεις στα ερωτήματα:

1. Ποιοι είναι οι ακριβείς στόχοι του προγράμματος;
2. Πώς θα μεταδοθούν οι πληροφορίες και ποιοι θα έχουν πρόσβαση σε αυτές;
3. Πώς θα χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα αυτά;
4. Υπάρχει συγκατάθεση των προσώπων που παρακολουθούνται;
5. Κατά πόσο είναι τα δεδομένα ακριβή;

4.1 Οι Δυσκολίες στον Τομέα της Υγείας

Όπως είδαμε παραπάνω, τα οφέλη και η χρησιμότητα των wearables στον τομέα της υγείας φαίνονται να είναι ουσιώδη σε τέτοιο βαθμό που να δύνανται να αποτελέσουν την αιτία ρηξικέλευθων αλλαγών. Παρόλα αυτά η πραγματική χρησιμότητα της σημερινής wearable τεχνολογίας παραμένει προβληματική με την ανάπτυξη καινοτομιών που συνήθως ξεπερνούν τη ρεαλιστική κλινική εφαρμογή.

Η πιστοποίηση της αποτελεσματικότητας μιας συσκευής και της ασφάλειάς της, η υιοθέτηση συγκεκριμένων προδιαγραφών για ακριβή δεδομένα και η διαλειτουργικότητά της αποτελούν επιπλέον εμπόδια για την υιοθέτηση wearable συσκευών για κλινική χρήση. Υπάρχει ακόμα έλλειψη γνώσεων σχετικά με τις θεμελιώδεις αρχές της τεχνολογίας όπως οι μετρήσεις και συσχέτιση με συγκεκριμένες παθήσεις, η επιλογή κατάλληλης wearable συσκευής και η κατάλληλη διαχείριση και ανάλυση των μετρήσεων.

Η δημιουργία και η ανάπτυξη wearable συσκευών και υποστηρικτικού λογισμικού στον τομέα της Υγείας παραμένει ένα επίμαχο ζήτημα. Ρυθμιστικά σώματα και προμηθευτές παρακωλύουν την κλινική υιοθέτηση, μοχλώντας να διαχωρίσουν τις εφαρμογές μεταξύ των απλών εφαρμογών για πιο υγιεινή ζωή, οι οποίες είναι για γενική χρήση από τους καταναλωτές και των εφαρμογών που μπορούν να χαρακτηριστούν ιατρικές και να αφορούν αποκλειστικά ιατρική χρήση. Για να εγκριθεί ένα προϊόν ως ιατρική συσκευή σύμφωνα με την Οδηγία για Ιατροτεχνολογικά Προϊόντα της Ευρωπαϊκής Ένωσης (EU Medical Device Directive) θα πρέπει να

υποβληθεί στις κατάλληλες διαδικασίες επικύρωσης και επαλήθευσης, συχνά μέσα από κλινικές δοκιμές, για την επιβεβαίωση λειτουργίας του εντός των προδιαγραφών [76].

Τα προϊόντα wearable τεχνολογίας δεν μπορούν να ακολουθήσουν ακόμα τις απαιτήσεις του τομέα αυτού καθώς είναι απαραίτητο ο κατασκευαστής να προβεί σε διαδικασίες δοκιμής οι οποίες συχνά είναι χρονοβόρες και κοστοβόρες. Παράλληλα καθώς πρόκειται για νεοεμφανιζόμενη τεχνολογία δεν υπάρχουν ακόμα οδηγίες και ενιαίοι κανόνες για την ερμηνεία των δεδομένων που εξάγονται, ούτε κάποιες επίσημες οδηγίες για την επαλήθευσή τους.

Όσο υπάρχει αυτή η αδιαφάνεια, οι επαγγελματίες στο χώρο της υγείας αποφεύγουν την υιοθέτηση wearable προϊόντων της αγοράς. Για παράδειγμα είναι πιθανό η επεξεργασία των πληροφοριών του wearable να πραγματοποιείται από αλγορίθμους οι οποίοι χρησιμοποιούν υποκειμενικά όρια για την ποσοτικοποίηση των αποτελεσμάτων και τα οποία δεν αναφέρονται από τον κατασκευαστή.

4.2 Προβληματισμοί και Μειονεκτήματα στην Εργασία

Όπως προαναφέρθηκε πραγματοποιούνται πολλά προγράμματα παρακολούθησης των εργαζομένων με wearable υπολογιστές είτε για ερευνητικούς σκοπούς είτε κατ' εντολή του εργοδότη για καλύτερη λειτουργία της επιχείρησης. Αυτά τα προγράμματα θα πρέπει να έχουν ως στόχο την προώθηση των νόμιμων συμφερόντων των εργαζομένων, τη βελτίωση των συνθηκών εργασίας, τη δικαιοσύνη, την αύξηση της παραγωγικότητας και την καλύτερη λειτουργία της εταιρείας.

Οι εργοδότες θα πρέπει να είναι πολύ προσεκτικοί κατά την ενσωμάτωση αυτών των προγραμμάτων στο χώρο εργασίας. Τα δεδομένα που εξάγονται θα πρέπει να είναι απολύτως ασφαλή ακριβώς όπως κρατούνται τα αρχεία του προσωπικού της εταιρείας και οι οικονομικές καταχωρήσεις καθώς είναι πολύτιμα σε χάκερς που θα θέλουν να τα πουλήσουν ή να τα χρησιμοποιήσουν για δικούς τους σκοπούς.

Ακόμα πρέπει να ληφθεί υπόψιν το προφανές δικαίωμα των εργαζομένων στην προσωπική ζωή. Η χρήση wearable υπολογιστών προχωράει πολύ βαθύτερα από την επίβλεψη κατά τη διάρκεια της εργασίας καθώς πρόκειται πολλές φορές για συνεχή παρακολούθηση, μη περιορισμένη στον εργασιακό χώρο η οποία διεισδύει στον ανθρώπινο σώμα. Το δικαίωμα σε ίσες εργασιακές ευκαιρίες διακυβεύεται καθώς, για παράδειγμα, οι εργοδότες μπορεί να προωθούν σε ανώτερες θέσεις μόνο εργαζομένους με καλύτερη φυσική κατάσταση ή λιγότερο στρες. Έπειτα, όποτε επιχειρήσεις έχουν προβεί σε απολύσεις εργαζομένων εξαιτίας δεδομένων συνεχούς παρακολούθησης, ακόμα κι αν τελικά έχουν δικαιωθεί δικαστικά, εισπράττουν πολύ κακή δημοσιότητα [77].

Επιπλέον η ιστορία έχει δείξει ότι η συνεχής παρακολούθηση των εργαζομένων αν και βραχυπρόθεσμα αυξάνει την παραγωγικότητα, μακροπρόθεσμα μπορεί να έχει άσχημες συνέπειες για την επιχείρηση. Χαρακτηριστικό, αν και μακρινό παράδειγμα, είναι αυτό της εταιρείας Ford. Το 1913 η Ford εισήγαγε ένα επαναστατικό για την εποχή σύστημα ελέγχου του ρυθμού της εργασίας. Η παραγωγικότητα αυξήθηκε δραματικά αλλά εξίσου δραματικά αυξήθηκε και ο δείκτης κινητικότητας και αντικατάστασης προσωπικού. Κάθε φορά που η εταιρεία ήθελε να προβεί στην πρόσληψη 100 εργατών, ήταν τελικά αναγκασμένη να προσλάβει 963 καθώς οι εργάτες δεν μπορούσαν να

ανταπεξέλθουν στον εξουθενωτικό ρυθμό εργασίας και εγκατέλειπαν λίγο μετά την πρόσληψή τους. Ως λύση η Ford διπλασίασε τις αποδοχές των εργατών με τον όρο όμως οι εργάτες να υιοθετούν έναν υγιή και ηθικό τρόπο ζωής ώστε να μπορούν να ανταπεξέλθουν στις απαιτήσεις της εργασίας. Η εταιρεία ίδρυσε ένα κοινωνιολογικό τμήμα του οποίου καθήκον ήταν η συνεχής παρακολούθηση των εργατών. Πράκτορες παρακολουθούσαν την προσωπική ζωή των εργαζομένων και συνέλεγαν πληροφορίες. Όσοι κρίνονταν ανεπαρκείς έχαναν το δικαίωμα στο διπλάσιο μισθό [78]. Τελικά το 1920 η Ford άλλαξε πολιτική καθώς το σύστημά της ήταν κοστοβόρο και δεν μπορούσε να αντέξει τον ανταγωνισμό των άλλων εταιρειών και επίσης οι εργαζόμενοι έδειχναν όλο και μεγαλύτερη αντίσταση και δυσαρέσκεια απέναντι στις αιφνιδιαστικές και αδιάκριτες επισκέψεις πρακτόρων στα σπίτια τους.

Προφανώς το παράδειγμα της Ford απέχει πολύ από τη σημερινή πραγματικότητα. Τα κόστη συνεχούς επίβλεψης είναι σαφώς μικρότερα και οι εργαζόμενοι είναι πολύ πιο δεκτικοί στη χρήση wearable τεχνολογιών. Παρόλα αυτά μπορούν να γίνουν συγκρίσεις και εκτιμήσεις σε σχέση με τις συνέπειες της συνεχούς παρακολούθησης. Ακόμα θα πρέπει να ληφθεί υπόψιν ότι σήμερα, στα πλαίσια της εντατικοποίησης της εργασίας, ένα όλο και πιο σύνηθες φαινόμενο είναι αυτό της εξάντλησης των εργαζομένων. Έρευνα που πραγματοποιήθηκε από το Trade Union Congress το 2015 κρούει τον κώδωνα του κινδύνου καθώς λόγω της εντατικοποίησης της εργασίας στη Βρετανία αυξάνονται οι πιθανότητες εμφάνισης εγκεφαλικών και καρδιακών επεισοδίων, καρδιακών παθήσεων και διαβήτη στους εργαζομένους [79]. Επίσης έρευνα που διενεργήθηκε από τον ειδικό προσλήψεων Robert Half στη Βρετανία το 2012 αναφέρει πώς 8 στα δέκα στελέχη εταιρειών ανησυχούν ότι θα χάσουν τους πιο αποδοτικούς εργαζομένους εξαιτίας εξάντλησης [80].

Νέα συστήματα συλλογής, διαχείρισης και αποθήκευσης των δεδομένων έχουν εισαχθεί με σκοπό να προστατευθούν προσωπικά δεδομένα και να εξαλειφθούν φαινόμενα αδικιών ή δυσαρέσκειας των εργαζομένων εντός των επιχειρήσεων εξαιτίας της συλλογής δεδομένων από wearable computers. Εταιρείες όπως η Sociometric Solutions προσλαμβάνονται από επιχειρήσεις για παρακολούθηση των εργαζομένων και καταγράφουν μόνο ευρύτερα μοτίβα και σχέσεις με την παραγωγικότητα και τη λειτουργικότητα της επιχείρησης χωρίς να γίνεται αναφορά στην ατομική απόδοση του κάθε εργαζομένου.

Είναι λοιπόν στο χέρι των εταιρειών που θα χρησιμοποιήσουν wearable τεχνολογία για την παρακολούθηση των εργαζομένων τους αν το αποτέλεσμα θα είναι η καλύτερη κατανομή της εργασίας για την αποφόρτιση των εργαζομένων, οι καλύτερες και ασφαλέστερες συνθήκες εργασίας και η αποδοτικότερη λειτουργία της επιχείρησης ή αν τελικά θα οδηγήσει σε υπερεντατικοποίηση της εργασίας χωρίς μέτρο, σε αδικίες, σε δυσαρέσκεια των εργαζομένων και κατ' επέκταση σε αρνητικές συνέπειες για την ίδια τη βιωσιμότητα της επιχείρησης.

4.3 Ανησυχία για την Ασφάλεια των Δεδομένων

Σήμερα η ανάγκη για καλύτερη προστασία των προσωπικών δεδομένων είναι προφανής. Η ασφάλεια των προσωπικών δεδομένων και το δικαίωμα στην ιδιωτικότητα είναι ένα θέμα που παραμένει στην επικαιρότητα τα τελευταία χρόνια. Προς αυτήν την κατεύθυνση το 2016 το Ευρωπαϊκό Κοινοβούλιο, λαμβάνοντας υπόψιν

την εξέλιξη της τεχνολογίας και εξετάζοντας μια σειρά από εθνικές και πολιτικές οργανώσεις που επηρεάζουν την κατεύθυνση πολλών τεχνολογιών, προχώρησε στην αντικατάσταση της Οδηγίας Προστασίας Δεδομένων 95/46/EC με τη ρύθμιση «General Data Protection Regulation (GDPR)» (Γενικός Κανονισμός Προστασίας Δεδομένων) έχοντας ως στόχο την ενίσχυση της προστασίας προσωπικών δεδομένων [81].

Ειδικά για τις wearable συσκευές όμως, διαπιστώθηκαν παράγοντες που δυσκολεύουν την προστασία και την ιδιωτικότητα των πληροφοριών που συλλέγονται από αυτές. Η wearable τεχνολογία είναι μια νεοεμφανιζόμενη τεχνολογία και όπως με καθετί νέο τεχνολογικά δε γνωρίζουμε ακριβώς τα όρια των δυνατοτήτων της. Ακόμα η τεχνολογική ανάπτυξη ποτέ δεν είναι γραμμική οπότε είναι δύσκολη η πρόβλεψη των εξελίξεών της με μόνη πυξίδα τις προηγούμενες τεχνολογίες. Καμία τεχνολογία δεν πρέπει να κρίνεται μεμονωμένα αλλά πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν όλο το τεχνολογικό και κοινωνικό περιβάλλον με το οποίο αλληλοεπιδρά κάτι το οποίο είναι ιδιαίτερα απαιτητικό. Τέλος πρέπει να θυμόμαστε πως αν και όλες οι τεχνολογίες έχουν κάποιες βασικές κατευθύνσεις μπορεί στο μέλλον να χρησιμοποιηθούν με τρόπους εντελώς διαφορετικούς από τις αρχικές προθέσεις των σχεδιαστών [82].

Η Symantec Corporation πρόκειται για μια από τις μεγαλύτερες (αν όχι η μεγαλύτερη) εταιρείες δημιουργίας λογισμικού με αποκλειστικό στόχο την ασφάλεια δεδομένων. Σε εκτενή αναφορά ερευνητών της σχετικά με την ασφάλεια wearable συσκευών αυτοπαρακολούθησης βρέθηκαν πολλές αδυναμίες. Η κυριότερη είναι πως όλες οι συσκευές, ακόμα και των κορυφαίων κατασκευαστών, είναι ευάλωτες στον εντοπισμό. Για τις ανάγκες της έρευνας κατασκευάστηκαν συσκευές εντοπισμού με μικροϋπολογιστές Raspberry Pi και χρησιμοποιήθηκαν σε πολυσύχναστα δημόσια μέρη και ανοιχτούς χώρους άθλησης του κοινού. Το συμπέρασμα ήταν πώς ο εντοπισμός και η παρακολούθηση χρηστών wearables ήταν ιδιαίτερα εύκολος. Διαπιστώθηκαν κι άλλες αδυναμίες προστασίας στην αποθήκευση και τη διαχείριση των δεδομένων, όπως μετάδοση κωδικών. Επιγραμματικά η αναφορά της Symantec διαχωρίζει τους κινδύνους διαρροής δεδομένων σε τρεις διαφορετικές φάσεις: α) στην ίδια τη συσκευή (αποθήκευση), β) στη μετάδοση και γ) στο σύννεφο (cloud). Κατά την πρώτη φάση στην αποθήκευση πχ. στο smartphone ή στο tablet τα δεδομένα είναι ευάλωτα από malware, ειδικά όταν οι χρήστες επιτρέπουν πρόσβαση σε μη πιστοποιημένες εφαρμογές. Καθώς η πληροφορία μεταφέρεται στο cloud, διέρχεται από Wi-Fi, Bluetooth και NFC δίκτυα, καθένα από τα οποία έχει τα δικά του προβλήματα ασφαλείας. Ακόμα και στο cloud όμως τα δεδομένα δεν είναι ασφαλή από ικανούς χάκερς [83].

Τα τελευταία χρόνια παρατηρήθηκαν πολλά περιστατικά όπου τα μέτρα προστασίας δεδομένων βρέθηκαν ανεπαρκή, εκθέτοντας τις εταιρείες. Πολλές φορές και οι ίδιοι οι χρήστες άθελά τους δημοσιοποιούν ευαίσθητα δεδομένα. Τον Ιανουάριο του 2018, στρατιωτικό προσωπικό δημοσιοποίησε παγκοσμίως τις διαδρομές ασκήσεων που διενεργούνταν εντός ή κοντά σε στρατιωτικές βάσεις εξαιτίας λανθασμένης χρήσης του fitness tracker Strava [84]. Αντίστοιχο συμβάν είχαμε και με activity trackers που χρησιμοποιούσαν την αντίστοιχη mobile εφαρμογή της Polar. Χαρακτηριστικά το ολλανδικό ειδησεογραφικό πρακτορείο De Correspondent ανέφερε: «Με μερικά μόνο κλικ, μπορούμε να δούμε έναν υψηλόβαθμο αξιωματικό

αεροπορικής βάσης πυρηνικών όπλων να τρέχει στο στρατόπεδο» και συνεχίζοντας «Μπορούμε να βρούμε στρατιωτικό προσωπικό στο Αφγανιστάν μέσω του site της Polar. Συνδυάζοντας ένα όνομα και φωτογραφία προφίλ με social media, επιβεβαιώνουμε την ταυτότητα ενός στρατιώτη ή ενός αξιωματικού» [85]. Η αντίδραση της Polar ήταν άμεση και απενεργοποίησε το χαρακτηριστικό Explore από την εφαρμογή της, το οποίο ήταν και υπεύθυνο για τη διαρροή πληροφοριών. Το επανενεργοποίησε αργότερα ύστερα από ενδελεχή ανάλυση για την αναβάθμιση της προστασίας των δεδομένων και πλέον, όπως η ίδια η εταιρεία αναφέρει σε ανακοίνωσή της, δεν κοινοποιεί αυτόματα τις προπονητικές διαδρομές των χρηστών [86].

Μια ενδιαφέρουσα παράμετρος είναι πως παρόλα αυτά οι χρήστες δε φαίνεται να ανησυχούν ή να νοιάζονται ιδιαίτερα. Σε ενδελεχή έρευνα της Deborah Lupton με τίτλο «Wearable Devices: Sociotechnical Imaginaries and Agential Capacities» τα περισσότερα άτομα που ρωτήθηκαν είτε θεωρούσαν αδιάτρητη την ασφάλεια των πληροφοριών από τα wearables τους είτε φαινόταν να μη γνωρίζουν πως μεταδίδονται και αλλού εκτός από το smartphone τους [87]. Η ίδια έρευνα αναδεικνύει επίσης πως οι χρήστες θεωρούν τους χάκερς ως την πρωτεύουσα απειλή αγνοώντας εντελώς το γεγονός πως και οι ίδιοι οι κατασκευαστές πιθανότατα να μην έχουν τις καλύτερες προθέσεις καθώς δύναται να χρησιμοποιήσουν τις πληροφορίες για δικούς τους σκοπούς όπως στοχευμένη διαφήμιση ή πώληση σε τρίτους.

4.4 Προβλήματα στην προσωπική Χρήση

Οι wearable συσκευές έχουν χαρακτηριστεί ως ψηφιακές πυξίδες που καθοδηγούν κάθε μας επιλογή, μετρώντας και ελέγχοντας πώς «οι μπουκιές, οι γουλιές, τα βήματα και τα λεπτά ύπνου» επιδρούν στην υγεία μας [88]. Αδιαμφισβήτητα η wearable τεχνολογία μπορεί να βοηθήσει τους χρήστες να αποκτήσουν έναν πιο υγιεινό τρόπο ζωής. Από την άλλη πλευρά, η εμμονή στην επίτευξη των στόχων που αναθέτουν οι εφαρμογές των wearable συσκευών οδηγεί σε αρνητικές επιπτώσεις στην υγεία. Η χρήση wrist wearable (που φοριούνται στον καρπό) συσκευών έδειξε να ωθεί τους χρήστες σε πιο υγιεινές συνήθειες αλλά παράλληλα οι χρήστες ένιωθαν υπό πίεση να πετύχουν τους καθημερινούς στόχους που έθετε η εφαρμογή. Σχεδόν το ένα τρίτο των χρηστών δήλωσε ότι έφτασε σε σημείο να νιώθει ενοχές και να βλέπει το wearable εχθρικά [89]. Θα πρέπει συνεπώς να μελετηθούν και οι συνέπειες των wearable συσκευών στην ψυχική υγεία των χρηστών, εκτός από τις συνέπειες στη σωματική υγεία στις οποίες και επικεντρώνεται το μεγαλύτερο κομμάτι της έρευνας.

4.5 Αξιοπιστία Δεδομένων

Ως τελευταίο προβληματισμό αφήσαμε ίσως τον κυριότερο και αυτόν με τον οποίο ασχολείται πειραματικά η παρούσα διπλωματική εργασία στη συνέχεια. Πρόκειται για την αμφισβήτηση που δέχονται οι wearable συσκευές (ειδικά αυτές του εμπορίου για αυτοπαρακολούθηση) ως προς την ακρίβεια των δεδομένων που εξάγουν. Είτε αναφερόμαστε σε περιπτώσεις προσωπικής χρήσης είτε ιατρικής παρακολούθησης είτε εργασία είτε αθλητισμό παραμένει το ερώτημα: «Είναι τα δεδομένα ακριβή;». Ως επακόλουθο εγείρονται κι άλλα θέματα όπως ανησυχίες για

υπερπροπόνηση του αθλητή-χρήστη που οδηγεί σε τραυματισμούς, έως και θέματα ζωής και θανάτου στον ιατρικό τομέα.

Ξεκινώντας να αναλύσουμε το ζήτημα οφείλουμε να δούμε το γενικότερο πλαίσιο. Ζούμε σε μια εποχή αξιοσημείωτων τεχνολογικών καινοτομιών και δεν μπορεί κανείς να παραβλέψει τη ραγδαία πρόοδο και εισβολή των wearable computers σε πολλούς τομείς της καθημερινότητάς μας αλλά και στην υπηρεσία της επιστήμης. Η αγορά των wearables εμπλουτίζεται συνεχώς με νέες συσκευές όπως smartwatches, wristbands, μπλούζες, ακόμα και σκουλαρίκια, χωρίς να υπάρχει κάποιος προφανής ηγέτης στην αγορά. Αυτή η μεγάλη ποικιλία δημιουργεί δυσκολίες στην ενσωμάτωση των δεδομένων για τους ερευνητές καθώς κάθε συσκευή έχει δικούς της αλγόριθμους επεξεργασίας των δεδομένων, διαφορετική δόμηση των δεδομένων και διαφορετικό hardware. Ακόμα ένας παράγοντας διαφοροποίησης είναι ο τρόπος που ο κάθε χρήστης επιλέγει να φορέσει το wearable. Για παράδειγμα ένα wristband μπορεί να φορεθεί στον καρπό του «καλού» χεριού (στο δεξί ενός δεξιόχειρα), στο άλλο χέρι ή σε έναν από τους αστραγάλους. Αν φορεθεί στον αστράγαλο μπορεί να έχει καλύτερη απόδοση ο μετρητής βημάτων κατά τη διάρκεια τρεξίματος, αλλά να μην υπολογίζονται το ίδιο καλά οι καρδιακοί παλμοί, ενώ φορεμένο στον καρπό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την καλύτερη ανίχνευση των καρδιακών παλμών αλλά και την προσμέτρηση επιπλέον βημάτων όταν ο χρήστης κουνάει τον καρπό του όντας ακίνητος (πχ. στο πλύσιμο των πιάτων ή σε μια χειραψία)[10].

Από τη στιγμή που αποδεδειγμένα οι συσκευές δίνουν διαφορετικά δεδομένα θα πρέπει να σκεφτούμε τις συνέπειες αυτής τη διαφοροποίησης. Τα wearables πλέον υποστηρίζουν την υγεία, τις πρωτοβουλίες στη σωματική άσκηση και δίνουν οικονομικά και κοινωνικά κίνητρα για τη διατήρηση ενός ενεργού, υγιούς τρόπου ζωής και επαρκούς, ποιοτικού ύπνου. Παράλληλα τα δεδομένα τους χρησιμοποιούνται από εργοδότες, παρόχους ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης και ασφαλιστικές εταιρείες ως προς την αξιολόγηση των εργαζομένων και των πελατών. Ας σκεφτούμε την αδικία που δημιουργείται αν για παράδειγμα ο αλγόριθμος μιας συσκευής τείνει να αναφέρει υψηλότερα επίπεδα ενεργητικότητας σε σχέση με μια άλλη και λανθασμένα «ανταμείβει» τους καταναλωτές που την επέλεξαν.

Οι καταναλωτές, αντίθετα με τους ερευνητές, δεν έχουν ως έγνοια το wearable που χρησιμοποιούν να συναγωνίζεται σε ακρίβεια τα αντίστοιχα ερευνητικά εργαλεία αλλά ενδιαφέρονται περισσότερο στη σχετική ακρίβεια μεταξύ των wearables της αγοράς για κοινή χρήση («Δεν εμπιστεύομαι τη συσκευή μου, λέει ότι έκανα 4000 βήματα σήμερα και ο φίλος μου που ήταν μαζί μου καθόλην τη διάρκεια της ημέρας κατέγραψε 6000 βήματα στη συσκευή του»). Η έμφυτη, κατά πολλούς, στον άνθρωπο δυσπιστία είναι ένας από τους λόγους που πολλοί σταματούν τη χρήση του activity tracker που αγόρασαν μετά από περίπου 6 μήνες καθημερινής χρήσης [10].

Για να πραγματοποιηθεί λοιπόν το επόμενο βήμα και να αποδεχθούν τις wearable συσκευές χωρίς δυσπιστία τόσο η επιστημονική κοινότητα όσο και οι καταναλωτές απαιτείται τυποποίηση των δεδομένων που εξάγονται. Οι ίδιες οι κατασκευάστριες εταιρείες υποστηρίζουν από τη μεριά τους ότι δεν υπάρχει λόγος ανησυχίας ως προς την αξιοπιστία των δεδομένων που συλλέγουν οι συσκευές. Στη συνέχεια θα μελετήσουμε έρευνες που πραγματεύονται το θέμα αυτό και θα το

εξετάσουμε στην πράξη εστιάζοντας στη θερμοδομετρία και τη μέτρηση ενεργειακών δαπανών αθλητών κατά την άσκηση.

Κεφάλαιο 5: Ενεργειακή Δαπάνη – Έννοιες και Ορισμοί

Ο υπολογισμός της ενεργειακής δαπάνης του ανθρώπινου σώματος είναι υψίστης σημασίας για πολλούς λόγους όπως είδαμε. Επιγραμματικά υπενθυμίζουμε πώς μόνο αν έχουμε γνώση των ενεργειακών απαιτήσεων αθλητικών δραστηριοτήτων, επιστημονικών εφαρμογών υγείας και των καθημερινών δραστηριοτήτων του ανθρώπου μπορούμε να ερευνήσουμε με ακρίβεια τις επιπτώσεις τους και να παραχθούν από την επιστημονική κοινότητα ανάλογες διατροφικές οδηγίες και προγράμματα αποκατάστασης της υγείας. Ειδικά σήμερα με την παχυσαρκία να αποτελεί μια τόσο διαδεδομένη διαταραχή, την υπερεντατικοποίηση της καθημερινότητας του μέσου ανθρώπου και τις απαιτήσεις του αθλητισμού, η γνώση των ενεργειακών δαπανών του σώματός μας αποτελεί το σημείο εκκίνησης και την πυξίδα για την τροποποίηση των συνηθειών και τη βελτίωση της υγείας.

Φυσικό επακόλουθο είναι η επιστημονική κοινότητα να ασχολείται εκτενώς και η Ενεργειακή Δαπάνη να αποτελεί ένα ξεχωριστό αντικείμενο μελέτης όπου χρησιμοποιείται συγκεκριμένη ορολογία και ειδικές μονάδες μέτρησης. Στο κεφάλαιο αυτό δίνονται οι απαραίτητοι για την κατανόηση του αντικειμένου ορισμοί και επεξηγήσεις εννοιών.

