



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Μελέτη Συστήματος Παρακολούθησης για άτομα με
Διαβήτη τύπου I & II και Χρόνια Αποφρακτική
Πνευμονοπάθεια ώστε να αθλούνται με ασφάλεια.**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αικατερίνη Δ. Μαρινάκη

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

Αθήνα, Μάρτιος 2011



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Μελέτη Συστήματος Παρακολούθησης για άτομα με
Διαβήτη τύπου I & II και Χρόνια Αποφρακτική
Πνευμονοπάθεια ώστε να αθλούνται με ασφάλεια.**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αικατερίνη Δ. Μαρινάκη

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 14^η Μαρτίου 2011.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Π. Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάρτιος 2011

.....
Αικατερίνη Δ. Μαρινάκη

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

Copyright © Αικατερίνη Μαρινάκη, 2011.

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 τον 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.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τόσο ο διαβήτης όσο και η χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) είναι ασθένειες που πλήττουν ένα πολύ μεγάλο μέρος του παγκόσμιου πληθυσμού. Περίπου 220 εκατομμύρια άνθρωποι πάσχουν αυτή τη στιγμή από διαβήτη, ενώ η ΧΑΠ είναι τέταρτη αιτία θανάτου σε Ευρώπη και Αμερική.

Ο διαβήτης είναι μία ασθένεια η οποία προκαλεί πολύ υψηλές στάθμες σακχάρου στο αίμα είτε επειδή ο οργανισμός δεν παράγει καθόλου ινσουλίνη (τύπου 1) είτε επειδή τα κύτταρα δεν μπορούν να ανταποκριθούν στην ινσουλίνη που παράγεται (τύπου 2). Η ΧΑΠ είναι μία ασθένεια κατά την οποία οι αεροφόροι οδοί των πνευμόνων στενεύουν λόγω φλεγμονής, κυρίως από το κάπνισμα.

Η άσκηση σε αυτές τις ασθένειες παίζει πολύ σημαντικό ρόλο καθώς βοηθά στη διαχείρισή τους. Αυτή όμως θα πρέπει να γίνεται με μεγάλη προσοχή εξαιτίας των συμπτωμάτων που παρουσιάζουν οι ασθενείς από τις προαναφερθείσες νόσους αλλά και από άλλες ασθένειες που είναι επακόλουθα του διαβήτη και της ΧΑΠ. Ένα σύστημα παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο για την άσκηση αυτών των ασθενών με ασφάλεια, θα πρέπει να περιλαμβάνει εξετάσεις όπως η συνεχής μέτρηση της γλυκόζης για το διαβήτη, η σπιρομέτρηση για τη ΧΑΠ, οξυμετρία και ηλεκτροκαρδιογράφημα και για τις δύο. Αυτές οι μετρήσεις πρέπει να γίνονται με ασύρματες φορητές συσκευές, ώστε να είναι δυνατή η συνεχής παρακολούθηση και επαναπροσαρμογή του προγράμματος άσκησης ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενούς. Τα πρωτόκολλα που μελετώνται και συγκρίνονται ως προς την εμβέλεια, την ασφάλεια, και τις γενικότερες επιδόσεις για χρήση σε εφαρμογές τηλεϊατρικής, είναι το IEEE 802.15.4 (Zigbee) που έχει σχεδιαστεί για χρήση με αισθητήρες, το IEEE 802.11.X γνωστό ως Wi-Fi, και το Bluetooth που είναι και το πιο διαδεδομένο στις ιατρικές εφαρμογές που κυκλοφορούν αυτή τη στιγμή στο εμπόριο.

Λέξεις κλειδιά

τηλεϊατρική, διαβήτης, χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια, σπιρομέτρηση, οξυμετρία, ηλεκτροκαρδιογράφημα, αισθητήρες γλυκόζης, ασύρματα πρωτόκολλα, IEEE 802.15.4, Zigbee, XBee, IEEE 802.11, Wi-Fi, Bluetooth

ABSTRACT

Diabetes, as well as the Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) are illnesses affecting a very large percentage of the world population. About 220 million people are currently suffering from diabetes, while COPD is the fourth leading cause of death in Europe and the USA.

Diabetes is an illness causing very high levels of glucose in the blood, either because the body does not produce any insulin (type 1) or because the cells cannot respond to the insulin produced (type 2). COPD is an illness which constricts the lung airways because of inflammation, mainly from smoking.

Exercise plays a very important role in these illnesses, as it helps in their management. This, however should be performed with great care, because of the symptoms exhibited by the patients due to the aforementioned illnesses, but also because of other consequential illnesses due to diabetes and COPD. A real-time monitoring system for the safe exercise of these patients should include examinations like the continuous measurement of glucose for diabetes, spirometry for COPD, oxymetry and electrocardiogram for both. These measurements should be effected using portable wireless equipment, to enable the continuous monitoring and readjustment of the exercise plan, in accordance with the needs of the patient. The protocols under study and comparison regarding range, security, and general performance for use in telemedicine applications, are the IEEE 802.15.4 (Zigbee), which was designed for use with sensors, the IEEE 802.11.x, known as Wi-Fi, and Bluetooth, currently the most widespread in commercial medical applications

Keywords

telemedicine, diabetes, chronic obstructive pulmonary disease, spirometry, oxymetry, electrocardiogram, glucose sensors, wireless protocols, IEEE 802.15.4, Zigbee, XBee, IEEE 802.11, Wi-Fi, Bluetooth

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου. Θέλω να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου, κ. Δημήτρη Κουτσούρη που μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα θέμα που με ενδιαφέρει πολύ και η εργασία του οποίου αποτελεί για μένα πρότυπο, κίνητρο, και έμπνευση για να ασχοληθώ με τη Βιοϊατρική Τεχνολογία. Ευχαριστώ επίσης την Ελευθερία Βελλίδου, συνεργάτιδα του Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, που με τις παρατηρήσεις και την καθοδήγησή της διευκόλυνε το έργο μου, και τον Δόκτωρα Ιωάννη Πουλάκη της εταιρείας SSA A.E. ο οποίος μου παραχώρησε τις διατάξεις XBee (IEEE 802.15.4) που χρησιμοποιήθηκαν στις δοκιμές αξιολόγησης των ασυρμάτων δικτύων. Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τον πατέρα μου, Δημήτρη, και τη μητέρα μου, Ελένη, για την αμέριστη στήριξη, τις προτροπές, και την κατανόησή τους, τη μικρή μου αδερφή Μαρικίτα που με φροντίζει και με εμπνέει, και τον παππού μου Νίκο, που πιστεύει τόσο πολύ σε μένα.

Η εργασία εκπονήθηκε με τη βοήθεια των ελεύθερων και ανοικτού κώδικα προγραμμάτων επεξεργασίας κειμένου και σχεδίασης Openoffice.org.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	5
ABSTRACT.....	7
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	9
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	11
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	13
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	15
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	17
2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΣΘΕΝΕΙΩΝ.....	19
2.1 Διαβήτης.....	19
2.1.1 Επιδημιολογία της νόσου.....	19
2.1.2 Χαρακτηριστικά και διαβαθμίσεις.....	19
2.1.3 Διαβήτης Τύπου 1.....	19
2.1.4 Διαβήτης Τύπου 2.....	21
2.1.5 Διαχείριση Διαβήτη.....	22
2.1.6 Διαβήτης και Άσκηση.....	22
2.1.6.1 Περιφερική Αρτηριακή Νόσος.....	24
2.1.6.2 Αμφιβληστροειδοπάθεια.....	24
2.1.6.3 Νευροπάθεια (περιφερική).....	24
2.1.6.4 Νευροπάθεια (αυτόνομη).....	25
2.2 Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια.....	25
2.2.1 Γενικά.....	25
2.2.2 Διάγνωση.....	26
2.2.3 Επιδημιολογία.....	27
3. ΑΠΑΙΤΟΥΜΕΝΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΚΑΙ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ.....	29
3.1 Μετρήσεις διαβήτη.....	29
3.1.1 Αισθητήρες γλυκόζης του αίματος.....	29
3.1.1.1 Γενικά.....	29
3.1.1.2 Ηλεκτροενζυματικοί αισθητήρες.....	29
3.1.1.3 Οπτικοί αισθητήρες.....	30
3.1.1.4 Αισθητήρες που χρησιμοποιούν φασματοσκοπία ολικής ανάκλασης και απορρόφησης υπέρυθρης ακτινοβολίας.....	31
3.1.1.5 Αισθητήρες στηριζόμενοι στην αρχή πολλαπλά εξασθενημένης ολικής ανάκλασης (Attenuated Total Reflection).....	32
3.1.1.6 Ο ιδανικός αισθητήρας γλυκόζης του (κοντινού) μέλλοντος.....	34
3.2 Μετρήσεις ΧΑΠ.....	35
3.2.1 Σπυρομετρία.....	35
3.2.1.1 Δοκιμασία.....	36
3.2.1.2 Άλλες συναγόμενες ενδείξεις.....	37
3.2.1.3 Τρόποι Υλοποίησης Σπυρομέτρων.....	38
3.3 Μετρήσεις που αφορούν και το διαβήτη και τη ΧΑΠ.....	41

3.3.1 Οξυμετρία.....	41
3.3.1.1 Γενικά.....	41
3.3.1.2 Αρχές Λειτουργίας.....	42
3.3.1.3 Τεχνικοί περιορισμοί και λύσεις.....	44
3.3.1.4 Σφάλματα λόγω κίνησης και αντιμετώπιση.....	45
3.3.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	46
3.3.2.1 Γενικά.....	46
3.3.2.2 Ο καρδιακός κύκλος.....	46
3.3.2.3 Τα επάρματα και η ονομασία τους	48
3.3.2.5 Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	49
3.3.2.6 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές.....	49
3.3.2.7 Ηλεκτροκαρδιογράφημα και άσκηση.....	53
3.3.3 Γαλβανική αντίδραση δέρματος.....	56
4. ΑΣΥΡΜΑΤΑ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗΣ.....	59
4.1 Γενικά.....	59
4.2 IEEE 802.15.4.....	60
4.2.1 Χαρακτηριστικά.....	60
4.2.2 Ασφάλεια.....	62
4.2.3 Υλοποίηση δικτύου.....	62
4.3 Bluetooth.....	64
4.3.1 Χαρακτηριστικά.....	64
4.3.2 Ασφάλεια.....	65
4.3 IEEE 802.11.X.....	66
4.4 Σύγκριση πρωτοκόλλων.....	67
4.5 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης IEEE 802.15.4.....	69
4.6 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης IEEE 802.11.x.....	73
4.7 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης Bluetooth.....	74
5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....	75
5.1 Σύστημα παρακολούθησης με σύγχρονες μεθόδους.....	75
5.2 "Ιδανικό" σύστημα παρακολούθησης - Προτάσεις για μελλοντική έρευνα.....	76
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	79

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Εικόνα 2-1 Ο κύκλος της γλυκόζης.....	20
Εικόνα 2-2 Εικόνα Χρόνιας Αποφρακτικής Πνευμονοπάθειας (ΧΑΠ).....	26
Εικόνα 3-1 Οξείδωση της γλυκόζης.....	29
Εικόνα 3-2 Διπλός αισθητήρας γλυκόζης.....	30
Εικόνα 3-3 Μέτρηση συγκέντρωσης γλυκόζης με φθορίζουσα βαφή.....	31
Εικόνα 3-4 Η πορεία μιας ακτίνας σε πρίσμα ATR ολικής εσωτερικής ανάκλασης.....	32
Εικόνα 3-5 Πρίσμα ATR σε επαφή με το δείγμα.....	33
Εικόνα 3-6 Οπτικό σύστημα για τον καθορισμό της συγκέντρωσης της γλυκόζης με τεχνική ATR.....	33
Εικόνα 3-7 Αισθητήρας γλυκόζης - συνεργασία USC San Diego και GlySens.....	34
Εικόνα 3-8 Σύγκριση διαγραμμάτων μέγιστης ροής όγκου-εκπνοής (MFVL).....	38
Εικόνα 3-9 Πνευματογράφοι Fleisch και Lilly.....	39
Εικόνα 3-10 Σπιρόμετρο τουρμπίνας και λεπτομέρεια τουρμπίνας.....	39
Εικόνα 3-11 Απορρόφηση φωτός σε διαλύματα αιμοσφαιρίνης.....	43
Εικόνα 3-12 Παλμικό οξύμετρο με LED.....	44
Εικόνα 3-13 OxiMax™ Max-Fast™ Αισθητήρας μετώπου της εταιρίας Covidien.....	46
Εικόνα 3-14 Η καρδιά ως αντλία.....	47
Εικόνα 3-15 Καρδιακός κύκλος.....	48
Εικόνα 3-16 Καταγραφή επαρμάτων.....	49
Εικόνα 3-17 Ηλεκτροκαρδιογράφημα – τοποθέτηση ηλεκτροδίων.....	50
Εικόνα 3-18 Συνδέσεις ηλεκτροκαρδιογράφου.....	52
Εικόνα 3-19 Καταγραφή απαγωγών των άκρων.....	53
Εικόνα 3-20 Δοκιμή κοπώσεως	55
Εικόνα 3-21 Ηλεκτροκαρδιογράφος απαγωγής ecg@home.....	56
Εικόνα 3-22 Αισθητήρας αγωγιμότητας του δέρματος (Q Sensor).....	57
Εικόνα 4-1 Σήματα στη ζώνη των 2.4 GHz (ISM).....	60
Εικόνα 4-2 Τοπολογίες Πρωτοκόλλου IEEE 802.15.4 (Zigbee).....	62
Εικόνα 4-3 Μοντέλο δικτύου Zigbee.....	63
Εικόνα 4-4 Διάταξη επικοινωνίας Bluetooth (USB).....	65
Εικόνα 4-5 Διατάξεις IEEE802.15.4 (XBee).....	71
Εικόνα 4-6 Δίκτυο αξιολόγησης IEEE 802.15.4 (XBee).....	72
Εικόνα 4-7 Δίκτυο αξιολόγησης IEEE 802.11.x.....	73
Εικόνα 4-8 Διασύνδεση αξιολόγησης Bluetooth.....	74
Εικόνα 5-1 Φορητή αντλία μέτρησης γλυκόζης και έγχυσης ινσουλίνης.....	75
Εικόνα 5-2 Ο αισθητήρας HRS-I.....	76

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2-1 Καρδιαγγειακό σύστημα: Σχετική ένταση άσκησης.....	24
Πίνακας 2-2 Σπυρομετρική κατάταξη ΧΑΠ.....	27
Πίνακας 3-1 Ελάχιστες προδιαγραφές εξοπλισμού σπυρομέτρησης.....	35
Πίνακας 3-2 Διαδικασίες για την καταγραφή της FVC.....	36
Πίνακας 4-1 Κατηγορίες ισχύος συσκευών Bluetooth.....	64
Πίνακας 4-2 Παραλλαγές του προτύπου IEEE 802.11.....	66
Πίνακας 4-3 Σύγκριση χαρακτηριστικών ασυρμάτων πρωτοκόλλων.....	68
Πίνακας 4-4 Χαρακτηριστικά MaxStream XBee PRO.....	69

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη των ασθενειών του διαβήτη και της χρόνιας αποφρακτικής πνευμονοπάθειας, καθώς και των απαραίτητων βιολογικών μετρήσεων που σχετίζονται με αυτές, έτσι ώστε άτομα που πάσχουν από τις νόσους να αθλούνται με ασφάλεια προκειμένου να βελτιώσουν την ποιότητα ζωής τους και να αντιμετωπίσουν ως ένα βαθμό τις ασθένειές τους.

Μελετώνται επίσης ασύρματα πρωτόκολλα επικοινωνίας, με σκοπό την εφαρμογή του καταλληλότερου, για την υλοποίηση ενός συστήματος παρακολούθησης βιομετρικών δεδομένων σε πραγματικό χρόνο με βάση τις ανάγκες ενός χώρου άσκησης και έχοντας κατά νου τις απαιτήσεις των αισθητήριων συσκευών: μεγάλη αυτονομία, μέγιστη δυνατή εμβέλεια και κυρίως ασφάλεια για την προστασία των προσωπικών δεδομένων και του ιατρικού απορρήτου του ασθενούς.

Σε αυτά τα πλαίσια παρουσιάζονται φορητές συσκευές μετρήσεων, καθώς και οι αρχές λειτουργίας τους. Οι συσκευές αυτές διατίθενται ήδη στην αγορά ή βρίσκονται στο στάδιο της ανάπτυξης και δίνουν τη δυνατότητα της υλοποίησης ενός συστήματος παρακολούθησης το οποίο θα επιτρέπει την άσκηση των ασθενών με τη μεγαλύτερη δυνατή άνεση και ασφάλεια.

2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΣΘΕΝΕΙΩΝ

2.1 Διαβήτης

2.1.1 Επιδημιολογία της νόσου

Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (World Health Organization) αυτή τη στιγμή περισσότεροι από 220 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως πάσχουν από διαβήτη. Το 2004, περίπου 3,4 εκατομμύρια άνθρωποι πέθαναν λόγω των επιπτώσεων υψηλής συγκέντρωσης σακχάρου στο αίμα. Ο οργανισμός προβλέπει ότι οι θάνατοι από διαβήτη θα διπλασιαστούν μεταξύ 2005 και 2030 [1].

2.1.2 Χαρακτηριστικά και διαβαθμίσεις

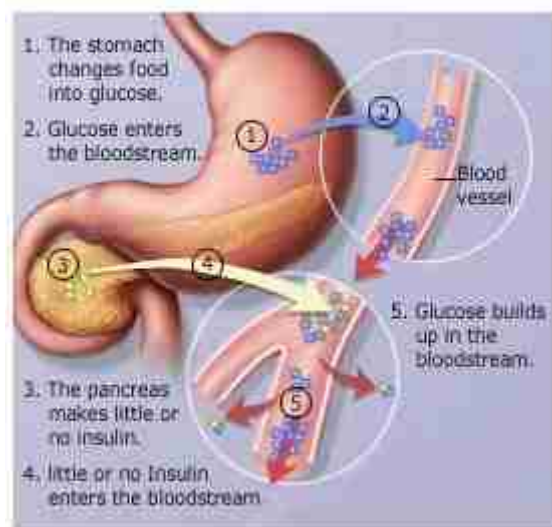
Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι μία ετερογενής ομάδα από διαταραχές, οι οποίες χαρακτηρίζονται από αυξημένη γλυκόζη πλάσματος. Στην πλειοψηφία των ασθενών με διαβήτη, η αιτιολογία της ασθένειας δεν είναι κατανοητή. Ειδικοί έχουν προτείνει μία ομάδα κριτηρίων για τη διάγνωση, και άλλη μία για την κατηγοριοποίηση (τύπου 1 ή 2). Τα κριτήρια αυτά εξυπηρετούν δύο σκοπούς. Ο ένας είναι να εξασφαλίσουν την καλύτερη δυνατή θεραπεία για τον ασθενή. Ο άλλος είναι η υποστήριξη ερευνών που στοχεύουν στην κατανόηση των αιτιών και της παθογένεσης συνδρόμων διαβήτη [2].

Το πιο συνηθισμένο είδος διαβήτη είναι ο τύπου 2. Υπάρχει επίσης ο διαβήτης κύησης που είναι ένα σημαντικό πρόβλημα και προσβάλλει περίπου το 4% των κυήσεων. Οι μητέρες με διαβήτη κύησης έχουν αισθητά αυξημένες πιθανότητες να αναπτύξουν διαβήτη μετά τον τοκετό. Ο διαβήτης τύπου 1 είναι η πιο σοβαρή μορφή διαβήτη, που οδηγεί σε εφόρου ζωής εξάρτηση από την καθημερινή χορήγηση ινσουλίνης.

2.1.3 Διαβήτης Τύπου 1

Αυτού του είδους ο διαβήτης είναι ένα αυτοάνοσο νόσημα που ενισχύει την καταστροφή των β-κυττάρων τα οποία παράγουν ινσουλίνη στα νησίδια του παγκρέατος. Ορισμένοι ασθενείς εμφανίζονται να έχουν οξεία αφυδάτωση και κετοξέωση ενώ άλλοι έχουν ελάχιστα ή καθόλου συμπτώματα. Μελέτες έχουν συνδέσει αυτές τις διαφορές με το ρυθμό απώλειας της λειτουργίας των β-κυττάρων και την υπολειμματική λειτουργία των β-κυττάρων που καθορίζονται από γενετικούς και άλλους παράγοντες με αποτέλεσμα να αλλάζει η παθολογία της ασθένειας αναλόγως [3].

Ο πρωταρχικός ρόλος της ινσουλίνης είναι να βοηθά στην κίνηση ορισμένων θρεπτικών συστατικών – ειδικά της γλυκόζης – μέσα στα κύτταρα των ιστών. Το ποσό της γλυκόζης στο αίμα μειώνεται όταν αυτή εισέρχεται στα κύτταρα. Σε φυσιολογικούς ανθρώπους αυτό δίνει σήμα στα β-κύτταρα που βρίσκονται στο πάγκρεας να μειώσουν την ποσότητα της εκκρινόμενης ινσουλίνης ώστε να μην προκληθεί υπογλυκαιμία. Η καταστροφή όμως των β-κυττάρων που συμβαίνει κατά το διαβήτη τύπου 1, αποσυντονίζει την όλη διαδικασία.



Εικόνα 2-1 Ο κύκλος της γλυκόζης

1. Το στομάχι μετατρέπει το φαγητό σε γλυκόζη 2. Η γλυκόζη εισέρχεται στην κυκλοφορία του αίματος 3. Το πάγκρεας παράγει ελάχιστη ή καθόλου ινσουλίνη 4. Ελάχιστη ή καθόλου ινσουλίνη εισέρχεται στην κυκλοφορία του αίματος 5. Η γλυκόζη συσσωρεύεται στο αίμα [4].