5.1 Μονάδες Μέτρησης Ενέργειας

Calorie (cal): θερμίδα

Joule (J): $1 \text{ J} = 0.239 \text{ cal}$

Kilocalorie (kcal): 1000 calories ή 4,184 kJ

Kilojoule (kJ): 1000 joules ή 0,239 kcal

5.2 Δείκτης Μάζας Σώματος (Body Mass Index - BMI)

Ο BMI (η συντομογραφία αυτή έχει καθιερωθεί να χρησιμοποιείται) είναι ένα μέγεθος το οποίο πλέον χρησιμοποιείται ευρέως από την επιστημονική κοινότητα καθώς αντικατοπτρίζει τη σχέση μεταξύ του βάρους και του σωματότυπου του ατόμου, για αυτό και μονάδα μέτρησής του είναι το σωματικό βάρος (kg) διαιρεμένο με το ανάστημα (m^2). Πρώτη αναφορά στο BMI έγινε το 19^ο αιώνα από το μαθηματικό Lambert Adolphe Jacques Quetelet [90]. Η ανάγκη για ένα μέγεθος όπως ο BMI προέκυψε από το γεγονός ότι αποκλειστικά το βάρος ενός ανθρώπου δεν αρκεί για την περιγραφή του ατόμου και πιθανότατα να οδηγήσει και σε εσφαλμένα συμπεράσματα. Ας σκεφτούμε απλά ότι ένα άνθρωπος 100 kg με ύψος 1,6 m θεωρείται υπέρβαρος ενώ ένας επίσης 100 kg με ύψος 2,05 είναι εντός φυσιολογικών ορίων. Πολλές μελέτες έχουν επιβεβαιώσει πως ο BMI είναι ένα αξιόπιστο μέγεθος καθώς το σωματικό βάρος και το ανάστημα είναι μεγέθη ευκόλως μετρήσιμα χωρίς την ανάγκη ειδικού εξοπλισμού, έγκυρα και αξιόπιστα.

5.3 Ενεργειακή Δαπάνη (Energy Expenditure - EE)

Ενεργειακή δαπάνη μπορεί να θεωρηθεί μια διαδικασία παραγωγής ενέργειας από καύση ενεργειακών υποστρωμάτων (υδατάνθρακες, λίπη, πρωτεΐνες και αλκοόλ), στην οποία υπάρχει κατανάλωση οξυγόνου και παραγωγή του διοξειδίου του άνθρακα. Μέρος αυτής της χημικής ενέργειας χάνεται ως θερμότητα ή μέσω των ούρων. Η υπολειπόμενη ενέργεια αποθηκεύεται σε μόρια γνωστά ως τριφωσφορική αδενοσίνη (Adenosine Triphosphate - ATP) [91]. Απλούστερα μπορούμε να χαρακτηρίσουμε ως ενεργειακή δαπάνη το κόστος σε ενέργεια που απαιτείται για την πραγματοποίηση μιας βιολογικής εργασίας.

5.4 Συνολική Ημερήσια Ενεργειακή Δαπάνη (Total Energy Expenditure - TEE)

Είναι η ενέργεια που απαιτείται καθημερινά από τον οργανισμό και καθορίζεται από το άθροισμα τριών διαφορετικών συστατικών: α) βασική ενεργειακή δαπάνη (Basal Energy Expenditure - BEE) η οποία προκύπτει από τον υπολογισμό του BMR (Basal Metabolic Rate) ή του RMR (Resting Metabolic Rate), β) τροφική θερμογένεση (Diet-Induced Thermogenesis - DIT) και γ) ενεργειακή δαπάνη εξαιτίας σωματικής δραστηριότητας. Ο συνήθης καταμερισμός κατανάλωση ενέργειας ενός ενήλικα είναι: RMR (~60%-70%), σωματικές δραστηριότητες (~20%-30%) και τροφική θερμογένεση (~10%) που αφορά το ενεργειακό κόστος της πέψης– απορρόφησης– μεταφοράς– αποθήκευσης της ενέργειας που προσλαμβάνεται μέσω της τροφής [92], [93].

5.5 Ήρεμος Μεταβολικός Ρυθμός (Resting Metabolic Rate - RMR)

Ήρεμος Μεταβολικός Ρυθμός είναι η καταναλισκόμενη από το ανθρώπινο σώμα ενέργεια σε ηρεμία και είναι σημαντικό να κατανοηθεί καθώς αντιπροσωπεύει συνήθως το μεγαλύτερο ποσό των καθημερινών ενεργειακών αναγκών. Μπορεί επίσης να οριστεί πιο αυστηρά ως το ποσό ενέργειας που χρησιμοποιείται στο μετα-απορροφητικό στάδιο υπό συνθήκες θερμικής ουδετερότητας αυστηρά προδιαγεγραμμένες και κατά τη διάρκεια του οποίου το άτομο είναι ξυπνητό αλλά βρίσκεται σε κατάσταση πλήρους ψυχολογικής και φυσιολογικής ηρεμίας, χωρίς δεν έχει ασκηθεί με σωματική δραστηριότητα για περίπου 12 ώρες. Ο RMR μετριέται με το άτομο είτε καθιστό είτε ξαπλωμένο για περισσότερο από 15 λεπτά [94].

Σε εκτενή μελέτη των δημοσιευμένων εκτιμήσεων του RMR ο μέσος όρος του ήταν 0,863 kcal/(kg×h), μεγαλύτερος στους άντρες από ότι στις γυναίκες, με φθίνουσα φορά όσο αύξανε η ηλικία και μικρότερος στους υπέρβαρους ανθρώπους σε σχέση με αυτούς φυσιολογικού βάρους. Το τελευταίο είναι λογικό καθώς η συνολική μάζα του ανθρώπου αποτελείται τόσο από λίπος όσο και από FFM (Fat Free Mass - Μη λιπώδης μάζα), με τη λιπώδη μάζα να μη συνεισφέρει σημαντικά στο μεταβολισμό. Ενήλικες, ανεξαρτήτως φύλου, με BMI ≥ 30 kg·m⁻² είχαν το χαμηλότερο RMR (<0,741 kcal/(kg×h)). Φαίνεται πως αύξηση του BMI συνεπάγεται μονοτονική πτώση του RMR. Συμπερασματικά δεν υπάρχει μία τιμή RMR κατάλληλη για όλους τους ενήλικες [94].

5.6 Βασικός Μεταβολικός Ρυθμός (Basal Metabolic Rate - BMR)

Ο Βασικός Μεταβολικός Ρυθμός συχνά συγγέεται λανθασμένα με τον RMR. Εκφράζει την ελάχιστη ενέργεια που απαιτείται ώστε τα κύτταρα και οι ιστοί να εκτελούν τις μεταβολικές τους δραστηριότητες και την ενέργεια που χρειάζεται ο οργανισμός για να διατηρεί ζωτικές λειτουργίες όπως η κυκλοφορία του αίματος, η αναπνοή, γαστρεντερικές και νεφρικές λειτουργίες. Αντιπροσωπεύει το 60 με 70% της καθημερινής συνολικής ενεργειακής δαπάνης για άτομα που ακολουθούν καθιστική ζωή και το 50% για αυτούς που είναι σωματικά πιο δραστήριοι [91].

Ο BMR υπολογίζεται σε πιο αυστηρές συνθήκες καθώς αφορά τις απολύτως βασικές ανάγκες του σώματος. Πιο συγκεκριμένα, μετρείται σε καθορισμένο περιβάλλον όπως συγκεκριμένη θερμοκρασία και υγρασία. Το άτομο θα πρέπει να είναι σε απόλυτη χαλάρωση μετά από τουλάχιστον 8 ώρες ύπνου και μετά από 12 με 14 ώρες ολονύκτιας νηστείας, χωρίς σωματική άσκηση για τις προηγούμενες 24 ώρες. Ακόμα θα πρέπει να έχει τις αισθήσεις του, να είναι χαλαρό, ξαπλωμένο και να αναπνέει κανονικά [94]. Η τιμή που λαμβάνεται μπορεί να αναχθεί στις 24 ώρες της ημέρας και αναφέρεται ως ημερήσια βασική κατανάλωση ενέργειας με την ελάχιστη επίδραση από σωματικές δραστηριότητες και τροφογενή θερμογένεση. Ο BMR είναι συνήθως 3 έως 10% μικρότερος από τον RMR [91].

Πολλοί παράγοντες δύναται να επηρεάσουν τον BMR όπως η εθνικότητα, το βάρος, η άλιπη μάζα σώματος, η ηλικία, το κάπνισμα, οι σωματικές δραστηριότητες, η διατροφή και η περίοδος στις γυναίκες. Οι συνθήκες του δωματίου (θερμοκρασία, θόρυβος, υγρασία) και τεχνικοί παράγοντες σχετικοί με τον εξοπλισμό επίσης δύναται να επηρεάσουν τη μέτρηση του BMR. Για παράδειγμα, το σύστημα παρακολούθησης θα πρέπει να θερμαίνεται και να σταθεροποιείται 30 λεπτά πριν από τη μέτρηση και οι αναλυτές αερίων θα πρέπει να ρυθμίζονται με γνωστή συγκέντρωση αερίων και περιοδικά να επαληθεύονται με τη χρήση φλόγας μεθανόλης. Άλλοι παράγοντες που μπορεί επίσης να επηρεάσουν το BMR σε διάφορα επίπεδα είναι οι σεξουαλικές ορμόνες και οι ορμόνες θυροειδούς, η σωματική ανάπτυξη, ο πυρετός, ο ύπνος, οι αρρώστιες και το άγχος [91].

Είναι από τις πιο σημαντικές σωματικές πληροφορίες στις κλινικές και επιδημιολογικές διατροφικές μελέτες, καθώς χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό των ενεργειακών απαιτήσεων ενός ατόμου ή πληθυσμού. Εξαιτίας όμως των αυστηρών προδιαγραφών που προϋποθέτει χρησιμοποιείται συνήθως ο RMR αντί για τον BMR καθώς υπάρχει πολύ μικρή διαφορά μεταξύ τους.

5.7 Τροφική Θερμογένεση (Diet-Induced Thermogenesis - DIT)

Εκφράζει το ποσό ενέργειας που χρειάζεται για την πέψη, την απορρόφηση, τη χρησιμοποίηση και την αποθήκευση των συστατικών μετά την πρόσληψη φαγητού. Η θερμική επίδραση του φαγητού στην TEE ποικίλει ανάλογα με τον τύπο των προσλαμβανόμενων συστατικών: 0-3% για λιπίδια, 5-10% για υδατάνθρακες και 20-30% για πρωτεΐνες. Η DIT είναι υψηλότερη για τις πρωτεΐνες καθώς η σύνθεσή τους απαιτεί τουλάχιστον τέσσερις φωσφορικές ομάδες (ATP) για κάθε αμινοξύ που περιέχεται σε ένα μόριο πρωτεΐνης, με τη διανομή 0,75 kcal/g συντεθειμένης πρωτεΐνης και το υψηλό μεταβολικό κόστος ουρεογένεσης και γλυκονογένεσης. Η DIT μπορεί να χωριστεί σε δύο διακριτές φάσεις: την κεφαλική και τη γαστρεντερική. Η πρώτη σχετίζεται με τη δράση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος και η οποία

ενεργοποιείται με την αντίδραση των ανθρώπινων αισθήσεων προς το φαγητό (γεύση, μυρωδιά, υφή, εμφάνιση), ενώ η δεύτερη χαρακτηρίζεται από την ATP κατανάλωση κατά τη διάρκεια της απορρόφησης και της χρησιμοποίησης των συστατικών. Υπάρχουν παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την DIT, όπως το ερέθισμα στο αυτόνομο νευρικό σύστημα, οι ορμόνες, η σύσταση του σώματος, η λιπαρότητα και το σημαντικότερο από όλα η διατροφή [91].

5.8 Σωματική Δραστηριότητα (Physical Activity - PA)

Η σωματική δραστηριότητα ορίζεται συμβατικά ως «οποιαδήποτε κίνηση του σώματος παράγεται από τη σύσπαση σκελετικών μυών, η οποία αυξάνει το ενεργειακό κόστος του οργανισμού πάνω από το βασικό όριο (BMR)». Στο πεδίο της παρατήρησης των σωματικών δραστηριοτήτων, οι ερευνητές προσπαθούν να αποκτήσουν γνώση του ευρύτερου δυνατού φάσματος της ανθρώπινης συμπεριφοράς περικλείοντας τις καταστάσεις «δραστηριότητας» και «ηρεμίας». Σωματικά, οι σκελετικές μυϊκές συσπάσεις μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως ισομετρικές (στατικές), ομόκεντρες και μη ομόκεντρες ανάλογα με τις μεταβολές στο μήκος των μυών ή τα επίπεδα δύναμης. Σε πολλές δραστηριότητες συνυπάρχουν και οι τρεις κατηγορίες για την εκτέλεση μιας συντονισμένης κίνησης [95]. Διαφέρει σημαντικά από άτομο σε άτομο. Σε σωματικά δραστήρια άτομα η απαιτούμενη ενέργεια για μια σωματική δραστηριότητα αντιστοιχεί σε μία ή δύο φορές τον BMR ενώ σε άτομα που ακολουθούν καθιστική ζωή μπορεί να είναι και λιγότερο από το μισό του [91].

5.9 Metabolic Equivalent (MET)

Είναι η ποσότητα οξυγόνου από τον εισπνεόμενο αέρα που καταναλώνεται από το ανθρώπινο σώμα σε συνθήκες ηρεμίας, το οποίο είναι 3,5 ml οξυγόνου για κάθε κιλό ανά λεπτό (3.5 mL O₂/kg /min) ή 1 kcal για κάθε κιλό ανά ώρα (1 kcal/(kg×h)) και έχει ευρεία χρήση από την επιστημονική κοινότητα σε περιπτώσεις που δεν υπάρχει η δυνατότητα να μετρηθεί άμεσα ο RMR. Η τιμή MET χρησιμοποιείται για να εκφράσει το ενεργειακό κόστος δραστηριοτήτων ως πολλαπλάσιο της ενεργειακής κατανάλωσης του ανθρώπου σε ηρεμία.[92]. Για παράδειγμα, αν το τένις ως άθλημα έχει MET τιμή 7,3, σημαίνει ότι ένας ασκούμενος καταναλώνει 7,3 φορές περισσότερο οξυγόνο ανά λεπτό ή αντίστοιχα ότι καταναλώνει 7,3 φορές περισσότερες θερμίδες ανά ώρα από ότι σε κατάσταση ηρεμίας. Θεωρητικά ένας άνθρωπος 72kg σε μία ώρα αθλήματος θα καταναλώσει $7,3 \times 72 = 525,6$ kcal. Προκύπτει έτσι μια βολική μέθοδος για την επιλογή των δραστηριοτήτων στις οποίες επιθυμεί κάποιος να λάβει μέρος, για την επιλογή της διατροφής που οφείλει να ακολουθήσει ένας αθλητής ώστε να προσλαμβάνει τις απαιτούμενες θερμίδες ή για την εξακρίβωση των δραστηριοτήτων στις οποίες μπορεί ένας άνθρωπος να συμμετέχει με ασφάλεια αν βρίσκεται υπό ιατρική παρακολούθηση.

Ωστόσο, αν και η εφαρμογή της κλασικής 1-MET τιμής είναι πολύ διαδεδομένη, αμφισβητείται έντονα καθώς υπάρχουν αντιρρήσεις ότι δεν μπορεί να χρησιμοποιείται ευρέως για όλες τις ομάδες ανθρώπων. Αυτό είναι λογικό, δεδομένου ότι αυτή η MET τιμή προήλθε από τη μέτρηση της κατανάλωσης οξυγόνου σε κατάσταση ηρεμίας ανθρώπου 70 κιλών, αρσενικού φύλου [96]. Οι Mc Murray et al. πραγματοποίησαν έρευνα πάνω στις μελέτες για τον RMR ενηλίκων και ανέλυσαν τις

επιπτώσεις που έχουν στον RMR χαρακτηριστικά όπως η ηλικία, το φύλο και ο δείκτης μάζας σώματος (BMI). Κατέληξαν στο συμπέρασμα πως ο RMR (σε kcal/(kg×h)) είναι μεγαλύτερος στους άντρες από ότι στις γυναίκες, μικρότερος σε γηραιότερους από ότι σε νεότερους ενήλικες και χαμηλότερος σε υπέρβαρους από ότι σε φυσιολογικού βάρους ανθρώπους και συνεπώς δεν πρέπει να χρησιμοποιείται μία μοναδική τιμή MET, η οποία μπορεί να οδηγήσει στην υπερεκτίμηση του RMR κατά 10% περίπου για τους άντρες και 15% για τις γυναίκες. Παρόλα αυτά ακόμα, δεν αμφισβητείται πώς πρόκειται για μια καλή μέθοδο κατηγοριοποίησης των φυσικών δραστηριοτήτων με γνώμονα την έντασή τους [94].

Κεφάλαιο 6: Θερμιδομετρία

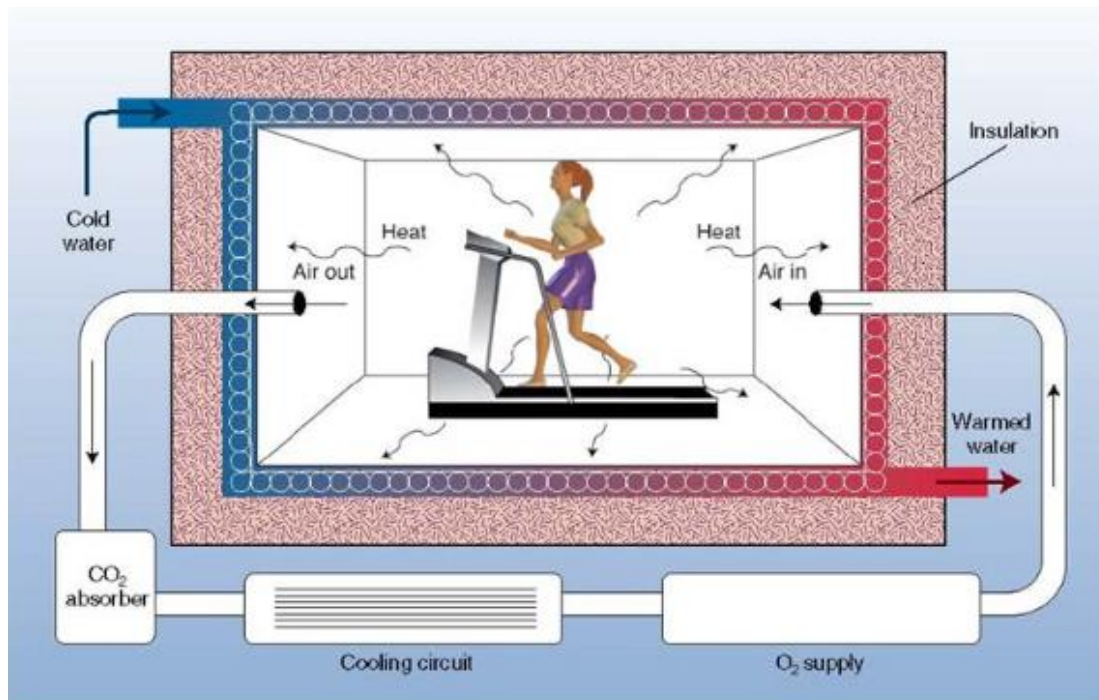
Θερμιδομετρία ονομάζεται η επιστήμη που έχει ως αντικείμενο τον υπολογισμό της ενεργειακής δαπάνης. Αν και υπάρχουν πολλές μέθοδοι για τον προσδιορισμό της ΕΕ, μέχρι και σήμερα δεν υπάρχει γενική συναίνεση ως προς το ποια είναι η πιο ακριβής είτε για εξατομικευμένες έρευνες είτε για πληθυσμούς. Η καθεμία έχει τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά της που την καθιστούν κατάλληλη ή ακατάλληλη ανάλογα με τις συνθήκες και τις απαιτήσεις της εκάστοτε έρευνας.

6.1 Άμεση Θερμιδομετρία (Direct Calorimetry – DC)

Ο άμεσος προσδιορισμός της ΕΕ είναι η μέτρηση της ανταλλαγής ενέργειας μεταξύ του σώματος και του περιβάλλοντός του. Αυτή η μέθοδος υπολογίζει την αισθητή θερμότητα που απελευθερώνεται από το σώμα, καθώς και τους υδρατμούς που εκλύονται από το δέρμα και μέσω της αναπνοής.

Πραγματοποιείται εντός θερμιδομετρικού θαλάμου. Πρόκειται για τεχνολογικά εξελιγμένο θάλαμο απομόνωσης, ερμητικά κλειστό και αρκετά μεγάλο ώστε να παρέχει ελευθερία κινήσεων για τη δυνατότητα σωματικής δραστηριότητας. Σκοπός του θαλάμου είναι να διατηρεί τις συνθήκες υπό τις οποίες διενεργείται η μέτρηση (θερμοκρασία, υγρασία, σύσταση του ατμοσφαιρικού αέρα) αμετάβλητες. Επίσης, όντας θερμικά απομονωμένος, δίνει τη δυνατότητα να μετρηθεί η ποσότητα ενέργειας που εκλύεται από τον εξεταζόμενο. Η θερμότητα που αποβάλλεται από το ανθρώπινο σώμα υπολογίζεται βάση των αρχών της ισοθερμίας, ενός συστήματος με βαθμονομημένες στοιβάδες ή ενός ενδύματος τέτοιου που να διαμορφώνει χαμηλές θερμοκρασίες (υδρόψυκτου) [91].

Η απώλεια ενέργειας στο σύνολό της απαρτίζεται από την απώλεια της θερμότητας που θεωρείται αισθητή αλλά και από την εξάτμιση του ύδατος. Στο ισοθερμικό όργανο μέτρησης της ενέργειας (θερμιδόμετρο), η απώλεια της θερμότητας που θεωρείται αισθητή, προκύπτει από τη διαφορά όσον αφορά τη θερμοκρασία του ύδατος και από τον όγκο του ύδατος που περνάει μέσα και έξω από τις σωληνώσεις, οι οποίες έχουν τοποθετηθεί μέσα στα τοιχώματα του θερμιδομετρικού θαλάμου, εντός του οποίου βρίσκεται ο εξεταζόμενος. Η θερμότητα που προκύπτει μέσω της εξάτμισης του ύδατος, υπολογίζεται από την υγρασία του αέρα που βγαίνει από το θερμιδόμετρο και απορροφάται από θειικό οξύ [97].



Εικόνα 7 Θερμιδομετρικός Θάλαμος [98]

Αν και θεωρείται η πιο ακριβής μέθοδος δε χρησιμοποιείται ευρέως εξαιτίας της πολυπλοκότητάς της και του κόστους της. Επιπλέον είναι δυσάρεστη για τον εξεταζόμενο καθώς απαιτεί τον εγκλεισμό του για τουλάχιστον 12 ώρες .

6.2 Έμμεση Θερμιδομετρία (Indirect Calorimetry – IC)

Συναντάται και ως Αναπνευστική Έμμεση Θερμιδομετρία. Πρόκειται για μια μη επεμβατική και πολύ έγκυρη μέθοδο με ποσοστό λάθους μικρότερο από 1%. Η μέθοδος αυτή επιτρέπει τον υπολογισμό του BMR και του RMR καθώς επίσης και την αναγνώριση των ενεργειακών αποθεμάτων που μεταβολίζονται από το σώμα σε μια συγκεκριμένη στιγμή. Βασίζεται στον έμμεσο υπολογισμό της θερμότητας που καταναλώνεται εξαιτίας της οξείδωσης των θρεπτικών συστατικών. Αυτή εκτιμάται παρακολουθώντας την κατανάλωση οξυγόνου και την παραγωγή διοξειδίου του άνθρακα από τον οργανισμό σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.

Στα παλαιότερα χρόνια η μέτρηση γινόταν μέσω του εργοσπειρόμετρου, το οποίο είναι μία μεγάλη και σταθερή συσκευή. Για τη λειτουργία του εργοσπειρόμετρου απαιτείται συχνή ρύθμιση, πολύ εξειδικευμένο προσωπικό και συντήρηση ανά τακτά χρονικά διαστήματα,. Τα τελευταία χρόνια έχουν κάνει την εμφάνισή τους συσκευές σχετικά χαμηλού κόστους οι οποίες είναι εύκολες στη μεταφορά, η τεχνολογία των οποίων θεωρείται ιδιαίτερα εξελιγμένη και υπολογίζουν το οξυγόνο που καταναλώνεται από το ανθρώπινο σώμα με ακρίβεια, καθορίζοντας με τον τρόπο αυτό και εξατομικευμένα τις θερμιδικές ανάγκες του κάθε ατόμου.

Ο θερμιδομετρητής περιλαμβάνει μια μάσκα-συλλέκτη αερίων που εφαρμόζεται στο άτομο, μια θόλο και ένα σύστημα μέτρησης του επιπέδου και της συγκέντρωσης οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα ανά λεπτό. Μέσω μιας

μονοκατευθυντικής βαλβίδας που βρίσκεται στην αεριζόμενη θόλο, ο θερμοδομετρητής συλλέγει και ποσοτικοποιεί το επίπεδο και τη συγκέντρωση του εισπνεόμενου οξυγόνου και του εκπνεόμενου διοξειδίου του άνθρακα. Στη συνέχεια η ΕΕ υπολογίζεται με τη Weir φόρμουλα και τα αποτελέσματα εμφανίζονται σε λογισμικό προσαρμοσμένο στο σύστημα [91].

Η καλύτερη ώρα για να πραγματοποιηθεί η συγκεκριμένη μέτρηση είναι το πρωί. Ο εξεταζόμενος πρέπει να ακολουθήσει ένα πρωτόκολλο, το οποίο επιτάσσει την αποχή από το κάπνισμα για ένα χρονικά διάστημα περίπου 2 ωρών καθώς και αποχή από υγρά και τροφές για το ίδιο χρονικό διάστημα. Επί 20 λεπτά ο εξεταζόμενος αναπνέει και εκπνέει μέσα στο μηχανήμα. Κάθεται σε μία καρέκλα ή κρεβάτι σε ανάκλιση, και το μηχανήμα υπολογίζει με βάση το καταναλισκόμενο οξυγόνο και το αποβαλλόμενο διοξείδιο του άνθρακα, τις καύσεις του οργανισμού. Το μηχανήμα αυτό δηλαδή της έμμεσης θερμοδομετρίας, υπολογίζει τις ανθρώπινες καύσεις βάση της μέτρησης της θερμότητας που προκύπτει από τις οξειδωτικές διαδικασίες. Σε περίπτωση που είμαστε γνώστες του οξυγόνου που καταναλώθηκε και της ποσότητας του διοξειδίου του άνθρακα που προέκυψε, μπορούμε να υπολογίσουμε την ενέργεια που μεταβολίστηκε από το σώμα. Αυτό σήμερα μπορεί να εφαρμοστεί από τα μηχανήματα της έμμεσης θερμοδομετρίας [99].

Εκτός από την ενεργειακή κατανάλωση, μπορούμε να υπολογίσουμε με ακρίβεια την ποσότητα και την αναλογία των μικροστοιχείων που υπέστησαν οξείδωση. Η ποσότητα της παραγόμενης θερμότητας υπολογίζεται βάση του αναπνευστικού πηλίκου: RQ (*Respiratory Quotient*) = εισπνεόμενο οξυγόνο / εκπνεόμενο διοξείδιο του άνθρακα [99]. Όταν το αναπνευστικό πηλίκο RQ ισούται με τη μονάδα, μαρτυρά την οξείδωση των υδατανθράκων, καθώς η απαιτούμενη ποσότητα O_2 για την καύση της γλυκόζης είναι ίδια με την παραγόμενη ποσότητα CO_2 , όπως προκύπτει και από την παρακάτω εξίσωση:



Το αναπνευστικό πηλίκο RQ που υπάρχει για τα λιπαρά οξέα είναι μικρότερο της μονάδας, αφού πρόκειται για καύσιμη ύλη που δε χαρακτηρίζεται από μεγάλη οξείδωση.

Ο υπολογισμός του RQ , σχετικά με τις πρωτεΐνες είναι μια διαδικασία περισσότερο πολύπλοκη, καθώς για τη μεταβολική οξείωση των αμινοξέων, απαιτείται η απομάκρυνση του αζώτου και κάποιας ποσότητα ύδατος, άνθρακα και οξυγόνου με τη μορφή της ουρίας. Η ουρία αποτελεί ένωση η οποία αποβάλλεται από τον ανθρώπινο οργανισμό μέσω των ούρων. Το άζωτο που βρίσκεται στην ουρία, είναι μια καθαρή απώλεια ενέργειας από τον ανθρώπινο οργανισμό, αφού μόνο η ανθρακική αλυσίδα του αμινοξέως έχει τη δυνατότητα οξείδωσης στο στον οργανισμό. Το RQ ενός πρωτεϊνικού μορίου ισούται περίπου με 0,8. Στην πράξη ένα αναπνευστικό πηλίκο με τιμή μικρότερη του 0,7 δείχνει ότι ο ασθενής λιμοκτονεί, με τιμή RQ μικρότερη του 0,8 δείχνει ότι υποσιτίζεται και με τιμή αναπνευστικού πηλίκου μεγαλύτερη της μονάδας, υποδεικνύει λιπογένεση [99].

Πιο συγκεκριμένα:

Πηγή ενέργειας	RQ
Παρατεταμένη κέτωση	< 0,7
Λίπος	0,7
Υποσιτισμός	0,71
Πρωτεΐνη	0,8
Συνδυασμένη ενέργεια	0,85
Υδατάνθρακες	1,0
Αποθηκευμένο λίπος	>1

Πίνακας 6.1 Πηγές ενέργειας του ανθρώπινου σώματος και το αντίστοιχο αναπνευστικό πηλίκο

Η IC μέθοδος αποτελεί μία μέθοδο ιδιαίτερα σημαντική και για νοσηλευόμενα άτομα. Η επιπλέον θερμιδική πρόσληψη ή αντίθετα ο υποσιτισμός του ατόμου, ενδέχεται να έχει σημαντικές επιπτώσεις στην υγεία του ασθενούς. Η κακή διατροφή προκύπτει από το γεγονός του υποσιτισμού του ασθενούς, μικρότερη θερμιδική πρόσληψη, σε σχέση με αυτή που επιτάσσουν οι μεταβολικές του ανάγκες, ενδέχεται να επηρεάσει τη μυϊκή δύναμη και λειτουργικότητα των αναπνευστικών μυών, υπάρχει μεγάλος κίνδυνος μολύνσεων, επιβράδυνση επούλωσης τραυμάτων και γενικότερα προκύπτει ένας εξασθενημένος ανθρώπινος οργανισμός με μειωμένες οργανικές λειτουργίες. Από την άλλη, ο υπερσιτισμός που συνεπάγεται και την αυξημένη ενεργειακή πρόσληψη, έχει ως αποτέλεσμα την αυξημένη πρόσληψη θερμίδων οι οποίες δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τον ανθρώπινο οργανισμό και η περίσσεια τους θα μετατραπεί σε λίπος, κάτι που συνεπάγεται αυξημένα επίπεδα παραγωγής διοξειδίου του άνθρακα και αυξημένες αναπνευστικές απαιτήσεις. Ακόμα η μέθοδος της έμμεσης θερμιδομετρίας είναι ωφέλιμη και σε άτομα με αναπνευστική υποστήριξη, καθώς δρα επιβοηθητικά στην μεταβατική διαδικασία από τη μηχανική υποστήριξη στην επανάκτηση την αυτόματης αναπνοής.

Οι διαδικασίες για τη χρησιμοποίηση IC απαιτούν το ίδιο τυποποιημένο πρωτόκολλο για τον καθορισμό τόσο του BMR όσο και του RMR, το οποίο περιλαμβάνει περιβαλλοντικές, ατομικές και τεχνικές παραμέτρους. Η προαναφερόμενη διαδικασία, καθιστά τη μέθοδο αξιόπιστη, ακριβή και κυρίως εξατομικευμένη.

Κυριότερο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι επιτρέπει τον υπολογισμό σε μικρό χρόνο εξαιτίας των μικρών αποθεμάτων του οργανισμού σε οξυγόνο και την περιορισμένη δυνατότητα του σώματος σε αναεροβική σύνθεση ATP. Παρόλα αυτά είναι κοστοβόρα διαδικασία, σχετικά περίπλοκη και απαιτεί εκπαιδευμένο προσωπικό για να γίνει σωστή χρήση [91].

6.3 Διπλά Σεσημασμένο Νερό (Doubly Labeled Water - DLW)

Το DLW είναι μία έγκυρη και ακριβής μέθοδος για τη μέτρηση της TEE ατόμων χωρίς να απαιτείται περιορισμός και αλλαγές στην καθημερινότητά τους. Είναι επίσης χρήσιμη για τη μέτρηση της TEE σε βάθος ημερών ή εβδομάδων. Θεωρείται ασφαλής και φιλική προς τον άνθρωπο καθώς χρησιμοποιεί δευτέριο (^2H) και οξυγόνο-18 (^{18}O), μη ραδιενεργά στοιχεία (από τη στιγμή που τα ισότοπα είναι σταθερά, δεν εκπέμπουν ραδιενέργεια) που βρίσκονται φυσικά στον ανθρώπινο οργανισμό. Η ακρίβεια της DLW είναι 97-99% σε σχέση με την IC και θεωρείται επίσης πολύ ακριβής και για το λόγο αυτό πολλές μελέτες DLW έχουν χρησιμοποιηθεί για την επαλήθευση άλλων μεθόδων.

Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην αρχή της αραίωσης του ισότοπου. Το άτομο χορηγείται τα συγκεκριμένα στοιχεία σε γνωστή συγκέντρωση (C_1) και ποσότητα (V_1) τα οποία διαχέονται στα υγρά του σώματος (τα οποία έχουν ποσότητα V_2) και η νέα συγκέντρωση μπορεί να υπολογιστεί από τον τύπο: $C_1 \times V_1 = C_2 \times V_2$. Έτσι η μέθοδος DLW θεωρεί ότι η μεταβολή σε O_2 καθορίζεται από ροή νερού στο σώμα και το εισπνεόμενο O_2 και εκπνεόμενο CO_2 , ενώ η μεταβολή σε ^2H καθορίζεται αποκλειστικά από το νερό που ρέει στον οργανισμό του ατόμου. Για να μετρηθεί η συνολική ποσότητα νερού στον οργανισμό, μια προκαθορισμένη ποσότητα και συγκέντρωση από ^2H και ^{18}O ισότοπα χορηγείται στοματικά και διαχέεται στον σώμα εντός 2 έως 6 ωρών. Καθώς ξοδεύεται ενέργεια από το σώμα, παράγεται CO_2 και νερό. Το CO_2 αποβάλλεται από τους πνεύμονες και το νερό μέσω των πνευμόνων, του δέρματος και των ούρων. Ο ρυθμός απέκκρισης των ^2H και ^{18}O καθορίζεται μετρώντας συνεχώς τις συγκεντρώσεις τους στα σωματικά υγρά (σάλιο, ούρα και αίμα). Εάν αφαιρέσουμε τις απώλειες του υδρογόνου από τις απώλειες του οξυγόνου, προκύπτει μία μονάδα μέτρησης διακύμανσης του διοξειδίου του άνθρακα που έχει τη δυνατότητα να μετατραπεί σε ενεργειακή δαπάνη. Η διαφορά μεταξύ των ρυθμών απέκκρισης χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του ρυθμού παραγωγής και έτσι καθορίζεται η ΕΕ, σύμφωνα με την εξίσωση του Weir [91].

Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα της DLW μεθόδου είναι ότι είναι εύχρηστη καθώς ο ασθενής μπορεί παράλληλα να εκτελεί τις δραστηριότητες της καθημερινότητάς του και επιπλέον είναι πολύ ακριβής. Από την άλλη έχει υψηλό κόστος και απαιτεί ειδικό εξοπλισμό και καταρτισμένο προσωπικό. Επίσης δεν παρέχει πληροφορίες για τη σωματική δραστηριότητα που έλαβε χώρα και για την οξείδωση των υποστρωμάτων.

6.4 Ανάλυση Βιοηλεκτρικής Εμπέδησης (Bioelectrical Impedance Analysis - BIA)

Η Ανάλυση Βιοηλεκτρικής Εμπέδησης Πρόκειται για μια γρήγορη, μη επεμβατική μέθοδο που εκτιμά τη σύνθεση του σώματος, συμπεριλαμβανομένης της κατανομής των σωματικών υγρών τόσο εντός όσο και εκτός των κυττάρων. Υπολογίζει επίσης την REE με τη χρήση προγνωστικών εξισώσεων βασισμένες στην άλιπη μάζα σώματος.

Η μέθοδος αυτή μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη χρήση 2, 4 ή 8 ηλεκτροδίων. Βασίζεται στην αρχή ότι οι ιστοί έχουν υψηλή αγωγιμότητα ηλεκτρικού ρεύματος, εξαιτίας της υψηλής περιεκτικότητάς τους σε νερό και ηλεκτρολύτες, ενώ η λιπώδης

μάζα σώματος, τα κόκκαλα και το δέρμα έχουν χαμηλή αγωγιμότητα. Η μέθοδος αυτή μετράει το επίπεδο αντίστασης και αντίδρασης του σώματος σε χαμηλής έντασης ηλεκτρικό ρεύμα. Με αυτόν τον τρόπο ο αναλυτής εκτιμάει τη συνολική ποσότητα νερού στο σώμα, λαμβάνοντας ως δεδομένο τη συνεχή ενυδάτωση, υπολογίζει την ποσότητα άπαχης μάζας σώματος και υπολογίζει την REE βασιζόμενος σε αυτήν την τιμή [91].

Η χρήση της BIA έχει κάποιους περιορισμούς σχετικά με την ενυδάτωση του ατόμου. Σε περίπτωση υπερυδάτωσης ή κατακράτησης υγρών, τόσο η άλιπη μάζα σώματος όσο και η REE θα υπερεκτιμηθούν. Εκτός αυτού, άλλοι παράγοντες μπορεί να επηρεάσουν τα αποτελέσματα της BIA, όπως η διατροφή, η σωματική άσκηση, η χρήση διουρητικών, η περίοδος, η ηλικία, η εθνικότητα, το σχήμα του σώματος και η κλινική και διατροφική του κατάσταση.

Οι Strain et al. [100] μελέτησαν υπερβολικά παχύσαρκους ενήλικες και αξιολόγησαν τη σύνθεση του σώματος με BIA και DLW και την EE με BIA και IC. Οι μέθοδοι BIA και DLW έδειξαν μεγάλη συσχέτιση ($r=0,92$) για τον υπολογισμό του συνολικού νερού του σώματος και της άλιπης μάζας, καθώς και ισοτιμία με την ανάλυση Bland και Altman. Οι REE τιμές που συλλέχθηκαν μέσω BIA και IC δε διέφεραν ιδιαίτερα και έδειξαν επίσης μεγάλη συσχέτιση ($r=0,88$). Συνεπώς οι συγγραφείς αυτοί πρότειναν τη χρήση διπολικού BIA για την εκτίμηση της σύνθεσης του σώματος και τη μέτρηση της REE παχύσαρκων ατόμων.

Αντίθετα για άτομα κανονικού βάρους και υπέρβαρα, οι Oliveira et al. [101] κατέληξαν πως σε σύγκριση με την IC, η τετραπολική BIA υποτιμούσε σημαντικά την BEE υγείων γυναικών, χωρίς όμως να συμβαίνει το ίδιο και με τους άντρες.

Συμπερασματικά, η BIA πρόκειται για μία απλή, μη επεμβατική και φθηνότερη σε σύγκριση με τις προηγούμενες μέθοδοι εκτίμησης της EE. Για να θεωρηθεί έγκυρη όμως για κλινική εφαρμογή θα πρέπει να ακολουθείται πιστά το σωστό πρωτόκολλο.

6.5 Αισθητήρες Θερμότητας και Κίνησης (Sensors of heat and movement)

Οι wearable αισθητήρες θερμότητας και κίνησης έχουν εξελιχθεί σε πολύ πρακτικά εργαλεία συνδυάζοντας τα πλεονεκτήματα, αλλά και τα μειονεκτήματα, των wearable τεχνολογιών που αναφέρθηκαν πιο πάνω.

Ένα αντιπροσωπευτικό παράδειγμα αισθητήρα θερμότητας και κίνησης είναι το SenseWear Pro 2 Armband (SWA; BodyMedia Inc., Pittsburgh, PA). Υπολογίζει την EE μέσα από εξισώσεις που αναπτύχθηκαν από τον κατασκευαστή και οι οποίες λαμβάνουν υπόψιν αρκετές παραμέτρους (ροή θερμότητας, επιταχυνσιόμετρο, γαλβανική απόκριση δέρματος, θερμοκρασία δέρματος, θερμοκρασία κοντά στο σώμα) και χαρακτηριστικά του κάθε ατόμου (φύλο, ηλικία, ύψος, βάρος, δεξιόχειρας ή αριστερόχειρας, καπνιστής ή μη-καπνιστής) [102], [103].

Οι St-Onge et al. [103] υπολόγισαν τις TEE και την EE λαμβάνοντας υπόψιν σωματική δραστηριότητα ατόμων σε συνθήκες καθημερινότητας χρησιμοποιώντας SenseWear Pro 2 Armband και συνέκριναν τα αποτελέσματα με αυτά της DLW μεθόδου. Οι συγγραφείς παρατήρησαν μια μικρή υποτίμηση της TEE (117 kcal/day)

σε σύγκριση με την DLW μέθοδο και καλή συσχέτιση μεταξύ τους ($r=0,81$, $P<0,01$). Από την άλλη ο υπολογισμός EE με σωματική δραστηριότητα ήταν λιγότερο ακριβής, δίνοντας μια υποτίμηση της τάξης των 218 kcal/ημέρα σε σύγκριση με την DLW, ενώ και οι δύο είχαν συσχέτιση 46% ($P<0,01$). Είναι γνωστό όμως πως η EE που περιλαμβάνει σωματική δραστηριότητα μετρημένη με DLW εξάγεται από μια παραγόμενη τιμή. Έτσι εγκυμονεί πιθανότητα λάθους σχετιζόμενο με την πρόσθεση ή την αφαίρεση άλλων στοιχείων (BEE και DIT). Συνεπώς δεν είναι ξεκάθαρο αν η χαμηλότερη ακρίβεια στον υπολογισμό EE με σωματική δραστηριότητα οφείλεται σε περιορισμένες δυνατότητες του Armband ή στην ανακρίβεια της DLW.

Οι Papazoglou et al. [104] δοκίμασαν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα του SenseWear Pro 2 Armband σε παχύσαρκους ανθρώπους κατά τη διάρκεια ξεκούρασης και άσκησης σε σύγκριση με την IC μέθοδο. Βρήκαν μικρή ακρίβεια του armband στη μέτρηση της EE, τόσο για τη χαλάρωση όσο και για την άσκηση, ιδιαίτερα στα παχύσαρκα άτομα με τις υψηλότερες τιμές EE. Σύμφωνα με τη μελέτη αυτή, είναι απαραίτητο να ενσωματωθούν νέοι αλγόριθμοι ειδικά για υπέρβαρους στο λογισμικό ώστε να βελτιωθεί η ακρίβειά του.

Ανάλογα αποτελέσματα είχαμε και από τους Bertoli et al. [105] όπου παρατηρήθηκε μικρή συμφωνία μεταξύ των δύο αυτών μεθόδων. Στη μελέτη αυτή, σε 169 ενήλικες εκ των οποίων το 48% ήταν παχύσαρκοι, η συσκευή υπερεκτίμησε σημαντικά την REE σε σύγκριση με την IC και για τα δύο φύλα. Μέσω της Bland Altman ανάλυσης, οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αυτές οι δύο μέθοδοι δεν είναι ταυτόσημες.

Μέχρι τώρα λοιπόν οι μελέτες δείχνουν πως οι αισθητήρες θερμότητας και κίνησης χρειάζονται περαιτέρω ρυθμίσεις για την πιο ακριβή μέτρηση της EE.

6.6 Αρχεία Σωματικών Δραστηριοτήτων (Physical Activity Records)

Στην περίπτωση αυτή η EE υπολογίζεται από ένα πολύ λεπτομερές αρχείο όλων των σωματικών δραστηριοτήτων (PA), από τις πιο απλές και καθημερινές, όπως περπάτημα κι ανέβασμα σκάλας, μέχρι αθλητικές δραστηριότητες, όπως ποδόσφαιρο, μπάσκετ, τρέξιμο και άλλα πολλά. Τις πιο πολλές φορές θεωρείται συμπληρωματική μέθοδος, εξαιτίας της υποκειμενικότητάς της [91].

Τα PA δεδομένα του αρχείου κωδικοποιούνται ανάλογα με τον τύπο της και την έντασή της και χρησιμοποιούνται για την περιγραφή του μοτίβου σωματικών δραστηριοτήτων ενός πληθυσμού και για να μελετηθούν οι ανάλογοι παράγοντες. Επιπλέον μέσω αυτών των αρχείων μπορούμε να ερευνήσουμε τις σχέσεις μεταξύ PA, υγείας και ασθενειών. Μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της προσφοράς των διάφορων ειδών PA στη TEE, παρέχοντας επιπλέον κατηγορίες για τις δραστηριότητες που διενεργούνται καθημερινά.

Οι Conway et al. [106] σε μία μελέτη με 24 ενήλικες άντρες με BMI $25,1 \pm 0,5$ kg/m², συνέκριναν την TEE που μετρήθηκε με DLW μέθοδο με την αντίστοιχη μέσω αρχείων σωματικών δραστηριοτήτων και βρέθηκε καλή συσχέτιση μεταξύ των δύο.

Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η τεράστια ποικιλία καταχωρημένων δραστηριοτήτων, οι συνεχείς ενημερώσεις χάρη στο μεγάλο πλήθος μελετών που επιλέγουν να τη συμπεριλάβουν και η δωρεάν πρόσβαση σε αυτές.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιείται ένα τέτοιο αρχείο για την εξαγωγή θεωρητικών αναμενόμενων τιμών κατανάλωσης ενέργειας σε διάφορες σωματικές δραστηριότητες. Πρόκειται για το Compendium of Physical Activities (Σύνοψη Σωματικών Δραστηριοτήτων Ενηλίκων) και είναι η γνωστότερη, η πιο πλήρης και η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη σε έρευνες τέτοιου είδους καταγραφή. αναπτύχθηκε για χρήση σε επιδημιολογικές έρευνες για την τυποποίηση της έντασης σε MET των σωματικών δραστηριοτήτων. Ο Dr. Bill Haskell από το πανεπιστήμιο του Στάνφορντ ήταν ο εμπνευστής της ιδέας και ο Dr. Ainsworth, ως μεταδιδακτορικός φοιτητής τότε, ήταν ο κύριος συγγραφέας της αρχικής Σύνοψης. Η καταγραφή αυτή χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά στην Έρευνα Δραστηριότητας, Φυσικής Κατάστασης και Άσκησης (Survey of Activity, Fitness and Exercise – 1987 έως 1989) για την κωδικοποίηση και καταγραφή αρχείων δραστηριοτήτων. Από τότε έχει χρησιμοποιηθεί σε μελέτες σε όλον τον κόσμο για την απόδοση τιμών έντασης σε σωματικές δραστηριότητες και για την ανάπτυξη πρωτοποριακών μεθόδων αποτίμησης ενεργειακών κοστών. Η πρώτη έκδοση δημοσιεύθηκε το 1993 και έκτοτε ανανεώνεται ανά διαστήματα με πιο πρόσφατη την έκδοση του 2011 [107], [108].

Το Compendium είναι οργανωμένο ανά τύπο ή σκοπό δραστηριοτήτων και περιλαμβάνει τυπικές δραστηριότητες μιας καθημερινής ζωής, αθλήματα, ψυχαγωγικές δραστηριότητες ή δραστηριότητες χαλάρωσης. Σε όλες έχει ανατεθεί μια τιμή έντασης βασισμένη στην ενεργειακή δαπάνη εκφρασμένη σε πολλαπλάσια του ενός MET, όπου 1 MET ορίζεται η ενεργειακή δαπάνη σε ηρεμία ενός μέσου ενήλικα. Για παράδειγμα, μια δραστηριότητα 2 MET απαιτεί δυο φορές τη μεταβολική δαπάνη σε ηρεμία. Οι τιμές αυτές συλλέχθηκαν μετά από έρευνα στην υπάρχουσα βιβλιογραφία είτε αποδόθηκαν κατά εκτίμηση με βάση παρόμοιες γνωστές δραστηριότητες [107].

Πλέον κατέχει παγκόσμια αναγνώριση ως πηγή για την εκτίμηση και την ταξινόμηση ενεργειακών δαπανών δραστηριοτήτων και για αυτό το λόγο η χρήση της έχει επεκταθεί σε ιατρικά προγράμματα επανένταξης ασθενών μετά από τραυματισμούς ή χειρουργικές επεμβάσεις, σε προγράμματα απώλειας βάρους καθώς και ως αναφορά για τον προσδιορισμό δραστηριοτήτων ως καθιστικές (1,0 – 1,5 MET), χαμηλής έντασης (1,6-2,9 MET), μέσης (3-5,9) και υψηλής (>6 MET). Το 2008 μνημονεύτηκε στην «US Physical. Activity Guidelines Report» ως αναφορά για τον προσδιορισμό ενεργειακών δαπανών σωματικών δραστηριοτήτων.

Σήμερα περιέχει 821 καταχωρήσεις δραστηριοτήτων. Το 68% αυτών (561 από τις 821) έχουν τιμές οι οποίες έχουν αντληθεί από δημοσιευμένες πηγές και εξάχθηκαν είτε εργαστηριακά είτε σε πραγματικές συνθήκες. Οι τιμές κυμαίνονται από 0,9 MET (ύπνος) έως 23 MET (τρέξιμο με ταχύτητα 22,5 χλμ. την ώρα) [96].

6.7 Ερωτηματολογία Πρόσληψης Τροφής

Η χρήση ερωτηματολογίων πρόσληψης τροφής για την εκτίμηση της TEE έχει συζητηθεί ευρέως και δεν έχει καταφέρει να κερδίσει τη γενικότερη αποδοχή της

επιστημονικής κοινότητας. Κυριότερες αιτίες είναι η τάση των περισσότερων ανθρώπων να αποκρύπτουν προς τα κάτω την πραγματική ποσότητα τροφής που προσλαμβάνουν 49,50 και ότι η μέθοδος εκ φύσεως εγκυμονεί μεγάλη πιθανότητα λάθους του ερευνητή, όσο προσεκτικός και αν είναι. Επιπλέον η εγκυρότητά της περιορίζεται μόνο σε άτομα με σταθερό βάρος [91].

Μελέτη που διενεργήθηκε από τους Tooze et al. [109] συνέκρινε την TEE που υπολογίστηκε από DLW με αυτήν που εκτιμήθηκε υπολογίζοντας την πρόσληψη θερμίδων από διατροφικά ερωτηματολόγια. Η εργασία αυτή συμπεριλάμβανε 484 άτομα ηλικία 40 έως 69 ετών. Οι συγγραφείς παρατήρησαν πως η TEE υπολογίστηκε κατά 30% μικρότερη για τους άντρες και 34% για τις γυναίκες σε σχέση με την DLW. Οι Goris et al. [110] επίσης χρησιμοποίησαν ερωτηματολόγια για τον υπολογισμό της EE σε ηλικιωμένους. Η εκτιμώμενη EE από τα ερωτηματολόγια συγκρίθηκε με τα αποτελέσματα από DLW μέθοδο και από έμμεση θερμιδομετρία με επιταχυνσιόμετρο. Τελικά φάνηκε πως η μέθοδος των ερωτηματολογίων υποτιμούσε την EE κατά 18%.

Συνεπώς τα αποτελέσματα της μεθόδου αυτής θα πρέπει να αντιμετωπίζονται με επιφύλαξη εξαιτίας των ανακρίβειών των ερωτηθέντων σχετικά με τη διατροφή τους καθώς και των λαθών των ερευνητών. Θα πρέπει να χρησιμοποιείται επικουρικά μαζί με άλλες μεθόδους εξακρίβωσης της TEE για την εξαγωγή πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων.

6.8 Εξισώσεις Υπολογισμού Ενεργειακών Αναγκών

Ο καθορισμός της EE με τη χρήση εξισώσεων είναι ένα ζήτημα που έχει απασχολήσει την επιστημονική κοινότητα από τις αρχές του 20^{ου} αιώνα και για το λόγο αυτό, ανατρέχοντας στη βιβλιογραφία, βρίσκουμε πλήθος εξισώσεων για τον υπολογισμό της EE. Οι πιο πολλές από αυτές περιλαμβάνουν το βάρος, το ύψος, το φύλο και την ηλικία ως ανεξάρτητες μεταβλητές (οπότε ο ερευνητής θα πρέπει να έχει γνώση των τιμών αυτών) και το μέγεθος της EE ως εξαρτημένη από αυτές μεταβλητή [111]. Μέχρι τις μέρες μας έχουν γίνει προτάσεις για περισσότερες από 190 εξισώσεις υπολογισμού των ενεργειακών δαπανών σε κατάσταση ηρεμίας. Οι εν λόγω τύποι προέκυψαν από συνεχείς μετρήσεις άμεσης και έμμεσης θερμιδομετρίας σε ομάδες ανθρώπων και καθιερώθηκαν σαν την απλούστερη μέθοδο υπολογισμού των ενεργειακών δαπανών [112].

Εξίσωση των Harris & Benedict (1919)

$$\text{Γυναίκες : BMR} = 665,09 + (9,56 \times B) + (1,84 \times Y) - (4,57 \times H)$$

$$\text{Άνδρες : BMR} = 66,47 + (13,75 \times B) + (5 \times Y) - (6,75 \times H)$$

Όπου: B= σωματικό βάρος σε kg, Y= σωματικό ύψος σε cm και H= ηλικία σε έτη

Οι πρώτες εξισώσεις δημοσιεύτηκαν το 1919 από τους Harris και Benedict ύστερα από μια σειρά μελετών η οποία διήρκεσε 10 χρόνια. Ο πληθυσμός που εξετάστηκε ήταν σχεδόν αποκλειστικά κανονικού βάρους, ενώ τα παχύσαρκα άτομα δε λήφθηκαν καθόλου υπόψιν (από τον πληθυσμό που εξετάστηκε μόνο ένα ποσοστό της τάξης του 5% είχε BMI>30) [113]. Το αποτέλεσμα είναι αυτές οι εξισώσεις να

υποτιμούν την REE παχύσαρκων ατόμων όταν χρησιμοποιηθεί ιδανικό σωματικό βάρος και την υπερεκτιμούν όταν χρησιμοποιείται το πραγματικό σωματικό βάρος.

Το σωματικό βάρος παίζει ένα πολύ σημαντικό ρόλο στην μεταβλητότητα του βασικού μεταβολισμού. Οι Harris & Benedict θεωρούσαν ότι η μυϊκή μάζα ανεξαιρέτως του συνολικού σωματικού βάρους, μπορεί να είναι βασικό στοιχείο για την πρόγνωση του βασικού μεταβολισμού ηρεμίας. Ακόμη υποστήριζαν ότι γνωρίζοντας το ολικό σωματικό βάρος μπορούσε κανείς να υπολογίσει το βασικό μεταβολισμό ηρεμίας, λόγω της ταυτόχρονης μεταβολής του με τη μυϊκή μάζα. Το μειονέκτημα των εξισώσεων αυτών διαπιστώνεται στην περίπτωση που θέλουμε να υπολογίσουμε τις ενεργειακές δαπάνες ενός ανθρώπου με BMI >30, ο οποίος έχει υψηλά ποσοστά λιπώδους μάζας και μικρά ποσοστά μυϊκής μάζας. Υπήρξε ο προβληματισμός, για το αν θα πρέπει να χρησιμοποιείται στην περίπτωση αυτή το ιδεώδες σωματικό βάρος του ατόμου έναντι του πραγματικού. Εάν χρησιμοποιηθεί το πραγματικό σωματικό βάρος του ασθενούς, τότε θεωρητικά θα διατηρήσει το υπερβάλλον σωματικό βάρος, ενώ αντίθετα εάν γίνει χρήση του ιδεώδους σωματικού βάρους, τότε ο ασθενής θα βρεθεί να μειώνει το σωματικό του βάρος, με αποτέλεσμα να εμφανίσει δυσκολία στην επούλωση τυχόν τραυμάτων και ακόμη να εμφανίσει και μειωμένη ανοχή στην γλυκόζη [97].

Πιο συγκεκριμένα σε 201 μελέτες υγείων αντρών και γυναικών η εξίσωση των Harris-Benedict υπερεκτίμησε τον BMR από 10 έως 15% [114], ενώ οι Carrasco et al. παρατήρησαν ότι η Harris – Benedict εξίσωση έχει 64% συμφωνία με την IC όταν χρησιμοποιείται το πραγματικό βάρος, ενώ με τη χρήση ιδεώδους βάρους έπεφτε στο 26% [91].

Αναθεώρηση των εξισώσεων των Harris & Benedict από το Frankenfield

$$\text{Γυναίκες : BMR} = 447 + (9,25 \times B) + (3,10 \times Y) - (4,33 \times H)$$

$$\text{Ανδρες : BMR} = 65 + (13,40 \times B) + (4,96 \times Y) - (5,82 \times H)$$

Όπου: B= σωματικό βάρος σε kg, Y= σωματικό ύψος σε cm και H= ηλικία σε έτη

Το 1998 έγινε μία προσπάθεια από το Frankenfield και τους συνεργάτες του, να αναθεωρήσουν το τύπο για υπολογισμό του βασικού μεταβολισμού των Harris & Benedict, με σκοπό να μειώσουν το ενδεχόμενο να υπερεκτιμηθεί ο βασικός μεταβολισμός, διατηρώντας παράλληλα ανέπαφες τις αρχικές εξισώσεις, ώστε να μην επηρεαστεί η αξιοπιστία τους.