Στους ασθενείς η γλυκόζη δεν εισέρχεται στα κύτταρα ούτε αποθηκεύεται σωστά στο συκώτι και τους μύες, λόγω έλλειψης ινσουλίνης, με αποτέλεσμα να συσσωρεύεται στο αίμα. Έτσι, τα κύτταρα δε λαμβάνουν τα απαιτούμενα θρεπτικά συστατικά, υπάρχει φτώχη πρωτεϊνοσύνθεση, και δεν μπορεί να παραχθεί ενέργεια για πολλές και σημαντικές σωματικές λειτουργίες. Συνέπειες όλων αυτών είναι η εμφάνιση των εξής συμπτωμάτων:

Αφυδάτωση: Η υψηλή συγκέντρωση γλυκόζης στο αίμα προκαλεί αυξημένη ούρηση με αποτέλεσμα να αφυδατώνεται ο οργανισμός.

Απώλεια βάρους: Η απώλεια των σακχάρων μέσω της ούρησης συνεπάγεται απώλεια θερμίδων που παράγουν ενέργεια και έτσι συχνά άτομα με υψηλό ζάχαρο χάνουν βάρος (σε συνδυασμό με την αυξημένη ούρηση).

Κετοξέωση: Επειδή τα κύτταρα χωρίς την ινσουλίνη δεν μπορούν να παράξουν ενέργεια, το σώμα διασπά λιπικά κύτταρα. Παραπροϊόντα αυτής της διάσπασης είναι όξινα χημικά που ονομάζονται κετόνες και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παραγωγή ενέργειας. Όταν αυτές συσσωρεύονται στο αίμα, προκαλούν αυξημένη οξύτητα. Το συκώτι εξακολουθεί να παρέχει τα σάκχαρα που έχει αποθηκευμένα για να βοηθήσει αλλά χωρίς ινσουλίνη ακόμη περισσότερα σάκχαρα συσσωρεύονται στο αίμα. Ο συνδυασμός υψηλών σακχάρων, αφυδάτωσης και συγκέντρωσης οξέων καλείται κετοξέωση και μπορεί να αποβεί μοιραία αν δεν αντιμετωπιστεί άμεσα.

Γενικές βλάβες: Με το χρόνο τα υψηλά επίπεδα σακχάρου στο αίμα είναι πιθανόν να καταστρέψουν τα νεύρα και μικρά αγγεία στα μάτια, τα νεφρά, την καρδιά και να προδιαθέσουν τον ασθενή για αθηροσκλήρωση των μεγάλων αρτηριών με κίνδυνο εγκεφαλικού επεισοδίου και ανακοπής. Αν δεν υπάρξει διαχείριση του διαβήτη, μπορεί να αναπτυχθούν μια σειρά από σοβαρά ή και θανατηφόρα προβλήματα όπως αμφιβληστροειδοπάθεια, βλάβες στο συκώτι και κακή κυκλοφορία του αίματος [5].

2.1.4 Διαβήτης Τύπου 2

Ο διαβήτης Τύπου 2 είναι η πιο συνηθισμένη μορφή διαβήτη.

Σε αντίθεση με τους ασθενείς με διαβήτη τύπου 1, στον τύπου 2 διαβήτη παράγεται ινσουλίνη αλλά είτε το πάγκρεας δεν παράγει αρκετή, είτε αυτή που παράγεται δεν είναι αρκετά αποτελεσματική. Το αποτέλεσμα είναι ότι η γλυκόζη δεν μπορεί να απορροφηθεί από τα κύτταρα και έτσι αυτά δε λειτουργούν σωστά. Πάλι λοιπόν ο οργανισμός έρχεται αντιμέτωπος με τα προαναφερθέντα συμπτώματα (αφυδάτωση, γενικές βλάβες) αλλά και με το **διαβητικό κόμα** το οποίο συμβαίνει σε ακραίες περιπτώσεις αφυδάτωσης.

Και στην περίπτωση του τύπου 2, αν δε γίνει προσεκτική διαχείριση της νόσου ελλοχεύουν οι ίδιοι κίνδυνοι με τον τύπου 1 καθώς και βλάβες στα νεύρα και σκλήρυνση των αρτηριών με αποτέλεσμα να υπάρχει μειωμένη αίσθηση και κυκλοφορία στα πόδια. Κάτι τέτοιο, με τη σειρά του, οδηγεί σε αυξημένο κίνδυνο για τη δημιουργία πληγών που δεν επουλώνονται στα άκρα και σε δριμείες περιπτώσεις σε ακρωτηριασμό.

2.1.5 Διαχείριση Διαβήτη

Ένας άνθρωπος με διαβήτη μπορεί να ζήσει μια μακροχρόνια και υγιή ζωή. Με εντατική θεραπεία ινσουλίνης, διατροφή και άσκηση τα επίπεδα σακχάρου στο αίμα μπορούν να διατηρηθούν στα επιθυμητά επίπεδα και για τους δύο τύπους διαβήτη. Η συστηματική άσκηση μπορεί να μειώσει τον κίνδυνο για αθηροσκλήρωση των αγγείων σε άτομα με διαβήτη τύπου 2 (καθώς και στο γενικό πληθυσμό). Αυτό μπορεί να συμβαίνει γιατί η άσκηση μειώνει ή προλαμβάνει την υπερινσουλιναιμία και την αντίσταση ινσουλίνης. Αυτές οι ανωμαλίες συνδέονται με την πρόωρη αθηροσκλήρωση [6].

2.1.6 Διαβήτης και Άσκηση

Κατά τη διάρκεια της άσκησης η συνολική κατανάλωση οξυγόνου μπορεί να εικοσαπλασιαστεί, και ακόμη μεγαλύτερες αυξήσεις μπορεί να προκύψουν στους μύες. Για να ανταπεξέλθουν οι μύες σε αυτές τις συνθήκες, χρησιμοποιούν σε πολύ απαιτητικές περιστάσεις τις δικές τους αποθήκες από γλυκογόνο και τριγλυκερίδια καθώς και ελεύθερα λιπαρά οξέα (Free Fatty Acids - FFAs) τα οποία είναι παράγωγα της διάσπασης των τριγλυκερίδιων λιπώδους ιστού και της γλυκόζης που απελευθερώνονται από το συκώτι. Για να διατηρηθεί η λειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος, τα επίπεδα της γλυκόζης στο αίμα διατηρούνται κατά τη διάρκεια της άσκησης. Η υπογλυκαιμία κατά την άσκηση σπάνια συμβαίνει σε άτομα που δεν ασθενούν από διαβήτη. Οι μεταβολικές προσαρμογές που διατηρούν τη γλυκόζη στα φυσικά επίπεδα οφείλονται κυρίως σε ορμόνες. Η μείωση της ινσουλίνης του πλάσματος και η παρουσία γλυκογόνου είναι απαραίτητοι παράγοντες για την αύξηση της παραγωγής ηπατικής γλυκόζης, και κατά τη διάρκεια παρατεταμένης άσκησης, αυξήσεις στο γλυκογόνο και τις κατεχολαμίνες του πλάσματος φαίνεται να παίζουν σημαντικό ρόλο.

Αυτές οι ορμονικές προσαρμογές κατά κύριο λόγο χάνονται σε ασθενείς με διαβήτη τύπου 1. Σαν συνέπεια, όταν αυτά τα άτομα έχουν πολύ λίγη ινσουλίνη στο κυκλοφορικό τους σύστημα εξαιτίας μη επαρκούς θεραπείας, παράγεται μία πολύ μεγάλη ποσότητα "αντι-ινσουλινικών" (counterinsoulin) ορμονών που μπορεί να αυξήσει τα ήδη υψηλά επίπεδα γλυκόζης και σωματιδίων κετονών και να προκαλέσουν διαβητική κετοξέωση. Από την άλλη, η παρουσία υψηλών επιπέδων ινσουλίνης, λόγω εξωγενούς χορήγησής της, μπορεί να μειώσει ή ακόμη και να εμποδίσει την αυξημένη κινητικότητα της γλυκόζης με επακόλουθο την υπογλυκαιμία. Παρόμοιες ανησυχίες υπάρχουν και για ασθενείς με διαβήτη τύπου 2, αλλά σε γενικές γραμμές η υπογλυκαιμία κατά τη διάρκεια της άσκησης δεν είναι τόσο

μεγάλο πρόβλημα σε αυτή την ομάδα ασθενών. Για την ακρίβεια, η άσκηση σε ασθενείς με διαβήτη τύπου 2 μπορεί να αυξήσει την ευαισθησία στην ινσουλίνη και να μειώσει τα υψηλά επίπεδα γλυκόζης στο αίμα μέσα στα φυσιολογικά όρια.

Η άσκηση μπορεί να είναι ένα θεραπευτικό εργαλείο για πολλά είδη ασθενών, οι οποίοι πάσχουν ή έχουν πιθανότητες να αναπτύξουν διαβήτη. Όμως, όπως και κάθε θεραπεία τα αποτελέσματά της θα πρέπει να κατανοηθούν πλήρως. Πρακτικά αυτό σημαίνει ότι θα πρέπει να υπάρχει μία ομάδα περίθαλψης που θα αναλύει τους κινδύνους και τα ευεργετικά αποτελέσματα της άσκησης για ένα δεδομένο ασθενή [7]. Υπάρχουν μετρήσεις οι οποίες θα πραγματοποιούνται πριν και μετά την άσκηση αλλά και όσες είναι δυνατό κατά τη διάρκειά της ώστε αυτή να είναι ασφαλής και ευεργετική.

Πριν από την άσκηση

Προτού ξεκινήσει ένα πρόγραμμα άσκησης, ο ασθενής θα πρέπει να περάσει από μία λεπτομερή ιατρική αξιολόγηση με τις ανάλογες διαγνωστικές μελέτες. Θα πρέπει να ερευνώνται προσεκτικά τυχόν μακρο ή μικροαγγειακές επιπλοκές οι οποίες μπορεί να επιδεινωθούν από το πρόγραμμα άσκησης. Η εξακρίβωση τέτοιων σημείων ανησυχίας θα επιτρέψει το σχεδιασμό μιας εξατομικευμένης συνταγής άσκησης που μπορεί να μειώσει τους κινδύνους για τον ασθενή. Ένα προσεκτικό ιατρικό ιστορικό και μία φυσική εξέταση θα πρέπει να εστιάζουν στα συμπτώματα και τις ενδείξεις των ασθενειών που προσβάλλουν την καρδιά και τα αγγεία, τα μάτια, και το νευρικό σύστημα.

Καρδιαγγειακό σύστημα:

Ένα βαθμονομημένο διαγνωστικό τεστ μπορεί να είναι χρήσιμο για τον ασθενή που πρόκειται να ακολουθήσει ένα μέτριο προς έντονο πρόγραμμα άσκησης και ο οποίος πληροί κάποιο από τα παρακάτω κριτήρια οπότε ενδέχεται η άσκηση γι αυτόν να εμφανίσει υψηλό βαθμό επικινδυνότητας.

- Ηλικία >35 χρονών
- Διαβήτης τύπου 2 για περισσότερο από 10 χρόνια
- Διαβήτης τύπου 1 για περισσότερο από 15 χρόνια
- Παρουσία οποιουδήποτε επιπλέον παράγοντα κινδύνου για στεφανιαία νόσο
- Παρουσία μικροαγγειακής νόσου
- Περιφερική αγγειακή νόσος
- Αυτόνομη νευροπάθεια

Πίνακας 2-1 Καρδιαγγειακό σύστημα: Σχετική ένταση άσκησης

Σχετική ένταση [7]			
Ένταση άσκησης	V _{O2 max} (%)	Μέγιστος καρδιακός ρυθμός (%)	Σχετική Αντιληπτή Άσκηση (RPE)
Πολύ ελαφριά	<20	<35	<10
Ελαφριά	20-39	35-54	10-11
Μέτρια	40-59	55-69	12-13
Έντονη	60-84	70-89	14-16
Πολύ έντονη	>85	>90	17-19
Μέγιστη	100	100	20

Ο καρδιακός ρυθμός ρυθμός καλό είναι να ελέγχεται με παλμικό οξύμετρο και κατά τη διάρκεια της άσκησης ώστε να μην ξεπεραστούν τα ασφαλή όρια. Επίσης θα πρέπει να πραγματοποιείται ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).

2.1.6.1 Περιφερική Αρτηριακή Νόσος

Η διάγνωση αυτής της νόσου στηρίζεται σε σημάδια και συμπτώματα, συμπεριλαμβανομένων των: διακοπτόμενη χωλότητα, κρύα πόδια, μειωμένοι ή απόντες σφυγμοί, ατροφία των υποδόριων ιστών και τριχόπτωση. Αν υπάρχει υποψία για κακή κυκλοφορία στο μπροστινό μέρος του ποδιού, θα πρέπει να πραγματοποιηθεί σωματική εξέταση, με μέτρηση πίεσης στο πόδι αλλά και μέτρηση πίεσης Doppler στον αστράγαλο.

2.1.6.2 Αμφιβληστροειδοπάθεια

Για ασθενείς που πάσχουν από παραγωγική διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, η εντατική άσκηση μπορεί να προκαλέσει αιμορραγία του υαλώδους ή αποκόλληση του αμφιβληστροειδούς. Αυτοί θα πρέπει να αποφεύγουν την αναερόβια άσκηση καθώς και ασκήσεις που περιλαμβάνουν μεγάλη ένταση, τραντάγματα ή ελιγμούς Valsalva. Ο βαθμός της διαβητικής αμφιβληστροειδίτιδας έχει χρησιμοποιηθεί για την βαθμονόμηση του επίπεδου άσκησης και την εξατομικευμένη προσαρμογή της συνταγής άσκησης [8].

2.1.6.3 Νευροπάθεια (περιφερική)

Η περιφερική νευροπάθεια μπορεί να καταλήξει σε απώλεια της προστατευτικής αίσθησης στα άκρα. Παρουσία αυτής της νόσου, θα πρέπει να περιορίζονται οι ασκήσεις με βάρη. Επαναλαμβανόμενη άσκηση σε άτομα με μειωμένη ευαισθησία στα πόδια μπορεί να

οδηγήσει σε έλκη ή ραγίσματα. Η διάγνωση της περιφερικής νευροπάθειας μπορεί να γίνει ελέγχοντας τα αντανακλαστικά στο βαθύ τένοντα και την αίσθηση θέσης. Η αίσθηση της αφής μπορεί να αξιολογηθεί με τη χρήση μονόινων νημάτων. Η ανικανότητα ανίχνευσης της αίσθησης όταν χρησιμοποιείται νήμα 10 γραμμαρίων είναι ενδεικτική της απώλειας της προστατευτικής αίσθησης.

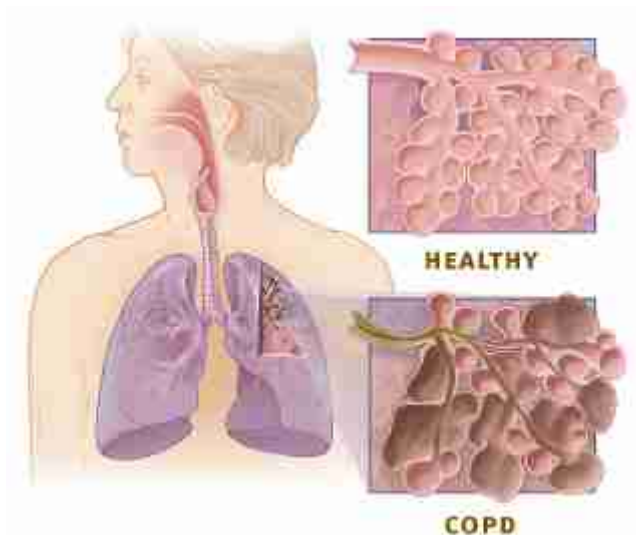
2.1.6.4 Νευροπάθεια (αυτόνομη)

Η παρουσία αυτόνομης νευροπάθειας μπορεί να περιορίσει την ικανότητα άσκησης ενός ατόμου και να αυξήσει τον κίνδυνο ανεπιθύμητων καρδιακών επεισοδίων κατά τη διάρκεια της άσκησης. Η καρδιακή αυτόνομη νευροπάθεια μπορεί να υποδειχθεί από ταχυκαρδία κατά την ανάπαυση (παλμοί ανά λεπτό), από πτώση της συστολικής αρτηριακής πίεσης 20 mmHg κατά την ορθοστασία ή άλλες διαταραχές του αυτόνομου νευρικού συστήματος που περιλαμβάνουν το δέρμα, τις κόρες των ματιών, το γαστρεντερικό ή και το ουροποιητικό σύστημα. Στην καρδιακή αυτόνομη νευροπάθεια από διαβήτη έχουν αποδοθεί περιστατικά αιφνίδιου θανάτου και σιωπηλή ισχαιμία του μυοκαρδίου. Το σπινθηρογράφημα κατά τη διάρκεια ανάπαυσης ή έντασης αποτελεί κατάλληλη μη επεμβατική δοκιμή για την παρουσία της νόσου. Οι ασθενείς που πάσχουν από αυτή την ασθένεια είναι πιθανό να εμφανίσουν υπόταση ή υπέρταση με την έντονη άσκηση ενώ παρατηρείται και πρόβλημα θερμορρύθμισης.

2.2 Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

2.2.1 Γενικά

Η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) είναι μία ασθένεια που μπορεί να προληφθεί και να αντιμετωπιστεί αρκετά αποτελεσματικά. Χαρακτηρίζεται από περιορισμούς στην παροχή αέρα στο αναπνευστικό σύστημα, και ως κατάσταση δεν είναι πλήρως αναστρέψιμη. Ο περιορισμός στην παροχή αέρα είναι συνήθως προοδευτικός και συνδέεται με μία ανώμαλη φλεγμονώδη απόκριση των πνευμόνων σε τοξικά σωματίδια ή αέρια, που προέρχονται κυρίως από το κάπνισμα. Παρόλο που η ΧΑΠ προσβάλλει τους πνεύμονες, έχει σημαντικές συστημικές συνέπειες.



Εικόνα 2-2 Εικόνα Χρόνιας Αποφρακτικής Πνευμονοπάθειας (ΧΑΠ)

Η εικόνα του National Heart Lung and Blood Institute [9] δείχνει τη διαφορά μεταξύ ενός υγιούς και ενός προσβεβλημένου πνεύμονα.

2.2.2 Διάγνωση

Οποιοσδήποτε ασθενής εμφανίζει τα ακόλουθα συμπτώματα είναι πιθανό να πάσχει από ΧΑΠ: βήχας, συχνές και πολλές αποχρέμψεις, δύσπνοια ή ιστορικό έκθεσης σε παράγοντες κινδύνου (risk factors) της ασθένειας. Η διάγνωση απαιτεί σπυρομετρία, εξέταση που εκτιμά τον όγκο εκπνοής μετά από εξαναγκασμένη διαστολή των βρόγχων σε χρονικό διάστημα ενός δευτερολέπτου (post – bronchodilator forced expiratory volume in one second (FEV1 / forced vital capacity (FVC) \leq 0.7) και που επιβεβαιώνει τον περιορισμό παροχής αέρα. Να σημειωθεί ότι η ΧΑΠ δεν είναι πλήρως αναστρέψιμη (Πίνακας 2-2). Η σπυρομετρία θα πρέπει να πραγματοποιείται σε όλα τα άτομα με το εξής ιστορικό: καπνιστές (παθητικοί και ενεργητικοί), έκθεση σε περιβαλλοντικούς ή εργασιακούς ρύπους, παρουσία βήχα, παραγωγή αποχρέμψεων ή δύσπνοια. Η σπυρομετρική κατάταξη έχει αποδειχθεί χρήσιμη όσον αφορά στην πρόβλεψη της:

- κατάστασης της υγείας
- χρήσης των υγειονομικών πόρων
- ανάπτυξης των παροξυσμών
- θνησιμότητας από ΧΑΠ.

Επιπλέον της σπυρομέτρησης, ο Δείκτης Μάζας Σώματος και το επίπεδο δύσπνοιας έχουν αποδειχθεί χρήσιμες πληροφορίες για την πρόβλεψη επιβίωσης του ασθενούς.

Πίνακας 2-2 Σπυρομετρική κατάταξη ΧΑΠ

Σοβαρότητα κατάστασης	FEV1/FVC	FEV % pred
Σε κίνδυνο (*)	>0.7	≥80
Ήπια ΧΑΠ	≤ 0.7	≥80
Μέτρια ΧΑΠ	≤ 0.7	50-80
Σοβαρή - Δριμεία ΧΑΠ	≤ 0.7	30-50
Πάρα Πολύ Σοβαρή ΧΑΠ	≤ 0.7	<30

FEV1: Forced Expiratory volume σε ένα δευτερόλεπτο, FVC: Forced Vital Capacity (*): ασθενείς που καπνίζουν ή έχουν εκτεθεί σε ρύπους, έχουν βήχα, αποχρέμψεις ή δύσπνοια.