Εξαιτίας των ανακριβειών των Harris-Benedict εξισώσεων που προαναφέρθηκαν, ο Frankenfield πρότεινε τη χρήση του προσαρμοσμένου σωματικού βάρους, για περιπτώσεις εκτίμησης των καύσεων παχύσαρκων ατόμων και έτσι ο υπολογισμός των ημερήσιων ενεργειακών αναγκών σε ηρεμία να γίνεται με τη χρήση του Προσαρμοσμένου Σωματικού Βάρους (*Προσαρμοσμένο ΣΒ (Kg) = (παρόν ΣΒ-ιδεώδες ΣΒ) /2*).

Εξισώσεις του Schofield

Γυναίκες

Ηλικία	BMR (kcal /24h)
10-17	(13.4×B) +692
18-29	(14.8×B) +487
30-59	(8.3×B) +846
60-74	(9.2×B) + 687
>75	(9.8×B) + 624

Πίνακας 6.2 Εξισώσεις Schofield για γυναίκες

Άνδρες

Ηλικία	BMR (kcal /24h)
10-17	(17,7×B) +657
18-29	(15,1×B) +692
30-59	(11,5×B) +873
60-74	(11,9×B) + 700
>75	(8,4×B) + 821

Πίνακας 6.3 Εξισώσεις Schofield για άνδρες

Όπου B= σωματικό βάρος σε kg

Ο Schofield ανέπτυξε εξισώσεις βασιζόμενος σε μια συλλογή BEE δεδομένων 114 μελετών, οι οποίες απευθύνονται σε υγιείς ανθρώπους κάνοντας χρήση παραμέτρων όπως το σωματικό βάρος, η ηλικία και το φύλο του ατόμου, μη λαμβάνοντας υπόψη το σωματικό ύψος. Οι εξισώσεις θεωρήθηκαν κατάλληλες για χρήση σε παγκόσμιο επίπεδο και αργότερα υιοθετήθηκαν, μετά από κάποιους μετασχηματισμούς βασισμένους σε νεότερα δεδομένα, από τους διεθνείς οργανισμούς FAO/ WHO/ UNU (FAO: Food and Agriculture Organization, WHO: World Health Organization, UNU: United Nations University) [115]. Οι εξισώσεις βασίστηκαν κυρίως σε μελέτες πάνω σε ευρωπαϊκούς πληθυσμούς και πληθυσμούς της Βόρειας Αμερικής [116].

Σημαντικό μειονέκτημα του συγκεκριμένου τρόπου εκτίμησης των ενεργειακών δαπανών είναι το γεγονός ότι οι θερμίδες που υπολογίζονται είναι εύκολα μεταβαλλόμενες, έχοντας για το λόγο αυτό μεγάλη πιθανότητα σφάλματος [117]. Επίσης, αν και οι εν λόγω τύποι υπολογίζουν με ακρίβεια το βασικό μεταβολισμό των ατόμων εκείνων που ζουν σε εύκρατο κλίμα, φαίνεται να έχουν μικρότερη αξιοπιστία σε εκείνους που ζουν σε τροπικές περιοχές [118]. Σύμφωνα με τη μελέτη των Oliveira et al. όπου αξιολογήθηκαν υγιείς άντρες και γυναίκες, υπήρχε σημαντική υποτίμηση των αποτελεσμάτων των εξισώσεων αυτών σε σχέση με τα αποτελέσματα από IC μέθοδο και για τα δύο φύλα. Αντίθετα στη μελέτη των Cuerda-Copus et al.

παρατηρήθηκε υπερεκτίμηση με τη χρήση των εξισώσεων κατά 18% της BEE σε σχέση με την IC [91]. Ένα ακόμη μειονέκτημα των εξισώσεων αυτών αποτελεί το γεγονός ότι δεν μπορούν χρησιμοποιηθούν σε άτομα με BMI >30 καθώς εμφανίζουν υπερεκτίμηση του BMR [118], [119].

Οι Henry και Rees [118] πρότειναν νέες εξισώσεις, βασισμένες σε στοιχεία που συμπεριλάμβαναν την BEE ανθρώπων στην περιοχή των τροπικών. Αν και οι εξισώσεις των Henry και Rees παρέχουν χαμηλότερες τιμές BEE σε σχέση με αυτές του Schofield, φαίνεται πως εξακολουθούν να υπερεκτιμούν την BEE στις περιοχές των τροπικών.

Το 2002 νέες εξισώσεις για την εκτίμηση των ενεργειακών απαιτήσεων δημοσιεύτηκαν από το Institute of Medicine (IOM) [120]. Οι συγγραφείς ανέπτυξαν εξισώσεις για άτομα κανονικού βάρους (BMI από 18,5 έως 25 kg/m²), ηλικία από 0 έως 100 ετών βασισμένες σε δεδομένα EE από DLW μέθοδο. Αν και τα αποτελέσματα ήταν βελτιωμένης ακρίβειας, για ακόμα μια φορά όμως υπήρχε απόκλιση στις κατηγορίες των παχύσαρκων και υπέρβαρων ατόμων. Δύο χρόνια αργότερα, το 2004, ο Vander Weg με τους συνεργάτες του δημοσίευσε τη δικιά του εξίσωση λαμβάνοντας για πρώτη φορά υπόψη την εθνικότητα [121].

Εν ολίγοις ο υπολογισμός των ενεργειακών αναγκών του ανθρώπου μέσω εξισώσεων με μεταβλητές σωματικά και φυλετικά χαρακτηριστικά του είναι ένα ζήτημα που απασχολεί την επιστημονική κοινότητα πάνω από έναν αιώνα χωρίς ακόμα κάποια εξίσωση να έχει καταφέρει να κερδίσει την κοινή αποδοχή. Η κυριότερη αιτία για αυτό είναι πως ο βασικός μεταβολισμός αποτελεί ένα στοιχείο μοναδικό για τον κάθε άνθρωπο. Θα μπορούσαμε να το χαρακτηρίσουμε ως την «ταυτότητα» της ενεργειακής δαπάνης του εκάστοτε οργανισμού, οπότε και είναι ευνόητο το γεγονός ότι οι εκτιμήσεις αυτού βάσει των εξισώσεων, οδηγούν πολλές φορές σε σφάλματα και σε σημαντικές αποκλίσεις σχετικά με τις τιμές που δόθηκαν από τις προηγούμενες μεθόδους υπολογισμού των ενεργειακών δαπανών. Αποτέλεσμα της παραπάνω διαπίστωσης είναι η λήψη περισσότερων ή λιγότερων θερμίδων με επακόλουθο των υπερσιτισμό ή αντίστοιχα υποσιτισμό. Το σφάλμα που αφορά τις ημερήσιες ενεργειακές ανάγκες μπορεί να έχει απόκλιση μέχρι και στο 40% του πραγματικού βασικού μεταβολισμού ηρεμίας. Οι εξισώσεις μπορούν να αποτελέσουν πολύ χρήσιμο και χωρίς κόστος εργαλείο. Θα πρέπει όμως ανάλογα με την περίπτωση του ατόμου ή του πληθυσμού που μελετάμε, να επιλέγουμε και τους κατάλληλους τύπους.

6.9 Συμπεράσματα

Οι διαθέσιμες μέθοδοι θερμιδομετρίας είναι αρκετές όπως είδαμε. Παρόλα αυτά δε φαίνεται κάποια να ξεχωρίζει έναντι των υπολοίπων. Η Άμεση Θερμιδομετρία, η Έμμεση Θερμιδομετρία και η μέθοδος DLW έχουν αναγνωριστεί από την επιστημονική κοινότητα ως οι πιο ακριβείς. Τα μειονεκτήματά τους είναι αρκετά όπως είδαμε και αφορούν το κόστος και τις δυσκολίες υλοποίησης λόγω ειδικά απαιτούμενων συνθηκών. Ειδικά οι δύο πρώτες δεν μπορούν να πραγματοποιηθούν σε ρεαλιστικές συνθήκες άθλησης. Αντίθετα οι υπόλοιπες, αν και πιο εύχρηστες υπολείπονται ακρίβειας σε συγκεκριμένες περιπτώσεις και δεν είναι αντικειμενικές. Έτσι όπως έχουν διαμορφωθεί λοιπόν οι συνθήκες στον τομέα της θερμιδομετρίας

γίνεται προφανές πόσο «λυτρωτικό» θα ήταν αν τα wearables μπορούν να ανταποκριθούν και να μετρήσουν με ακρίβεια τις καταναλισκόμενες θερμίδες.

Κεφάλαιο 7: Wristbands και Έρευνα Αγοράς

Το πειραματικό κομμάτι της εργασίας αφορά την πραγματοποίηση μετρήσεων θερμοδομετρίας σε αθλητές με wearables και η αξιολόγηση των δεδομένων ως προς την εγκυρότητά τους. Στο πρώτο μέρος του κεφαλαίου αυτού δίνεται η συλλογιστική πορεία που ακολουθήσαμε για να καταλήξουμε στην επιλογή της χρήσης wristbands έναντι άλλων τύπων wearable συσκευών και γίνεται μια σύντομη ταξινόμηση των wristbands σε τρεις κατηγορίες ανάλογα με τις δυνατότητές τους. Στο δεύτερο μέρος βλέπουμε μια καταγραφή των διαθέσιμων στην αγορά wristbands από τις μεγαλύτερες εταιρίες και καταλήγουμε στα δύο που θα χρησιμοποιήσουμε για την εργασία.

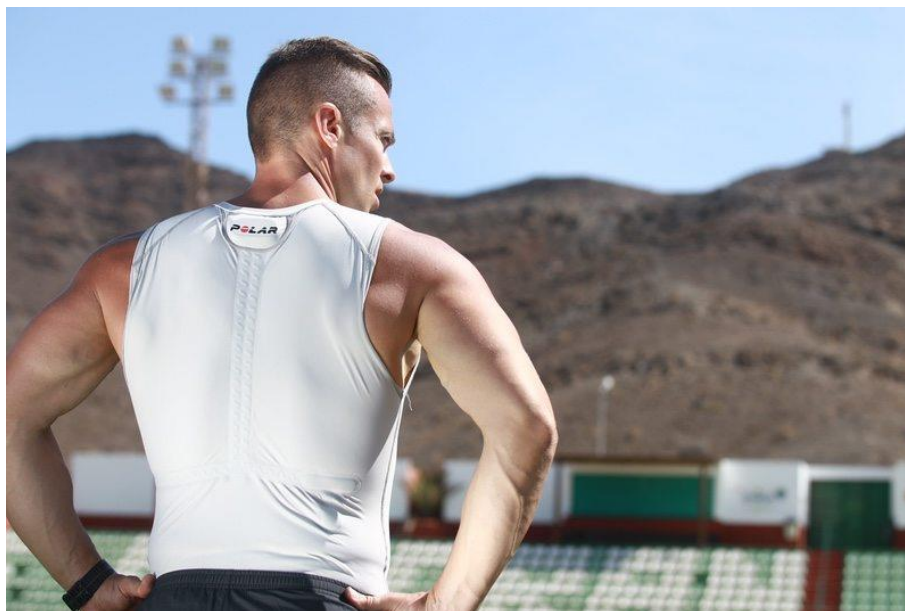
7.1 Wristbands

Όπως αναφέρθηκε, κεντρικό θέμα της παρούσας εργασίας είναι πραγματοποίηση θερμοδομετρίας κατά τη διάρκεια άσκησης με τη χρήση wearable συσκευών. Δεδομένου ότι πρόκειται για διεξαγωγή μετρήσεων κατά τη διάρκεια της άθλησης απαιτείται το wearable που θα επιλέξουμε να είναι ελαφρύ, να μην εμποδίζει τις κινήσεις του αθλητή στα διαφορετικά σπορ που θα μελετήσουμε και να μην εγκυμονεί κίνδυνο τραυματισμού προς τους συναθλητές με τους οποίους έρχεται σε επαφή ή και προς τον ίδιο τον αθλητή.

Με βάση τις παραπάνω προϋποθέσεις οδηγούμαστε στην κατηγορία των wristbands. Τα wristbands είναι wearable συσκευές καρπού. Ο καρπός είναι βολικός ως σημείο του σώματος καθώς μια συσκευή τοποθετημένη εκεί δεν περιορίζει το εύρος κινήσεων και ο αθλητής δεν ενοχλείται σχεδόν καθόλου. Αντίθετα wearables όπως armbands και chestbands γλιστράνε εξαιτίας του ιδρώτα και κατά συνέπεια η άσκηση διακόπτεται συχνά για την επανατοποθέτησή τους, χρειάζονται βοήθεια επιπλέον ατόμου για τη σωστή τοποθέτησή τους, είναι ενοχλητικά στον αθλητή και επιβάλλουν περιορισμούς σε κινήσεις. Ακόμα σε αντίθεση με τα smartwatches, τα οποία επίσης φοριούνται στον καρπό, τα wristbands δεν είναι ογκώδη και είναι σαφώς ελαφρύτερα. Τα clips που επίσης κυκλοφορούν στην αγορά πληρούν τις απαιτήσεις μας ως προς την άνεση καθώς εφαρμόζουν σαν καρφίτσες επάνω στα ρούχα. Αυτό όμως αποτελεί και μειονέκτημα καθώς δεν έρχονται σε άμεση επαφή με το σώμα και κατά συνέπεια τα δεδομένα που εξάγονται δεν είναι υψηλής ακρίβειας.

Ο μόνος τύπος wearable συσκευών για μετρήσεις αθλητών που υπερτερεί των wristbands σε λειτουργικότητα, αξιοπιστία και άνεση κατά τη διάρκεια της άθλησης είναι ένας τύπος wearable συσκευής που έκανε την εμφάνισή της τα τελευταία χρόνια και προτιμάται από τους κορυφαίους σε διεθνές επίπεδο αθλητικούς συλλόγους, ειδικά για ομαδικά σπορ. Πρόκειται για wearable συσκευές σχετικά ογκώδεις οι οποίες παρέχουν, εκτός από τις συνηθισμένες μετρήσεις (συχνότητα καρδιακών παλμών, καταναλισκόμενες θερμίδες) και άλλες πιο εξεζητημένες μετρήσεις (αριθμό σπριντ που πραγματοποίησε ο αθλητής, φόρτος προπόνησης, ταχύτητα, επιτάχυνση, χώρο κίνησης) σε πραγματικό χρόνο. Ο όγκος τους δεν αποτελεί πρόβλημα καθώς εφαρμόζουν στην πλάτη του αθλητή με ειδικό γιλέκο, το οποίο επίσης περιέχει επιπλέον ενσωματωμένους αισθητήρες. Αν και αποτελούν ιδανική επιλογή, το κόστος

τους τις καθιστά απαγορευτικές για την εργασία. Ενδεικτικά αναφέρουμε πως η τιμή του Polar Team Pro, που είναι μια wearable συσκευή τέτοιου τύπου, είναι 6000€. Αντίθετα τα wristbands κυμαίνονται σε πολύ χαμηλότερες τιμές όπως θα δούμε στην έρευνα αγοράς που ακολουθεί.



Εικόνα 8 Polar Team Pro [122]

Καταλήγοντας λοιπόν στην επιλογή wearable τύπου wristband βλέπουμε πως μια μη-επεμβατική wearable συσκευή καρπού αποτελείται συνήθως από: α) αισθητήρες που παράγουν ανεπεξέργαστα δεδομένα μετρήσεων β) μικροϋπολογιστές για την επεξεργασία των δεδομένων αυτών και συνήθως γ) οθόνη για την οπτικοποίησή τους προς το χρήστη. Μελετώντας στη συνέχεια τα wristbands θα δούμε ότι σε επίπεδο αισθητήρων συνδυάζουν τις τεχνολογίες λήψης βιοσημάτων που περιγράψαμε εκτενώς στο δεύτερο κεφάλαιο.

Εντυφώνοντας στις διαθέσιμες πηγές και διαθέσιμη βιβλιογραφία και αναλύοντας τα χαρακτηριστικά και τη λειτουργία wearable συσκευών καρπού μπορούμε να τις ταξινομήσουμε σε τρία διαφορετικά επίπεδα ανάλογα με τις λειτουργικές τους δυνατότητες [15].

Στο πρώτο και κατώτερο επίπεδο βρίσκονται οι συσκευές που απλά δέχονται ως είσοδο «ωμά» δεδομένα, όπως θερμοκρασία, επιτάχυνση, καρδιακούς παλμούς και άλλα. Η βασική διαφορά συσκευών αυτού του επιπέδου με των υψηλότερων είναι ότι η μόνη λειτουργία τους είναι η καταγραφή σημάτων, χωρίς να τα επεξεργάζονται ή να μοιράζονται την πληροφορία άμεσα με το χρήστη.

Στο δεύτερο επίπεδο μπορούμε να συμπεριλάβουμε wearables τα οποία έχουν επίσης «ωμά» σήματα ως εισόδους αλλά συμπληρώνουν τη λειτουργία τους με αντίστοιχες πληροφορίες στην έξοδο. Η έξοδος μπορεί να πρόκειται για οθόνη, ήχο, δόνηση, φως και γενικότερα κάποια ένδειξη που να λειτουργεί ως ειδοποίηση

ερεθίζοντας κάποια από τις αισθήσεις του χρήστη. Τυπικό παράδειγμα μιας συσκευής λειτουργικότητας δεύτερου επιπέδου είναι τα sports trackers, τα οποία παρακολουθούν σωματικές παραμέτρους και ύστερα εμφανίζουν πίσω στο χρήστη την τιμή τους. Στην ίδια κατηγορία μπορούμε να συμπεριλάβουμε και wearables που μεταδίδουν μη επεξεργασμένα δεδομένα τα οποία όμως έχουν συλλεχθεί από άλλες απομακρυσμένες συσκευές (πχ. έναν μετεωρολογικός σταθμό ή έναν ξεχωριστό μετρητή καρδιακών παλμών).

Στο τρίτο και ανώτερο επίπεδο συναντούμε συσκευές που έχουν τη δυνατότητα να μεταδίδουν στο χρήστη πληροφορίες και με αυτές θα ασχοληθούμε στη συνέχεια. Η διαφορά τους με τις συσκευές δεύτερου επιπέδου έγκειται στο ότι ενώ αυτές του δεύτερου μεταδίδουν τιμές από τις μετρήσεις, οι συσκευές του τρίτου χρησιμοποιούν τις τιμές αυτές και τις επεξεργάζονται ώστε να παρέχουν στο χρήστη νέες πληροφορίες. Το κύριο χαρακτηριστικό τους δηλαδή, που τις διαχωρίζει από τις υπόλοιπες, είναι η δυνατότητα μετατροπής των εξαγόμενων τιμών των μεγεθών υπό μέτρηση σε νέες πληροφορίες. Αυτή επιτυγχάνεται από μια σειρά εργαλείων (μαθηματικές εξισώσεις, στατιστική και μαθηματικά μοντέλα). Για παράδειγμα, η ενεργειακή δαπάνη δεν μπορεί να μετρηθεί άμεσα με κάποιο wristband, για αυτό και οι συσκευές αυτές επιστρατεύουν μαθηματικούς τύπους με μεγέθη όπως το βάρος, το ύψος, οι καρδιακοί παλμοί, απόσταση που διανύθηκε και άλλα πολλά ως μεταβλητές. Επιπλέον, δε θεωρείται απαραίτητο οι υπολογισμοί να λαμβάνουν χώρα εντός της συσκευής για να θεωρηθεί συσκευή επιπέδου 3 καθώς αυτοί μπορούν να πραγματοποιούνται σε άλλες διασυνδεδεμένες συσκευές (υπολογιστής, smartphone, PDA) [15].

7.2 Έρευνα Αγοράς

Σήμερα υπάρχει μια τεράστια ποικιλία wristbands διαθέσιμη στο καταναλωτικό κοινό. Σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι ο αναγνώστης να αποκτήσει μια απτή εικόνα της αγοράς των wristbands, των διαθέσιμων λειτουργιών και των χαρακτηριστικών τους. Διενεργήθηκε λοιπόν μια εκτενής έρευνα αγοράς, η οποία αποσκοπούσε επίσης στην καλύτερη δυνατή επιλογή συσκευών για θερμοδομετρία, την οποία επιθυμούμε να πραγματοποιήσουμε. Ακολουθεί καταγραφή των συσκευών αυτών ανά εταιρεία μαζί με τα κυριότερα χαρακτηριστικά τους. Προφανώς, λάβαμε ως προϋπόθεση να περιλαμβάνουν δυνατότητα μέτρησης καταναλισκόμενων θερμίδων.

1. Fitbit

Η Fitbit ιδρύθηκε το 2007 και έχει έδρα στο Σαν Φρανσίσκο. Τα προϊόντα της είναι αποκλειστικά wearable fitness trackers και θεωρείται πρωτοπόρος εταιρεία στον κλάδο. Όλα της τα προϊόντα υποστηρίζονται από αντίστοιχα applications για iOS Android και Windows 10 Mobile και μπορούν να συγχρονιστούν με υπολογιστές με λειτουργικό Windows όσο και MacOS. Τα activity trackers της Fitbit που παρουσιάζονται μπορούν να είναι ενεργά, σύμφωνα με τη εταιρεία, για την περίοδο περίπου πέντε συνεχόμενων ημερών χωρίς να χρειαστεί φόρτιση της μπαταρίας τους. Παρόλα αυτά πολλοί χρήστες αναφέρουν ότι η διάρκεια της μπαταρίας έφτανε και τις επτά ημέρες συνεχόμενης λειτουργίας. Καταγράφουν δεδομένα ανά λεπτό και μπορούν να αποθηκεύσουν ημερήσια δεδομένα μέχρι και για 30 ημέρες. Απαιτείται ημερήσιος

συγχρονισμός του band με τη συσκευή στην οποία είναι εγκατεστημένη η αντίστοιχη εφαρμογή της Fitbit ώστε να καταγράφονται συγκεκριμένες από τις μετρήσεις. Δεν είναι πλήρως αδιάβροχα (με εξαίρεση τα μοντέλα Flex 2 και Charge 3).

			
Μοντέλο	Flex 2	Alta	Alta HR
Βήματα	✓	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓	✓
SmartTrack	✓	✓	✓
Swim Tracking	✓		
Multi-Sport Tracking			
Καρδιακοί Παλμοί			✓
GPS			
Τιμή	79,95 €	119,95 €	149,95 €

		
Μοντέλο	Charge 2	Charge 3
Βήματα	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓
SmartTrack	✓	✓
Swim Tracking		✓
Multi-Sport Tracking	✓	✓
Καρδιακοί Παλμοί	✓	✓
GPS		
Τιμή	99,95 €	149,95 €

Πίνακας 7.1 Fitbit Wristbands

Σημειώνουμε πως με την τεχνολογία *Smarttrack* το wearable αναγνωρίζει ότι αθλείται ο χρήστης και καταγράφει τις επιδόσεις του, προσφέροντας σύμφωνα με την εταιρία, ακριβέστερα αποτελέσματα. Αντίστοιχα και για το κολύμπι με την εφαρμογή *Swim Tracking*.

2. Garmin

Η Garmin είναι αμερικάνικη πολυεθνική εταιρεία. Ιδρύθηκε το 1989 και εξειδικεύεται σε GPS τεχνολογίες για διάφορες δραστηριότητες. Τα τελευταία χρόνια έχει εισέλθει δυναμικά στο χώρο των fitness and health wearables. Μέσω της εφαρμογής Garmin Connect ο κάθε χρήστης συγχρονίζει το Garmin wearable που χρησιμοποιεί. Έχει έτσι τη δυνατότητα να λαμβάνει εξειδικευμένα δεδομένα του σώματός του, να καταγράφει τις επιδόσεις του και να τις μοιράζεται με άλλους χρήστες. Τα τελευταία μοντέλα σε wristband της Garmin παρουσιάζονται παρακάτω:

			
Μοντέλο	Vivosmart 4	Vivosport	Vivofit 4
Βήματα	✓	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓	✓
Move IQ	✓	✓	✓
VO2 max	✓	✓	
Intensity Minutes	✓	✓	✓
Καρδιακοί Παλμοί	✓	✓	✓
GPS		✓	
Τιμή	129,99 \$	169,99 \$	79,99 \$

			
Μοντέλο	Vivosmart HR	Vivosmart HR+	Vivofit 3
Βήματα	✓	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓	✓
Move IQ	✓	✓	✓

VO2 max			
Intensity Minutes	✓	✓	✓
Καρδιακοί Παλμοί	✓	✓	
GPS		✓	
Τιμή	129,99 \$	179,99 \$	69,99 \$

Πίνακας 7.2 Garmin Wristbands

Με τη λειτουργία *Move IQ*, το wristband αναγνωρίζει ασκήσεις τις οποίες διενεργεί ο χρήστης, όπως τρέξιμο ή ποδήλατο και τις καταχωρεί ως γεγονότα στο Garmin Connect και με την *Intensity Minutes* καταχωρεί αντίστοιχα τα λεπτά άσκησης.

3. Polar

Η Polar Electro Oy (πιο γνωστή ως Polar) είναι ευρωπαϊκή εταιρεία κατασκευής υπολογιστών σχετικών με τον αθλητισμό και την προπόνηση (sports training computers). Ιδρύθηκε το 1977 και έχει έδρα στη Φινλανδία. Είναι ιδιαίτερα γνωστή ως η εταιρεία που κατασκεύασε το πρώτο ασύρματο heart rate monitor.

			
Μοντέλο	Polar Loop 2	Polar A370	M430
Βήματα	✓	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓	✓
Απόσταση	✓	✓	✓
Sport Profiles		✓	✓
Καρδιακοί Παλμοί	✓	✓	✓
GPS			✓
Τιμή	69,90 €	169,90 €	199,90 €

Πίνακας 7.3 Polar Wristbands

4. Xiaomi

Η σειρά των activity trackers της Xiaomi, Mi Band, κατέχει μεγάλο μερίδιο της αγοράς καθώς παρέχει στο χρήστη τα βασικά δεδομένα και με αρκετά μεγάλη ακρίβεια σε χαμηλή τιμή σε σχέση με τα ανταγωνιστικά προϊόντα.

		
Μοντέλο	Mi Band 2	Mi Band 3
Βήματα	✓	✓
Θερμίδες	✓	✓
Απόσταση	✓	✓
Active Minutes	✓	✓
Καρδιακοί Παλμοί	✓	✓
GPS		
Τιμή	29,9 €	49,9 €

Πίνακας 7.4 Xiaomi Wrsistbands

5. Moov

Ένα ακόμα ενδιαφέρον προϊόν είναι το Moov Now από την Moov. Το ιδιαίτερο με αυτό είναι η απουσία οθόνης, οπότε η παράλληλη χρήση smartphone είναι απαραίτητη. Προσφέρει όμως πολύ ακριβείς μετρήσεις καθώς ο ενσωματωμένος αισθητήρας Omni Motion χρησιμοποιεί τρεις φορές τους αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στα συνήθη activity trackers και προσφέρει real-time ακρίβεια, είναι βολικό και σε χαμηλή τιμή σε σχέση με τα υπόλοιπα fitness trackers της αγοράς έχοντας παράλληλα και κάποιες πρωτότυπες μετρήσεις όπως υπολογισμό της δύναμης αντίδρασης του εδάφους και motion tracking. Η Moov ιδρύθηκε το 2014 στην Καλιφόρνια. Ξεκίνησε μόνο με την παραγωγή health and fitness applications και στη συνέχεια εισήλθε στην αγορά των activity trackers.

	
Μοντέλο	Moov Now
Βήματα	✓
Θερμίδες	✓
Απόσταση	✓
Motion Tracking	✓

Καρδιακοί Παλμοί	✓
GPS	
Τιμή	58 €

Πίνακας 7.5 Moon Wristband

7.3 Ποια είναι η καταλληλότερη επιλογή;

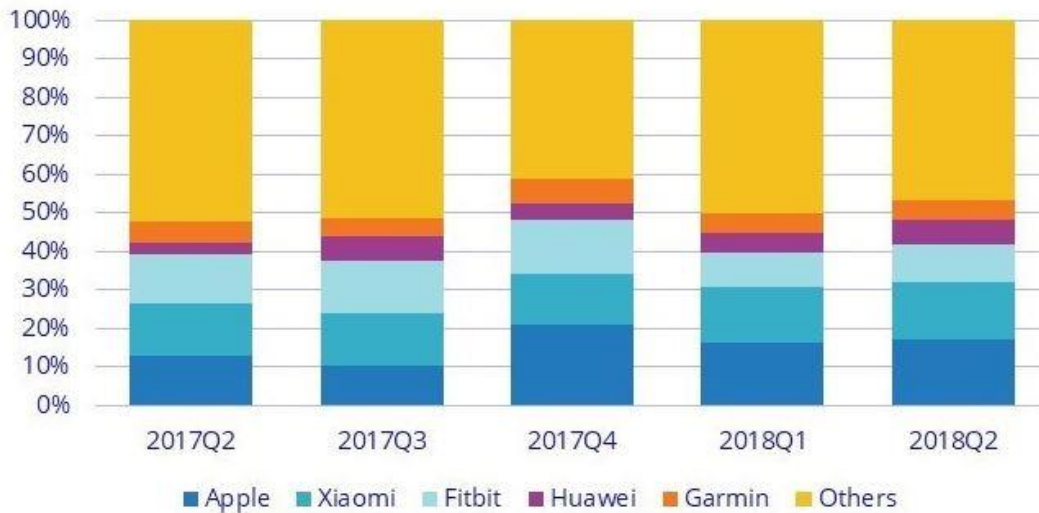
Η ερώτηση που αυτόματα προκύπτει είναι «Τελικά, ποιο είναι το καλύτερο wristband;». Δυστυχώς ξεκάθαρη απάντηση δεν μπορεί να υπάρξει κι αυτό γιατί οι παράμετροι είναι τόσοι που καθιστούν όχι μόνο απαγορευτική αλλά και λανθασμένη την απόπειρα σύγκρισης όλων των συσκευών σε μία ενιαία κλίμακα. Κάθε συσκευή έχει ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που την ξεχωρίζει από τις υπόλοιπες και πολλές εξειδικεύονται σε συγκεκριμένες χρήσεις όπως extreme sports, υποστήριξη για δουλειά γραφείου ή θαλάσσια σπορ, ενώ την ίδια στιγμή μια άλλη μεγάλη μερίδα του αγοραστικού κοινού ενδιαφέρεται κυρίως για την εμφάνιση οπότε και δίνει βάρος στον εξωτερικό σχεδιασμό της. Για παράδειγμα το Charge 3 της Fitbit είναι ιδανικό για κολυμβητές καθώς είναι αδιάβροχο και ενσωματώνει εξειδικευμένο μετρητή για τις αποστάσεις στην πισίνα, ενώ το Moon είναι το μόνο που χάρη στο πλήθος των αισθητήρων του ανιχνεύει ως δραστηριότητα το box.

Καθώς η παρούσα εργασία επικεντρώνεται στη θερμοδομετρία η παραπάνω ερώτηση μπορεί να μετατραπεί σε «Τελικά, ποιο είναι το καλύτερο wristband για μέτρηση της καταναλισκόμενης ενέργειας σε αθλητές;». Και πάλι όμως δεν προκύπτει μια απάντηση που να καθιστά εύκολη την επιλογή του wearable που θα χρησιμοποιήσουμε.

Ως πρώτο βήμα πραγματοποιήθηκε διεξοδική έρευνα σε online πηγές όπως επίσημες περιγραφές των προϊόντων από τις εταιρείες παραγωγής, επιστημονικές εργασίες και πειράματα θερμοδομετρίας που διενεργήθηκαν με wristbands, τεχνολογικών sites με συγκρίσεις μεταξύ προϊόντων και προσωπικά ιστολόγια με απόψεις χρηστών και videos χρηστών. Η απόκλιση μεταξύ βαθμολογιών και κατά πόσο οι απόψεις για το ίδιο προϊόν δίστανται είναι πραγματικά εντυπωσιακό. Είναι πολύ πιθανό ότι πολλές από τις πηγές αυτές προσφέρουν διαφήμιση επί πληρωμή ή επιτηδευμένα προσπαθούν να προωθήσουν συγκεκριμένα προϊόντα. Στη συνέχεια προχωρήσαμε σε κατ' ιδίαν ερωτήσεις σε αθλητές που χρησιμοποιούν wearable συσκευές. Και πάλι όμως υπήρχε μεγάλη διαφορά στις αξιολογήσεις των χρηστών.

Παρά το ομιχλώδες τοπίο παρατηρείται μια τάση προτίμησης προς συσκευές της Garmin και της Fitbit για εφαρμογές στον αθλητισμό. Σε πρώτη φάση ας μελετήσουμε το μερίδιο αγοράς που κατέχουν οι εταιρείες και παρουσιάζεται στον παρακάτω πίνακα ανά τρίμηνο σύμφωνα με την International Data Corporation (IDC) το Σεπτέμβριο του 2018. Ως προς την αξιοπιστία των δεδομένων θα πρέπει να αναφέρουμε πως η IDC πρόκειται για εταιρεία παροχής πληροφοριών και συμβουλευτικών υπηρεσιών στην αγορά της τεχνολογίας με περισσότερους από 1.100 αναλυτές παγκοσμίως.

Worldwide Top 5 Wearables Companies, 2018Q2 Unit Market Share



Source: IDC 2018

***Εικόνα 9* Μερίδιο αγοράς σύμφωνα με την IDC Research Inc. [123]**

Βλέπουμε πώς η Apple και η Xiaomi κατέχουν μεγαλύτερο μερίδιο της αγοράς έναντι της Fitbit και της Garmin, οι οποίες όμως επίσης κατέχουν μεγάλο μερίδιο στην αγορά. Παρόλα αυτά το smartwatch της Apple δεν ενδείκνυται για χρήση στον αθλητισμό εξαιτίας του βάρους και του όγκου του, ενώ η Xiaomi έχει γίνει πολύ δημοφιλής (ιδιαίτερα στις αγορές της Ανατολής) εξαιτίας των πολύ χαμηλών τιμών της, χωρίς να χαρακτηρίζεται από αξιοπιστία. Αντίθετα Fitbit και Garmin προτιμώνται από αθλητές και από ερευνητές σε αντίστοιχες εργασίες και βασικό wearable προϊόν τους είναι τα wristbands σε αντίθεση με τις υπόλοιπες που παράγουν μια μεγάλη γκάμα wearable προϊόντων και αυτός είναι ένας από τους λόγους που κατέχουν και μεγαλύτερο μερίδιο αγοράς.

Οδηγηθήκαμε λοιπόν, λαμβάνοντας υπόψιν και τις οικονομικές δυνατότητες του Πολυτεχνείου, στην επιλογή του Charge 2 της Fitbit και του Vivosmart HR της Garmin ως των καλύτερων δυνατών λύσεων για την πραγματοποίηση θερμοδομετρίας με wristbands σε αθλητές.

Κεφάλαιο 8: Τεχνικά Χαρακτηριστικά Fitbit Charge 2 και Garmin Vivosmart HR

Τα δύο wristbands που επιλέξαμε έχουν πολλές ομοιότητες αλλά και κάποιες διαφορές σε τεχνολογικό επίπεδο. Ακολουθούν τεχνική ανάλυση, προδιαγραφές και γενικότερες πληροφορίες του Fitbit Charge 2 και του Garmin Vivosmart HR σύμφωνα με τα επίσημα manual των συσκευών από τις ιστοσελίδες των εταιρειών και από έγκυρα τεχνολογικά sites.

Για το Fitbit Charge 2 αντλήσαμε πληροφορίες από το επίσημο site της Fitbit https://staticcs.fitbit.com/content/assets/help/manuals/manual_charge_2_en_US.pdf και από το site <https://www.techinsights.com/blog/fitbit-charge-2-teardown>. Αντίστοιχα για το Garmin Vivosmart HR από τις ιστοσελίδες <https://www.cnet.com/products/garmin-vivosmart-hr/specs/>, https://www.reverse-costing.com/teardowns/pe_garmin-internationalteardown-vivosmart-3-a03129-0/#features και από το διαδικτυακό επίσημο manual της συσκευής http://static.garmin.com/pumac/vivosmart HR_OM_EN.pdf

8.1 Fitbit Charge 2

Τεχνικά Χαρακτηριστικά:

- Αισθητήρες
 1. Ένα MEMS τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο το οποίο ανιχνεύει την κίνηση του χρήστη. Πρόκειται για το STMicroelectronics LIS2DH
 2. Αλτίμετρο για ανίχνευση αλλαγής απόστασης χρήστη από το έδαφος
 3. Οπτικός παρακολουθητής καρδιακής συχνότητας
- Υλικά

Το επικάρπιο λουρί του (wristband) είναι φτιαγμένο από ελαστικό, ανθεκτικό ελαστομερές υλικό, το οποίο χρησιμοποιείται γενικά στα περισσότερα sports watches. Η πόρπη και το πλαίσιο είναι κατασκευασμένα από χειρουργικό ανοξείδωτο χάλυβα. Αν και πάντα ο ανοξείδωτος χάλυβας περιέχει ίχνη νικελίου και μπορεί να προκαλέσει αλλεργική αντίδραση σε άτομα με ευαισθησία στο νικέλιο, η ποσότητα νικελίου σε όλα τα προϊόντα της Fitbit ανταποκρίνεται στη σχετική Οδηγία της Ευρωπαϊκής Ένωσης.

- Συνδεσιμότητα

Πομποδέκτης Bluetooth 4.0 STMicroelectronics BLUENRGCSPP

- Μπαταρία

Επαναφορτιζόμενη μπαταρία πολυμερούς-λιθίου, ενώ η διαχείριση της ενέργειας γίνεται από το BQ25120YFP της Texas Instruments

- Μνήμη

Το Charge 2 αποθηκεύει τα περισσότερα λεπτό-προς-λεπτό στατιστικά και δεδομένα άσκησης για επτά ημέρες, τα SmartTrack δεδομένα για τρεις ημέρες και σύνοψη των συνόλων για 30 ημέρες. Τα δεδομένα καρδιακής συχνότητας αποθηκεύονται ανά δευτερόλεπτο κατά τη διάρκεια άσκησης και ανά 5 δευτερόλεπτα την υπόλοιπη ώρα. Εδώ πρέπει να σημειωθεί πως υπάρχει περιορισμός αποθήκευσης δεδομένων άσκησης μέχρι και 10 ωρών. Δηλαδή σε περίπτωση άσκησης για περισσότερες από 10 ώρες, στο ιστορικό δε θα συμπεριληφθούν όλα τα δεδομένα αν δε γίνει επανασυγχρονισμός τη συσκευής. Τα αποθηκευμένα δεδομένα αποτελούνται από βήματα, απόσταση που καλύφθηκε, κατανάλωση θερμίδων, ορόφους, ενεργά λεπτά, καρδιακό ρυθμό, άσκηση, ύπνος και ενεργητικές vs. στατικές ώρες.

Συνοπτικά στον πίνακα:

Type of data	Days stored
Minute-by-minute stats	7
Sleep data	7
Sleep stages	5
SmartTrack data	7
Summary totals	30

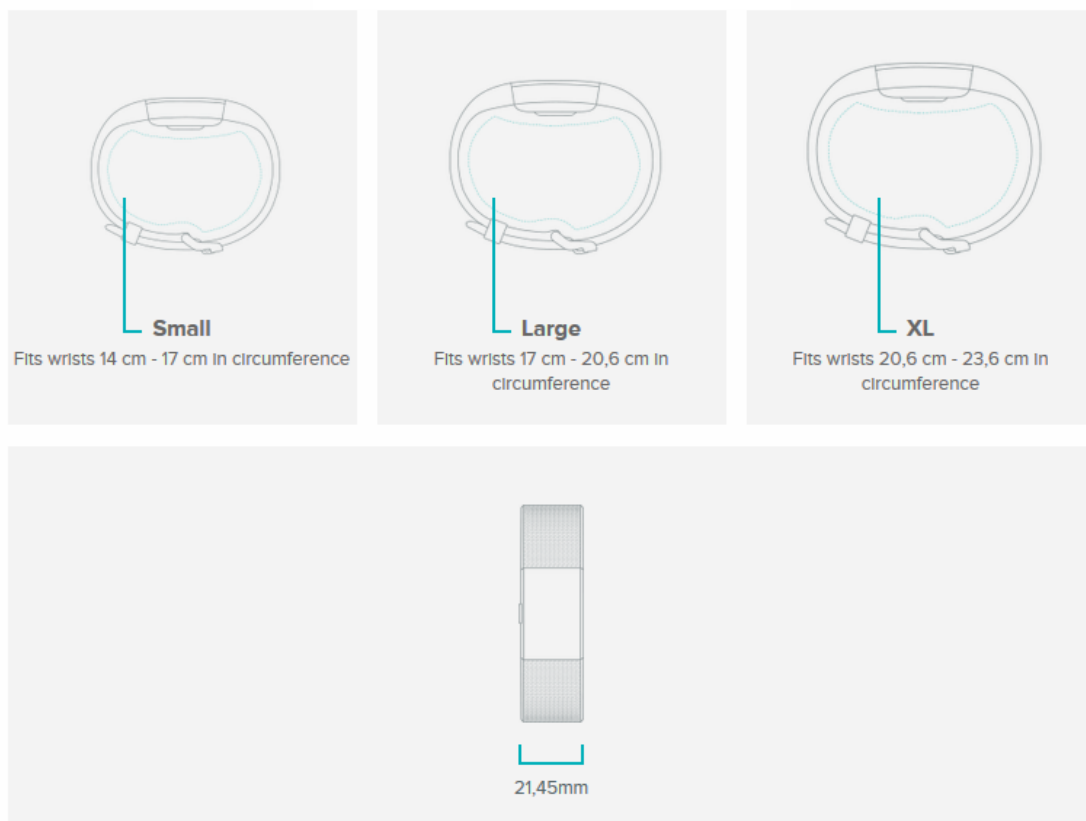
Πίνακας 8.1 Τύποι δεδομένων που αποθηκεύονται στο Fitbit Charge 2 και χρόνος που διατηρούνται στη μνήμη

- Οθόνη

OLED οθόνη αφής

- Διαστάσεις

Διατίθεται σε τρία διαφορετικά μήκη λουριού ενώ οι διαστάσεις της συσκευής είναι πάντα ίδιες όπως φαίνεται στην εικόνα.



Εικόνα 10 Διαστάσεις του Fitbit Charge 2 [124]

- Συνθήκες Λειτουργίας

Λειτουργική Θερμοκρασία

-10° έως 45° C

Υδατοστεγές

Προστασία από πρόσπτωση νερού. Απαγορεύεται το ντους με αυτό ή η καταβύθισή του σε νερό

Μέγιστο Ύψος Λειτουργίας

10.000 m

8.2 Garmin Vivosmart HR

- Αισθητήρες:
 1. Επιταχυνσιόμετρο
 2. Αλτίμετρο
 3. Οπτικός παρακολουθητής καρδιακής συχνότητας
- Μπαταρία

Επαναφορτιζόμενη ιόντων λιθίου με διάρκεια ζωής έως και 5 ημέρες

- Συνδεσιμότητα

Πρωτόκολλο Bluetooth, 2.4 GHz ANT+

- Οθόνη

OLED οθόνη αφής

- Συνθήκες Λειτουργίας

Λειτουργική Θερμοκρασία

-10° έως 60° C

Υδατοστεγές

Κατάλληλο ακόμα και για κολύμπι, με ανοχή στην πίεση έως και 5 ATM

- Διαστάσεις και Βάρος

Πλάτος: 1,85 cm

Μήκος: 13,716 cm έως 18,796 cm

Βάρος: 20,2 g

Κεφάλαιο 9: Επεξήγηση και ανάλυση των επιμέρους στοιχείων που συνθέτουν το wearable

9.1 Επιταχυνσιόμετρο

Το επιταχυνσιόμετρο αποτελεί την καρδιά κάθε wearable activity tracker. Παράγει το μεγαλύτερο όγκο δεδομένων. Στη συνέχεια χάρη σε μια σειρά αλγορίθμων δομημένων πάνω σε αυτό τα δεδομένα αυτά μετατρέπονται στις ζητούμενες πληροφορίες όπως βήματα, απόσταση που διανύθηκε, ταχύτητα και καταναλισκόμενες θερμίδες. Παρακάτω ακολουθεί μια περιληπτική παρουσίαση του επιταχυνσιόμετρου, των παραμέτρων του και των κυριότερων τεχνικών χαρακτηριστικών του όπως αυτά περιγράφονται στις τεχνολογικές ιστοσελίδες <https://www.dimensionengineering.com> [125] και <https://www.analog.com> [126].

Τι είναι το επιταχυνσιόμετρο;

Το επιταχυνσιόμετρο είναι μια ηλεκτρομηχανική συσκευή που υπολογίζει δυνάμεις επιτάχυνσης. Αυτές οι δυνάμεις είναι είτε στατικές, όπως η συνεχής έλξη της βαρύτητας στα πόδια μας, είτε δυναμικές, οι οποίες προκαλούνται από την κίνηση ή τη δόνηση του επιταχυνσιόμετρου.

Μετρώντας τη στατική επιτάχυνση εξαιτίας της βαρύτητας μπορούμε να βρούμε τη γωνία εκτροπής της συσκευής σε σχέση με τη γη. Αντίθετα, αναλύοντας τη δυναμική επιτάχυνση μπορούμε να υπολογίσουμε τη διεύθυνση στην οποία κινείται η συσκευή.

Ένα επιταχυνσιόμετρο μας δίνει δηλαδή τη δυνατότητα καλύτερης κατανόησης του περιβάλλοντος και της σχέσης του με τη συσκευή μας.

Κάποια επιταχυνσιόμετρα κάνουν χρήση του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου. Περιέχουν δηλαδή μικροσκοπικές κρυσταλλικές δομές οι οποίες πιέζονται από επιταχυντικές δυνάμεις, προκαλώντας έτσι τάση. Μια άλλη μέθοδος είναι μετρώντας τις μεταβολές της χωρητικότητας μεταξύ τους. Αν μια επιταχυντική δύναμη μετακινήσει μία από τις δομές, τότε αλλάζει και η χωρητικότητα. Προσθέτοντας κύκλωμα μετατροπής χωρητικότητας σε τάση έχουμε ένα επιταχυνσιόμετρο. Υπάρχουν ακόμα και άλλες μέθοδοι που κάνουν χρήση του φωτός ή και φυσαλίδων θερμού αέρα.



Εικόνα 11 Τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο DE-ACCM3D [125]

Χαρακτηριστικά

Αναλογικό ή ψηφιακό: Ένα επιταχυνσιόμετρο δύναται να έχει αναλογικές ή ψηφιακές εξόδους. Η επιλογή στην οποία θα προβούμε εξαρτάται από το hardware με το οποίο αλληλεπιδρά το επιταχυνσιόμετρό μας. Τα αναλογικά επιταχυνσιόμετρα δίνουν στην έξοδό τους μια συνεχή τάση η οποία είναι ανάλογη της μετρούμενης επιτάχυνσης (πχ. 2,5 V για 0g, 2,6 V για 0,5g, 2,7V για 1g). Τα ψηφιακά επιταχυνσιόμετρα συνήθως χρησιμοποιούν διαμόρφωση πλάτους παλμού (pulse width modulation – PWM) στην έξοδο. Αυτό σημαίνει πως στην έξοδο θα εμφανίζεται τετραγωνικός παλμός συγκεκριμένης συχνότητας. Ο χρόνος για τον οποίο θα έχουμε υψηλή τάση είναι ανάλογος της ασκούμενης επιτάχυνσης.

Στην περίπτωση που χρησιμοποιούμε έναν BASIC Stamp, ή οποιοδήποτε άλλο μικροελεγκτή με αποκλειστικά ψηφιακές εισόδους, η καλύτερη επιλογή είναι ένα επιταχυνσιόμετρο ψηφιακών εξόδων. Το μειονέκτημα είναι πως απαιτείται να γίνει χρήση των πόρων του μικροελεγκτή για τη μέτρηση του duty cycle, καθώς και πραγματοποίηση των απαιτητικών σε υπολογιστική ισχύ λειτουργιών διαίρεσης.

Αντίθετα αν χρησιμοποιούμε ένα μικροελεγκτή PIC/AVR/OOPIC/Javelin με αναλογικές εισόδους ή ένα οποιοδήποτε αποκλειστικά αναλογικό κύκλωμα, η καλύτερη προσέγγιση είναι η επιλογή ενός αναλογικού επιταχυνσιόμετρου. Στην περίπτωση αυτή, ανάλογα με τον compiler του συστήματος, ο υπολογισμός της επιτάχυνσης μπορεί να είναι τόσο απλός μέχρι και ως εντολή `acceleration=read_adc()`; και έτσι να μπορεί να πραγματοποιηθεί εντός λίγων μικροδευτερολέπτων.

Πλήθος αξόνων: Για τα περισσότερα projects, δύο είναι αρκετοί. Παρόλα αυτά, αν επιθυμούμε τρισδιάστατη αναγνώριση του χώρου απαιτείται τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο ή δύο διαξονικά τοποθετημένα υπό κατάλληλες γωνίες.

Εύρος Μετρήσεων: Πρόκειται για το επίπεδο επιτάχυνσης που υποστηρίζεται από τις προδιαγραφές της εξόδου του αισθητήρα, είναι δηλαδή η μέγιστη επιτάχυνση που μπορεί να υπολογίσει και να παρουσιάσει με ακρίβεια στην έξοδο. Μονάδα μέτρησης είναι το g. Για παράδειγμα, η έξοδος ενός επιταχυνσιόμετρου των $\pm 3g$ είναι γραμμική όσο η επιτάχυνση είναι εντός αυτού του διαστήματος. Σε περίπτωση επιτάχυνσης 4g η έξοδος μπορεί να αποκλίνει. Αν ενδιαφερόμαστε για τον υπολογισμό κλίσης κάνοντας χρήση της βαρύτητας της γης, τότε ένα επιταχυνσιόμετρο $\pm 1,5 g$ είναι

υπεραρκετό. Στην περίπτωση όμως που απαιτείται ο υπολογισμός της κίνησης ενός αυτοκινήτου, ενός αεροπλάνου ή ενός ρομπότ προτιμώνται επιταχυνσιόμετρα ± 2 g. Αν ένα project εμπεριέχει πολύ απότομες εκκινήσεις και σταματήματα τότε είναι απαραίτητη η χρήση επιταχυνσιόμετρου ± 5 g.

Ευαισθησία: Είναι η σχέση μεταβολής της επιτάχυνσης (είσοδος) με τη μεταβολή του σήματος εξόδου. Η ευαισθησία προσδιορίζεται σε μια συγκεκριμένη παροχή τάσης και εκφράζεται συνήθως σε μονάδες mV/g στα επιταχυνσιόμετρα αναλογικής εξόδου και σε LSB/g ή mg/LSB στα επιταχυνσιόμετρα ψηφιακής εξόδου. Όσο μεγαλύτερη η ευαισθησία του επιταχυνσιόμετρου, τόσο μεγαλύτερο σήμα θα έχουμε στην έξοδο στην περίπτωση μεταβολής της επιτάχυνσης. Καθώς μεγάλο σήμα συνεπάγεται ευκολία στο χειρισμό του, μεγαλύτερο όγκο πληροφορίας και καλύτερη ακρίβεια στην πληροφορία, επιθυμούμε τη μεγαλύτερη δυνατή ευαισθησία στο επιταχυνσιόμετρό μας. Η θερμοκρασία μπορεί να επηρεάσει την ευαισθησία του επιταχυνσιόμετρου. Υπάρχει ακόμα και η δια-αξονική ευαισθησία η οποία είναι η εμφάνιση εξόδου σε έναν άξονα όταν ασκείται επιτάχυνση σε ένα διαφορετικό άξονα. Αυτή η σύνδεση μεταξύ δύο αξόνων είναι απόρροια λαθών στην ευθυγράμμιση, ανακρίβειών στη σχεδίαση και crosstalk κυκλωμάτων.

Zero-g Bias Level: Ορίζει το επίπεδο εξόδου όπου εμφανίζεται μηδενική επιτάχυνση (μηδενική είσοδος). Οι αναλογικοί αισθητήρες το εκφράζουν σε volts (ή mV) ενώ οι ψηφιακοί σε κώδικα (LSB). Ορίζεται για μια συγκεκριμένη παροχή τάσης και είναι ανάλογη με την τάση (συνήθως το zero-g bias είναι το μισό της τάσης παροχής). Πολλοί παράμετροι του επιταχυνσιόμετρου σχετίζονται με το zero-g bias και συχνά αναφέρονται στα τεχνικά χαρακτηριστικά του επιταχυνσιόμετρου. Κάποιες από αυτές είναι η *Zero-g τάση* (το εύρος τιμών τάσης που εμφανίζονται στην έξοδο σε 0g επιτάχυνση), το *Initial Bias Error* (ορίζεται στους 25°C, είτε ως σφάλμα επιτάχυνσης είτε ως σήμα εξόδου), *Bias Temperature Coefficient* (πόσο επηρεάζεται η έξοδος από τις μεταβολές της θερμοκρασίας), *Bias Voltage Sensitivity* (επίδραση αλλαγών στην παροχής ενέργειας στο Zero-Bias Level) και *Zero-g Total Error* (όλα τα παραπάνω).

Πυκνότητα Θορύβου (Noise Density): Είναι η τετραγωνική ρίζα του φάσματος ισχύος του θορύβου στην έξοδο και μετριέται σε $\mu\text{g}/\text{rt}(\text{Hz})$ RMS τιμή. Ο συνολικός θόρυβος ορίζεται ως $\text{Noise} = \text{Noise Density} \times \text{sqrt}(\text{BW} \times 1.6)$, όπου BW είναι το bandwidth του επιταχυνσιόμετρου.

Bandwidth: Στα ψηφιακά επιταχυνσιόμετρα πρόκειται για το υψηλότερης συχνότητας σήμα που μπορεί να δειγματοληπτηθεί χωρίς παραμόρφωση υπό τον ορισμένο Output Data Rate. Σύμφωνα με το κριτήριο του Nyquist, το bandwidth είναι μισό από τον Output Data Rate. Στα αναλογικά ως bandwidth ορίζεται ως η συχνότητα σήματος στην οποία η αντίδραση πέφτει στα -3dB της αντίδρασης σε DC (ή χαμηλής συχνότητας) επιτάχυνση. Ουσιαστικά πρόκειται για το μέγεθος που μας δείχνει το πλήθος μετρήσεων που δύναται να πραγματοποιούνται ανά δευτερόλεπτο. Για εφαρμογές όπου έχουμε αργή κίνηση κι αργή αλλαγή κλίσης, ένα bandwidth της τάξεως των 50 Hz είναι αρκετό. Αντίθετα σε περιπτώσεις μέτρησης δονήσεων ή ελέγχου ταχύτητα κινούμενων μηχανών απαιτείται bandwidth μερικών εκατοντάδων Hz.

Αντίσταση και buffer: Είναι αιτία πλήθους προβλημάτων σε projects που περιλαμβάνουν αναλογικά επιταχυνσιόμετρα. Τα φύλλα δεδομένων τόσο των PIC όσο και των AVR αναφέρουν ρητά πως για τη μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, η συνδεδεμένη συσκευή θα πρέπει να έχει αντίσταση εξόδου μικρότερη των 10kΩ. Τα αναλογικά επιταχυνσιόμετρα όμως αναλογικών συσκευών έχουν αντίσταση εξόδου 32kΩ. Η λύση σε αυτό το πρόβλημα που προκύπτει είναι η χρήση ενός χαμηλής εισόδου offset ώστε ο τελεστικός ενισχυτής να λειτουργήσει ως buffer και να μειωθεί η αντίσταση εξόδου.

9.2 Αλτίμετρο

Το αλτίμετρο χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της απόστασης του χρήστη από το έδαφος. Αποτελείται από αισθητήρες βαρομετρικής πίεσης (MEMS). Πρόκειται για τους ίδιους αισθητήρες που χρησιμοποιούνται σε συσκευές όπως τα κινητά τηλέφωνα για την ανίχνευση κάθετης ή παράλληλης θέσης της συσκευής προς το έδαφος. Ο βαρομετρικός αισθητήρας έχει δύο εξόδους: α) τιμής πίεσης και β) θερμοκρασίας. Συνδυάζοντας αυτά τα δύο προκύπτει η τιμή του υψόμετρου. Στα wristbands είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για αθλητικές δραστηριότητες όπως αναρρίχηση ή καταδύσεις.

Το συχνότερο πρόβλημα των αισθητήρων βαρομετρικής πίεσης είναι η σταθερότητα. Με την πάροδο του χρόνου ξεφεύγουν από τα επιτρεπτά όρια λειτουργίας και συνεπώς παράγουν ανακριβή αποτελέσματα. Ειδικά πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες πίεσης παρεκκλίνουν αισθητά μετά από ένα χρονικό διάστημα. Ένα ακόμα πρόβλημα είναι ότι οι αισθητήρες πίεσης πρέπει να αναπνέουν υπό συνθήκες υγρασίας, νερού αλλά και απολύτως ξηρές [15].