2.2.3 Επιδημιολογία

Η ΧΑΠ είναι ένα από τα σημαντικότερα αίτια θνησιμότητας σε παγκόσμιο επίπεδο, και αποτελεί οικονομικό, κοινωνικό και συνεχώς επιδεινούμενο πρόβλημα. Τα δεδομένα που έχουμε διαθέσιμα, καθώς και τα σχετικά με την θνησιμότητα της νόσου, αναδεικνύουν την αξία της έγκυρης και έγκαιρης διάγνωσης καθώς αυτή συμβαίνει όταν πια υπάρχει κλινική εμφάνιση και η νόσος βρίσκεται σε σχετικά προχωρημένο στάδιο. Σε άτομα 25 - 27 χρονών στις ΗΠΑ τα εκτιμώμενα ποσοστά ήπιας ΧΑΠ ήταν 6,9% και σε άτομα με μέτρια συμπτώματα ήταν 6,6% σύμφωνα με την έρευνα National Health and Nutrition Examination Survey. Η ΧΑΠ είναι τέταρτη αιτία θανάτου σε Ευρώπη και Αμερική και η θνησιμότητα σε γυναίκες έχει διπλασιαστεί τα τελευταία 20 χρόνια [10]. Αυτή τη στιγμή η ΧΑΠ είναι πιο δαπανηρή ασθένεια από το άσθμα και ανάλογα με τη χώρα, 50-75% από το κόστος είναι από υπηρεσίες που σχετίζονται με παροξυσμούς [11]. Πάνω από 12 εκατομμύρια άνθρωποι έχουν διαγνωστεί με ΧΑΠ και άλλοι τόσοι πιθανώς έχουν την ασθένεια και δεν το γνωρίζουν [9].

Ο ρόλος της άσκησης για ασθενείς που πάσχουν από ΧΑΠ είναι διττός. Η άσκηση χρησιμοποιείται και ως μέσο διάγνωσης και ως μέθοδος αποκατάστασης. Η αξιολόγηση της άσκησης ασθενών (στα πλαίσια της διάγνωσης) είναι ιδιαίτερης αξίας σε ασθενείς των οποίων η δύσπνοια φαίνεται να είναι εκτός αναλογιών σε απλές μετρήσεις, όπως για παράδειγμα η FEV1. Οι εξετάσεις που έχουν να κάνουν με άσκηση βοηθούν στη διαλογή και παρακολούθηση ασθενών οι οποίοι βρίσκονται σε πρόγραμμα αποκατάστασης. Η χρήση απλών δοκιμασιών βαδίσματος πολλές φορές χρησιμοποιείται ως αξιολόγηση της προόδου της θεραπείας.

Σε επίπεδο αποκατάστασης η άσκηση είναι σημαντική για το αναπνευστικό σύστημα καθώς αντιστρέφει τη δυσλειτουργία των σκελετικών μυών που είναι μια κλινικά σημαντική εκδήλωση της ΧΑΠ η οποία σχετίζεται με μείωση της ποιότητας ζωής και των πιθανοτήτων επιβίωσης [12].

3. ΑΠΑΙΤΟΥΜΕΝΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΚΑΙ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ

3.1 Μετρήσεις διαβήτη

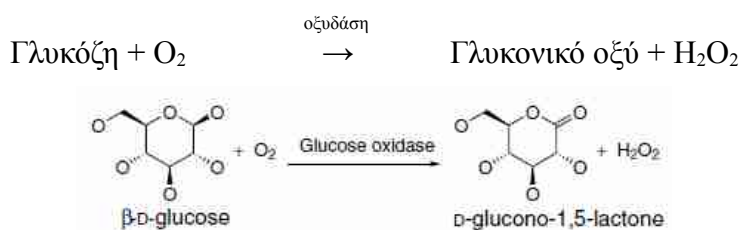
3.1.1 Αισθητήρες γλυκόζης του αίματος

3.1.1.1 Γενικά

Η γλυκόζη είναι ο βασικός υδρογονάνθρακας του σώματος. Σε φυσιολογικές καταστάσεις, η συγκέντρωσή της στο αίμα κυμαίνεται μεταξύ 80 και 90 mg/100 ml κατά τη διάρκεια της πρώτης ώρας μετά από γεύμα. Στους διαβητικούς μπορεί να φτάσει σε επίπεδα 300 έως 700 mg/100 ml. Τα επίπεδα της γλυκόζης αυξομειώνονται αρκετές φορές κατά τη διάρκεια της ημέρας, οπότε είναι δύσκολη η διατήρηση της φυσιολογικαιμίας με την έννοια της συνεχούς μέτρησης και χορήγησης ινσουλίνης από τον ασθενή. Μια λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η χρήση διάταξης αυτορυθμιζόμενης έγχυσης ινσουλίνης, που με τη βοήθεια ενός βιοαισθητήρα ελέγχου γλυκόζης εξετάζει συνεχώς τις ανάγκες για ινσουλίνη και τη χορηγεί την κατάλληλη χρονική στιγμή με τον κατάλληλο ρυθμό. Προς αυτή την κατεύθυνση σημαντικές καινοτομίες πραγματοποιήθηκαν το 2010 από το πανεπιστήμιο USC San Diego και συγκεκριμένα από τον καθηγητή βιοϊατρικής τεχνολογίας David Gough οι οποίες θα αναλυθούν παρακάτω.

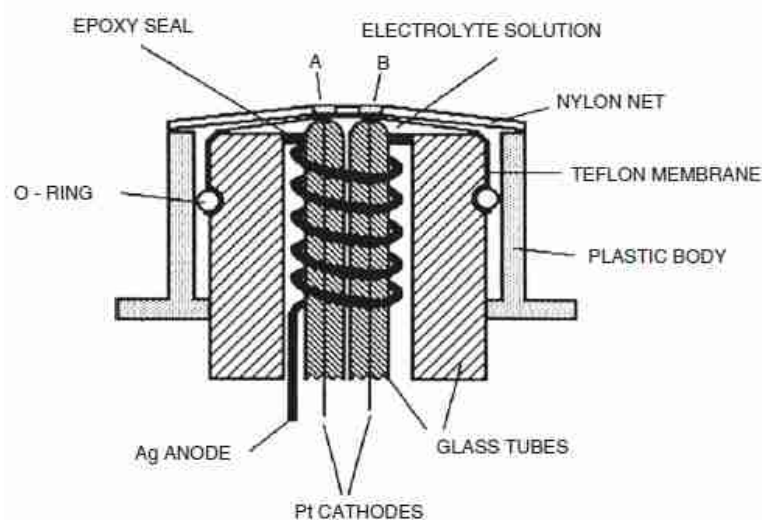
3.1.1.2 Ηλεκτροενζυματικοί αισθητήρες

Οι ηλεκτροενζυματικοί αισθητήρες βασίζονται στις πολωρογραφικές αρχές που χρησιμοποιούν το φαινόμενο της οξείδωσης της γλυκόζης με το ένζυμο οξυδάση. Η χημική αντίδραση της γλυκόζης με το οξυγόνο πραγματοποιείται με την καταλυτική δράση του παραπάνω ενζύμου. Αυτό προκαλεί ελάττωση στη μερική πίεση του οξυγόνου (PO_2), αύξηση του pH και την παραγωγή υπεροξειδίου του υδρογόνου με την οξείδωση της γλυκόζης σε γλυκονικό οξύ σύμφωνα με την αντίδραση:



Εικόνα 3-1 Οξείδωση της γλυκόζης

Με τις μετρήσεις των αλλαγών σε αυτά τα χημικά συστατικά καθορίζεται η συγκέντρωση της γλυκόζης. Το βασικό ενζυματικό ηλεκτρόδιο χρησιμοποιεί το ένζυμο ακινητοποιημένο σε μεμβράνη ή σε μήτρα gel και ένα πολαρογραφικό ηλεκτρόδιο ευαίσθητο στο οξυγόνο. Αλλαγές στη συγκέντρωση του οξυγόνου στο ηλεκτρόδιο, που οφείλονται στην καταλυτική αντίδραση του οξυγόνου και της γλυκόζης, μπορούν να μετρηθούν με αμπερόμετρο ή βολτόμετρο. Επειδή η τεχνική μονού ηλεκτροδίου είναι ευαίσθητη τόσο στη γλυκόζη όσο και στο ποσό του οξυγόνου στο διάλυμα, η χρήση δύο πολαρογραφικών ηλεκτροδίων έχει προταθεί για να εξαιρεθεί το η εξάρτηση από το οξυγόνο [13]. Στο σχήμα φαίνεται η αρχή ενός ενζυματικού ηλεκτροδίου και του διπλού καθοδικού ενζυματικού ηλεκτροδίου. Ένα ενεργό ένζυμο τοποθετείται πάνω στο ηλεκτρόδιο γλυκόζης, το οποίο ανιχνεύει γλυκόζη και οξυγόνο. Το άλλο ηλεκτρόδιο ανιχνεύει μόνο οξυγόνο. Το ποσό της γλυκόζης καθορίζεται ως συνάρτηση της διαφοράς μεταξύ των αναγραφόμενων ενδείξεων των δύο αυτών ηλεκτροδίων.



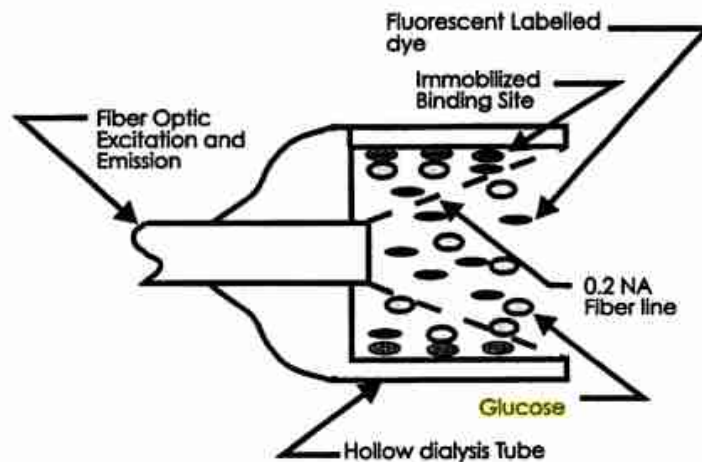
Εικόνα 3-2 Διπλός αισθητήρας γλυκόζης

Διπλός αισθητήρας γλυκόζης με δύο ηλεκτρόδια οξυγόνου, το ένα καλυμμένο με ενεργή οξυδάση και το άλλο με ανενεργή [14].

3.1.1.3 Οπτικοί αισθητήρες

Υπάρχουν διάφορων ειδών οπτικοί αισθητήρες, οι οποίοι βασίζονται σε διαφορετικές οπτικές τεχνικές. Ειδικά για την παρακολούθηση μεταβολιτών και ιδιαίτερα της γλυκόζης στο πλάσμα του αίματος υπάρχουν αισθητήρες φθορισμού. Η λειτουργία τους βασίζεται στην ανταγωνιστική δέσμευση ενός συγκεκριμένου μεταβολίτη με ένα δείκτη

επισήμανσης fluorescein (συνθετική οργανική ένωση). Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η διάταξη ενός τέτοιου αισθητήρα όπου το αντιδραστήριο έχει επιστρωθεί στο εξωτερικό τοίχωμα μιας διαπερατής από τη γλυκόζη κενής ίνας που έχει προσδεθεί στο άκρο της οπτικής ίνας.



Εικόνα 3-3 Μέτρηση συγκέντρωσης γλυκόζης με φοθορίζουσα βαφή

Μέτρηση συγκέντρωσης γλυκόζης μέσω ανίχνευσης μεταβολών στην ένταση φθορισμού [15]

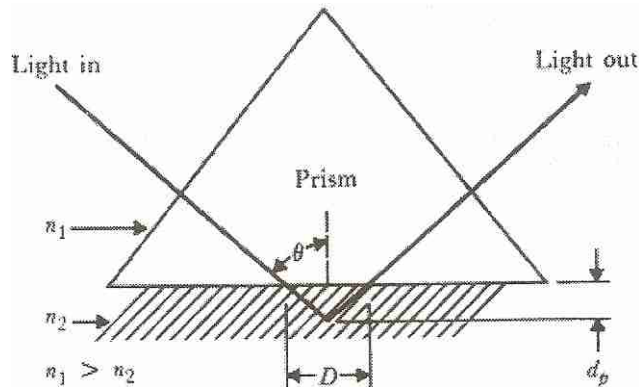
3.1.1.4 Αισθητήρες που χρησιμοποιούν φασματοσκοπία ολικής ανάκλασης και απορρόφησης υπέρυθρης ακτινοβολίας

Το υπέρυθρο φάσμα του αίματος μπορεί να καταγραφεί ανεξάρτητα από το πάχος του δείγματος του ιστού σε αντίθεση με άλλες τεχνικές οπτικής διάδοσης που είναι εξαρτώμενες από τις οπτικές ιδιότητες του μέσου. Ακόμη, η χρήση laser, έχει σαν αποτέλεσμα σημαντική βελτίωση της μετρούμενης ευαισθησίας. Αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία σε μετρήσεις διάδοσης του φωτός σε υδατικά διαλύματα αφού αντισταθμίζει την ισχυρή εξασθένηση από το νερό. Η φασματοσκοπία απορρόφησης στην περιοχή του υπέρυθρου είναι μια σημαντική τεχνική για την αναγνώριση βιολογικών ουσιών σε υδατικά διαλύματα. Κάθε μόριο έχει συγκεκριμένα μέγιστα απορρόφησης λόγω των περιστροφικών και δονητικών του ταλαντώσεων. Αυτά σχετίζονται άμεσα με τη συγκέντρωση της γλυκόζης στο δείγμα και το μήκος κύματός του είναι στην περιοχή εκπομπής ενός laser CO₂. Έτσι ένα τέτοιο laser μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως πηγή διέγερσης και η ένταση απορρόφησης υπέρυθρης ακτινοβολίας στη θέση του μεγίστου, μέσω του νόμου του Beer

(βλ. ενότητα "Οξυμετρία" για ανάλυση του νόμου) να αποτελέσει ποσοτικό προσδιορισμό της συγκέντρωσης γλυκόζης στο δείγμα.

3.1.1.5 Αισθητήρες στηριζόμενοι στην αρχή πολλαπλά εξασθενημένης ολικής ανάκλασης (Attenuated Total Reflection)

Σύμφωνα με αυτή την αρχή η οπτική ακτίνα διαδίδεται μέσα σε ένα πρίσμα μέσω μιας ανακλώσας επιφάνειας μεταξύ δύο μέσων με διαφορετικούς δείκτες διάθλασης n_1 και n_2 , με $n_1 > n_2$ [13].



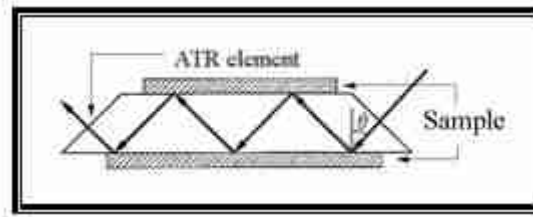
Εικόνα 3-4 Η πορεία μιας ακτίνας σε πρίσμα ATR ολικής εσωτερικής ανάκλασης

Το φως διεισδύει μια απόσταση d_p μέσα στο μέσο με δείκτη διάθλασης n_2 . Αυτό το βάθος δίνεται από τη σχέση:

$$d_p = \frac{\lambda}{\sqrt{(2 \cdot \pi \cdot n_1 \cdot (\sin^2 \theta - n_{21}^2))}}$$

όπου: θ η γωνία πρόσπτωσης, λ το μήκος κύματος και $n_{21} = n_2/n_1$

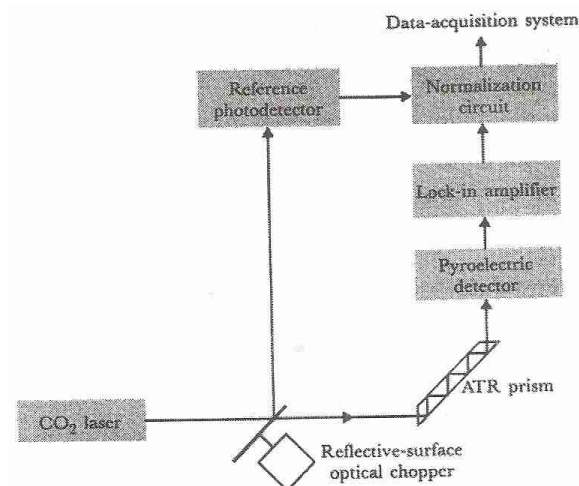
Μέτρηση τέτοιου είδους μπορεί να πραγματοποιηθεί εφόσον το μέσο με το μικρότερο δείκτη διάθλασης δεν είναι διαφανές. Η ισορροπία μεταξύ της προσπίπτουσας και της ανακλώμενης ενέργειας διαταράσσεται λόγω της απορρόφησης της ακτινοβολίας σε ένα στρώμα εύρους D κοντά στη συνοριακή επιφάνεια. Με αυτό τον τρόπο η ελάττωση της ανακλώμενης ενέργειας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον καθορισμό της συγκέντρωσης του μέσου. Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται μια τυπική διάταξη πρίσματος για τη μέθοδο ATR.



Εικόνα 3-5 Πρίσμα ATR σε επαφή με το δείγμα

Οι πολλαπλές ανακλάσεις αυξάνουν την απορρόφηση IR ακτινοβολίας από το δείγμα [16].

Παρακάτω φαίνεται ένα σχηματικό διάγραμμα IR ATR φασματοφωτομέτρου. Για πηγή IR χρησιμοποιείται ένα laser CO₂ με μεταβαλλόμενο μήκος κύματος. μια δέσμη υπέρυθρου φωτός με προορισμό το δείγμα περνά από το ATR πρίσμα και ακολούθως ανακλάται από το δείγμα. Η άλλη δέσμη IR που καταλήγει σε έναν ανιχνευτή ισχύος χρησιμοποιείται για την καταγραφή και διόρθωση διακυμάνσεων της ισχύος εξόδου ενός laser CO₂. Η ισχύς της δέσμης από το πρίσμα ATR καθορίζεται με τη βοήθεια πυροηλεκτρικού ανιχνευτή και στη συνέχεια ενισχύεται. Οι έξοδοι από τον ενισχυτή και τον ανιχνευτή αναφοράς διαιρούνται με τη βοήθεια κυκλώματος διαίρεσης. Ένας Η/Υ με αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (Analog to Digital Converter) και ψηφιακό σε αναλογικό μετατροπέα (Digital to Analog Converter) χρησιμοποιείται για τη λήψη και την επεξεργασία σημάτων [13].



Εικόνα 3-6 Οπτικό σύστημα για τον καθορισμό της συγκέντρωσης της γλυκόζης με τεχνική ATR

Η συγκεκριμένη διάταξη μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της γλυκόζης στο αίμα. Η αρχή στην οποία βασίζεται η ATR είναι παρόμοια με αυτή ενός αισθητήρα οπτικής ίνας στην οποία έχει αφαιρεθεί κατάλληλα το προστατευτικό περίβλημα.

Επομένως η αντικατάσταση του ATR πρίσματος από κατάλληλη οπτική ίνα IR παρέχει τη δυνατότητα της συνεχούς καταγραφής των τιμών ενός πλήθους αναλυτών αίματος μέσα στο ανθρώπινο σώμα [16].

3.1.1.6 Ο ιδανικός αισθητήρας γλυκόζης του (κοντινού) μέλλοντος

Από το πανεπιστήμιο του USC San Diego, τον Ιούλιο του 2010, δημοσιεύτηκε η ανακοίνωση μιας καινοτομίας. Η ομάδα του καθηγητή David Gough σε συνεργασία με την εταιρία GlySens ανέπτυξε ένα σύστημα εμφυτευόμενων αισθητήρων γλυκόζης οι οποίοι ελέγχουν συνεχώς τη γλυκόζη στους ιστούς και εκπέμπουν την πληροφορία σε εξωτερικό δέκτη. Η συσκευή χρησιμοποιήθηκε για πάνω από 500 ημέρες σε πειραματόζωα χωρίς να επηρεάζεται από την εγκύστωση από ιστό. Οι δοκιμές σε ανθρώπους έχουν ήδη ξεκινήσει και σε μερικά χρόνια, αν όλα πάνε καλά, αυτή η συσκευή θα είναι διαθέσιμη με ιατρική συνταγή. Ο αισθητήρας είναι ηλεκτροενζυματικός και προορίζεται για συνεχή παρακολούθηση έτσι ώστε να ρυθμίζεται με μεγάλη ακρίβεια η ποσότητα και η χρονική στιγμή της δόσης, μειώνοντας έτσι τον κίνδυνο της υπερβολικής δόσης και το επακόλουθο της υπογλυκαιμίας. Ο αισθητήρας που χρησιμοποιήθηκε έχει διάμετρο περίπου 1,5 ίντσα και πάχος 5/8 της ίντσας, ενώ μπορεί να εμφυτευτεί με μία απλή διαδικασία χωρίς να χρειάζεται εισαγωγή στο νοσοκομείο. Οι αισθητήρες αυτοί στέλνουν τις πληροφορίες σε ένα καταγράφεα δεδομένων με μέγεθος όσο ένα κινητό τηλέφωνο, αλλά ο Dr. Gough υποστηρίζει ότι ο δέκτης των δεδομένων θα μπορούσε να είναι και το ίδιο το κινητό τηλέφωνο [17].

Οι χρησιμοποιούμενες αντλίες ινσουλίνης, δεν εξαρτώνται από κάποιον συγκεκριμένο αισθητήρα γλυκόζης και προγραμματίζονται εξ αρχής από το γιατρό. Ο στόχος είναι οι αντλίες να προσαρμόζουν τη δόση ινσουλίνης μέσω των δεδομένων που θα λαμβάνουν από τον αισθητήρα λειτουργώντας ως ένα τεχνητό εξωτερικό παγκρεατικό β-κύτταρο.