9.3 Οπτικός Παρακολουθητής Καρδιακής Συχνότητας

Οι οπτικοί παρακολουθητές καρδιακής συχνότητας είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι αισθητήρες παλμών σε wearables. Οι περισσότεροι περισυλλέγουν δεδομένα του καρδιακού ρυθμού με την τεχνική της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG), την οποία έχουμε αναλύσει εκτενώς στο δεύτερο κεφάλαιο. Wearables με οπτικούς παρακολουθητές έχουν μικρά φώτα LED στην πίσω μεριά τους. Αυτά εκπέμπουν πράσινο φως στο δέρμα του καρπού. Τα διαφορετικά μήκη κύματος του φωτός αλληλεπιδρούν διαφορετικά με το αίμα που ρέει στον καρπό. Όταν το φως διαθλάται ή αντανακλάται στο αίμα που ρέει, το wearable συλλέγει την πληροφορία και στη συνέχεια σε συνδυασμό με τα δεδομένα κίνησης από το επιταχυνσιόμετρο και τους αλγορίθμους επεξεργασίας των δεδομένων παράγονται κατανοητές προς τον άνθρωπο τιμές συχνότητας καρδιακών παλμών [127].



Εικόνα 12 Οπτικοί παρακολουθητές καρδιακής συχνότητας σε wristbands [128]

9.4 Αλγόριθμοι

Όπως έχουμε δει κάθε wearable περιλαμβάνει διάφορους ηλεκτρονικούς αισθητήρες ανάλογα με τις αναγκαίες μετρήσεις. Οι αισθητήρες αυτοί ανιχνεύουν σωματικές αντιδράσεις και παράγουν ένα ηλεκτρικό σήμα. Ο έλεγχος για τις αποκρίσεις του σώματος μπορεί να γίνεται πολλές φορές ανά δευτερόλεπτο (δειγματοληψία υψηλής συχνότητας) ή ανά μερικά λεπτά (χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας). Ποιο από τα δύο είδη δειγματοληψίας θα χρησιμοποιείται εξαρτάται από τη μετρούμενη παράμετρο. Στη συνέχεια, τα σήματα αποθηκεύονται ως ανεπεξέργαστα δεδομένα. Η κάθε συσκευή της αγοράς χρησιμοποιεί το δικό της πρόγραμμα με ενσωματωμένους αλγορίθμους για να επεξεργαστεί τα δεδομένα και να παράξει τα απαιτούμενα αποτελέσματα. Επιπλέον, οι περισσότερες συσκευές προσφέρουν πρόσβαση στα ανεπεξέργαστα δεδομένα τους και ενθαρρύνουν τη δημιουργία νέων αλγορίθμων για την επεξεργασία τους. Το γεγονός αυτό έχει οδηγήσει στην τάση για προγράμματα ανοικτού κώδικα. Μελετώντας τους αλγορίθμους των προγραμμάτων διαπιστώνουμε ότι πρόκειται για πρωτόκολλα ανάλυσης και επεξεργασίας ακατέργαστων δεδομένων με σκοπό την απόδοσή τους σε αποτελέσματα με νόημα. Λόγω της πληθώρας συνδυασμών ερμηνείας των δεδομένων, η σύνταξη των αλγορίθμων μπορεί να είναι αρκετά περίπλοκη [129].

Σε επίπεδο hardware δεν υπάρχουν μεγάλες διαφορές μεταξύ των wearables των ίδιων κατηγοριών. Οι διαφορές έγκεινται κυρίως στους αλγορίθμους τους οποίους χρησιμοποιεί η κάθε συσκευή, όπως αναφέρεται πιο πάνω. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι περιπτώσεις wearables τα οποία παρακολουθούν τις ανθρώπινες κινήσεις. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η παρακολούθηση της κίνησης γίνεται με αισθητήρες, συνήθως επιταχυνσιόμετρα. Ανάλογα με το πού είναι φορεμένη η συσκευή, οι αισθητήρες παράγουν και διαφορετικά σήματα απαιτώντας διαφορετικούς αλγορίθμους για την ερμηνεία τους.

9.5 Μπαταρία και Μνήμη

Αυτά τα δύο στοιχεία λειτουργούν ανταγωνιστικά εντός της συσκευής και για αυτό επιλέγουμε να τα παρουσιάσουμε μαζί. Η μπαταρία που επιλέγουν να ενσωματώνουν οι wearable συσκευές είναι τύπου ιόντων λιθίου. Πρόκειται για τον πιο δημοφιλή τύπο επαναφορτιζόμενων μπαταριών σε φορητές συσκευές. Η αρχή στην οποία βασίζονται είναι η κίνηση των ιόντων λιθίου από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρόδιο και χρησιμοποιούν μια παρεμβαλλόμενη ένωση του λιθίου ως υλικό του ενός ηλεκτροδίου. Η παραγόμενη ενέργεια κυμαίνεται από 100 έως 265 W·h/kg, ενώ ο ρυθμός αποφόρτισης διαφέρει ανάλογα με τη θερμοκρασία περιβάλλοντος, ξεκινώντας από 8% στους 21 °C, 15% στους 40 °C και 31% στους 60 °C [130].

Όσον αφορά τη μνήμη της συσκευής, συνήθως προτιμώνται chip τεχνολογίας EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory). Πρόκειται για επανεγγράψιμο τύπο μνήμης που μπορεί να συγκρατεί πληροφορία ακόμα και χωρίς παροχή ενέργειας. Καθώς τα περισσότερα wearables συλλέγουν πλήθος δεδομένων όπως αριθμό βημάτων, ώρες και ποιότητα ύπνου, θερμίδες είναι απαραίτητο το chip μνήμης που χρησιμοποιείται να έχει υψηλή πυκνότητα αλλά και αντοχή ώστε να διαχειρίζεται τη συνεχή ροή δεδομένων. Οι απαιτήσεις αυτές καθιστούν την EEPROM καλύτερη επιλογή έναντι της μνήμης τύπου Flash, καθώς η πρώτη είναι μικρότερη, πιο αξιόπιστη και απαιτεί λιγότερη ενέργεια [131], [132].

Η συσκευή μπορεί να παρακολουθεί συνεχώς το χρήστη για ημέρες ή ακόμα και εβδομάδες. Αυτό όμως επηρεάζει αρνητικά τον τρέχοντα χρόνο μεταξύ την επαναφόρτιση ή την αλλαγή της μπαταρίας και τις δυνατότητες μνήμης: λήψη μεγάλου όγκου δεδομένων συνεπάγεται και μικρότερο χρόνο ενεργοποιημένης συσκευής. Οι συσκευές θα μπορούσαν να έχουν μπαταρίες με μεγαλύτερη διάρκεια ζωής ή μεγαλύτερες μονάδες μνήμης, αλλά τότε θα ήταν πολύ ογκώδεις για να φορεθούν διακριτικά και να είναι βολικές στην καθημερινότητα του χρήστη. Θα πρέπει λοιπόν τις ώρες που το wearable είναι ενεργό να πραγματοποιείται μια επιλογή των εισαγόμενων πληροφοριών ώστε να εξασφαλίζεται μια συμπαγής συλλογή δεδομένων. Για παράδειγμα, λήψη μικρού όγκου πληροφοριών συνεπάγεται μεγαλύτερο ενεργειακό χρόνο της συσκευής αλλά εγκυμονεί και τον κίνδυνο απώλειας σημαντικών πληροφοριών και κατά συνέπεια και λανθασμένα αποτελέσματα. Αντίθετα λήψη μεγάλου όγκου πληροφοριών εξαντλεί γρηγορότερα την μπαταρία και καθιστά πολύ πιο περίπλοκη τη διαδικασία επεξεργασίας των πληροφοριών για την εξαγωγή σχετικών δεδομένων. Η συσκευή λοιπόν θα πρέπει να είναι σχεδιασμένη έτσι ώστε να λειτουργεί σε μια κατάσταση ισορροπίας. Πολλές συσκευές ενεργοποιούν συγκεκριμένους αισθητήρες μόνο αν δεχθούν ανάλογη εντολή από το χρήστη, εξοικονομώντας έτσι ενέργεια τις υπόλοιπες ώρες όπου είναι απενεργοποιημένοι. Συνήθως η μπαταρία θέτει μεγαλύτερους περιορισμούς από ότι η μνήμη καθώς αποτελεί το μεγαλύτερο σε όγκο εξάρτημα μιας wearable συσκευής. Μια ρεαλιστική λύση η οποία είναι υπό έρευνα είναι η άντληση της δυναμικής ενέργειας του ανθρώπινου σώματος ή της θερμότητας που παράγει και η μετατροπή της σε ηλεκτρική για τη συνεχή τροφοδότηση της συσκευής [133].

9.6 Οθόνη OLED

OLED (Organic Light Emitting Diodes) είναι μια σχετικά νέα τεχνολογία εκπομπής φωτός κατά την οποία τοποθετούνται λεπτά οργανικά (βασισμένα σε άνθρακα) φύλλα μεταξύ δύο αγωγών, της καθόδου που εκπέμπει ηλεκτρόνια και της ανόδου που τα αφαιρεί. Στην περίπτωση ροής ηλεκτρικού ρεύματος εκπέμπεται έντονο φως. Είναι πολύ ευαίσθητη στο οξυγόνο και την υγρασία και για το λόγο αυτό το στρώμα που περικλείει τα φύλλα είναι μείζονος σημασίας [134].

Σήμερα οι πιο πολλές οθόνες OLED κατασκευάζονται με εξάτμιση εν κενώ, με τη χρήση Shadow Mask (FMM - Fine Metal Mask) για πρότυπο. Πρόκειται για μια σχετικά απλή μέθοδο, κατά την οποία όμως καταναλώνεται πολλή ύλη και παρουσιάζει δυσκολίες στην κλιμάκωση σε μεγάλα υποστρώματα. Κάποια από τα υλικά είναι διαλυτά και εναποτίθενται με μεθόδους εκτύπωσης οι οποίες έχουν χαμηλό κόστος και είναι και πιο αποδοτικές. Για τους λόγους αυτούς οι κατασκευαστές ευελπιστούν πως στο μέλλον οι οθόνες OLED τεχνολογίας θα μπορούν να κατασκευάζονται εξολοκλήρου με τον τρόπο αυτό[135].

Οι οθόνες τεχνολογίας OLED δεν απαιτούν backlight και φίλτρα όπως οι οθόνες LCD (Liquid Crystal Display) και κατά συνέπεια είναι λεπτότερες και αποδοτικότερες από τις τελευταίες. Τα πλεονεκτήματά τους όμως δε σταματάνε εδώ καθώς παρέχουν επιπλέον την καλύτερη δυνατή ποιότητα εικόνας και ταυτόχρονα είναι διαφανείς, ευλύγιστες ακόμα και αναδιπλούμενες [135]. Τα χαρακτηριστικά τους αυτά τις καθιστούν ιδανικές για wearable συσκευές και δεν είναι τυχαίο που χρησιμοποιούνται από τα activity trackers που επιλέξαμε.

9.7 Bluetooth

Το Bluetooth είναι μια δημοφιλής, χαμηλής κατανάλωσης ενέργειας RF τεχνολογία επικοινωνίας. Χρησιμοποιείται ευρύτατα σε συσκευές όπως φορητοί υπολογιστές, smartphones και fitness trackers για επικοινωνία μικρής εμβέλειας. Χρησιμοποιεί τη συχνότητα των 2,4 GHz στο βιομηχανικό, επιστημονικό και ιατρικό (Industrial, Scientific and Medical - ISM) ραδιοφάσμα και εκπέμπει σήμα σε πάνω από 79 καθορισμένα κανάλια χρησιμοποιώντας τη μέθοδο Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS). Η FHSS μέθοδος είναι λιγότερο επιρρεπής σε θόρυβο και παράσιτα και προσφέρει επίσης υψηλής ασφάλειας μετάδοση δεδομένων [110], [136].

Μια συσκευή ορίζεται ως «master» και μπορεί να επικοινωνήσει με εφτά «slave» συσκευές σχηματίζοντας έτσι ένα δίκτυο τύπου αστέρα βασισμένο σε Bluetooth συνδεσιμότητα (Piconet). Η master συσκευή ορίζει το ρολόι και τη «hopping» συχνότητα για όλο το δίκτυο.

Η Bluetooth τεχνολογία μπορεί να υποστηρίξει ρυθμό μετάδοσης δεδομένων της τάξης των ~3 Mbps ανάλογα με τα συστήματα διαμόρφωσης, αν και η μέγιστη τιμή μπορεί να φτάσει τα ~2,1 Mbps. Για τις περισσότερες εφαρμογές το εύρος μετάδοσης εκτείνεται από 1 έως 10 μέτρα .

Η τελευταία έκδοση της Bluetooth τεχνολογίας είναι γνωστή ως BLE (Bluetooth Low Energy) ή Bluetooth 4.0 και είναι αυτή την οποία χρησιμοποιούν τα δύο wristbands που επιλέξαμε. Εξελίσσεται συνεχώς με νέες υπο-εκδόσεις όπως η Bluetooth 4.1 και 4.2. Παρέχει ακόμα χαμηλότερη κατανάλωση ενέργειας και για αυτό προτιμάται σε wearable συσκευές. Χρησιμοποιεί την ίδια συχνότητα με το κλασικό Bluetooth αλλά

έχει τη δυνατότητα μεταπήδησης σε πάνω από 40 κανάλια, όπου κάθε κανάλι έχει εύρος ζώνης 2 MHz, με ιδιαίτερα χαμηλή κατανάλωση ενέργειας (~ 10 mW) [137] [138].

Κεφάλαιο 10: Θερμιδομετρία σε Αθλητές με Χρήση Wristbands

Κεφάλαιο 10.1 Μεθοδολογία

Για την έρευνά μας χρησιμοποιήθηκαν τρεις αθλητές, με τη συναίνεσή τους όσον αφορά την καταγραφή και την ανάλυση των δεδομένων και την παραχώρηση προσωπικών πληροφοριών σύμφωνα με το Γενικό Κανονισμό Προστασίας Δεδομένων (GDPR). Οι αθλητές, όλοι φύλου αρσενικού, ερωτήθηκαν για την ηλικία τους, μετρήθηκαν ως προς το βάρος τους, το ύψος τους και υπολογίστηκε θεωρητικά το BMI. Όπως είδαμε η ηλικία, το βάρος, το φύλο και το BMI είναι οι κύριοι παράμετροι που επηρεάζουν την κατανάλωση ενέργειας του ατόμου κατά τη διάρκεια τη άσκησης, ενώ μικρότερο ρόλο έχει η επικρατούσα θερμοκρασία η οποία επίσης αναφέρεται. Ο κάθε αθλητής είχε και τα δύο wearables στην κατοχή του για περίπου δύο εβδομάδες, το Garmin Vivosmart HR στον αριστερό καρπό και το Fitbit Charge 2 στον δεξιό. Κάθε μέρα γινόταν συγχρονισμός και των δύο. Με την έναρξη της αθλητικής δραστηριότητας, τα wristbands ρυθμιζόνταν ώστε να εισέρχονται σε λειτουργία καταγραφής σωματικής άσκησης. Με το πέρας της άσκησης τα δεδομένα αποθηκεύονταν στη συσκευή και στη συνέχεια με συγχρονισμό πάλι της συσκευής μεταφέρονταν στις διαδικτυακές πλατφόρμες των δύο εταιρειών. Από εκεί εξάγονται οι θερμίδες που καταναλώθηκαν και ο μέσος όρος καρδιακών παλμών σύμφωνα με το κάθε wearable.

Ο BMI υπολογίστηκε μέσω διαδικτυακής εφαρμογής. Αν και υπάρχουν πολλές διαδικτυακές εφαρμογές υπολογισμού του BMI ο υπολογισμός έγινε από την ιστοσελίδα της NHS (National Health Service), <https://www.nhs.uk/live-well/healthy-weight/bmi-calculator/>. Η NHS είναι το δημόσιο εθνικό σύστημα υγείας της Αγγλίας. Από όλες τις διαδικτυακές εφαρμογές υπολογισμού του BMI είναι η μόνη που εκτός από ύψος και βάρος ως παραμέτρους, λαμβάνει υπόψιν την ηλικία, το επίπεδο φυσικής κατάστασης, το φύλο και την εθνικότητα παρέχοντας αποτελέσματα με μεγαλύτερη εγκυρότητα.

Στον επόμενο πίνακα φαίνονται τα χαρακτηριστικά των τριών αθλητών που συμμετείχαν στην έρευνα

	Αθλητής 1	Αθλητής 2	Αθλητής 3
Ηλικία	26 έτη	27 έτη	25 έτη
Ύψος	182 cm	181 cm	183 cm
Βάρος	79 kg	82 kg	80 kg
BMI	23.8	25	23.8

Πίνακας 10.1 Χαρακτηριστικά Αθλητών

Οι θεωρητικές τιμές κατανάλωσης ενέργειας προέκυψαν από το Compendium of Physical Activities με αναγωγή ως προς το χρόνο άσκησης και το βάρος του κάθε αθλητή. Πιο συγκεκριμένα τα βήματα που ακολουθούμε είναι τα εξής:

Στο παράδειγμά μας θα βρούμε τη θεωρητική τιμή κατανάλωσης ενέργειας για τον *Αθλητή 1* για μια έντονη προπόνηση ποδοσφαίρου, διάρκειας 43 λεπτών.

1. Εντοπίζουμε στον πίνακα τη δραστηριότητα για την οποία θέλουμε να λάβουμε θεωρητική τιμή.

				15594	14.0	rollerblading, in-line skating, 24.0 km/h (15.0 mph), maximal effort
15600	3.5	15600	3.5	15600	3.5	skydiving, base jumping, bungee jumping
15605	10.0	15605	10.0	15605	10.0	soccer, competitive
15610	7.0	15610	7.0	15610	7.0	soccer, casual, general (Taylor Code 540)
15620	5.0	15620	5.0	15620	5.0	softball or baseball, fast or slow pitch, general (Taylor Code 440)
				15625	4.0	softball, practice

2. Βλέπουμε την αναθεωρημένη και πιο πρόσφατη τιμή METs που χαρακτηρίζει τη δραστηριότητα αυτή. Πρόκειται για την τιμή στην 6^η στήλη. Στη συγκεκριμένη περίπτωση 10.

				15594	14.0	rollerblading, in-line skating, 24.0 km/h (15.0 mph), maximal effort
15600	3.5	15600	3.5	15600	3.5	skydiving, base jumping, bungee jumping
15605	10.0	15605	10.0	15605	10.0	soccer, competitive
15610	7.0	15610	7.0	15610	7.0	soccer, casual, general (Taylor Code 540)
15620	5.0	15620	5.0	15620	5.0	softball or baseball, fast or slow pitch, general (Taylor Code 440)
				15625	4.0	softball, practice

3. Η τιμή είναι 10 METs, δηλαδή 10 kcal/(kg×h). Το βάρος του αθλητή είναι 79 kg και η χρονική διάρκεια της άθλησης 43 min οπότε η θεωρητική τιμή προκύπτει ως: $10 \times 79 \times 43 / 60 = 566 \text{ kcal}$

Εκτελούμε τα ίδια βήματα με τις εκάστοτε τιμές για τον υπολογισμό κάθε θεωρητικής τιμής κατανάλωσης ενέργειας. Οι τιμές MET που χρησιμοποιήθηκαν φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Δραστηριότητα	METs
Έντονη Προπόνηση Ποδοσφαίρου	10
Μέτριας Έντασης Προπόνηση Ποδοσφαίρου	7
Έντονη Άσκηση με Βάρη στο Γυμναστήριο	6
Στατικό Ποδήλατο	6,8
Τρέξιμο	8,3
Άσκηση με Βάρη στο Γυμναστήριο Τύπου 1	3,5
Άσκηση με Βάρη στο Γυμναστήριο Τύπου 2	3,5
Άσκηση με Βάρη στο Γυμναστήριο Τύπου 1*	5
Άσκηση με Βάρη στο Γυμναστήριο Τύπου 2*	5

Πίνακας 10.2 Τιμές MET σωματικών δραστηριοτήτων που εξετάζονται

Κεφάλαιο 10.2 Διενέργεια Μετρήσεων και Συγκρίσεις των Αποτελεσμάτων

Αθλητής 1

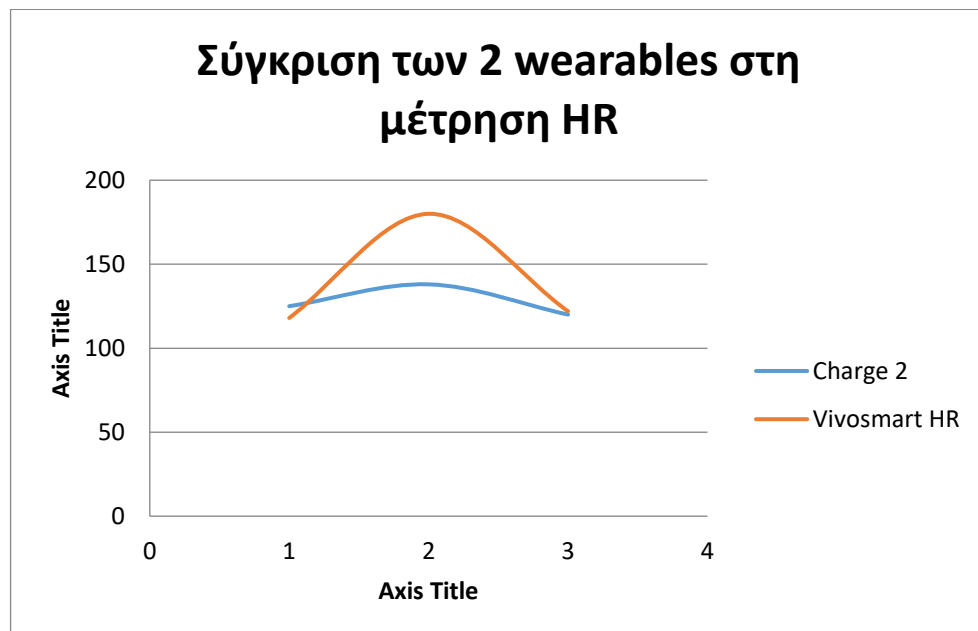
Ο Αθλητής 1 συμμετείχε σε τρεις προπονήσεις ποδοσφαίρου, οι δύο ήταν απαιτητικές και έντονες, ενώ η τρίτη κυμάνθηκε σε πιο χαλαρούς ρυθμούς.

Δραστηριότητα	Charge 2		Vivosmart HR		Θερμοκρασία (°C)	Διάρκεια (min)	Θεωρητική Τιμή (kcal)
	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)			
Έντονη Προπόνηση Ποδοσφαίρου 1	441	125	335	118	15	43	566
Έντονη Προπόνηση Ποδοσφαίρου 2	728	138	827	180	15	66	869

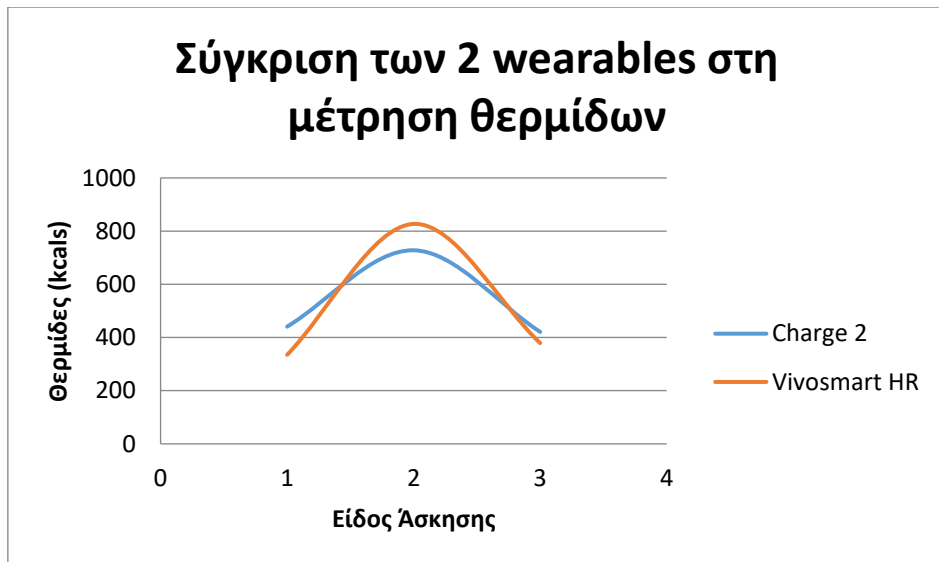
Μέτριας Έντασης Προπόνηση Ποδοσφαίρου 3	421	120	379	122	16	44	405
---	-----	-----	-----	-----	----	----	-----

Πίνακας 10.3 Μετρήσεις Αθλητή 1

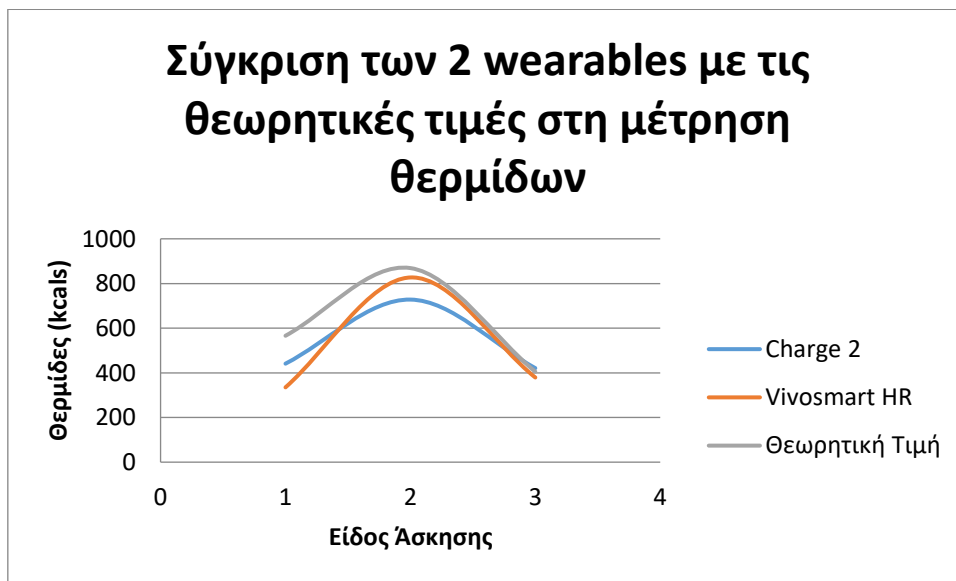
Όπως μπορούμε να δούμε στα διαγράμματα που ακολουθούν και αφορούν τις παραπάνω μετρήσεις, υπάρχει απόκλιση στις μετρήσεις των δύο wearables για το HR μόνο για τη δραστηριότητα 'έντονη προπόνηση ποδοσφαίρου 2'. Εντυπωσιακό είναι το γεγονός ότι και τα δύο wearables βρίσκονται πολύ κοντά στη θεωρητική τιμή των θερμίδων για τη μέτρια ένταση προπόνησης ποδοσφαίρου. Έτσι, μπορεί να βγει το συμπέρασμα ότι τα wearables παρουσιάζονται πιο αξιόπιστα στις μετρήσεις θερμίδων αθλητικών δραστηριοτήτων με πιο χαλαρούς ρυθμούς. Είναι λογικό για υψηλότερες τιμές μετρήσεων να υπάρχουν μεγαλύτερες αποκλίσεις.



Διάγραμμα 10.1 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση HR για τον Αθλητή 1



Διάγραμμα 10.2 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 1



Διάγραμμα 10.3 Σύγκριση των δύο wearables με τις θεωρητικές τιμές στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 1

Αθλητής 2

Ο Αθλητής 2 σε πρώτη φάση πραγματοποίησε δύο διαφορετικές μεταξύ τους προπονήσεις γυμναστηρίου με βάρη φορώντας και τα δύο wearables.