Εικόνα 3-7 Αισθητήρας γλυκόζης - συνεργασία USC San Diego και GlySens

3.2 Μετρήσεις ΧΑΠ

3.2.1 Σπιρομετρία

Η σπιρομέτρηση είναι μία δοκιμασία που μετράει τον όγκο εισπνοής ή εκπνοής συναρτήσει του χρόνου. Μπορούμε να έχουμε μετρήσεις μόνο όγκου ή ροής. Κάποιες σημαντικές μετρήσεις κατά τη δοκιμασία αυτή είναι: η βίαιη ζωτική χωρητικότητα (Forced Vital Capacity – FVC), που είναι ο όγκος ο οποίος εκπνέεται όταν η εκπνοή πραγματοποιείται όσο πιο βίαια και ολοκληρωτικά γίνεται ξεκινώντας από μία πλήρη εισπνοή, και ο βίαιος εκπνεόμενος όγκος (Forced Expiratory Volume – FEV₁) σε διάρκεια ενός δευτερολέπτου, που είναι ο όγκος που εκπνέεται το πρώτο δευτερόλεπτο της FVC δοκιμασίας.

Η μονάδα μέτρησης των FVC και η FEV₁ είναι τα λίτρα ενώ η εξέταση μπορεί να γίνει και σε θερμοκρασία σώματος με πίεση περιβάλλοντος κορεσμένη από υδρατμούς (Bronchial Provocation Tests - BPTs).

Η σπιρομέτρηση μπορεί να πραγματοποιηθεί με πολλά είδη εξοπλισμού, και τα αποτελέσματα που προκύπτουν εξαρτώνται από τεχνικούς και προσωπικούς παράγοντες.

Υπάρχουν κάποια πρότυπα όσον αφορά στην κατάταξη των μετρήσεων ανάλογα με την πάθηση από την Αμερικάνικη, Ευρωπαϊκή όσο και τη Βρετανική Πνευμονολογική Εταιρία.

Οι δυνατότητες του εξοπλισμού που είναι απαραίτητες για τις παραπάνω μετρήσεις συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 3-1 Ελάχιστες προδιαγραφές εξοπλισμού σπιρομέτρησης

Προτεινόμενες ελάχιστες τιμές εξοπλισμού για το χρόνο, τον όγκο, το συντελεστή κλίμακας και τη γραφική έξοδο [18]				
Παράμετρος	Οθόνη Οργάνου		Γραφική Έξοδος σε Χαρτί	
	Απαιτούμενη ανάλυση	Συντελεστής κλίμακας	Απαιτούμενη ανάλυση	Συντελεστής κλίμακας
Όγκος (*)	0.050 L	5 mm·L ⁻¹	0.025 L	10 mm·L ⁻¹
Ροή (*)	0.200 L·s ⁻¹	2.5 mm·L ⁻¹ s ⁻¹	0.100 L·s ⁻¹	5 mm·L ⁻¹ s ⁻¹
Χρόνος (*)	0.2 s	10 mm·s ⁻¹	0.2 s	20 mm·s ⁻¹

(*) Η σωστή αναλογία εικόνας για μια ροή σε σχέση με την απεικόνιση του όγκου είναι δύο μονάδες ροής ανά μία μονάδα όγκου

3.2.1.1 Δοκιμασία

Η δοκιμασία χωρίζεται σε 3 διακριτές φάσεις για να πραγματοποιηθεί σωστά ο FVC ελιγμός: 1) μέγιστη δυνατή εισπνοή, 2) “έκρηξη” εκπνοής, και 3) συνεχής εκπνοή στο τέλος της δοκιμασίας (End Of Test – EOT).

Ο τεχνικός ή ο νοσηλευτής θα πρέπει να επιδείξει την απαραίτητη τεχνική στον εξεταζόμενο και αυτός να ακολουθήσει τη διαδικασία που αναφέρεται στον παρακάτω πίνακα. Ο εξεταζόμενος θα πρέπει να εισπνεύσει γρήγορα και ολοκληρωτικά, ο σωλήνας να είναι εισηγμένος στο στόμα έτσι ώστε τα χείλη να είναι σφραγισμένα γύρω από αυτόν και με προσοχή έτσι ώστε η γλώσσα να μην τον φράζει και ο FVC ελιγμός να ξεκινήσει χωρίς καθόλου δισταγμό. Είναι σημαντικό η εισπνοή να είναι γρήγορη και η παύση κατά την πλήρη εισπνοή να είναι ελάχιστη (π.χ. μόνο για 1 με 2 s). Αν ο ασθενής αισθανθεί ζαλάδα, ο ελιγμός θα πρέπει να σταματήσει, καθώς θα μπορούσε να επακολουθήσει συγκοπή (κυρίως σε μεγαλύτερα άτομα και σε αυτούς που έχουν περιορισμούς στην παροχή αέρα).

Πίνακας 3-2 Διαδικασίες για την καταγραφή της FVC

Διαδικασίες για την καταγραφή της FVC [18]
Ελέγξτε τη βαθμονόμηση του σπιρομέτρου
Εξηγήστε τη δοκιμασία
Προετοιμάστε τον εξεταζόμενο
Ρωτήστε για κάπνισμα, πρόσφατες ασθένειες, χρήση φαρμάκων κλπ.
Μετρήστε το βάρος και το ύψος
Πλύνετε τα χέρια
Καθοδηγήστε και επιδείξτε τη δοκιμασία στον ασθενή, έτσι ώστε να
Διατηρεί σωστή στάση με το κεφάλι ελαφρώς υπερυψωμένο
Αναπνέει γρήγορα και πλήρως
Τοποθετεί σωστά τη συσκευή στο στόμα
Εκπνέει με τη μέγιστη δυνατή δύναμη
Πραγματοποίηση Ελιγμού
Βάλτε τον εξεταζόμενο να αποκτήσει τη σωστή στάση

Τοποθετήστε κλιπ στη μύτη (η κλείστε τη με το χέρι), τη συσκευή στο στόμα και κλείστε τα χείλη γύρω από τη συσκευή
Πλήρης και γρήγορη εισπνοή με παύση μικρότερη του 1 δευτερολέπτου με TLC
Πλήρης εκπνοή μέχρι να μην υπάρχει άλλος αέρας ενώ διατηρείται ίσια στάση σώματος
Επαναλάβετε τις οδηγίες αν είναι απαραίτητο, εμψυχώνοντας τον εξεταζόμενο
Επαναλάβετε το ελάχιστο 3 φορές τη διαδικασία (συνήθως δε χρειάζονται πάνω από 8 επαναλήψεις)
Ελέγξτε τις επαναλήψεις και πραγματοποιήστε και άλλες αν αυτό είναι απαραίτητο
Πραγματοποίηση Ελιγμού (μέθοδος ανοιχτού κυκλώματος)

*TLC: Total Lung Capacity – Συνολική Χωρητικότητα Πνευμόνων

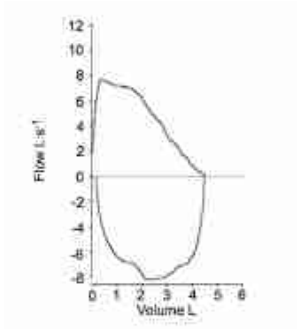
Οι μετρήσεις είναι αποδεκτές όταν δεν υπάρχει βήχας κατά το πρώτο δευτερόλεπτο της δοκιμασίας, διαρροή αέρα από το στόμιο, πρόωρος τερματισμός της διαδικασίας, όταν η προσπάθεια αντικατοπτρίζει τη μέγιστη δυνατή προσπάθεια του ασθενή, όταν το στόμιο δεν είναι φραγμένο, όταν οι εκκινήσεις είναι καλές (οι παρεκτάσεις του όγκου είναι < 5% της FVC ή των 0.15 L – όποιο είναι μεγαλύτερο), όταν είναι ικανοποιητική η εκπνοή (διάρκεια ≥ 6 s ή 3s για παιδιά).

3.2.1.2 Άλλες συναγόμενες ενδείξεις

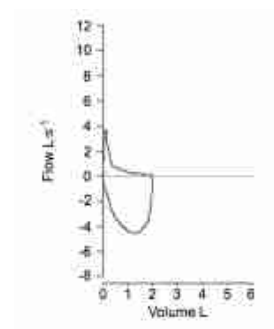
FEF_{25-75%}: Βίαιη Ροή Εκπνοής (Forced Expiratory Flow) είναι η μέση τιμή μεταξύ του 25% και του 75% της FVC και είναι γνωστή και ως μέσο της ροής εκπνοής. Αυτή η τιμή αντιστοιχεί στο φύσημα με το μεγαλύτερο άθροισμα FVC και FEV₁.

PEF: Μέγιστη Ροή Εκπνοής (Peak Expiratory Flow) είναι η μέγιστη ροή εκπνοής που επιτυγχάνεται από έναν ελιγμό εκπνοής μέγιστης έντασης, ο οποίος ξεκίνησε χωρίς δισταγμό από κατάσταση τελείως πληρωμένων πνευμόνων. Όταν την υπολογίζουμε από τις καμπύλες δεδομένων ροής-όγκου, εκφράζεται σε BPTS, L·s⁻¹. Πολλές φορές στις φορητές συσκευές μετράται σε L·m⁻¹.

Διαγράμματα μέγιστης ροής όγκου-εκπνοής (Maximal Flow Volume Loops – MFVL): Αυτά τα διαγράμματα μπορούν να είναι χρήσιμα για τον έλεγχο ποιότητας και για το εντοπισμό εμποδίου στο ανώτερο αναπνευστικό.



MFVL φυσιολογικού ατόμου



MFVL ατόμου με COPD

Εικόνα 3-8 Σύγκριση διαγραμμάτων μέγιστης ροής όγκου-εκπνοής (MFVL)

3.2.1.3 Τρόποι Υλοποίησης Σπιρομέτρων

Διαφορετικοί κατασκευαστές χρησιμοποιούν διαφορετικές μεθόδους υλοποίησης των σπιρογράφων τους. Οι περισσότερες μέθοδοι μετρούν τον όγκο έμμεσα, διαμέσου της μετρούμενης ροής αέρα. Οι πιο συνηθισμένες μέθοδοι είναι με:

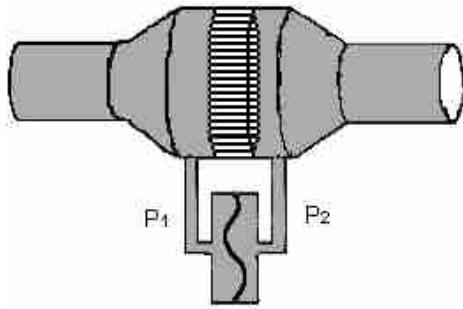
- Πνευματογράφο
- Τουρμπίνα
- Υπέρηχο
- Ανεμόμετρο Τεχνολογίας Θερμαινόμενου νήματος

Υλοποίηση με Πνευματογράφο

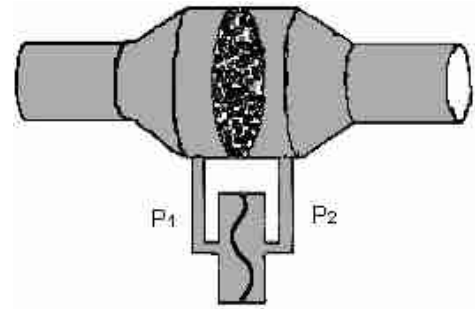
Οι πνευματογράφοι μετρούν τη ροή σύμφωνα με την αρχή Venturi. Η αρχή αυτή λέει ότι η πίεση ενός υγρού μειώνεται όταν αυτό περνά από μία στένωση του σωλήνα μέσα στον οποίο μεταφέρεται.

Αυτά τα σπιρόμετρα καταμετρούν την πτώση πίεσης όταν ο εξεταζόμενος φυσά μέσα στη συσκευή και από εκεί υπολογίζεται ο όγκος.

Υπάρχουν δύο τύποι πνευματογράφων, ο Fleish και ο Lilly. Ο δεύτερος τύπος μετρά τη διαφορά πίεσης πριν και μετά την παρεμβολή μιας μεμβράνης με γνωστή αντίσταση. Ο πρώτος τύπος, που είναι και ο πιο αξιόπιστος, χρησιμοποιεί μία σειρά από παράλληλα τριχοειδή. Το μεγαλύτερο μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι οι πνευματογράφοι είναι ευαίσθητοι στη θερμοκρασία, την υγρασία και την ατμοσφαιρική πίεση του περιβάλλοντος. Αυτό σημαίνει ότι τα αντίστοιχα σπιρόμετρα χρειάζονται πολύ συχνά βαθμονόμηση, τουλάχιστον μία φορά την ημέρα, και μετά την οποιαδήποτε μεταφορά τους [19].



Πνευματογράφος Fleisch



Πνευματογράφος Lilly

Εικόνα 3-9 Πνευματογράφοι Fleisch και Lilly

Υλοποίηση με Τουρμπίνα

Τα σπιρόμετρα αυτά χρησιμοποιούν τουρμπίνα για να μετρήσουν τη ροή εκπνοής. Όσο πιο δυνατά φυσά ο ασθενής, τόσο πιο γρήγορα περιστρέφεται η τουρμπίνα και μετρώνται οι περιστροφές (συνήθως με υπέρυθρες). Τα αποτελέσματα που παρέχουν αυτά τα σπιρόμετρα είναι αξιόπιστα και δε χρειάζονται βαθμονόμηση και θερμοστάτη αν η τουρμπίνα είναι κατασκευασμένη από άνθρακα ή Kevlar. Επίσης, η ατμοσφαιρική πίεση και η θερμοκρασία δεν επηρεάζουν τα αποτελέσματα. Τα αποτελέσματα αυτά εμφανίζονται σε οθόνη η οποία ελέγχεται από ένα μικροεπεξεργαστή που τροφοδοτείται από μπαταρία [19] [20]. Η εικόνα δείχνει ένα φορητό σπιρόμετρο της εταιρείας Morgan Scientific [21].



Εικόνα 3-10 Σπιρόμετρο τουρμπίνας και λεπτομέρεια τουρμπίνας

Υλοποίηση με Υπέρηχους

Τα σπιρόμετρα με υπέρηχους μετρούν τη ροή μέσω υπερήχων. Τα αποτελέσματα είναι ακριβή και αξιόπιστα. Τα συγκεκριμένα σπιρόμετρα δεν χρειάζονται ούτε θερμοστάτη, ούτε βαθμονόμηση.

Υλοποίηση θερμαινόμενου νήματος

Τα σπιρόμετρα αυτής της κατηγορίας μετρούν την ηλεκτρική αντίσταση μέσω ενός ζεστού σύρματος. Η αντίσταση εξαρτάται από τη θερμοκρασία του σύρματος. Η θερμοκρασία του σύρματος μειώνεται καθώς ο εξεταζόμενος φυσά αέρα μέσα στο σπιρόμετρο. Αυτή η κατηγορία σπιρομέτρων δεν είναι πολύ αξιόπιστη, ενώ δεν προσδιορίζεται η κατεύθυνση του αέρα (αν είναι αέρας εκπνοής ή εισπνοής). Επιπλέον δεν είναι πολύ ακριβή ενώ η βαθμονόμησή τους είναι δύσκολη και πρέπει να πραγματοποιείται συχνά (τουλάχιστον μία φορά την ημέρα).

Αξιοπιστία φορητών σπιρομέτρων

Σε αυτή τη μελέτη, εκτός από τις αρχικές μετρήσεις που θα μπορούσαν να πραγματοποιηθούν με ένα εργαστηριακό σπιρόμετρο, μας ενδιαφέρουν περισσότερο και οι μετρήσεις που μπορούν να γίνουν από φορητά σπιρόμετρα στο χώρο της άσκησης, στην αρχή, στο τέλος ή σε διακοπές της άσκησης, ανά τακτά χρονικά διαστήματα. Σύμφωνα με μελέτες τόσο τα σπιρόμετρα με τουρμπίνα όσο και αυτά με υπέρηχους έχουν αποδειχθεί πολύ αξιόπιστα και σε σχέση με τα εργαστηριακά σπιρόμετρα αλλά και σε βάθος χρόνου.

Πιο συγκεκριμένα, τα συμπεράσματα της μελέτης που έγινε σε σπιρόμετρα τουρμπίνας σε βάθος δύο χρόνων από την ομάδα Asger Dirksen et al., ήταν ότι “Τα μικρά φορητά σπιρόμετρα με τουρμπίνα είναι κατάλληλα για μακροχρόνια χρήση δοκιμασιών σπιρομετρίας από ασθενείς. Η αντοχή τους κατά τη διάρκεια δύο χρόνων είναι αποδεκτή ενώ η μακροχρόνια αναπαραγωγικότητα των αποτελεσμάτων είναι άριστη” [22]. Ακόμη, σύμφωνα με άλλη μελέτη στην οποία γινόταν σύγκριση ενός φορητού σπιρόμετρου υπέρηχων με εργαστηριακό εξοπλισμό τα συμπεράσματα ήταν τα εξής: “Τα φορητά σπιρόμετρα μπορούν να παρέχουν μετρήσεις που είναι συγκρίσιμες με αυτές που προκύπτουν από πρότυπα (“gold standard”) σπιρόμετρα εργαστηρίων και μπορούν να επιτευχθούν υψηλής ποιότητας διαγράμματα τόσο στο σπίτι όσο και στο γραφείο. Οπτική επιθεώρηση των διαγραμμάτων από έμπειρους πνευμονολόγους οδήγησε στον εντοπισμό μη αποδεκτών καμπυλών που δεν απορρίφθηκαν από το λογισμικό που ήταν υπεύθυνο για τον έλεγχο ποιότητας.” [23]

3.3 Μετρήσεις που αφορούν και το διαβήτη και τη ΧΑΠ

3.3.1 Οξυμετρία

3.3.1.1 Γενικά

Η οξυμετρία αποτελεί μία μη επεμβατική μέθοδο μέτρησης του κορεσμού της αιμοσφαιρίνης σε οξυγόνο, στο αρτηριακό αίμα. Η φυσική ιδιότητα που επιτρέπει σε ένα παλμικό οξύμετρο να πραγματοποιεί αυτή τη μέτρηση, είναι η αλλαγή του χρώματος του αίματος καθώς η αιμοσφαιρίνη απορροφά διαφορετικά μήκη κύματος ανάλογα με τον κορεσμό. Η οξυαιμοσφαιρίνη (αιμοσφαιρίνη με υψηλό κορεσμό οξυγόνου) δεν απορροφά ιδιαίτερα το κόκκινο φως, αλλά καθώς πέφτει ο κορεσμός οξυγόνου στο αίμα, όλο και περισσότερο κόκκινο φως απορροφάται και το αίμα γίνεται πιο σκούρο. Παρόλα αυτά, κοντά στο υπέρυθρο φάσμα, η οξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο φως από την αναχθείσα αιμοσφαιρίνη (αιμοσφαιρίνη που έχει χάσει μεγάλο μέρος του οξυγόνου της).

Έτσι, η παλμική οξυμετρία στηρίζεται σε δύο φυσικές αρχές:

- Η απορρόφηση φωτός της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης είναι διαφορετική από αυτή της αναχθείσας αιμοσφαιρίνης, στα δύο μήκη κύματος του οξύμετρου, που περιλαμβάνουν κόκκινο και υπέρυθρο φως.
- Η απορρόφηση και των δύο μηκών κύματος έχει μία παλμική συνιστώσα, η οποία οφείλεται σε αυξομειώσεις στον όγκο του αρτηριακού αίματος μεταξύ της πηγής και του ανιχνευτή.

Χρησιμοποιούνται δύο μήκη κύματος, 660 nm (κόκκινο) και 940 nm (κοντά στο υπέρυθρο). Στα 660 nm η αναχθείσα αιμοσφαιρίνη απορροφά περίπου τη δεκαπλάσια ποσότητα φωτός από την οξυαιμοσφαιρίνη. Στο υπέρυθρο μήκος κύματος (940 nm), ο συντελεστής απορρόφησης της οξυαιμοσφαιρίνης είναι μεγαλύτερος από αυτόν της αναχθείσας. Το παλμικό οξύμετρο ανιχνεύει την απορρόφηση του κόκκινου και του υπέρυθρου φωτός, και ο λόγος παλμικού προς μη παλμικό φως στο κόκκινο και το υπέρυθρο μήκος κύματος μεταφράζεται μέσω επεξεργασίας σήματος σε μία συνάρτηση κορεσμού του αρτηριακού αίματος. Τα δεδομένα συγκεντρώνονται από ένα μικρο-επεξεργαστή και, μέσω ενός αλγορίθμου βαθμονόμησης που βασίζεται σε δεδομένα εθελοντών, υπολογίζεται ο κορεσμός οξυγόνου.

3.3.1.2 Αρχές Λειτουργίας

Όπως είναι κατανοητό από τα παραπάνω, η παλμική οξυμετρία στηρίζεται στη φασματική ανάλυση για τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου. Πιο συγκεκριμένα συνδυάζονται οι τεχνολογίες της φασματοφωτομετρίας και της οπτικής πληθυσμογραφίας. Με την πρώτη τεχνολογία μετράται ο κορεσμός οξυγόνου ενώ με τη δεύτερη μετρώνται οι παλμικές αλλαγές του αρτηριακού όγκου στη μεριά του αισθητήρα.

Η μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου μέσω φασματοφωτομετρίας, βασίζεται στο νόμο Beer-Lambert, ο οποίος συσχετίζει τη συγκέντρωση ενός διαλύματος με την ένταση του φωτός που διαδίδεται μέσω ενός διαλύματος. Για να μπορέσουμε να εκτιμήσουμε τη συγκέντρωση μιας ουσίας που απορροφά φως σε ένα καθαρό διάλυμα μέσω της έντασης του φωτός που διαδίδεται στο διάλυμα, θα πρέπει να ξέρουμε την ένταση του προσπίπτοντος φωτός το μήκος διαδρομής μετάδοσης και την απορρόφηση της ουσίας σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Όλα αυτά αντικατοπτρίζονται στους παρακάτω τύπους:

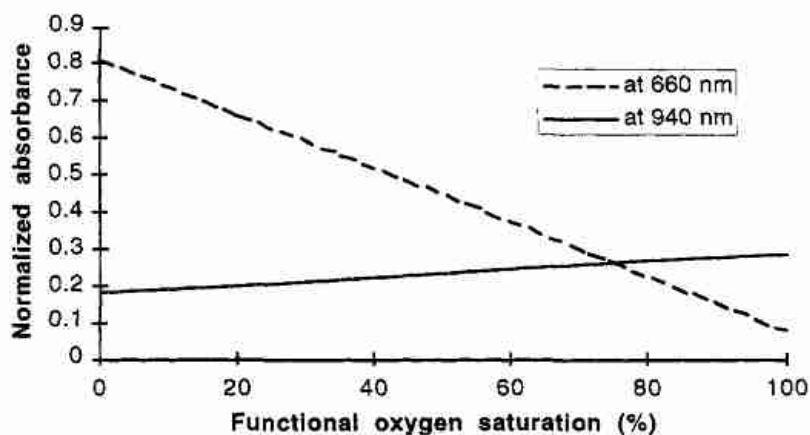
$$I_{\text{trans}} = I_{\text{inc}} - A$$

$$A = \varepsilon(\lambda) \cdot c \cdot d$$

όπου I_{trans} είναι η ένταση του διαδιδόμενου φωτός, I_{inc} η ένταση του προσπίπτοντος φωτός, A η απορρόφηση, $\varepsilon(\lambda)$ ο συντελεστής απόσβεσης της ουσίας για δεδομένο μήκος κύματος λ , c η συγκέντρωση του διαλύματος και d η απόσταση του μονοπατιού που διανύει το φως. Για όλες τις ουσίες, η γραμμική σχέση μεταξύ απορρόφησης και συγκέντρωσης ισχύει μέχρι μια συγκεκριμένη τιμή συγκέντρωσης. Κάτω από αυτό το όριο μπορούμε να ορίσουμε μία σταθερά βαθμονόμησης. Αυτή ύστερα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως αναφορά για να προσδιορίσουμε τη συγκέντρωση μίας άγνωστης ουσίας η οποία όμως έχει τον ίδιο συντελεστή απόσβεσης. Για παραπάνω από ένα διάλυμα, ο νόμος μετασχηματίζεται κατάλληλα και η συνολική απόσβεση ισούται με το άθροισμα των επιμέρους απορροφήσεων [24].

Χρησιμοποιώντας την αρχή του νόμου του Beer, η συγκέντρωση ενός δεδομένου διαλύματος προσδιορίζεται από την ποσότητα φωτός που απορροφάται από το διάλυμα σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος. Για να μετρηθεί ο κορεσμός οξυγόνου, οι σχετικές συγκεντρώσεις της αναχθείσας και της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης πρέπει να είναι γνωστές, καθώς και οι τα δύο διαφορετικά μήκη κύματος πρέπει να είναι τέτοια ώστε κατά το δυνατόν η κάθε μια να απορροφά ένα από τα δύο. Η αιμοσφαιρίνη στην αναχθείσα της μορφή έχει κορυφή απορρόφησης τα 660 nm ενώ η οξυγονωμένη τα 940 nm. Ο κορεσμός

της καθαρής αιμοσφαιρίνης μπορεί να προσδιοριστεί από το λόγο του φωτός που απορροφάται στο κόκκινο μήκος κύματος (660 nm) προς αυτό που απορροφάται στο υπέρυθρο μήκος κύματος (940 nm), και αυτός ο λόγος (A_{660}/A_{940}) θα σχετίζεται με τον κορεσμό οξυγόνου.



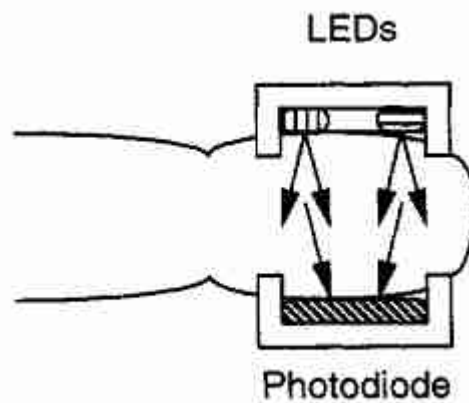
Εικόνα 3-11 Απορρόφηση φωτός σε διαλύματα αιμοσφαιρίνης

Αλλαγές στην απορρόφηση φωτός σε διαλύματα αιμοσφαιρίνης ως συνάρτηση του κορεσμού οξυγόνου για μήκη κύματος που χρησιμοποιούνται στην οξυμετρία. Η απορρόφηση μειώνεται με πολύ γρήγορους ρυθμούς καθώς αυξάνεται ο κορεσμός οξυγόνου στα 660nm (διακεκομμένη γραμμή) αλλά αυξάνεται λίγο με την αύξηση του κορεσμού στα 940nm (συνεχής γραμμή) [25].

Ο νόμος του Beer ισχύει *in vitro* για συνθήκες που είναι δύσκολο να αναπαραχθούν *in vivo*, οπότε κάποιοι συντελεστές διόρθωσης ενσωματώνονται στα οξύμετρα προκειμένου να παρακαμφθούν προβλήματα όπως απορρόφηση φωτός από άλλους ιστούς πέραν της αιμοσφαιρίνης.

Ως πηγές φωτός στα παλμικά οξύμετρα, χρησιμοποιούνται LEDs που μπορούν και παράγουν, με αξιόπιστο τρόπο, φως ενός μήκους κύματος και είναι ευρέως διαθέσιμα.

Τα σύγχρονα παλμικά οξύμετρα αποτελούνται από ένα περιφερικό αισθητήρα μαζί με μία μονάδα μικροεπεξεργαστή με οθόνη στην οποία εμφανίζονται η κυματομορφή, ο κορεσμός οξυγόνου και ο καρδιακός παλμός. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο δάχτυλο, το λοβό του του αυτιού, στο μέτωπο, ή στη μύτη. Μέσα στον αισθητήρα υπάρχουν δύο LED, με τα δύο γνωστά μήκη κύματος. Οι δέσμες φωτός διαπερνούν τους ιστούς και φτάνουν στον ανιχνευτή φωτός. Κατά τη διαδρομή αυτή, ένα μέρος απορροφάται από το αίμα και ένα άλλο από τους μαλακούς ιστούς, ανάλογα με τη συγκέντρωση της αιμοσφαιρίνης.



Εικόνα 3-12 Παλμικό οξύμετρο με LED

Παλμικό οξύμετρο που μετράει τη μετάδοση του φωτός από δύο LEDs διαμέσου του δαχτύλου του ασθενούς [25].

3.3.1.3 Τεχνικοί περιορισμοί και λύσεις

Υπάρχουν κάποιοι τεχνικοί περιορισμοί και προβλήματα ως προς την ακριβή εκτίμηση κορεσμού οξυγόνου με τη μέθοδο αυτή, καθώς το φως μπορεί να υποστεί διασπορά ή να απορροφηθεί από άλλους ιστούς ή συστατικά του αίματος. Το σύστημα θα πρέπει να απομονώνει την απορρόφηση του αρτηριακού αίματος από αυτή του φλεβικού, των συνδετικών ιστών και άλλων ξένων σωμάτων. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί εύκολα καθώς το αρτηριακό αίμα είναι παλμικό σε αντίθεση με τους άλλους ιστούς. Έτσι το παλμικό σήμα μπορεί να διαχωριστεί από το μη παλμικό με φίλτρα θεωρώντας το ξένο σήμα ως “θόρυβο”.

Ο μικροεπεξεργαστής μπορεί να ξεχωρίσει την απορρόφηση του παλμικού κλάσματος του αίματος που οφείλεται στο αρτηριακό αίμα, καθώς το θεωρεί ως μία AC συνιστώσα, από τη συνεχή απορρόφηση από το μη παλμικό φλεβικό ή τριχοειδές αίμα και άλλες χρωστικές ιστού ως συνεχείς DC συνιστώσες. Καθορίζει την AC συνιστώσα σε κάθε μήκος κύματος και τη διαιρεί με την αντίστοιχη DC. Από τις αναλογίες του φωτός που απορροφάται από κάθε συστατικό στις δύο συχνότητες, υπολογίζει μετά το λόγο (R) της απορρόφησης που οφείλεται στην παλμική συνιστώσα του αίματος.

$$R = AC660 / DC660$$

$$AC940 / DC940$$

Στη μνήμη του οξύμετρου, υπάρχει μία σειρά τιμών από κορεσμό οξυγόνου που έχουν αποκτηθεί μέσω πειραμάτων, κατά τα οποία δόθηκαν σε εθελοντές να αναπνεύσουν

όλο και περισσότερο υποξικά μείγματα μέχρι να ληφθούν τιμές κορεσμού 80%. Ο λόγος R που υπολογίζει το οξύμετρο, συγκρίνεται με τις αποθηκευμένες τιμές και εμφανίζεται ο κορεσμός οξυγόνου. Δεδομένου ότι ο μικροεπεξεργαστής δεν έχει καμία αποθηκευμένη τιμή στη μνήμη με κορεσμό λιγότερο από 80% (καθώς είναι από ανήθικο έως κλινικά διακινδυνευμένο να κάνει κάποιος τους εθελοντές πιο υποξικούς) η ακρίβεια δεν μπορεί να εξακριβωθεί κάτω από τιμές 75 - 80%. Οποιαδήποτε τιμή κορεσμού κάτω από την τιμή αυτή θα είναι τιμή παρεμβολής, και ως εκ τούτου ανακριβής.

3.3.1.4 Σφάλματα λόγω κίνησης και αντιμετώπιση

Αυτά τα σφάλματα μας ενδιαφέρουν ιδιαίτερος καθώς σε αυτή τη μελέτη θέλουμε να παρακολουθήσουμε τον κορεσμό οξυγόνου ασθενών οι οποίοι θα αθλούνται και επομένως ο παράγοντας της κίνησης είναι αναπόφευκτος.

Η σχετική κίνηση του αισθητήρα με το δέρμα, μπορεί να δημιουργήσει σφάλματα τα οποία το παλμικό οξύμετρο να μην μπορεί να διαχωρίσει από τους κανονικούς αρτηριακούς παλμούς. Η ικανότητα ενός οξύμετρου να διαχειριστεί τα σφάλματα κίνησης έχει να κάνει με τη σχέση της εκκίνησης της κίνησης και της εκκίνησης της παρακολούθησης. Αν η κίνηση ακολουθεί την έναρξη της παρακολούθησης, υπάρχει μεγαλύτερη μείωση στην απόδοση. Τα σφάλματα λόγω κίνησης μπορούν να συχνά να αναγνωριστούν από άστατους παλμούς ή από παραμορφωμένα διαγράμματα πληθυσμογραφικών κυματομορφών. Ταυτόχρονα, με την ανάπτυξη της τεχνολογίας τα νέα οξύμετρα είναι λιγότερο επιρρεπή σε σφάλματα λόγω κίνησης και ήδη από το 1993 διενεργούνται μελέτες για την ακρίβεια των οξύμετρων σε καταστάσεις άσκησης όπου υπήρχαν ήδη οξύμετρα που έδιναν μετρήσεις με κίνηση πολύ κοντά στις αντίστοιχες σε ηρεμία, με ποσοστά απόκλισης 1% (οξύμετρο Hewlett-Packard) [26].

Επιπλέον, τα σφάλματα που εισάγονται από την κίνηση μπορούν να μειωθούν σε μεγάλο βαθμό με προσεκτική τοποθέτηση των αισθητήρων. Πιο συγκεκριμένα, η τοποθέτηση στο λοβό του αυτιού, το μάγουλο, τη μύτη ή το μέτωπο μπορεί να φανεί πολύ χρήσιμη, ενώ ελαστικοί αισθητήρες οι οποίοι μπορούν να τοποθετηθούν με ταινία πάνω στο σώμα είναι λιγότερο επιρρεπείς σε σφάλματα κίνησης. Σύμφωνα με μελέτες σχετικά με την ακρίβεια των αισθητήρων η οποία επηρεάζεται από την κίνηση, η χρήση αισθητήρων μετώπου προστατευμένου από ελαστική κορδέλα, η οποία παρέχει πίεση επαφής με το δέρμα 60 mmHg, μειώνει σημαντικά τα σφάλματα λόγω κίνησης [27] [28].



Εικόνα 3-13 OxiMax™ Max-Fast™ Αισθητήρας μετώπου της εταιρίας Covidien

3.3.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

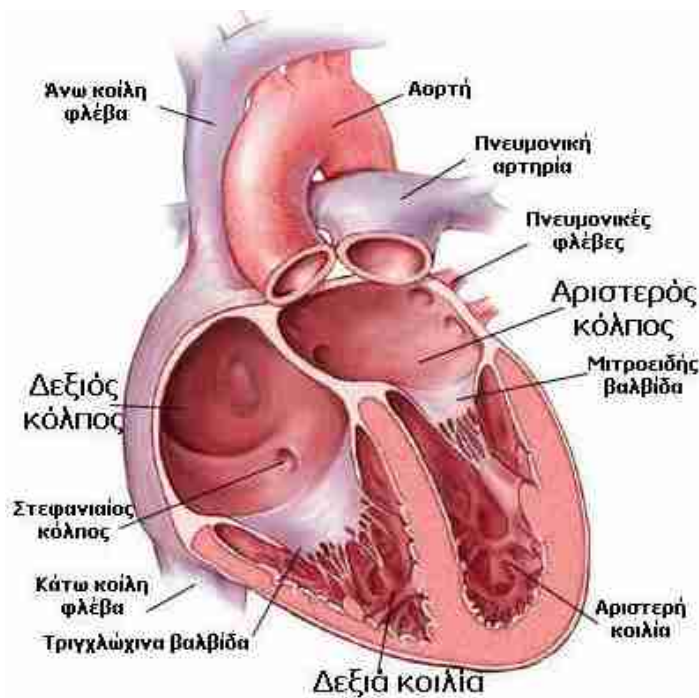
3.3.2.1 Γενικά

Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μία εξέταση που δίνει πολλές πληροφορίες για την ηλεκτρική δραστηριότητα και τη λειτουργία της καρδιάς. Η καρδιά περιέχει ένα σύστημα εξειδικευμένων μυϊκών ινών, το ερεθισματαγωγό σύστημα, οι οποίες μπορούν να αυτοδιεγείρονται. Η διέγερση αυτή εξαπλώνεται σε ολόκληρο το μυοκάρδιο και έχει ως αποτέλεσμα τη συστολή του μυοκαρδίου. Το σύστημα αυτό καλείται σύστημα παραγωγής και αγωγής της διέγερσης (ΣΠΑΔ) και αποτελείται από το φλεβόκομβο, τον κολποκοιλιακό κόμβο, το δεμάτιο του Hiss με τα δύο του σκέλη, και τις ίνες Purkinje.

3.3.2.2 Ο καρδιακός κύκλος

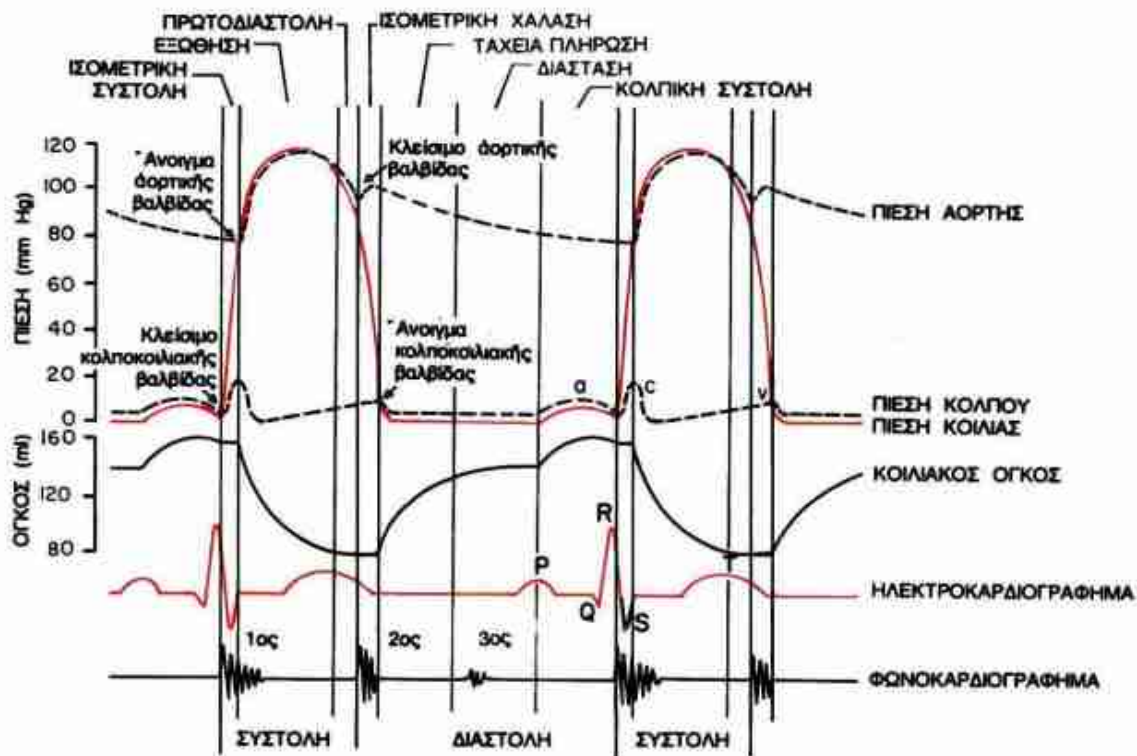
Η καρδιά λειτουργεί σε συνεργασία με το κυκλοφορικό σύστημα ως αντλία αίματος. Αποτελείται από τέσσερις αντλίες, τους κόλπους, τις κοιλίες και δύο προαντλίες. Ο καρδιακός κύκλος είναι ο χρόνος που μεσολαβεί από τη συστολή της καρδιάς μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής. Ο κάθε καρδιακός κύκλος ξεκινά από το ΣΠΑΔ και πιο συγκεκριμένα ως ένα δυναμικό ενέργειας από το φλεβόκομβο. Η διέγερση εξαπλώνεται στους κόλπους σε 0,1 δευτερόλεπτα, από όλα τα κύτταρα του μυοκαρδίου των κόλπων οδών και φθάνει στον κολποκοιλιακό κόμβο όπου η αγωγή είναι βραδεία και η διάβαση προς τις κοιλίες καθυστερεί κατά 0,1 δευτερόλεπτα. Η καθυστέρηση αυτή έχει μεγάλη

βιολογική σημασία, καθώς επιτρέπει στη συστολή των κόλπων να ολοκληρωθεί πριν να αρχίσει η συστολή των κοιλιών. Η διέγερση περνά από τους κόλπους προς τις κοιλίες από τον κολποκοιλιακό κόμβο. Οι κόλποι λοιπόν λειτουργούν ως εναυσματικές αντλίες για τις κοιλίες, οι οποίες μετά παρέχουν την κύρια πηγή δύναμης για την προώθηση του αίματος μέσα από το αγγειακό σύστημα [29].



Εικόνα 3-14 Η καρδιά ως αντλία

Κατά τον καρδιακό κύκλο, υπάρχει μια περίοδος διαστολής, κατά την οποία η καρδιά πληρώνεται με αίμα και ακολουθείται από μια περίοδο συστολής. Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται τα γεγονότα του καρδιακού κύκλου. Οι άνω τρεις καμπύλες παριστάνουν τις μεταβολές της πίεσης μέσα στην αορτή, την αριστερή κοιλία και τον αριστερό κόλπο, η τέταρτη τις μεταβολές όγκου των κοιλιών, η πέμπτη είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η έκτη το καρδιοφονογράφημα (καταγραφή ήχων καρδιάς).