	Charge 2	Vivosmart HR			
--	-----------------	---------------------	--	--	--

Δραστηριότητα	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)	Θερμοκρασία (°C)	Διάρκεια (min)	Θεωρητική Τιμή (kcal)
Έντονη άσκηση με βάρη 1	320	121	317	123	23	36	295
Έντονη άσκηση με βάρη 2	368	116	374	106	17	47	385

Πίνακας 10.4 Μετρήσεις Αθλητή 2 (1)

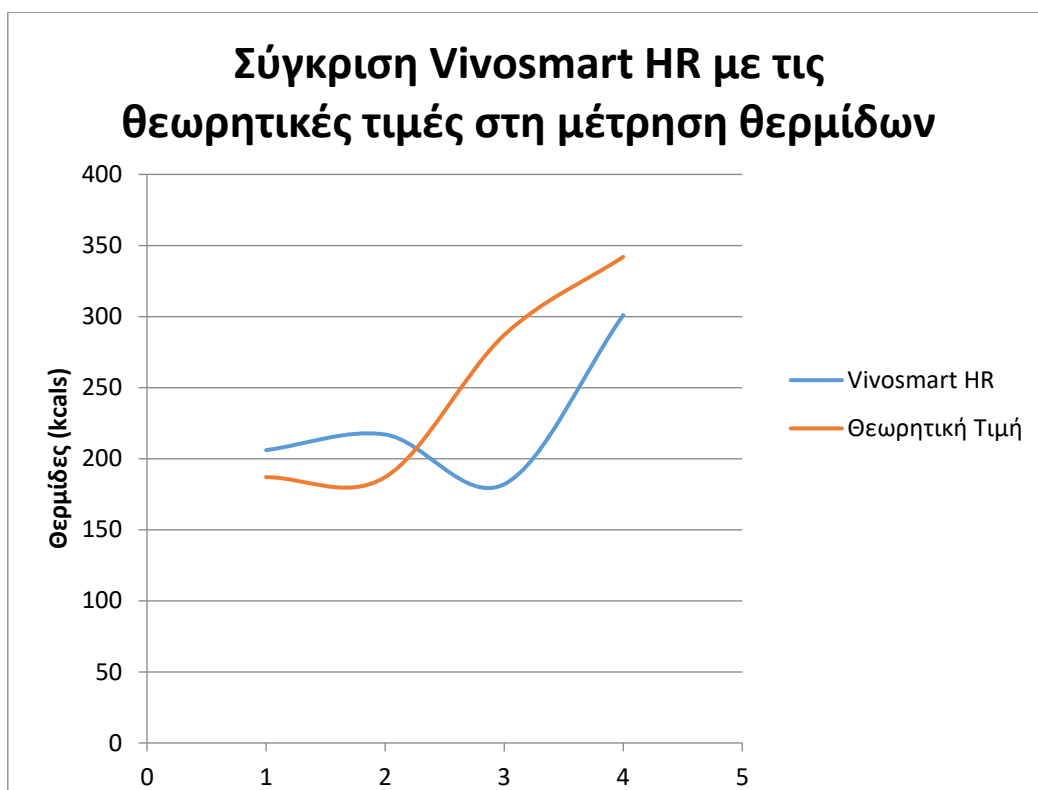
Σε αυτό το σημείο επικεντρώσαμε το ενδιαφέρον μας σε δύο πιο έντονες ασκήσεις. Η έντονη άσκηση με βάρη 1 που έχει και μικρότερη διάρκεια παρουσιάζει μεγαλύτερη απόκλιση στη μέτρηση θερμίδων και στις 2 συσκευές.

Σε δεύτερη φάση, ο ίδιος αθλητής πραγματοποίησε δύο ανά δύο όμοιες ομάδες ασκήσεων με βάρη στο γυμναστήριο, την Άσκηση Τύπου 1 και Άσκηση Τύπου 1* και την Άσκηση Τύπου 2 και Άσκηση Τύπου 2*, φορώντας μόνο το Vivosmart HR. Η Άσκηση Τύπου 1 και Άσκηση Τύπου 1* είναι η ίδια ακριβώς ομάδα ασκήσεων, η διαφορά έγκειται στο ότι η δεύτερη είναι εκτελεσμένη σε πιο έντονο ρυθμό και με περισσότερα κιλά στα βάρη, αντίστοιχα και για την Τύπου 2 και Τύπου 2*. Αυτό έγινε για να εξακριβώσουμε κατά πόσο αντιλαμβάνεται το φόρτο προπόνησης και την αλλαγή στα βάρη το wristband. Θεωρητικά αναμένουμε για τις Ασκήσεις Τύπου 1* και 2* το wearable να δείξει πολύ μεγαλύτερη κατανάλωση θερμίδων και υψηλότερη καρδιακή συχνότητα από ότι για τις Ασκήσεις Τύπου 1,2.

Vivosmart HR					
Δραστηριότητα	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)	Θερμοκρασία (°C)	Διάρκεια (min)	Θεωρητική Τιμή (kcal)
Άσκηση τύπου 1	206	96	22	39	187
Άσκηση τύπου 2	217	98	22	39	187
Άσκηση τύπου 1*	182	88	20	42	287
Άσκηση τύπου 2*	301	102	24	50	342

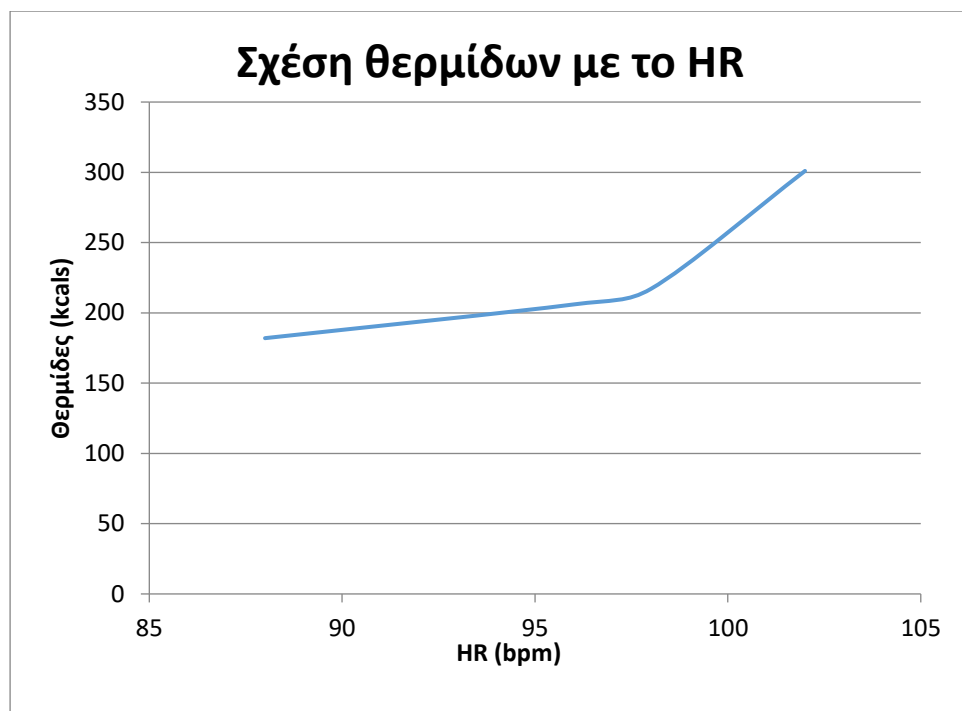
Πίνακας 10.5 Μετρήσεις Αθλητή 2 (2)

Σε αυτό το σημείο εμφανίζεται κάτι παράδοξο στις μετρήσεις, αφού η Άσκηση τύπου 1* που είναι πιο έντονη θεωρητικά δίνει χαμηλότερη κατανάλωση θερμίδων. Ακόμα πιο παράξενο είναι το ότι η άσκηση τύπου 1* έχει και μεγαλύτερη διάρκεια από την άσκηση τύπου 1, παρόλα αυτά παρουσιάζει μικρότερη κατανάλωση θερμίδων και μικρότερο HR.



Διάγραμμα 10.4 Σύγκριση Vivosmart HR με τις θεωρητικές τιμές στη μέτρηση θερμίδων για τον Αθλητή 2

Στο διάγραμμα που ακολουθεί συσχετίζουμε την κατανάλωση θερμίδων με το HR και παρατηρούμε ότι αύξηση του HR συνεπάγεται αύξηση της κατανάλωσης θερμίδων.



Διάγραμμα 10.5 Σχέση θερμίδων με το HR για τον Αθλητή 2

Αθλητής 3

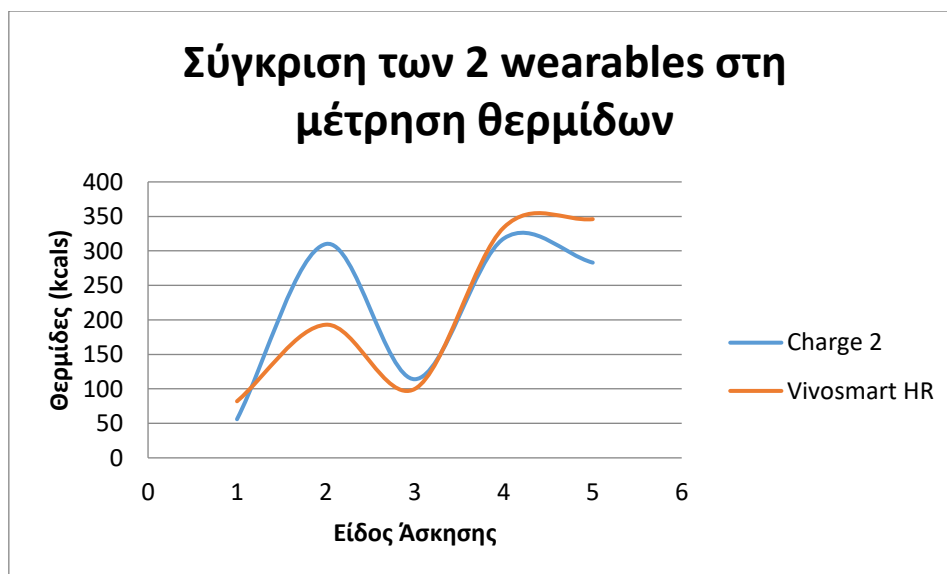
Ο αθλητής 3 συμμετείχε σε τρεις διαφορετικές δραστηριότητες: στατικό ποδήλατο, τρέξιμο και άσκηση με βάρη. Φορούσε και τα δύο wearables συνεχώς.

Δραστηριότητα	Charge 2		Vivosmart HR		Θερμοκρασία (°C)	Διάρκεια (min)	Θεωρητική Τιμή (kcal)
	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)	Θερμίδες (kcal)	HR (bpm)			
Στατικό Ποδήλατο 1	56	104	82	104	15	10	90
Έντονη άσκηση με βάρη 2	310	114	193	85	15	40	320
Τρέξιμο 3	114	115	100	117	19	10	111
Έντονη άσκηση με βάρη 4	318	106	334	98	19	50	400
Έντονη άσκηση με βάρη 5	283	104	346	101	17	48	384

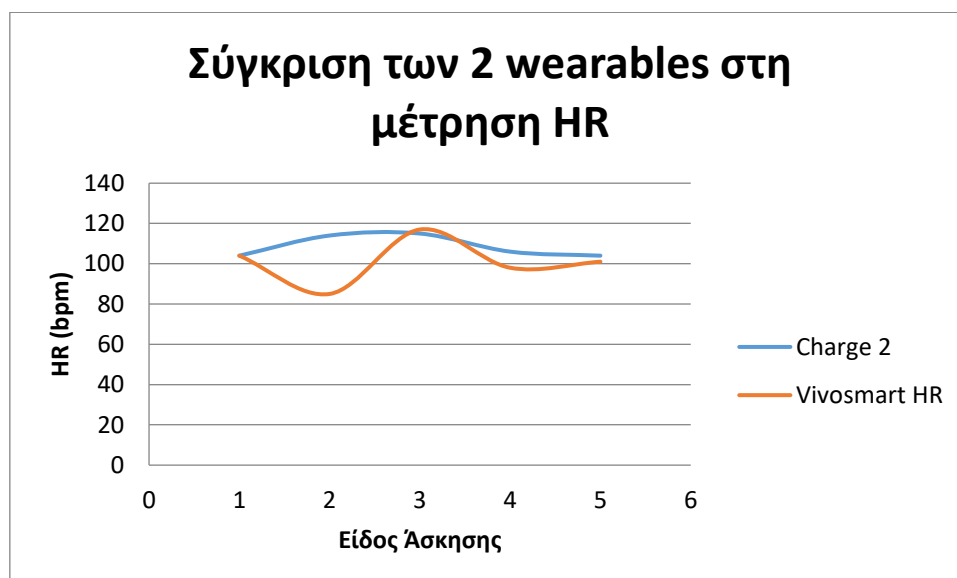
Πίνακας 10.6 Μετρήσεις Αθλητή 3

Σε αυτό το σημείο έχουμε διαφοροποιήσει αρκετά τις ασκήσεις του αθλητή 3, με σκοπό να λάβουμε μεγαλύτερο εύρος μετρήσεων. Παράλληλα έχουμε διαφοροποιήσει και τις διάρκειες των ασκήσεων από 10 έως και 50 λεπτά. Η μεγάλη

διάρκεια στις ασκήσεις επιτρέπει την σταθεροποίηση των παλμών και έχει ως αποτέλεσμα τη λήψη καλύτερων μετρήσεων. Όπως θα δούμε και στα διαγράμματα που ακολουθούν, η έντονη άσκηση με βάρη 2 παρουσιάζει αποκλίσεις και ως προς τις θερμίδες και ως προς το HR μεταξύ των δύο wearables. Στις υπόλοιπες ασκήσεις, δεν παρατηρείται απόκλιση μεταξύ των δύο wearables.



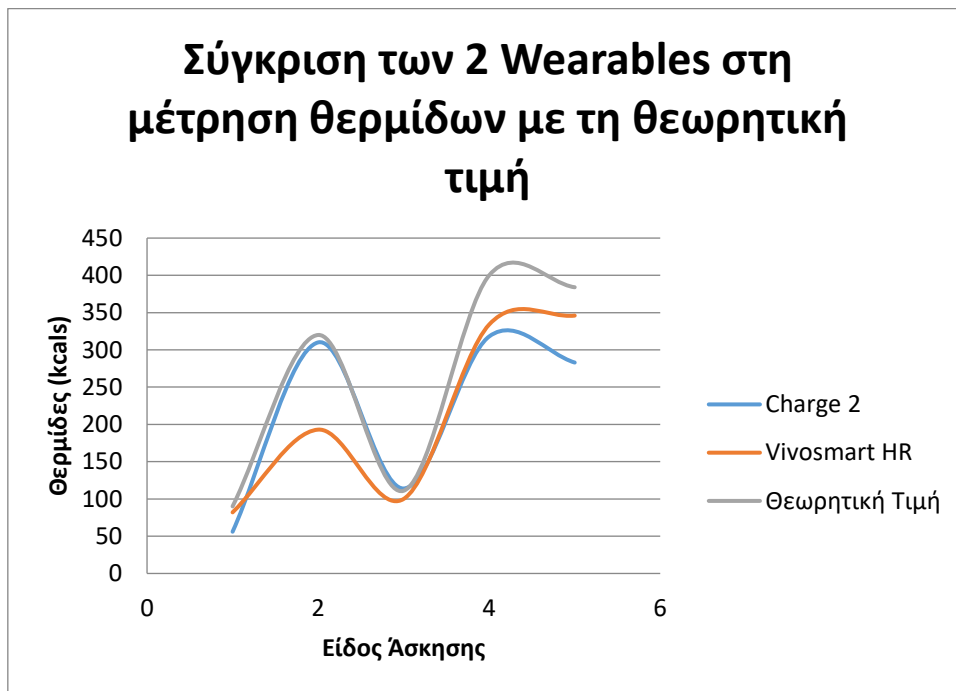
Διάγραμμα 10.6 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων για τον αθλητή 3



Διάγραμμα 10.7 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση HR για τον αθλητή 3

Βασιζόμενοι, ωστόσο στις θεωρητικές τιμές όπως θα δούμε στο διάγραμμα που ακολουθεί, το Charge2 φαίνεται να είναι πιο αξιόπιστο στις μετρήσεις, αφού προσεγγίζει καλύτερα τις θεωρητικές τιμές. Επιπρόσθετα, και σε αυτό το πείραμα

μπορούμε να συμπεράνουμε ότι οι ασκήσεις μικρής έντασης όπως είναι το στατικό ποδήλατο και το τρέξιμο δίνουν τιμές θερμίδων πιο κοντά στις θεωρητικές από ότι οι πιο έντονες που εμφανίζουν αποκλίσεις από τις θεωρητικές τιμές.



Διάγραμμα 10.8 Σύγκριση των δύο wearables στη μέτρηση θερμίδων με τη θεωρητική τιμή για τον Αθλητή 3

Κεφάλαιο 11: Σύνοψη και Συμπεράσματα

Όπως είδαμε σε όλη τη διάρκεια της εργασίας ο υπολογισμός των ενεργειακών δαπανών του ανθρώπου απασχολεί μεγάλη μερίδα του πληθυσμού και την επιστημονική κοινότητα και είναι ζωτικής σημασίας στην ιατρική και απαραίτητος στον αθλητισμό. Η wearable τεχνολογία, με τη ραγδαία της άνοδο και διείσδυση σε όλους σχεδόν τους τομείς της ζωής μας, δείχνει να έχει προοπτικές να καλύψει την ανάγκη αυτή. Κατά τη θερμοδομετρία όμως ανακύπτουν πολλές δυσκολίες όπως το γεγονός ότι δεν υπάρχουν ενιαίες θεωρητικές τιμές αποδεκτές από όλους ενώ οι συνθήκες υπό τις οποίες λήφθηκαν οι μετρήσεις (θερμοκρασία, υγρασία), τα άτομα που χρησιμοποιήθηκαν (ηλικία, φύλο, βάρος) είναι παράγοντες που επηρεάζουν και δεν επιτρέπουν γενικεύσεις. Ειδικά στον αθλητισμό, οι θεωρητικά εγκυρότερες μέθοδοι θερμοδομετρίας (άμεση θερμοδομετρία, έμμεση θερμοδομετρία) δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Αυτός είναι κι ο λόγος που καθιστά στον αθλητισμό τη χρήση των wristbands μονόδρομο. Παρόλα αυτά δεν υπάρχει επιστημονική βιβλιογραφία με αντίστοιχες απόπειρες θερμοδομετρίας, ίσως εξαιτίας όλων αυτών των ανασταλτικών παραγόντων. Κατά συνέπεια θα ήταν τολμηρό και ανεύθυνο με βάση την παρούσα έρευνα να δεχτούμε τα wristbands ως το ιδανικό εργαλείο ή αντίθετα να τα απορρίψουμε.

Μελετώντας όμως και συνοψίζοντας τις μετρήσεις που λάβαμε μπορούμε να καταλήξουμε σε κάποια συμπεράσματα με αρκετά μεγάλη ασφάλεια. Καταρχάς είναι εντυπωσιακό το γεγονός ότι και τα δύο wearables βρίσκονται πολύ κοντά στη θεωρητική τιμή των θερμίδων για τη μέτριας ένταση προπόνησης ποδοσφαίρου, μέτριας έντασης τρέξιμο και στατικό ποδήλατο. Έτσι, μπορεί να βγει το συμπέρασμα ότι τα wearables παρουσιάζονται πιο αξιόπιστα στις μετρήσεις θερμίδων αθλητικών δραστηριοτήτων με πιο χαλαρούς ρυθμούς. Αυτό πιθανότατα εξηγείται από το γεγονός ότι η πλειοψηφία του αγοραστικού κοινού όπου απευθύνονται αυτά τα wearables αθλείται σε τέτοιους ρυθμούς. Συνεπώς οι εταιρίες έχουν φροντίσει οι εξισώσεις που χρησιμοποιούν οι αλγόριθμοι των συσκευών να δίνουν ακριβέστερα αποτελέσματα σε μέτριας έντασης σωματικές δραστηριότητες. Ας θυμηθούμε από το κεφάλαιο 6.8 πως οι εξισώσεις υπολογισμού ενεργειακών δαπανών είναι χρήσιμο εργαλείο αλλά δεν μπορούν να καλύψουν με ικανοποιητική ακρίβεια ένα ευρύ πληθυσμιακό φάσμα παρά μόνο υποομάδες με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά.

Συνεχίζοντας την αξιολόγηση των μετρήσεων που λάβαμε παρατηρούμε πως στο ποδόσφαιρο τα δεδομένα που λάβαμε, αν και όπως είδαμε υπάρχει απόκλιση από τις θεωρητικές τιμές ειδικά στην έντονη προπόνηση, δείχνουν να ακολουθούν την αναμενόμενη λογική (εντονότερη προπόνηση συνεπάγεται και μεγαλύτερη κατανάλωση θερμίδων) και να είναι κοντά στις θεωρητικές τιμές. Αντίστοιχα στο ποδήλατο και στο τρέξιμο χαμηλής έντασης πάλι έχουμε μικρή απόκλιση μετρήσεων και θεωρητικών τιμών. Αυτά τα τρία αθλήματα (ποδήλατο, τρέξιμο, ποδόσφαιρο) έχουν κάποια κοινά: είναι αερόβιες ασκήσεις, το οποίο συνεπάγεται ομαλή σταδιακή μεταβολή του HR και περιλαμβάνουν διάνυση αποστάσεων.

Αυτή η συνέπεια μετρήσεων και θεωρητικών τιμών παρατηρήσαμε ότι δε συμβαίνει όμως στις ασκήσεις του γυμναστηρίου καθώς παρά την αύξηση των κιλών στα βάρη και της εντονότερης άθλησης με μικρότερα διαλείμματα μεταξύ ασκήσεων, το wearable έδειξε μικρή αύξηση, υπήρχε απόκλιση από τις θεωρητικές τιμές, ενώ σε μία περίπτωση όχι μόνο δεν έδειξε αύξηση των θερμίδων που καταναλώθηκαν αλλά έδωσε μειωμένη τιμή. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι όλα τα wearables για τη μέτρηση των θερμίδων βασίζονται σε αλγορίθμους που χρησιμοποιούν ως μεταβλητές μεγέθη όπως το βάρος του ατόμου, οι καρδιακοί παλμοί, τα βήματα, η επιτάχυνση και η απόσταση που καλύφθηκε. Στην περίπτωση όμως των ασκήσεων του γυμναστηρίου όπου το άτομο μένει σταθερό σε ένα σημείο, ο αλγόριθμος των wearables υπολειπόμενος μεταβλητές μοιάζει να δίνει λανθασμένες μετρήσεις. Ένας ακόμα ανασταλτικός παράγοντας είναι και το γεγονός ότι τα wearables δεν έχουν κάποιον αισθητήρα με τη δυνατότητα να αναγνωρίζει το βάρος το οποίο σηκώνει ο ασκούμενος. Έτσι για παράδειγμα, είτε αν ένα άτομο σηκώνει αλτήρες βάρους 10 κιλών είτε 20 κιλών η συσκευή δεν μπορεί να αναγνωρίσει τη διαφορά. Τα μόνα μεγέθη που θα μπορούσαν να αποτελέσουν στη συγκεκριμένη περίπτωση βοήθεια προς τη συσκευή να υπολογίσει τις θερμίδες είναι ο HR (καθώς υπάρχει αύξηση του καρδιακού ρυθμού, όχι όμως μεγάλη) και τα επίπεδα εκκρινόμενου γαλακτικού οξέος του οργανισμού.

Ακόμα κάτι που φαίνεται ξεκάθαρα είναι ότι η μέτρηση του HR και η μέτρηση κατανάλωσης θερμίδων από τα wristbands συμβαδίζουν. Όπου παρατηρήθηκε αύξηση του δείκτη HR είχαμε και αύξηση των καταναλισκόμενων θερμίδων. Αν και δεν μπορούμε να πούμε με σιγουριά ότι η μέτρηση είναι ακριβής, σίγουρα κινείται προς τη σωστή κατεύθυνση καθώς αυξημένος HR συνεπάγεται και εντονότερη άσκηση κι άρα μεγαλύτερη κατανάλωση θερμίδων.

Η εκτίμηση του συγγραφέα, βάση της έρευνας και των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν, είναι πως αν και τα wristbands βρίσκονται σε καλό δρόμο ως προς τη θερμιδομετρία, απέχουν αρκετά από το σημείο όπου πλέον δε θα επιδέχονται αμφισβήτησης και οι μετρήσεις τους θα θεωρούνται εγκυρότατες. Ακόμα μια προσωπική εκτίμηση που προκύπτει από την παρούσα διπλωματική είναι ότι για να καταφέρουν τα wearables να πλησιάσουν τα επιθυμητά επίπεδα εγκυρότητας στη θερμιδομετρία, οι εταιρίες θα πρέπει να επικεντρωθούν στη βελτίωση των αλγορίθμων των συσκευών. Στο κεφάλαιο 2 έγινε μια εκτενής καταγραφή των βιοσημάτων και των αντίστοιχων wearable τεχνολογιών για τη μέτρησή τους. Συγκρίνοντας τα στοιχεία αυτά με τους αισθητήρες και το hardware που ενσωματώνουν τα wristbands (κεφάλαια 7,8) βλέπουμε ότι τα τελευταία δεν υπολείπονται κάπου. Με τα σημερινά δεδομένα δεν υπάρχει κάποιος επιπλέον διαθέσιμος αισθητήρας τον οποίο αν ενσωμάτωναν θα προσέφεραν ακριβέστερη μέτρηση, χωρίς να χάσουν τον μη επεμβατικό τους χαρακτήρα, την ελευθερία κινήσεων που χαρίζουν στο χρήστη και το μικρό μέγεθος και βάρος. Πιθανότατα λοιπόν οι εταιρίες κατασκευής θα πρέπει να επικεντρωθούν στη βελτίωση των αλγορίθμων που χρησιμοποιούν οι συσκευές τους για θερμιδομετρία μέσα από συνεχή πειράματα, συγκρίσεις και δοκιμές.

Βιβλιογραφία

- [1] ‘300-year-old abacus ring uncovered from the Qing Dynasty in China’, *Mail Online*, 19-Mar-2014. [Online]. Available: <https://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-2584437/Is-wearable-computer-300-year-old-Chinese-abacus-ring-used-Qing-Dynasty-help-traders.html>. [Accessed: 02-Dec-2018].
- [2] ‘A brief history of wearable tech’, *Wareable*, 06-May-2015. [Online]. Available: <https://www.wareable.com/wearable-tech/a-brief-history-of-wearables>. [Accessed: 02-Dec-2018].
- [3] ‘Is this the first wearable computer? 300-year-old Chinese abacus ring was used during the Qing Dynasty to help traders | Daily Mail Online’. [Online]. Available: <https://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-2584437/Is-wearable-computer-300-year-old-Chinese-abacus-ring-used-Qing-Dynasty-help-traders.html>. [Accessed: 12-Jun-2019].
- [4] G. D. Rossum, *History of the Hour: Clocks and Modern Temporal Orders*. University of Chicago Press, 1996.
- [5] ‘The History and Evolution of the Wristwatch...’ [Online]. Available: http://www.qualitytyme.net/pages/rolex_articles/history_of_wristwatch.html. [Accessed: 02-Dec-2018].
- [6] ‘Trench watch - Wikiwand’. [Online]. Available: https://www.wikiwand.com/en/Trench_watch. [Accessed: 12-Jun-2019].
- [7] ‘Olympic Medical Institute Validates Polar RS800 Running Computer And Training System | Polar USA’, 25-Feb-2014. [Online]. Available: https://web.archive.org/web/20140225052618/http://www.polar.com/us-en/about_polar/news/polar_RS800. [Accessed: 02-Dec-2018].
- [8] ‘Nike and Apple Team Up to Launch Nike+iPod’, *Apple Newsroom*. [Online]. Available: <https://www.apple.com/newsroom/2006/05/23Nike-and-Apple-Team-Up-to-Launch-Nike-iPod/>. [Accessed: 02-Dec-2018].
- [9] W. Bumgardner, ‘Nike + iPod Sport Kit Tracks Your Workouts’, *Verywell Fit*. [Online]. Available: <https://www.verywellfit.com/nike-ipod-sport-kit-review-3435922>. [Accessed: 16-Apr-2019].
- [10] ‘Wearables data integration: Data-driven modeling to adjust for differences in Jawbone and Fitbit estimations of steps, calories, and resting heart-rate - ScienceDirect’. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0166361516303232>. [Accessed: 19-Dec-2018].
- [11] ‘Here Comes Z: Strategies To Engage A New Generation Of College Students’, *eLearning Industry*, 09-Sep-2017. [Online]. Available: <https://elearningindustry.com/engage-a-new-generation-of-college-students-strategies>. [Accessed: 01-Jan-2019].
- [12] ‘Forrester : Marketing : Smartwatches Will Make Up 51% Of Wearables Sales In 2022’. [Online]. Available: <https://www.forrester.com/Smartwatches+Will+Make+Up+51+Percent+Of+Wearables+Sales+In+2022/-/E-PRE10107>. [Accessed: 05-Jan-2019].
- [13] T. R. Frieden, ‘The State of Aging and Health in America 2013’, p. 60.