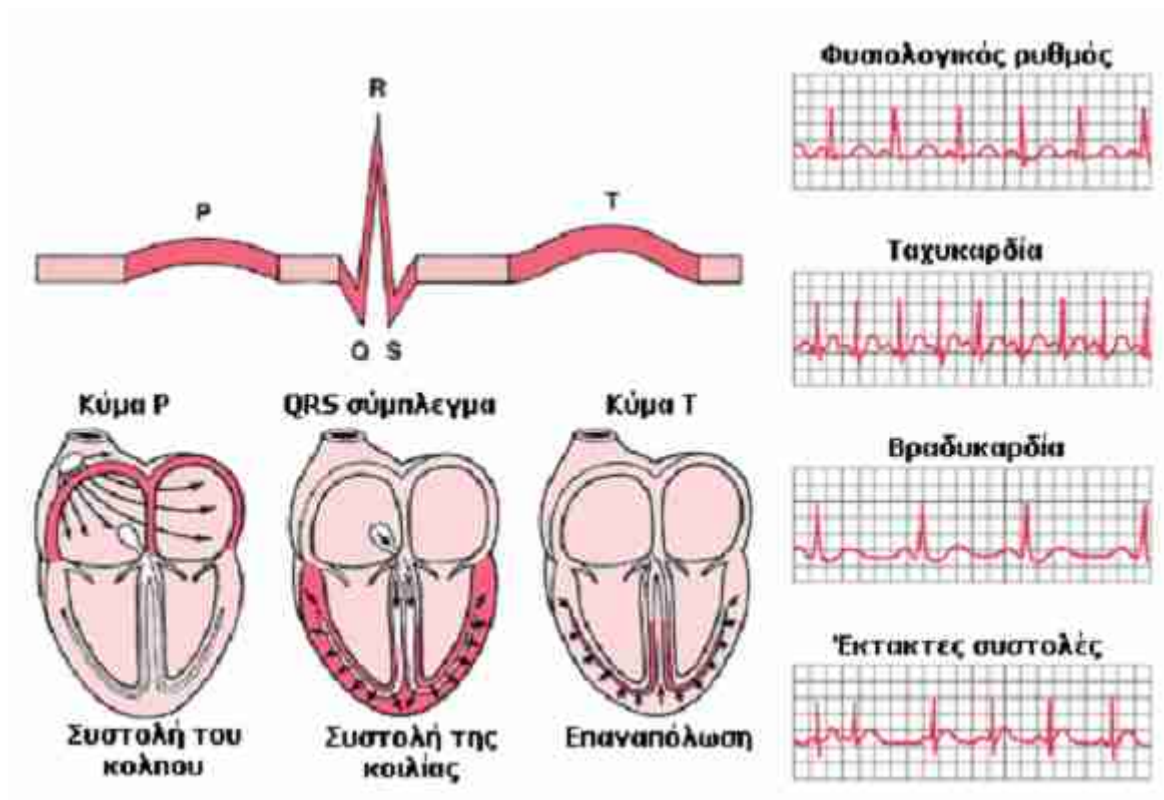


Εικόνα 3-15 Καρδιακός κύκλος

Καρδιακός κύκλος, μεταβολές πίεσης, όγκου, ηλεκτροκαρδιογράφημα, φωνοκαρδιογράφημα [30].

3.3.2.3 Τα επάρματα και η ονομασία τους

Στην παραπάνω εικόνα φαίνονται και τα επάρματα (κύματα) και οι ονομασίες τους. Η διέγερση των κόλπων ξεκινά φυσιολογικά από το φλεβόκομβο και έχει συνισταμένη κατεύθυνση προς τον κοιλιοκοιλιακό κόμβο. Το έπαρμα που παράγεται ονομάζεται έπαρμα **P**. Κατά τη διέλευσή της από τον κοιλιοκοιλιακό κόμβο η διέγερση καθυστερεί και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται ισηλεκτρική γραμμή, το διάστημα **PQ** το οποίο διαρκεί περίπου 0,16 sec. Κάποιες φορές ονομάζεται και διάστημα PR καθώς το Q απουσιάζει. Μετά από περίπου 0,16 sec από την έναρξη του επάρματος P εμφανίζεται το σύμπλεγμα επαρμάτων **QRS**, που οφείλεται στην εκπόλωση των κοιλιών. Η επαναπόλωση των κοιλιών παράγει έπαρμα που ονομάζεται **T** το οποίο εμφανίζεται λίγο πριν το τέλος της συστολής των κοιλιών. Η συστολή των κοιλιών διαρκεί από την αρχή του επάρματος Q μέχρι το τέλος του T, το αντίστοιχο διάστημα ονομάζεται **QT** και διαρκεί υπό φυσιολογικές συνθήκες 0,35 sec [31].



Εικόνα 3-16 Καταγραφή επαρμάτων

3.3.2.5 Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Οι περισσότεροι ηλεκτροκαρδιογράφοι πραγματοποιούν ηλεκτρικές μετρήσεις στην επιφάνεια του σώματος. Ένα απλό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από το σύμπλεγμα PQRST με πλάτος λίγων millivolt. Συνήθως το εύρος ζώνης ενός τέτοιου σήματος κυμαίνεται στην περιοχή 0,05 – 100 Hz, όπου περιέχεται σχεδόν όλη η ενέργειά του, και για αυτό το λόγο η ψηφιοποίηση του σήματος απαιτεί συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον 200 δείγματα/sec (θεώρημα Shannon).

3.3.2.6 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται σε διάφορες σταθερές (τυπικές) θέσεις ενώ η πολικότητα της εγγραφής κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου (θετική ή αρνητική) καθορίζεται από τον προσανατολισμό των ηλεκτροδίων σε σχέση με την κατεύθυνση του ρεύματος στην καρδιά. Οι ηλεκτρικές συνδέσεις μεταξύ των άκρων και του ηλεκτροκαρδιογράφου για την καταγραφή ΗΚΓ γίνεται με τις πρότυπες διπολικές (βασικές) απαγωγές των άκρων.

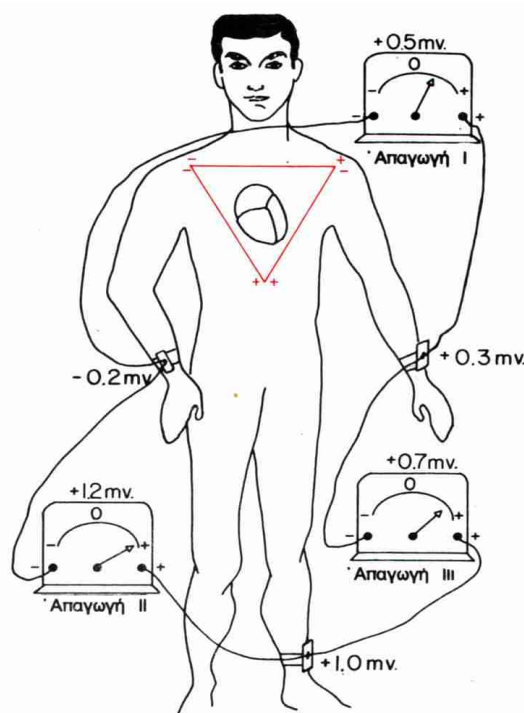
Με τον όρο “διπολικές” εννοείται ότι το ΗΚΓ καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σ’ αυτή την περίπτωση σε άκρα. Η “απαγωγή” δεν συνίσταται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο, αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδιά τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Αν και ο πραγματικός ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ηλεκτρονικό όργανο καταγραφής υψηλής ταχύτητας, στο σχήμα παριστάνεται ως απλό μηχανικό όργανο καταγραφής.

Απαγωγή I: Το (-) του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο (RA) και το (+) του στο αριστερό άνω άκρο (LA).

$$\text{Απαγωγή I} = V_{\text{LA}} - V_{\text{RA}}$$

Όταν το σημείο στο θώρακα όπου το δεξιό άνω άκρο συνδέεται με το σώμα είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το σημείο στο οποίο το αριστερό άνω άκρο συνδέεται με τον θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα. Όταν η πολικότητα μεταβάλλεται, το καταγραφόμενο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.



Εικόνα 3-17 Ηλεκτροκαρδιογράφημα – τοποθέτηση ηλεκτροδίων

Συμβατική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών. Στο θώρακα είναι σχεδιασμένο το τρίγωνο του Einthoven [30].

Απαγωγή II: Το (-) του ΗΚΓφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο (RA) και το (+) στο αριστερό κάτω άκρο (LL).

$$\text{Απαγωγή II} = V_{LL} - V_{RA}$$

Κατά συνέπεια, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Απαγωγή III: το (-) του ΗΚΓφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο (LA), και το (+) στο αριστερό κάτω άκρο (LL).

$$\text{Απαγωγή III} = V_{LL} - V_{LA}$$

Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο.

Το ισόπλευρο τρίγωνο γύρω από την περιοχή της καρδιάς ονομάζεται **τρίγωνο του Einthoven**. Αποτελεί ένα σχεδιαγραμματικό τρόπο για να καταδειχθεί ότι τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο αποτελούν τις τρεις γωνίες τριγώνου που περιβάλλει την καρδιά. Οι δύο γωνίες στο άνω άκρο του τριγώνου παριστάνουν τα σημεία στα οποία τα δύο άνω άκρα πραγματοποιούν ηλεκτρική σύνδεση με τα υγρά που περιβάλλουν την καρδιά, η δε κάτω γωνία αποτελεί το σημείο στο οποίο το αριστερό κάτω άκρο συνδέεται με αυτά τα υγρά.

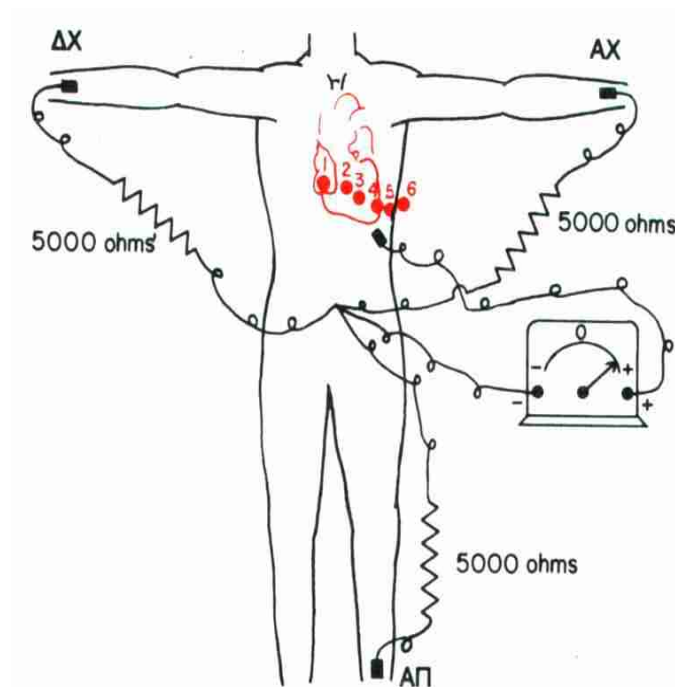
Κατά το **νόμο του Einthoven** “Αν τα ηλεκτρικά δυναμικά δύο οποιωνδήποτε από τις τρεις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές είναι γνωστά για δεδομένη χρονική στιγμή, το δυναμικό της τρίτης απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί μαθηματικά, από τις δύο πρώτες, με την απλή άθροισή τους”

$$\text{Απαγωγή I} + \text{Απαγωγή III} = \text{Απαγωγή II}$$

Σημειώνεται ότι τα θετικά και τα αρνητικά σημεία των διαφόρων απαγωγών πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψιν κατά την εκτέλεση αυτής της άθροισης

Συχνά, λαμβάνονται Ηλεκτροκαρδιογραφήματα με το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετημένο σε ένα από τα έξι ξεχωριστά σημεία του θώρακα, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Αυτό το ηλεκτρόδιο συνδέεται με το (+) του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το (-), που ονομάζεται αδιάφορο ηλεκτρόδιο, συνδέεται συνήθως, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξιό και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο, όπως απεικονίζεται στο σχήμα. Συνήθως λαμβάνονται έξι διαφορετικές πρότυπες απαγωγές από το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα, με τη διαδοχική τοποθέτηση του θωρακικού

ηλεκτροδίου στα έξι σημεία που σημειώνονται στο διάγραμμα. Τα ΗΚΓ που λαμβάνονται με τη μέθοδο που απεικονίζεται στο σχήμα, φέρονται ως απαγωγές V1, V2, V3, V4, V5 και V6.

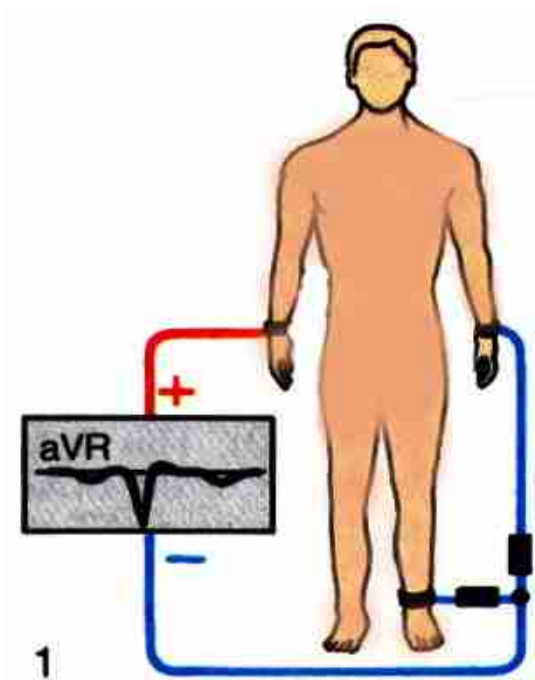


Εικόνα 3-18 Συνδέσεις ηλεκτροκαρδιογράφου

Συνδέσεις του σώματος με τον ηλεκτροκαρδιογράφο για την καταγραφή των προκάρδιων απαγωγών [30].

Επειδή οι επιφάνειες της καρδιάς είναι πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, με την κάθε θωρακική απαγωγή καταγράφεται, κυρίως, το ηλεκτρικό δυναμικό του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Γι' αυτό το λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα, συχνά προκαλούν αλλοιώσεις στα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τις προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές.

Ένα άλλο σύστημα απαγωγών σε ευρεία χρήση είναι η “ενισχυμένη μονοπολική απαγωγή άκρου”. Στην απαγωγή αυτού του τύπου, δύο άκρα συνδέονται, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το (-) του ηλεκτροκαρδιογράφου ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με το (+).



Εικόνα 3-19 Καταγραφή απαγωγών των άκρων

Τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των ενισχυμένων μονοπολικών απαγωγών των άκρων [30]

Όταν το (+) συνδέεται με δεξιό άνω άκρο, η απαγωγή ονομάζεται aVR, όταν συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVL και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVF. Τα φυσιολογικά ΗΚΓ που λαμβάνονται με τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων είναι όμοια με εκείνα των κλασσικών διπολικών απαγωγών των άκρων, εκτός από την απαγωγή aVR, στην οποία το ΗΚΓ είναι αντεστραμμένο.

3.3.2.7 Ηλεκτροκαρδιογράφημα και άσκηση

Η παρακολούθηση της καρδιάς κατά τη διάρκεια της άσκησης είναι πολύ σημαντική αφού αυξάνονται η καρδιακή συχνότητα και η συστολική αρτηριακή πίεση με αποτέλεσμα την αύξηση του καρδιακού έργου. Το φυσιολογικό καρδιαγγειακό σύστημα έχει μεγάλες λειτουργικές εφεδρείες και έτσι αντιμετωπίζει το αυξημένο έργο που απαιτεί η κόπωση, χωρίς την εμφάνιση παθολογικών ευρημάτων.

Παρόλα αυτά σε άτομα με ΧΑΠ ή διαβήτη οι πιθανότητες να παρουσιαστούν ανωμαλίες στο ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι αυξημένες. Ειδικά στα άτομα με διαβήτη πρέπει να δοθεί πολλή προσοχή καθώς οι διαβητικοί συχνά αποκτούν προχωρημένο

πρόβλημα καρδιάς και εμφανίζουν επιπλοκές στο καρδιαγγειακό τους σύστημα. Ο κίνδυνος αυτός δεν έχει άμεση σχέση με την τιμή σακχάρου στο αίμα. Η διαβητική αγγειοπάθεια ιδιαίτερα των μικρών αγγείων της καρδιάς δεν συνοδεύεται πάντα από υψηλή τιμή σακχάρου στο αίμα. Επιπλέον, τις στενώσεις των μικρών στεφανιαίων αγγείων δεν τις εντοπίζει ούτε η στεφανιαία αγγειογραφία (small vessel disease). Συχνά στους διαβητικούς η νόσος των μικρών αγγείων συνυπάρχει με στενώσεις των μεγάλων στεφανιαίων αγγείων με αποτέλεσμα να εμφανίζουν βουβό, σιωπηρό, έμφραγμα. Η διαβητική νευροπάθεια (autonomic neuropathy) αχρηστεύει σχεδόν τελείως την πολύτιμο στηθάγχη σαν διαγνωστικό σύμπτωμα. Έτσι είναι πολύ πιθανό διαβητικά άτομα να πάσχουν από ασυμπτωματική στεφανιαία νόσο ή σιωπηρά ισχαιμία. Με κάθε επεισόδιο σιωπηράς ισχαιμίας προσβάλλεται και το αντίστοιχο τμήμα του μυοκαρδίου.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα κατά τη διάρκεια της άσκησης μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο τρόπους. Ο ένας είναι ως δοκιμασία κόπωσης, δηλαδή ο ασθενής να βρίσκεται σε ένα ελεγχόμενο εργαστήριο συνδεδεμένος στο σύστημα του ηλεκτροκαρδιογράφου όπου θα υπάρχει δυνατότητα είτε δυναμικής άσκησης των κάτω ή των άνω άκρων, είτε στατικής ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενούς. Κατά τη δοκιμασία κόπωσης ο εξεταζόμενος υποβάλλεται σε σωματική άσκηση, βάδισμα ή ποδηλασία, κατά την οποία συνεχώς παρακολουθείται το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στον εξεταζόμενο τοποθετούνται τα 12 καλώδια του ηλεκτροκαρδιογράφου ως εξής: Τα καλώδια των άκρων τοποθετούνται κεντρικότερα και συγκεκριμένα αυτά των άνω άκρων τοποθετούνται λίγο πιο κάτω από τη μέση των κλείδων, ενώ τα καλώδια των κάτω άκρων τοποθετούνται λίγο πιο πάνω από τις λαγόνιες ακρολοφίες. Τα καλώδια των προκαρδίων απαγωγών τοποθετούνται στις κανονικές τους θέσεις, όπως στο απλό ηλεκτροκαρδιογράφημα. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι συνδεδεμένος με ηλεκτρονικό υπολογιστή ο οποίος παρουσιάζει συνεχώς στην οθόνη του μερικές απαγωγές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ενώ ταυτόχρονα κατακρατεί στη μνήμη του το ηλεκτροκαρδιογράφημα για περαιτέρω επεξεργασία.

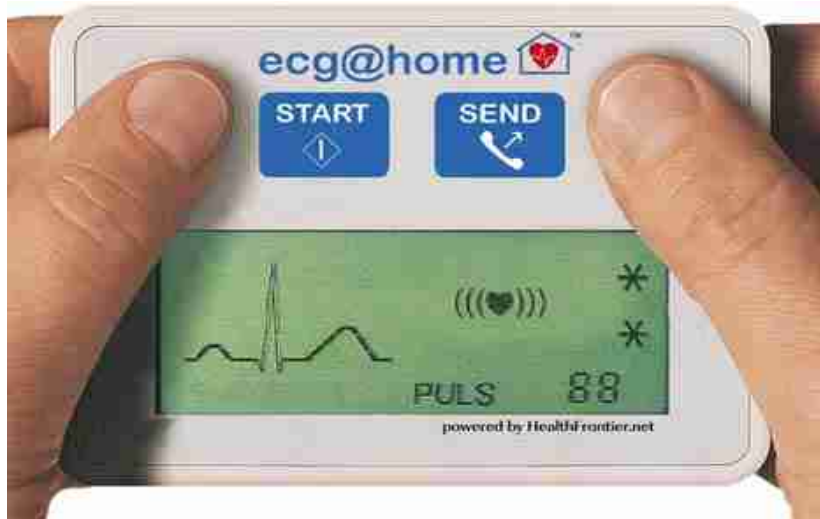


Εικόνα 3-20 Δοκιμή κοπώσεως

Η εικόνα δείχνει τον εξεταζόμενο να βαδίζει σε διάδρομο γυμναστικής, με συνδεδεμένα τα ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογράφου και τον μετρητή αρτηριακής πίεσεως [32].

Στους ασθενείς για τους οποίους δεν υπάρχει μεγάλος κίνδυνος, από άποψη καρδιακών παθήσεων, μπορούν να χρησιμοποιηθούν φορητοί ηλεκτροκαρδιογράφοι. Αυτοί συνήθως εμφανίζουν στην οθόνη τους μία απαγωγή και μπορεί ο εξεταζόμενος να τους έχει μαζί του και να παίρνει μετρήσεις σε διαλείμματα της άσκησής του για να παρακολουθείται η πορεία των παλμών του και τυχόν ανωμαλίες.

Ένα πρωτοποριακό προϊόν είναι ο παρακάτω ηλεκτροκαρδιογράφος ο οποίος, εκτός του ότι είναι φορητός, μπορεί να μεταφέρει και ασύρματα όλες τις πληροφορίες του καρδιογραφήματος μέσω Bluetooth ή δικτύου κινητής τηλεφωνίας. Το "ecg@home" περιλαμβάνει δύο ηλεκτρόδια στα οποία τοποθετούνται οι αντίχειρες (Απαγωγή I) και καταγράφει το ρυθμό της καρδιάς, το τμήμα ST του κύματος, την διάρκεια του QRS, καθώς και ανωμαλίες του κύματος T, T-Neg, αρρυθμία [33].



Εικόνα 3-21 Ηλεκτροκαρδιογράφος απαγωγής ecg@home

Ακόμη, με τη συγκεκριμένη συσκευή, αν ο γιατρός που λαμβάνει τα δεδομένα δεν επιθυμεί να ερμηνεύσει ο ίδιος τα διαγράμματα, υπάρχει δυνατότητα αποστολής των διαγραμμάτων και των αναλύσεών τους από εξωτερική υπηρεσία, μερικά λεπτά μετά την αποστολή των δεδομένων.

3.3.3 Γαλβανική αντίδραση δέρματος

Η γαλβανική αντίδραση του δέρματος (Galvanic Skin Response - GSR) είναι μία ηλεκτροδερματική απόκριση. Οι ηλεκτροδερματικές αποκρίσεις είναι αλλαγές στις ηλεκτρικές ιδιότητες του δέρματος ενός ατόμου, οι οποίες προκαλούνται από μία αλληλεπίδραση περιβαλλοντικών γεγονότων και την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου. Το ανθρώπινο δέρμα είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού και όταν ένα ασθενές ηλεκτρικό ρεύμα διαδίδεται στο δέρμα, μπορούν να μετρηθούν αλλαγές στην αγωγιμότητα του δέρματος. Η μεταβλητή που μετράται είναι είτε η αντίσταση του δέρματος, είτε το αντίστροφό της, δηλαδή η αγωγιμότητά του. Σύμφωνα με το νόμο του Ohm, η αντίσταση του δέρματος θα ισούται με την τάση που εφαρμόζεται στο δέρμα, διαιρεμένη με το ρεύμα που το διαπερνά.

Ένας ενισχυτής GSR, εφαρμόζει συνεχώς τάση στο δέρμα μέσω ηλεκτροδίων. Η τάση είναι τόσο μικρή που ο εξεταζόμενος δεν μπορεί να την αντιληφθεί. Το ρεύμα που ρέει μέσω του δέρματος καθώς εφαρμόζεται η τάση μπορεί είναι ανιχνεύσιμο. Επειδή η τάση που εφαρμόζεται στο δέρμα είναι γνωστή και το ρεύμα μπορεί να μετρηθεί, η αγωγιμότητα του δέρματος μπορεί να προσδιοριστεί από τον ενισχυτή GSR.

Διακρίνονται δύο τύποι αγωγιμότητας δέρματος, η τονική και η φασική. Η τονική αγωγιμότητα είναι το βασικό επίπεδο αγωγιμότητας του δέρματος, απουσία περιβαλλοντικών γεγονότων και αναφέρεται γενικώς ως επίπεδο αγωγιμότητας δέρματος (Skin Conductance Level - SCL). Ο κάθε άνθρωπος έχει διαφορετικό επίπεδο SCL, με τα τυπικά επίπεδα να έχουν εύρος 10-50 μ S (μικρο-Siemens). Η τονική αγωγιμότητα του δέρματος μπορεί να μεταβάλλεται με το χρόνο, ανάλογα με την ψυχολογική κατάσταση και την αυτόνομη ρύθμιση του οργανισμού.

Η φασική αντίδραση του δέρματος είναι αυτή που μεταβάλλεται όταν συμβαίνουν κάποια γεγονότα. Διακριτά περιβαλλοντικά ερεθίσματα (εικόνες, μυρωδιές, ήχοι κλπ.) προκαλούν αλλαγές στην αγωγιμότητα του δέρματος. Αυτές οι αποκρίσεις είναι αυξήσεις στην αγωγιμότητα του δέρματος που μπορεί να κρατήσουν 10 - 20 δευτερόλεπτα και ύστερα η αγωγιμότητα να επιστρέψει στην τονική της τιμή [34].

Σύμφωνα με τις παραπάνω αρχές, η Affectiva (επιχείρηση που ξεκίνησε από ερευνητές του Affective Lab του MIT) δημιούργησε έναν αισθητήρα ο οποίος μετρά τη συναισθηματική φόρτιση μέσω της αγωγιμότητας του δέρματος, η οποία αυξάνεται σε καταστάσεις έξαψης, συγκέντρωσης ή άγχους και μειώνεται κατά τη χαλάρωση. Είναι δυνατό να φορεθεί στο χέρι ή τον αστράγαλο και να καταγράφει τις αλλαγές στην αγωγιμότητα του δέρματος ανάλογα με τα επίπεδα έντασης και άγχους που μπορεί να έχει ο εξεταζόμενος κατά την άσκηση. Διαθέτει ασύρματο σύστημα μετάδοσης της συλλεγόμενης πληροφορίας, επαναφορτιζόμενες μπαταρίες που διαρκούν 24 ώρες και συνοδεύεται από λογισμικό για την εύκολη εμφάνιση, σύγκριση και επεξεργασία των δεδομένων. Ήδη χρησιμοποιείται σε διάφορες έρευνες από επιστήμονες, που έχουν να κάνουν με διαταραχές φόβου (πανεπιστήμιο BU) ή με την αντίδραση παιδιών με αυτισμό σε διάφορα ερεθίσματα (University of Notre Dame) [35].



Εικόνα 3-22 Αισθητήρας αγωγιμότητας του δέρματος (Q Sensor)

4. ΑΣΥΡΜΑΤΑ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗΣ

4.1 Γενικά

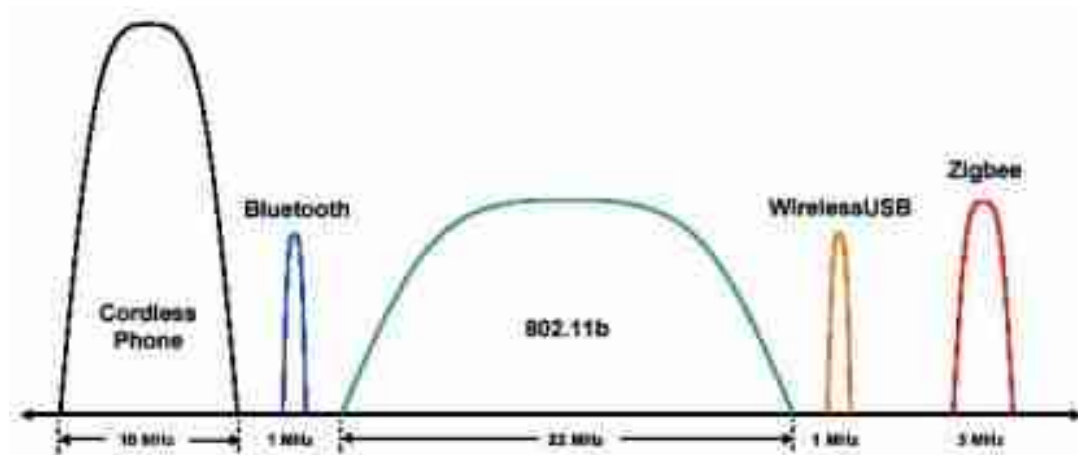
Η ανάγκη για συνεχή παρακολούθηση των ασθενών με όσο το δυνατόν χαμηλότερο κόστος οδήγησε την αγορά τα τελευταία χρόνια σε συνεργασίες μεταξύ εταιριών τηλεπικοινωνιών και φορέων τεχνολογίας για την ανάπτυξη ασύρματων συσκευών για εφαρμογές υγείας, προκειμένου η περίθαλψη των ασθενών να γίνει πιο οικονομική και αποδοτική.

Λόγω της φύσης των δεδομένων που διακινούνται, το μεγαλύτερο εμπόδιο ανάπτυξης ασύρματων ιατρικών συσκευών είναι κοινωνικό και έχει να κάνει με την ασφάλεια των προσωπικών δεδομένων. Η πρώτη και σημαντικότερη λοιπόν απαίτηση από το πρωτόκολλα υλοποίησης είναι η ασφάλεια με αποτέλεσμα στην προτίμηση πρωτοκόλλων που διαθέτουν αλγόριθμους κρυπτογράφησης.

Σε ένα δεύτερο επίπεδο και στα πλαίσια αυτής της μελέτης, μας ενδιαφέρει η εμβέλεια των ασύρματων ζεύξεων. Αν η κατάσταση του ασθενούς είναι τέτοια που η άσκηση θα πρέπει να πραγματοποιείται πολύ περιορισμένα και ελεγχόμενα σε ένα κλειστό εργαστηριακό χώρο, η εμβέλεια προφανώς δεν παίζει μεγάλο ρόλο, αφού χρειαζόμαστε μόνο λίγα μέτρα. Η κατάσταση μεγάλης μερίδας των ασθενών που πάσχουν από τις υπό μελέτη ασθένειες είναι τέτοια που επιτρέπει την προτιμότερη και πιο φυσική άσκηση σε εξωτερικό χώρο με μεγάλη έκταση, επομένως οι απαιτήσεις σε εμβέλεια είναι κάποιες δεκάδες ή και εκατοντάδες μέτρα.

Επιπλέον οι ασύρματες ζεύξεις θα πρέπει να χρησιμοποιούν το φάσμα συχνοτήτων ISM (Industrial, Scientific and Medical – Βιομηχανικό, Επιστημονικό και Ιατρικό), το οποίο έχει οριστεί για τους σκοπούς αυτούς.

Στην εικόνα που ακολουθεί, φαίνεται το φάσμα που καλύπτουν οι εξεταζόμενες τεχνολογίες στο φάσμα ISM [36].



Εικόνα 4-1 Σήματα στη ζώνη των 2.4 GHz (ISM)

4.2 IEEE 802.15.4

Το IEEE 802.15.4 [37] είναι ένα ασύρματο δικτυακό πρότυπο, το οποίο είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να ικανοποιεί τις ειδικές ανάγκες επικοινωνίας των αισθητήρων αλλά και των συσκευών ελέγχου τους. Το πρότυπο αυτό αναπτύχθηκε εξ αρχής ως μια λύση με σχετικά χαμηλό ρυθμό δεδομένων, μεγάλη διάρκεια ζωής των μπαταριών των συσκευών που το υποστηρίζουν (από μερικούς μήνες έως μερικά χρόνια), και χαμηλή πολυπλοκότητα – η οποία συνεπάγεται και χαμηλό κόστος. Λειτουργεί στο φάσμα συχνοτήτων ISM, το οποίο δεν χρειάζεται αδειοδότηση. Συνήθεις εφαρμογές του προτύπου είναι αισθητήρες, έξυπνες κάρτες, τηλεχειρισμός, και οικιακοί αυτοματισμοί.

Πιο συγκεκριμένα οι αισθητήρες απαιτούν χαμηλή κατανάλωση ενέργειας για να διατηρούν την αυτονομία τους όσο το δυνατόν περισσότερο, μικρή καθυστέρηση (latency) στη μετάδοση δεδομένων, ενώ συνήθως δεν χρειάζονται μεγάλο εύρος ζώνης και πολύ υψηλές ταχύτητες δεδομένων.

4.2.1 Χαρακτηριστικά

Το πρωτόκολλο IEEE 802.15.4 επιτρέπει τη δημιουργία διαφόρων τοπολογιών σε επίπεδο MAC, χωρίς να επιβαρύνεται το δίκτυο από άποψη πολυπλοκότητας (point-to-point, point-to-multipoint, star). Σε ανώτερο επίπεδο, υλοποιείται και το πρωτόκολλο Zigbee, που δημιουργεί εύρωστα αυτοδημιουργούμενα (self-forming), αυτοθεραπευόμενα (self-healing) πολυγωνικά δίκτυα (mesh networks) [38]. Έτσι, συνδέονται αισθητήρες και

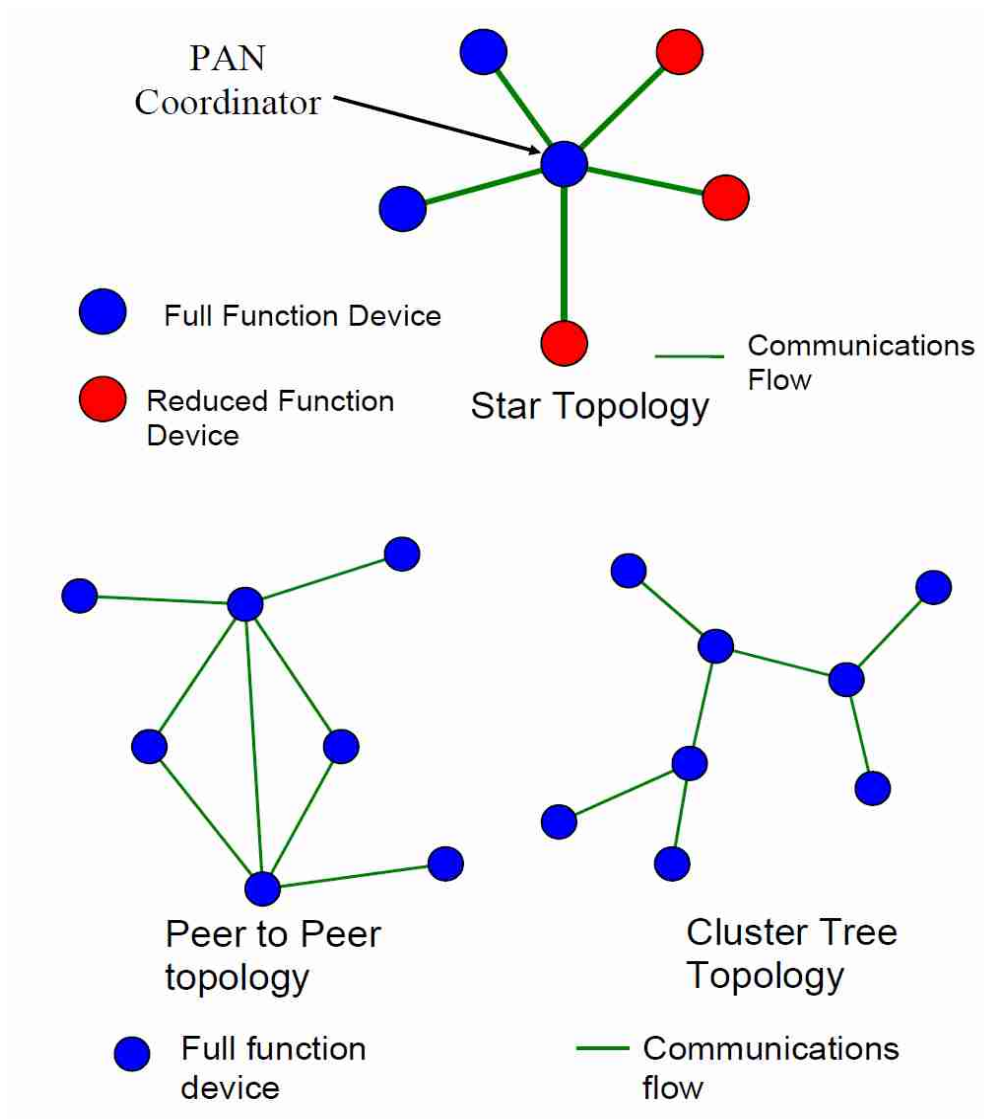
συσκευές ελέγχου χωρίς να υπάρχει περιορισμός εμβέλειας καθώς επιτρέπεται στις συσκευές να επικοινωνούν μεταξύ τους αλλά και να λειτουργούν ως επαναλήπτες μεταφέροντας δεδομένα μεταξύ τους όταν υπάρχει ανάγκη για μεταφορά της πληροφορίας εκτός της εμβέλειας ενός αισθητήρα.

Το πρότυπο IEEE 802.15.4 επιτρέπει στα δίκτυα να μπορούν να διαχειριστούν μεγάλο αριθμό συσκευών κάτι που συνεπάγεται υψηλή πυκνότητα κόμβων ανά δίκτυο. Οι τοπολογίες σύνδεσης που μπορούν να αναπτυχθούν, εκτός από τον πολυγωνικό (mesh) είναι και η τοπολογία αστέρα αλλά και η ομότιμη (peer to peer). Άλλο ένα χαρακτηριστικό αυτού του πρωτοκόλλου είναι η απλότητά του, κάτι που συνεπάγεται ευκολία στην υλοποίηση, διαλειτουργικότητα, διευκόλυνση στη συντήρηση, και συμβολή στη μείωση του κόστους .

Η μέση εμβέλεια είναι 50 m (5–500 m ανάλογα με το περιβάλλον και την εκπεμπόμενη ισχύ). Η ταχύτητα μετάδοσης δεδομένων ποικίλλει ανάλογα με τη συχνότητα λειτουργίας. Πιο συγκεκριμένα οι ταχύτητες που επιτυγχάνονται είναι οι εξής: 250kbps στα 2.4GHz, 40kbps στα 915MHz και 20kbps στα 868MHz. Χρησιμοποιείται πρωτόκολλο CSMA-CA που εξασφαλίζει υψηλό δείκτη ικανότητας μεταφοράς (throughput) και χαμηλή καθυστέρηση (latency).

Η δυνατότητα θέσης των συσκευών που υποστηρίζουν το πρωτόκολλο IEEE 802.15.4 σε κατάσταση αναμονής (sleep mode) έχει σαν αποτέλεσμα τη χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, έτσι ώστε οι μπαταρίες των αισθητήρων να διαρκούν από πολλούς μήνες έως και χρόνια. Αυτό εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό και από τον τύπο διακίνησης δεδομένων που χρησιμοποιείται ο οποίος μπορεί να είναι: περιοδικός, διακοπτόμενος ή επαναληπτικός. Οι αισθητήρες εμπίπτουν στην πρώτη κατηγορία: ο αισθητήρας ενεργοποιείται περιοδικά, ελέγχει για πιθανά μηνύματα προς μετάδοση και μετά ξαναμπαίνει σε κατάσταση αναμονής εξοικονομώντας με αυτό τον τρόπο ενέργεια.

Οι τοπολογίες που υλοποιούνται με τα πρωτόκολλα IEEE 802.15.4 - Zigbee, φαίνονται στο σχήμα που ακολουθεί.



Εικόνα 4-2 Τοπολογίες Πρωτοκόλλου IEEE 802.15.4 (Zigbee)

4.2.2 Ασφάλεια

Το πρωτόκολλο IEEE 802.15.4 χρησιμοποιεί ασφάλεια MAC επιπέδου για να διασφαλίσει τα πλαίσια μεταφοράς δεδομένων. Χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος του προηγμένου προτύπου κρυπτογράφησης (Advanced Encryption Standard – AES).

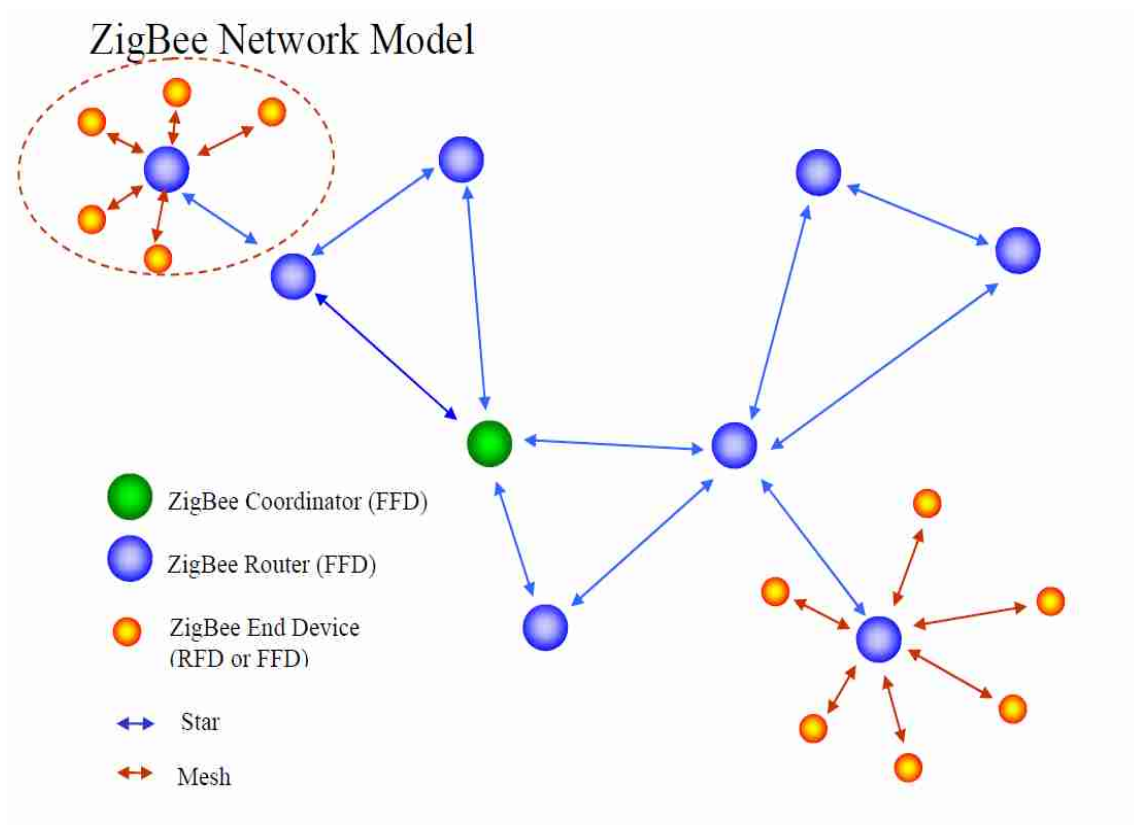
4.2.3 Υλοποίηση δικτύου

Ένα δίκτυο IEEE 802.15.4 - Zigbee απαιτεί τουλάχιστον μια συσκευή σε πλήρη λειτουργία ως "συντονιστή" (coordinator) του δικτύου, αλλά οι τελικές (endpoint) συσκευές (αισθητήρες) μπορούν να είναι συσκευές μειωμένης λειτουργίας προκειμένου να μειωθεί το κόστος του συστήματος.

Πιο συγκεκριμένα μια συσκευή πλήρους λειτουργίας (Full Function Device - FFD) μπορεί να υποστηρίξει κάθε τοπολογία, μπορεί να αποτελεί το συντονιστή του δικτύου και μπορεί να επικοινωνεί με οποιαδήποτε συσκευή του δικτύου.

Η συσκευή μειωμένης λειτουργίας (Reduced Function Device - RFD) λειτουργεί σε τοπολογία αστέρα, δεν μπορεί να αποτελέσει συντονιστή του δικτύου, επικοινωνεί μόνο με το συντονιστή και είναι πολύ εύκολη η υλοποίησή της.

Μπορούν επίσης να δημιουργηθούν απλές ζεύξεις (point-to-point), χωρίς την ανάγκη συντονιστή. Η εφαρμογή αυτή ονομάζεται και “αντικατάσταση καλωδίου” (cable replacement) καθώς υλοποιεί μια ασύρματη ζεύξη εκεί που χρησιμοποιείται συνήθως μια ενσύρματη.