- [14] ‘Helping older people live full and secure lives | Age helps | Global AgeWatch Index 2015’. [Online]. Available: <https://www.helpage.org/global-agewatch/>. [Accessed: 05-Mar-2019].
- [15] A. Kamišalić, I. Fister, M. Turkanović, and S. Karakatič, ‘Sensors and Functionalities of Non-Invasive Wrist-Wearable Devices: A Review’, *Sensors*, vol. 18, no. 6, p. 1714, Jun. 2018.
- [16] ‘Wearable and flexible sensors for user-interactive health-monitoring devices - Journal of Materials Chemistry B (RSC Publishing)’. [Online]. Available: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2018/tb/c8tb01063c#!divAbstract>. [Accessed: 12-Jun-2019].
- [17] M. Ermes, ‘Methods for the Classification of Biosignals Applied to the Detection of Epileptiform Waveforms and to the Recognition of Physical Activity [Menetelmiä biosignaalien luokitteluun sovellettuna epileptiformisten aaltojen havaitsemiseen ja fyysisen aktiviteetin tunnistamiseen]’, p. 84.
- [18] H.-H. Chang and J. M. F. Moura, ‘Biomedical Signal Processing’, p. 32.
- [19] S. Vaishnav, R. Stevenson, B. Marchant, K. Lagi, K. Ranjadayalan, and A. D. Timmis, ‘Relation between heart rate variability early after acute myocardial infarction and long-term mortality’, *Am. J. Cardiol.*, vol. 73, no. 9, pp. 653–657, Apr. 1994.
- [20] E. Nemati, M. Deen, and T. Mondal, ‘A wireless wearable ECG sensor for long-term applications’, *IEEE Commun. Mag.*, vol. 50, no. 1, pp. 36–43, Jan. 2012.
- [21] P. Perego, C. Standoli, and G. Andreoni, ‘Wearable monitoring of elderly in an ecologic setting: the SMARTA project’, in *Proceedings of 2nd International Electronic Conference on Sensors and Applications*, Sciforum.net, 2015, p. S3001.
- [22] Y. Tajitsu, ‘Piezoelectret sensor made from an electro-spun fluoropolymer and its use in a wristband for detecting heart-beat signals’, *IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul.*, vol. 22, pp. 1355–1359, 2015.
- [23] S. Mulroy, J. Gronley, W. Weiss, C. Newsam, and J. Perry, ‘Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke’, *Gait Posture*, vol. 18, no. 1, pp. 114–125, Aug. 2003.
- [24] Z. Zhou *et al.*, ‘A real-time system for in-home activity monitoring of elders’, *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2009, pp. 6115–6118, 2009.
- [25] ‘(PDF) One-year mortality among elderly people after hospitalization due to fall-related fractures: Comparison with a control group of matched elderly’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/223969928_One-year_mortality_among_elderly_people_after_hospitalization_due_to_fall-related_fractures_Comparison_with_a_control_group_of_matched_elderly. [Accessed: 11-Mar-2019].
- [26] ‘RGB-D Human Activity Recognition and Video Database - Interactive Digital Media: Multi-Modal Visual Analytics’.
- [27] N. Friedman, J. B. Rowe, D. J. Reinkensmeyer, and M. Bachman, ‘The manometer: a wearable device for monitoring daily use of the wrist and fingers’, *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 18, no. 6, pp. 1804–1812, Nov. 2014.
- [28] A. M. Cristiani, G. M. Bertolotti, E. Marenzi, and S. Ramat, ‘An Instrumented Insole for Long Term Monitoring Movement, Comfort, and Ergonomics’, *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 5, pp. 1564–1572, May 2014.

- [29] T. T. Ngo, Y. Makihara, H. Nagahara, Y. Mukaigawa, and Y. Yagi, ‘Similar gait action recognition using an inertial sensor’, *Pattern Recognit.*, vol. 48, no. 4, pp. 1289–1301, Apr. 2015.
- [30] L. C. Lack, M. Gradisar, E. J. W. Van Someren, H. R. Wright, and K. Lushington, ‘The relationship between insomnia and body temperatures’, *Sleep Med. Rev.*, vol. 12, no. 4, pp. 307–317, Aug. 2008.
- [31] K. Kräuchi *et al.*, ‘Diurnal and menstrual cycles in body temperature are regulated differently: a 28-day ambulatory study in healthy women with thermal discomfort of cold extremities and controls’, *Chronobiol. Int.*, vol. 31, no. 1, pp. 102–113, Feb. 2014.
- [32] ‘Body temperature in acute stroke: relation to stroke severity, infarct size, mortality, and outcome - The Lancet’. [Online]. Available: [https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736\(96\)90008-2/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(96)90008-2/fulltext). [Accessed: 11-Mar-2019].
- [33] ‘Accurate Temperature Measurements for Medical Research Using Body Sensor Networks - IEEE Conference Publication’. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5753528>. [Accessed: 11-Mar-2019].
- [34] C. A. Boario, M. Lasagni, and K. Römer, ‘Non-invasive measurement of core body temperature in Marathon runners’, *2013 IEEE Int. Conf. Body Sens. Netw.*, pp. 1–6, 2013.
- [35] ‘Body temperature measurement for remote health monitoring system | Request PDF’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/271482977_Body_temperature_measurement_for_remote_health_monitoring_system. [Accessed: 11-Mar-2019].
- [36] A. Vaz *et al.*, ‘Full Passive UHF Tag With a Temperature Sensor Suitable for Human Body Temperature Monitoring’, *IEEE Trans. Circuits Syst. II Express Briefs*, vol. 57, no. 2, pp. 95–99, Feb. 2010.
- [37] W. Jänig, *The integrative action of the autonomic nervous system: neurobiology of homeostasis*. Cambridge, UK ; New York: Cambridge University Press, 2006.
- [38] J. Bakker, M. Pechenizkiy, and N. Sidorova, ‘What’s Your Current Stress Level? Detection of Stress Patterns from GSR Sensor Data’, in *2011 IEEE 11th International Conference on Data Mining Workshops*, Vancouver, BC, Canada, 2011, pp. 573–580.
- [39] H. D. Critchley, ‘Review: Electrodermal Responses: What Happens in the Brain’, *The Neuroscientist*, vol. 8, no. 2, pp. 132–142, Apr. 2002.
- [40] ‘Galvanic Skin Response as a Control Signal | plus-minus 5’. [Online]. Available: <https://plusminus5.wordpress.com/2010/11/03/gsr-as-control-signal/>. [Accessed: 12-Jun-2019].
- [41] A. Sano and R. W. Picard, ‘Stress Recognition Using Wearable Sensors and Mobile Phones’, in *2013 Humaine Association Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction*, Geneva, Switzerland, 2013, pp. 671–676.
- [42] P. Bonato, ‘Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering’, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no. 3, pp. 18–20, May 2003.
- [43] S. Majumder, T. Mondal, and M. J. Deen, ‘Wearable Sensors for Remote Health Monitoring’, *Sensors*, vol. 17, no. 1, Jan. 2017.
- [44] M.-Z. Poh, N. C. Swenson, and R. W. Picard, ‘A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 5, pp. 1243–1252, May 2010.

- [45] ‘Empatica E3 - A wearable wireless multi-sensor device for real-time computerized biofeedback and data acquisition | Request PDF’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/282685648_Empatica_E3_-_A_wearable_wireless_multi-sensor_device_for_real-time_computerized_biofeedback_and_data_acquisition. [Accessed: 12-Mar-2019].
- [46] G. Crifaci *et al.*, ‘ECG and GSR measure and analysis using wearable systems: Application in anorexia nervosa adolescents’, in *2013 8th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA)*, 2013, pp. 499–504.
- [47] S. B. Duun, R. G. Haahr, K. Birkelund, and E. V. Thomsen, ‘A Ring-Shaped Photodiode Designed for Use in a Reflectance Pulse Oximetry Sensor in Wireless Health Monitoring Applications’, *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 2, pp. 261–268, Feb. 2010.
- [48] D. G. Guo *et al.*, ‘A long-term wearable vital signs monitoring system using BSN’, in *Scopus*, 2008.
- [49] K. Li and S. Warren, ‘A wireless reflectance pulse oximeter with digital baseline control for unfiltered photoplethysmograms’, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 6, no. 3, pp. 269–278, Jun. 2012.
- [50] C. L. Petersen, T. P. Chen, J. M. Ansermino, and G. A. Dumont, ‘Design and evaluation of a low-cost smartphone pulse oximeter’, *Sensors*, vol. 13, no. 12, pp. 16882–16893, Dec. 2013.
- [51] J. Sola *et al.*, ‘SpO2 Sensor Embedded in a Finger Ring: design and implementation’, in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, pp. 4295–4298.
- [52] Q. Cai, J. Sun, L. Xia, and X. Zhao, ‘Implementation of a wireless pulse oximeter based on wrist band sensor’, in *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 2010, vol. 5, pp. 1897–1900.
- [53] ‘WHO: Number of people over 60 years set to double by 2050; major societal changes required’. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/detail/30-09-2015-who-number-of-people-over-60-years-set-to-double-by-2050-major-societal-changes-required>. [Accessed: 05-Mar-2019].
- [54] ‘U.S. Health Care Costs Rise Faster Than Inflation’. [Online]. Available: <https://www.forbes.com/sites/mikepatton/2015/06/29/u-s-health-care-costs-rise-faster-than-inflation/#542b0a2c6fa1>. [Accessed: 05-Mar-2019].
- [55] ‘Information and communications technologies for elderly ubiquitous healthcare in a smart home | Request PDF’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/282492668_Information_and_communications_technologies_for_elderly_ubiquitous_healthcare_in_a_smart_home. [Accessed: 05-Mar-2019].
- [56] E. Stav, S. Walderhaug, M. Mikalsen, S. Hanke, and I. Benc, ‘Development and evaluation of SOA-based AAL services in real-life environments: A case study and lessons learned’, *Int. J. Med. Inf.*, vol. 82, no. 11, pp. e269–e293, Nov. 2013.
- [57] Grundlehner B., ‘Wearable Sensing Technologies’, *生体医工学*, vol. 54, no. 3, pp. 108–111, Jun. 2016.
- [58] ‘CDC - The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)’, 17-Dec-2018. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/niosh/index.htm>. [Accessed: 20-Dec-2018].

- [59] W. Lee, K.-Y. Lin, E. Seto, and G. C. Migliaccio, ‘Wearable sensors for monitoring on-duty and off-duty worker physiological status and activities in construction’, *Autom. Constr.*, vol. 83, pp. 341–353, Nov. 2017.
- [60] ‘CDC- Direct Reading and Sensor Technologies - NIOSH Workplace Safety & Health Topics’, 09-Nov-2018. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/niosh/topics/drst/default.html>. [Accessed: 20-Dec-2018].
- [61] ‘CPDM Helps Coal Miners Avoid Hazardous Dust’. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/niosh/mining/features/CPDMhelpsminersavoiddust.html>. [Accessed: 20-Dec-2018].
- [62] A. Popescu, A. Popescu, and A. Popescu, ‘This Firefighter Built His Own Google Glass App And It’s Saving Lives’, *Fast Company*, 18-Feb-2014. [Online]. Available: <https://www.fastcompany.com/3026559/this-firefighter-built-his-own-google-glass-app-and-its-saving-lives>. [Accessed: 26-Dec-2018].
- [63] ‘The Future of Wearable Technology in the Workplace | | Blogs | CDC’. .
- [64] ‘The BP Group increases productivity with XOEye Technologies’ smart glasses’, *XOi Technologies*, 23-Jan-2017. [Online]. Available: <http://www.xoi.io/blog/the-bp-group-increases-productivity-with-xoeye-technologies-smart-glasses/>. [Accessed: 26-Dec-2018].
- [65] ‘Golf Offers Insight to Wearable IoT Technology Trends - Application Note - Maxim’. [Online]. Available: <https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/6061>. [Accessed: 05-Jan-2019].
- [66] ‘Age Income Gender Vary Greatly Among Smartwatch Owners - npd.com’. [Online]. Available: <https://www.npd.com/wps/portal/npd/us/news/press-releases/2015/the-demographic-divide-fitness-trackers-and-smartwatches-attracting-very-different-segments-of-the-market-according-to-the-npd-group/>. [Accessed: 05-Jan-2019].
- [67] ‘About Us’, *Sarvint*. .
- [68] workflow-process-service, ‘Printed Materials for Wearable Electronics and Smart Fabrics | DuPont | DuPont USA’. [Online]. Available: <http://www.dupont.com/products-and-services/electronic-electrical-materials/uses-and-applications/advanced-materials-for-consumer-electronics/uses-and-applications/wearable-electronics.html>. [Accessed: 05-Jan-2019].
- [69] A. Flouris, P. Gkiata, A. Φλουρής, and Π. Γκιάτα, ‘Μέτρηση-Δοκιμασία-Αξιολόγηση’, 2015.
- [70] A. Kaltsatou *et al.*, ‘Ιατρικός έλεγχος αθλουμένων’, 2015.
- [71] ‘Unit 6: Fitness testing for sport and exercise’, p. 48.
- [72] ‘(PDF) Physical and Physiological Testing of Soccer Players: Why, What and How should we Measure?’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/278158045_Physical_and_Physiological_Testing_of_Soccer_Players_Why_What_and_How_should_we_Measure. [Accessed: 23-Nov-2018].
- [73] ‘Liverpool FC use Biosen in pre-season training program’. [Online]. Available: <https://www.ekfdiagnostics.com/liverpool-fc-use-the-biosen-as-part-of-pre-season-training-program.html>. [Accessed: 23-Nov-2018].
- [74] P. Huang and A. Hilton, ‘Football player tracking for video annotation’, in *3rd European Conference on Visual Media Production (CVMP 2006). Part of the 2nd Multimedia Conference 2006*, London, UK, 2006, pp. 175–175.
- [75] ‘GPSports 101’, *GPSports | Global Positioning Systems*. .

- [76] Anonymous, ‘Medical devices’, *Internal Market, Industry, Entrepreneurship and SMEs - European Commission*, 05-Jul-2016. [Online]. Available: https://ec.europa.eu/growth/single-market/european-standards/harmonised-standards/medical-devices_en. [Accessed: 01-Jan-2019].
- [77] ‘Wearable technology | global employment rights | Freshfields Digital | Freshfields Bruckhaus Deringer’. [Online]. Available: <https://www.freshfields.com/en-gb/our-thinking/campaigns/digital/internet-of-things/industrial-iot/wearable-technology-and-global-employment-rights--what-modern-employers-need-to-know/>. [Accessed: 27-Dec-2018].
- [78] T. Worstall, ‘The Story of Henry Ford’s \$5 a Day Wages: It’s Not What You Think’, *Forbes*. [Online]. Available: <https://www.forbes.com/sites/timworstall/2012/03/04/the-story-of-henry-fords-5-a-day-wages-its-not-what-you-think/>. [Accessed: 27-Dec-2018].
- [79] D. Chief, ‘15 per cent increase in people working more than 48 hours a week risks a return to “Burnout Britain”, warns TUC’, *TUC*, 09-Sep-2015. [Online]. Available: <https://www.tuc.org.uk/news/15-cent-increase-people-working-more-48-hours-week-risks-return-%E2%80%98burnout-britain%E2%80%99-warns-tuc>. [Accessed: 27-Dec-2018].
- [80] ‘Employee burnout common in nearly a third of UK companies, say HR directors’, 01-Oct-2015. [Online]. Available: <https://www.roberthalf.co.uk/press/employee-burnout-common-nearly-third-uk-companies-say-hr-directors>. [Accessed: 27-Dec-2018].
- [81] ‘EUGDPR – Information Portal’.
- [82] C. Wang, X. Guo, Y. Wang, Y. Chen, and B. Liu, ‘Friend or Foe?: Your Wearable Devices Reveal Your Personal PIN’, in *Proceedings of the 11th ACM on Asia Conference on Computer and Communications Security - ASIA CCS ’16*, Xi’an, China, 2016, pp. 189–200.
- [83] M. B. Barcena, C. Wueest, and H. Lau, ‘How safe is your quantified self?’, p. 38.
- [84] ‘Military personnel improperly used Fitness Strava Tracker exposed their bases’, *Security Affairs*, 29-Jan-2018. [Online]. Available: <https://securityaffairs.co/wordpress/68378/iot/strava-tracker-data-leak.html>. [Accessed: 15-Jun-2019].
- [85] ‘Polar fitness app broadcasted sensitive data of intelligence and military personnel’, *Security Affairs*, 10-Jul-2018. [Online]. Available: <https://securityaffairs.co/wordpress/74324/digital-id/polar-data-leak.html>. [Accessed: 15-Jun-2019].
- [86] ‘Statement Regarding Public and Private Training Data’, *Polar Global*. [Online]. Available: https://www.polar.com/en/legal/faq/public_and_private_training_data_statement. [Accessed: 15-Jun-2019].
- [87] D. Lupton, ‘Wearable Devices: Sociotechnical Imaginaries and Agential Capacities’, Social Science Research Network, Rochester, NY, SSRN Scholarly Paper ID 3084419, Dec. 2017.
- [88] N. D. Schüll, ‘Data for life: Wearable technology and the design of self-care’, *BioSocieties*, vol. 11, no. 3, pp. 317–333, Sep. 2016.
- [89] M. Cooray and R. Duus, ‘How we discovered the dark side of wearable fitness trackers’, *The Conversation*. [Online]. Available: <http://theconversation.com/how-we-discovered-the-dark-side-of-wearable-fitness-trackers-43363>. [Accessed: 31-Dec-2018].

- [90] ‘How Useful Is Body Mass Index for Comparison of Body Fatness across Age, Sex, and Ethnic Groups?’ | American Journal of Epidemiology | Oxford Academic’. [Online]. Available: <https://academic.oup.com/aje/article/143/3/228/77940>. [Accessed: 19-Jun-2019].
- [91] ‘Energy expenditure: components and evaluation methods’, *Nutr. Hosp.*, no. 3, pp. 20–30, May 2011.
- [92] K. Melzer, J. Heydenreich, Y. Schutz, A. Renaud, B. Kayser, and U. Mäder, ‘Metabolic Equivalent in Adolescents, Active Adults and Pregnant Women’, *Nutrients*, vol. 8, no. 7, Jul. 2016.
- [93] N. L. Keim, C. A. Blanton, and M. J. Kretsch, ‘America’s obesity epidemic: measuring physical activity to promote an active lifestyle’, *J. Am. Diet. Assoc.*, vol. 104, no. 9, pp. 1398–1409, Sep. 2004.
- [94] R. G. McMurray, J. Soares, C. J. Caspersen, and T. McCurdy, ‘Examining Variations of Resting Metabolic Rate of Adults: A Public Health Perspective’, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 46, no. 7, pp. 1352–1358, Jul. 2014.
- [95] N. F. Butte, U. Ekelund, and K. R. Westerterp, ‘Assessing Physical Activity Using Wearable Monitors: Measures of Physical Activity’, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, pp. S5–S12, Jan. 2012.
- [96] B. E. Ainsworth *et al.*, ‘2011 Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values’, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, no. 8, pp. 1575–1581, Aug. 2011.
- [97] N. Ντόσας, Ε. Ταταράκης, Ι. Vaitsis, Ε. Tatarakis, Ι. Βαϊτσης, and Ν. Ntosas, ‘Αξιολόγηση της σύστασης σώματος και σύγκριση μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων υπολογισμού των ενεργειακών αναγκών ενηλίκων αθλητών ερασιτεχνικού ποδοσφαίρου.’, Feb. 2015.
- [98] ‘Chapter 4 Energy Expenditure and Fatigue. - ppt video online download’. [Online]. Available: <https://slideplayer.com/slide/2419018/>. [Accessed: 19-Jun-2019].
- [99] E. Jequier, K. Acheson, and Y. Schutz, ‘Assessment of Energy Expenditure and Fuel Utilization in Man’, *Annu. Rev. Nutr.*, vol. 7, no. 1, pp. 187–208, 1987.
- [100] G. W. Strain, J. Wang, M. Gagner, A. Pomp, W. B. Inabnet, and S. B. Heymsfield, ‘Bioimpedance for Severe Obesity: Comparing Research Methods for Total Body Water and Resting Energy Expenditure’, *Obesity*, vol. 16, no. 8, pp. 1953–1956, 2008.
- [101] ‘(PDF) Gasto energético: componentes y métodos de evaluación’, *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/262597690_Gasto_energetico_compone ntes_y_metodos_de_evaluacion. [Accessed: 25-Mar-2019].
- [102] J. M. Jakicic *et al.*, ‘Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise.’, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 36, no. 5, pp. 897–904, May 2004.
- [103] M. St-Onge, D. Mignault, D. B. Allison, and R. Rabasa-Lhoret, ‘Evaluation of a portable device to measure daily energy expenditure in free-living adults’, *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 85, no. 3, pp. 742–749, Mar. 2007.
- [104] D. Papazoglou *et al.*, ‘Evaluation of a Multisensor Armband in Estimating Energy Expenditure in Obese Individuals’, *Obesity*, vol. 14, no. 12, pp. 2217–2223, 2006.
- [105] S. Bertoli, A. Posata, A. Battezzati, A. Spadafranca, G. Testolin, and G. Bedogni, ‘Poor agreement between a portable armband and indirect calorimetry in

- the assessment of resting energy expenditure', *Clin. Nutr.*, vol. 27, no. 2, pp. 307–310, Apr. 2008.
- [106] J. M. Conway, J. L. Seale, D. R. Jacobs, M. L. Irwin, and B. E. Ainsworth, 'Comparison of energy expenditure estimates from doubly labeled water, a physical activity questionnaire, and physical activity records', *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 75, no. 3, pp. 519–525, Mar. 2002.
- [107] B. E. Ainsworth *et al.*, 'Compendium of Physical Activities: classification of energy costs of human physical activities', *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 25, no. 1, pp. 71–80, Jan. 1993.
- [108] 'Compendium of Physical Activities'. [Online]. Available: <https://sites.google.com/site/compendiumofphysicalactivities/home>. [Accessed: 06-Dec-2018].
- [109] J. A. Tooze, A. F. Subar, F. E. Thompson, R. Troiano, A. Schatzkin, and V. Kipnis, 'Psychosocial predictors of energy underreporting in a large doubly labeled water study', *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 79, no. 5, pp. 795–804, May 2004.
- [110] A. H. Goris, E. P. Meijer, A. Kester, and K. R. Westerterp, 'Use of a triaxial accelerometer to validate reported food intakes', *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 73, no. 3, pp. 549–553, Mar. 2001.
- [111] P. J. M. Weijs *et al.*, 'Validation of predictive equations for resting energy expenditure in adult outpatients and inpatients', *Clin. Nutr.*, vol. 27, no. 1, pp. 150–157, Feb. 2008.
- [112] 'Comparison of Predictive Equations for Resting Metabolic Rate in Healthy Nonobese and Obese Adults: A Systematic Review - ScienceDirect'. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002822305001495>. [Accessed: 29-Mar-2019].
- [113] J. A. Harris and F. G. Benedict, 'A Biometric Study of Human Basal Metabolism', *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 4, no. 12, pp. 370–373, Dec. 1918.
- [114] J. M. Daly *et al.*, 'Human energy requirements: overestimation by widely used prediction equation', *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 42, no. 6, pp. 1170–1174, Dec. 1985.
- [115] W. N. Schofield, 'Predicting basal metabolic rate, new standards and review of previous work.', *Hum. Nutr. Clin. Nutr.*, vol. 39 Suppl 1, pp. 5–41, 1985.
- [116] 'Energy and protein requirements : report of a Joint FAO/WHO/UNU Expert Consultation [held in Rome from 5 to 17 October 1981]'. [Online]. Available: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/39527>. [Accessed: 29-Mar-2019].
- [117] M. M. Reeves and S. Capra, 'Predicting Energy Requirements in the Clinical Setting: Are Current Methods Evidence Based?', *Nutr. Rev.*, vol. 61, no. 4, pp. 143–151, Apr. 2003.
- [118] C. J. Henry and D. G. Rees, 'New predictive equations for the estimation of basal metabolic rate in tropical peoples.', *Eur. J. Clin. Nutr.*, vol. 45, no. 4, pp. 177–185, Apr. 1991.
- [119] M. J. Soares, D. G. Francis, and P. S. Shetty, 'Predictive equations for basal metabolic rates of Indian males.', *Eur. J. Clin. Nutr.*, vol. 47, no. 6, pp. 389–394, Jun. 1993.
- [120] 'Dietary reference intakes for energy, carbohydrate, fiber, fat, fatty acids, cholesterol, protein and amino acids - ProQuest'. [Online]. Available: https://search.proquest.com/openview/41e1233015fb62ff54f496de51364921/1?cb_l=49142&pq-origsite=gscholar. [Accessed: 29-Mar-2019].

- [121] M. W. Vander Weg, J. M. Watson, R. C. Klesges, L. H. Eck Clemens, D. L. Slawson, and B. S. McClanahan, 'Development and cross-validation of a prediction equation for estimating resting energy expenditure in healthy African-American and European-American women', *Eur. J. Clin. Nutr.*, vol. 58, no. 3, pp. 474–480, Mar. 2004.
- [122] Gary, 'Polar enters wearable apparel category with Polar Team Pro Shirt', *endurancebusiness.com*, 03-Jan-2017. [Online]. Available: <https://www.endurancebusiness.com/2017/industry-news/polar-enters-wearable-apparel-category-with-polar-team-pro-shirt/>. [Accessed: 15-Jul-2019].
- [123] 'Worldwide Wearables Market Ticks Up 5.5% Due to Gains in Emerging Markets, Says IDC', *IDC: The premier global market intelligence company*. [Online]. Available: <https://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS44247418>. [Accessed: 14-May-2019].
- [124] 'Fitbit Charge 2 Heart Rate + Fitness Wristband - Black Silver (Small FB407SBKS / Large FB407SBKL) | gizMart.my | Gadgets & ICT Products'. [Online]. Available: <https://www.gizmart.my/fitbit-charge-2-heart-rate-fitness-wristband-black-silver-small-fb407sbks-large-fb407sbkl>. [Accessed: 15-Jul-2019].
- [125] 'A beginner's guide to accelerometers'. [Online]. Available: <https://www.dimensionengineering.com/info/accelerometers>. [Accessed: 04-Apr-2019].
- [126] 'Accelerometer Specifications - Quick Definitions | Analog Devices'. [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/landing-pages/001/accelerometer-specifications-definitions.html#>. [Accessed: 06-Apr-2019].
- [127] V. Palladino, 'How wearable heart-rate monitors work, and which is best for you', *Ars Technica*, 02-Apr-2017. [Online]. Available: <https://arstechnica.com/gadgets/2017/04/how-wearable-heart-rate-monitors-work-and-which-is-best-for-you/>. [Accessed: 15-Jul-2019].
- [128] 'Polar-A360-vs-garmin-vivosmart-hr-optical-light-sensors', *Gadfit*. .
- [129] A. Godfrey, V. Hetherington, H. Shum, P. Bonato, N. H. Lovell, and S. Stuart, 'From A to Z: Wearable technology explained', *Maturitas*, vol. 113, pp. 40–47, Jul. 2018.
- [130] 'Lithium-ion battery', *Wikipedia*. 29-May-2019.
- [131] 'Welcome to Giantec Semiconductor Corporation'. [Online]. Available: <http://giantec-semi.com/Company-News.aspx?MID=9JXNDHKM>. [Accessed: 08-Jun-2019].
- [132] 'How to Choose the Right Memory for Wearable Devices', *TechSpective*, 01-Mar-2017. .
- [133] J. Huang, A. Badam, R. Chandra, and E. B. Nightingale, 'WearDrive: Fast and Energy-Efficient Storage for Wearables', p. 14.
- [134] 'OLED introduction and basic OLED information | OLED-Info'. [Online]. Available: <https://www.oled-info.com/oled-introduction>. [Accessed: 09-Jun-2019].
- [135] 'OLED technology: introduction and basics | OLED-Info'. [Online]. Available: <https://www.oled-info.com/oled-technology>. [Accessed: 09-Jun-2019].
- [136] F. Touati and R. Tabish, 'U-Healthcare System: State-of-the-Art Review and Challenges', *J. Med. Syst.*, vol. 37, no. 3, p. 9949, May 2013.
- [137] A. Dementyev, S. Hodges, S. Taylor, and J. Smith, 'Power consumption analysis of Bluetooth Low Energy, ZigBee and ANT sensor nodes in a cyclic

- sleep scenario', in *2013 IEEE International Wireless Symposium (IWS)*, Beijing, China, 2013, pp. 1–4.
- [138] N. K. Gupta, *Inside Bluetooth Low Energy, Second Edition*. Artech House, 2016.