Εικόνα 4-3 Μοντέλο δικτύου Zigbee

4.3 Bluetooth

Το Bluetooth (BT) είναι ένα ανοιχτό δικτυακό πρότυπο που χρησιμοποιείται κυρίως για τη δημιουργία ασύρματων προσωπικών δικτύων (WPAN - Wireless Personal Area Networks). Η τεχνολογία αυτή έχει ενσωματωθεί σε διάφορους τύπους συσκευών όπως κινητά τηλέφωνα, ηλεκτρονικά σημειωματάρια (PDAs), φορητοί υπολογιστές, αισθητήρες κλπ. Αυτό επιτρέπει στους χρήστες να δημιουργούν ad hoc δίκτυα επιλέγοντας από μία πληθώρα συσκευών προκειμένου να μεταφέρουν δεδομένα.

Έχουν υπάρξει αρκετές εκδοχές του BT με τις πιο πρόσφατες 2.0 EDR (Enhanced Data Rate) και 2.1 EDR όπου η πρώτη παρέχει γρηγορότερες ταχύτητες μετάδοσης ενώ η δεύτερη είναι καλύτερη από άποψη ασφάλειας. Νεότερες εκδόσεις του πρωτοκόλλου διαθέτουν χαρακτηριστικά μειωμένης κατανάλωσης ενέργειας (Bluetooth low energy) [39].

4.3.1 Χαρακτηριστικά

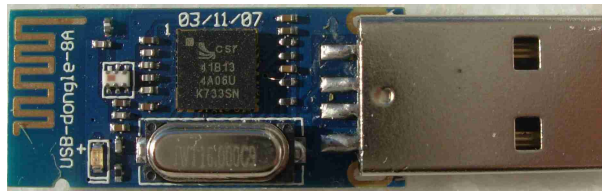
Το BT λειτουργεί στη ζώνη συχνοτήτων 2.4-2.4835GHz. Χρησιμοποιεί τεχνολογία αναπήδησης συχνότητας (frequency hopping) για όλες τις μεταδόσεις. Αυτή η τεχνολογία συμβάλλει στη μείωση των παρεμβολών καθώς και των σφαλμάτων μετάδοσης με περιορισμένο επίπεδο ασφάλειας. Χρησιμοποιούνται 79 διαφορετικά κανάλια με ρυθμό αλλαγής συχνότητας 1600 φορές/sec για δεδομένα ή φωνή. Κάθε κανάλι χρησιμοποιείται για πολύ μικρή περίοδο (625 microseconds) ακολουθούμενα από αλλαγή συχνότητας (hop) η οποία προσδιορίζεται από μία ψευδοτυχαία ακολουθία σε ένα άλλο κανάλι. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται κατά τη μετάδοση της πληροφορίας.

Οι εκδόσεις 1.1 και 1.2 του BT παρέχουν ταχύτητες μετάδοσης έως 1 Mbps και επιτυγχάνουν ικανότητα μεταφοράς (throughput) περίπου 2.1 Mbps. Η έκδοση 3.0 του πρωτοκόλλου φτάνει τα 24 Mbps.

Το εύρος των συσκευών χαρακτηρίζεται από τρεις κατηγορίες που έχουν να κάνουν με τη διαχείριση της ενέργειας όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 4-1 Κατηγορίες ισχύος συσκευών Bluetooth

Τύπος	Ενέργεια	Επίπεδο Ενέργειας	Εμβέλεια
Τάξη 1	Υψηλή	100mW (20dBm)	Έως 91 μέτρα
Τάξη 2	Μέτρια	2.5 mW (4dBm)	Έως 9 μέτρα
Τάξη 3	Χαμηλή	1mW (0dBm)	Έως 1 μέτρο



Εικόνα 4-4 Διάταξη επικοινωνίας Bluetooth (USB)

Το πρωτόκολλο Bluetooth υποστηρίζει υπηρεσίες για διάφορες εφαρμογές, μεταξύ των οποίων η διασύνδεση με τον υπολογιστή ελέγχου (Host Controller Interface – HCI), την προσομοίωση σειριακής θύρας (Serial Port Emulation – RFCOMM), καθώς και πρωτόκολλα τηλεφωνίας, και μεταφοράς εικόνας και ήχου.

Το πρωτόκολλο BT είναι δημοφιλές και υπάρχει σε πλήθος ασυρμάτων συσκευών, κυρίως τηλεφώνων και περιφερειακών. Καθώς όμως επεκτείνεται ώστε να καλύψει νέες ανάγκες επικοινωνίας εισάγει ασυμβατότητες με παλαιότερες συσκευές και λογισμικό.

4.3.2 Ασφάλεια

Οι διάφορες εκδόσεις του BT χαρακτηρίζονται από διαφορετικά επίπεδα ασφάλειας (συνολικά τέσσερα). Κάθε έκδοση υποστηρίζει κάποια από αυτά τα τέσσερα.

Για τη δική μας εφαρμογή μας ενδιαφέρει να υπάρχει τουλάχιστον Επίπεδο ασφαλείας 3 (υποστηρίζεται μόνο από 2.0 EDR ή πιο πρόσφατες συσκευές) από όπου μία συσκευή BT ξεκινάει τις διαδικασίες ασφαλείας προτού εγκατασταθεί πλήρως η σύνδεση του φυσικού στρώματος. Αυτό το επίπεδο υποστηρίζει επαλήθευση στοιχείων και κωδικοποίηση από και προς τη συσκευή. Η επαλήθευση στοιχείων καθώς και η κωδικοποίηση βασίζονται σε ένα ξεχωριστό κλειδί που μοιράζονται οι δύο συνδεδεμένες συσκευές αφού έχει πραγματοποιηθεί η αντιστοίχιση τους (pairing).

Καθώς η τεχνολογία BT γίνεται ολοένα και πιο δημοφιλής, αυξάνεται και το ενδιαφέρον κατάχρησης συνδεσιμότητας στο ασύρματο δίκτυο. Αυτή η τεχνολογία είναι ευπαθής σε γενικές απειλές δικτύου όπως για παράδειγμα επιθέσεις άρνησης υπηρεσίας, υποκλοπές, επιθέσεις με μεσάζοντες, τροποποίηση μηνυμάτων καθώς και υπεξαιρέσεις πόρων. Οι περισσότερες από αυτές τις απειλές μπορούν να αντιμετωπιστούν τηρώντας ενήμερο το λογισμικό της BT συσκευής αλλά και χρησιμοποιώντας μεγαλύτερα και πιο σύνθετα PIN κατά την αντιστοίχιση των συσκευών.

4.3 IEEE 802.11.X

Το IEEE 802.11 είναι ένα πρότυπο για ασύρματα τοπικά δίκτυα, γνωστό με το εμπορικό όνομα Wi-Fi. Είναι δυνατόν να λειτουργεί με δύο τρόπους, είτε με παρουσία είτε με απουσία ενός σταθμού βάσης. Αν ο σταθμός βάσης υπάρχει τότε όλες οι επικοινωνίες πραγματοποιούνται διαμέσου του και αυτός ονομάζεται σημείο πρόσβασης (access point) ενώ αν δεν υπάρχει, οι υπολογιστές μεταδίδουν απευθείας ο ένας στον άλλο κάτι το οποίο ονομάζεται δικτύωση ad hoc.

Το 1997 προέκυψε η πρώτη εκδοχή του προτύπου και έκτοτε ακολούθησαν αρκετές παραλλαγές (τα χαρακτηριστικά των οποίων φαίνονται σε πίνακα παρακάτω) [40].

Πίνακας 4-2 Παραλλαγές του προτύπου IEEE 802.11

Έκδοση	Έτος	Ζώνη	Συνήθης ρυθμός μετάδοσης	Ονομαστικός ρυθμός μετάδοσης	Μέθοδοι μετάδοσης	Εμβέλεια εσωτερικών χώρων	Εμβέλεια εξωτερικών χώρων
802.11	1997	2.4 GHz	0.9 Mbit/s	2 Mbit/s	IR / FHSS / DSSS	~20 m	100 m
802.11b	1999	2.4 GHz	4.3 Mbit/s	11 Mbit/s	DSSS	~38 m	140 m
802.11a	1999	5 GHz	23 Mbit/s	54 Mbit/s	OFDM	~35 m	120 m
802.11g	2003	2.4 GHz	19 Mbit/s	54 Mbit/s	OFDM	~38 m	140 m
802.11n	2009	2.4 GHz 5 GHz	108 Mbits/s	108 Mbits/s	OFDM	~70 m	250 m

(IR: Infra-Red, FHSS: Frequency Hopping Spread Spectrum, DSSS: Direct Sequence Spread Spectrum, OFDM: Orthogonal Frequency Division Multiplexing)

Υπάρχουν και επεκτάσεις των παραπάνω εκδόσεων, οι σπουδαιότερες εκ των οποίων είναι:

- 802.11f ή **IAPP**, το οποίο επιτρέπει άμεση επικοινωνία μεταξύ διαφορετικών AP (access points) ώστε να εξαλειφθεί η απώλεια πλαισίων κατά τη μεταγωγή.
- 802.11e ή **QoS (Quality of Service)** το οποίο προσπαθεί να διασφαλίσει ποιότητα υπηρεσιών για εφαρμογές που εκτελούνται πάνω σε ένα WLAN ελαχιστοποιώντας ή μεγιστοποιώντας ένα από τα παρακάτω κριτήρια: μέση καθυστέρηση από άκρο σε άκρο, μέση μεταβολή της καθυστέρησης ή μέσο ποσοστό επιτυχούς παράδοσης πλαισίων.

- 802.11n, το οποίο με χρήση πολλαπλών κεραιών αναμένεται να παρέχει ονομαστικό ρυθμό μετάδοσης τουλάχιστον 108 Mbps.
- 802.11w, (έκδοση του 2009, παραλλαγή του 802.11-2007) προσφέρει μεγαλύτερη αξιοπιστία και ασφάλεια. Η έκδοση του 2007 επικεντρώθηκε στην ασφάλεια μεταφοράς των πλαισίων δεδομένων αλλά τα συστήματα ήταν παρόλα αυτά ακόμη ευάλωτα σε κακόβουλες επιθέσεις αφού τα πλαίσια διαχείρισης (management frames) παρέμεναν απροστάτευτα κάτι στο οποίο επικεντρώνεται και διορθώνει αυτή η νέα έκδοση [41].

4.4 Σύγκριση πρωτοκόλλων

Εξετάζουμε τα πρωτόκολλα IEEE 802.15.4 (Zigbee), IEEE 802.11.x (Wi-Fi) και Bluetooth καθώς είναι τα πιο διαδεδομένα στην αγορά και χρησιμοποιούνται, μεταξύ άλλων και σε εφαρμογές αισθητήρων.

Για εφαρμογές τηλεϊατρικής και συγκεκριμένα για το σκοπό της παρακολούθησης ατόμων που ασκούνται, σε πραγματικό χρόνο, μας ενδιαφέρουν τα χαρακτηριστικά της εμβέλειας, της χαμηλής κατανάλωσης, της ακεραιότητας και της ασφάλειας των δεδομένων. Η συχνότητα λειτουργίας είναι επιθυμητό να βρίσκεται σε ζώνη συχνοτήτων που δεν χρειάζεται αδειοδότηση, όπως είναι αυτή των 2.4 GHz (ISM) και η τεχνολογία επικοινωνίας να παρέχει προστασία από παρεμβολές. Επίσης, είναι επιθυμητή η εύκολη διαμόρφωση των συσκευών που απαρτίζουν το δίκτυο (ασύρματοι αισθητήρες), ώστε να μπορούν να αναπτυχθούν γρήγορα, χωρίς να παρεμβάλλουν η μία την άλλη.

Οι υλοποιήσεις IEEE 802.15.4 και IEEE 802.11 παρέχουν εμβέλεια από 30 – 100 μέτρα (αισθητήρας από σταθμό ελέγχου – δρομολογητή), ενώ οι υλοποιήσεις Bluetooth χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές όπου ο αισθητήρας απέχει από τον υπολογιστή ελέγχου μέχρι και 10 μέτρα. Χρησιμοποιούνται τεχνικές ευρέως φάσματος (spread spectrum) για προστασία από τις παρεμβολές.

Χαμηλή κατανάλωση υποστηρίζεται από το πρωτόκολλο IEEE 802.15.4 και από τις τελευταίες εκδόσεις του πρωτοκόλλου Bluetooth.

Η ακεραιότητα των δεδομένων διασφαλίζεται και από τα τρία πρωτόκολλα επικοινωνίας, μέσω μηχανισμών ελέγχου (άθροισμα ελέγχου πλαισίου, επανεκπομπή).

Τα δεδομένα προστατεύονται με κρυπτογράφηση (IEEE 802.15.4 – AES-128, IEEE 802.11 – WPA 2). Το πρωτόκολλο Bluetooth υποστηρίζει κρυπτογράφηση 128 bit

(συμμετρικό κλειδί) αλλά είναι ευάλωτο σε επιθέσεις, καθώς σε πολλές από τις σημερινές υλοποιήσεις μπορούν να υποκλαπούν τα κλειδιά κρυπτογράφησης.

Στον πίνακα που ακολουθεί, παρατίθενται τα βασικά χαρακτηριστικά των υπό εξέταση πρωτοκόλλων.

Πίνακας 4-3 Σύγκριση χαρακτηριστικών ασυρμάτων πρωτοκόλλων

Πρωτόκολλο	IEEE 802.15.4	IEEE 802.11.x	Bluetooth
Ρυθμός μετάδοσης	μέχρι 250 Kbits/sec	11 και 54 Mbits/sec	1 Mbit/sec
Εμβέλεια	30-100 m	50-100 m	10 m
Πολυπλοκότητα εφαρμογής	Χαμηλή	Υψηλή	Υψηλή
Ασφάλεια	Κρυπτογράφηση AES-128 bit	WPA και WPA2 IEEE 802.11i TKIP 128 bit	Κρυπτογράφηση 64 and 128 bit
Κατανάλωση μπαταρίας	Πολύ χαμηλή	Υψηλή	Μέτρια
Τοπολογίες	Ad-hoc, ομότιμη, αστέρα, πολυγωνική	Point to hub	Ad-hoc, πολύ μικρά δίκτυα
Μέθοδος μετάδοσης	DSSS	OFDM	FHSS

Μετά από τη σύγκριση των δυνατοτήτων που παρέχουν τα πρωτόκολλα που εξετάζονται, και με κριτήριο την ευκολία εφαρμογής, επελέγη το πρωτόκολλο IEEE 802.15.4 για δοκιμές υλοποίησης. Συγκεκριμένα, επελέγη η σειρά των διατάξεων XBee της εταιρείας Maxstream/Digi, καθώς διαθέτουν ενσωματωμένες θύρες εισόδου – εξόδου και σειριακής επικοινωνίας [42]. Δοκιμές έγιναν επίσης και για τα πρωτόκολλα IEEE 802.11 (Wi-Fi) και Bluetooth με φορητές συσκευές να προσομοιώνουν τη λειτουργία αισθητήρων.

4.5 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης IEEE 802.15.4

Για την υλοποίηση δικτύου IEEE 802.15.4 χρησιμοποιήθηκαν τρεις διατάξεις τύπου XBee-PRO της εταιρείας MaxStream/Digi σε αντίστοιχες πλακέτες αξιολόγησης. Οι διατάξεις αυτές έχουν τα εξής χαρακτηριστικά [43]:

Πίνακας 4-4 Χαρακτηριστικά MaxStream XBee PRO

Περιοχή λειτουργίας	2.4 GHz
Εμβέλεια	μέχρι 100m (μέχρι 1.6 km σε εξωτερικό χώρο, χωρίς εμπόδια)
Ισχύς εκπομπής	60mW (18 dBm)
Ευαισθησία δέκτη	-100 dBm
Ρυθμός δεδομένων RF	250 kbps
Τάση τροφοδοσίας	5-14V (3.3 V για τη διάταξη χωρίς την πλακέτα υποστήριξης)
Κατανάλωση	80ma (9V) λήψη, 300 mA εκπομπή, < 6 mA αναμονή (55 mA, 270 mA και < 10 μ A για τη διάταξη χωρίς την πλακέτα υποστήριξης)
Ασφάλεια	κρυπτογράφηση δεδομένων με αλγόριθμο AES-128 bit
Θερμοκρασία λειτουργίας	-40 έως 85° C
Θύρες εισόδου/εξόδου	8 + 1 GPIO (PWM) - προγραμματιζόμενες
Σειριακή επικοινωνία	UART (DIN, DOUT) 1200 -115200 bps
Μετατροπείς A/D	10 bit (μέχρι 4 μετατροπείς)
Ενταμιευμένο πρόγραμμα	επαναπρογραμματιζόμενες διατάξεις (firmware: 10A4)

Χρησιμοποιήθηκε επίσης μία διάταξη τύπου XBee με ισχύ εκπομπής 1mW (0dBm) (εμβέλεια μέχρι 30 μέτρα) αλλά και χαμηλότερη κατανάλωση. Οι διατάξεις αυτές έχουν μικρότερες διαστάσεις, την ίδια αντιστοιχία ακροδεκτών, και ο προγραμματισμός τους γίνεται με τον ίδιο τρόπο. Ο τύπος XBee που χρησιμοποιήθηκε διαθέτει ενσωματωμένη κεραία (chip).

Μία από τις διατάξεις XBee-PRO (NODE 1) συνδέεται σε υπολογιστή μέσω καλωδίου USB και προγραμματίζεται έτσι ώστε να λειτουργήσει ως κόμβος ελέγχου (coordinator node) του δικτύου. Όπως φαίνεται στο σχήμα του δικτύου αξιολόγησης, δημιουργείται ένα δίκτυο PAN (Personal Area Network) στον διάυλο C του φάσματος ISM (Industrial, Scientific, Medical) στην περιοχή των 2.4 Ghz.

Οι άλλες δύο διατάξεις XBee-PRO (NODE 2 και NODE 3) συνδέονται προσωρινά σε σειριακή θύρα του υπολογιστή και προγραμματίζονται ως απολήξεις του δικτύου (end nodes).

Κάθε κόμβος του δικτύου έχει μοναδική διεύθυνση στο δίκτυο. Η διεύθυνση του κόμβου ελέγχου είναι 1111, ενώ οι διευθύνσεις των δύο άλλων κόμβων είναι 2222 (NODE 2) και 3333 (NODE 3) αντιστοίχως.

Η επικοινωνία προστατεύεται με κρυπτογράφηση AES-128 bit. Το κλειδί κρυπτογράφησης (1234 στο παράδειγμα του δικτύου αξιολόγησης) προγραμματίζεται σε όλους τους κόμβους.

Ένας από τους κόμβους (NODE 3) προγραμματίζεται έτσι ώστε να στέλνει τα δεδομένα που εμφανίζονται στη σειριακή του θύρα στον πρώτο κόμβο (point-to-point, unicast). Η έξοδος της σειριακής του θύρας συνδέεται στην είσοδό της (loopback) έτσι ώστε να αποστέλλει ό,τι δεδομένα λάβει. Ο κόμβος αυτός χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της εμβέλειας των διατάξεων. Η διάταξη χαμηλής ισχύος XBee προγραμματίζεται επίσης με τα στοιχεία του κόμβου 3 (NODE 3) ώστε να χρησιμοποιηθεί για σύγκριση της εμβέλειας των δύο τύπων.

Ο άλλος κόμβος (NODE 2) προγραμματίστηκε έτσι ώστε να στέλνει περιοδικά την τάση που εμφανίζεται στον ακροδέκτη της θύρας DIO0, η οποία με τη σειρά της έχει προγραμματιστεί να οδηγεί τον αντίστοιχο μετατροπέα A/D (10 bit). Η δειγματοληψία γίνεται κάθε 0x600 mS (περίπου 1.5 sec). Η αποστολή γίνεται προς όλους (broadcast, point-to-multipoint), όπως φαίνεται από την προγραμματισμένη διεύθυνση αποστολής (FFFF).

Μετά τον προγραμματισμό τους, οι διατάξεις που υλοποιούν τους δύο κόμβους (NODE 2 και NODE 3) τροφοδοτούνται με μπαταρία και απομακρύνονται από τον κόμβο ελέγχου, ώστε να προσομοιώσουν λειτουργία ενός συστήματος κάτω από πραγματικές συνθήκες, όπου η διάταξη εκπομπής – λήψεως είναι συνδεδεμένη με αντίστοιχο αισθητήρα και φέρεται από τον “εξεταζόμενο”.

Ο δεύτερος κόμβος (NODE 2) στέλνει δεδομένα σε τακτά χρονικά διαστήματα, τα οποία καταγράφονται στον υπολογιστή που είναι συνδεδεμένος στον κόμβο ελέγχου, ενώ δεδομένα που αποστέλλονται από τον κόμβο ελέγχου λαμβάνονται από τον τρίτο κόμβο (NODE 3) και αποστέλλονται ξανά στον κόμβο ελέγχου (NODE 1). Με τον τρόπο αυτό πραγματοποιείται ο έλεγχος εμβέλειας.

Για τον προγραμματισμό των διατάξεων με νεότερη έκδοση του ενταμιευμένου προγράμματος (firmware), την εισαγωγή των παραμέτρων, την εκπομπή – λήψη δεδομένων, και τον έλεγχο της εμβέλειας των διατάξεων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα X-CTU της Digi (περιβάλλον Windows και GNU/Linux). Χρησιμοποιήθηκε επίσης το πρόγραμμα minicom (περιβάλλον GNU/Linux) με ταχύτητα επικοινωνίας 9600 bps, 8 bit (προφίλ xbee1).

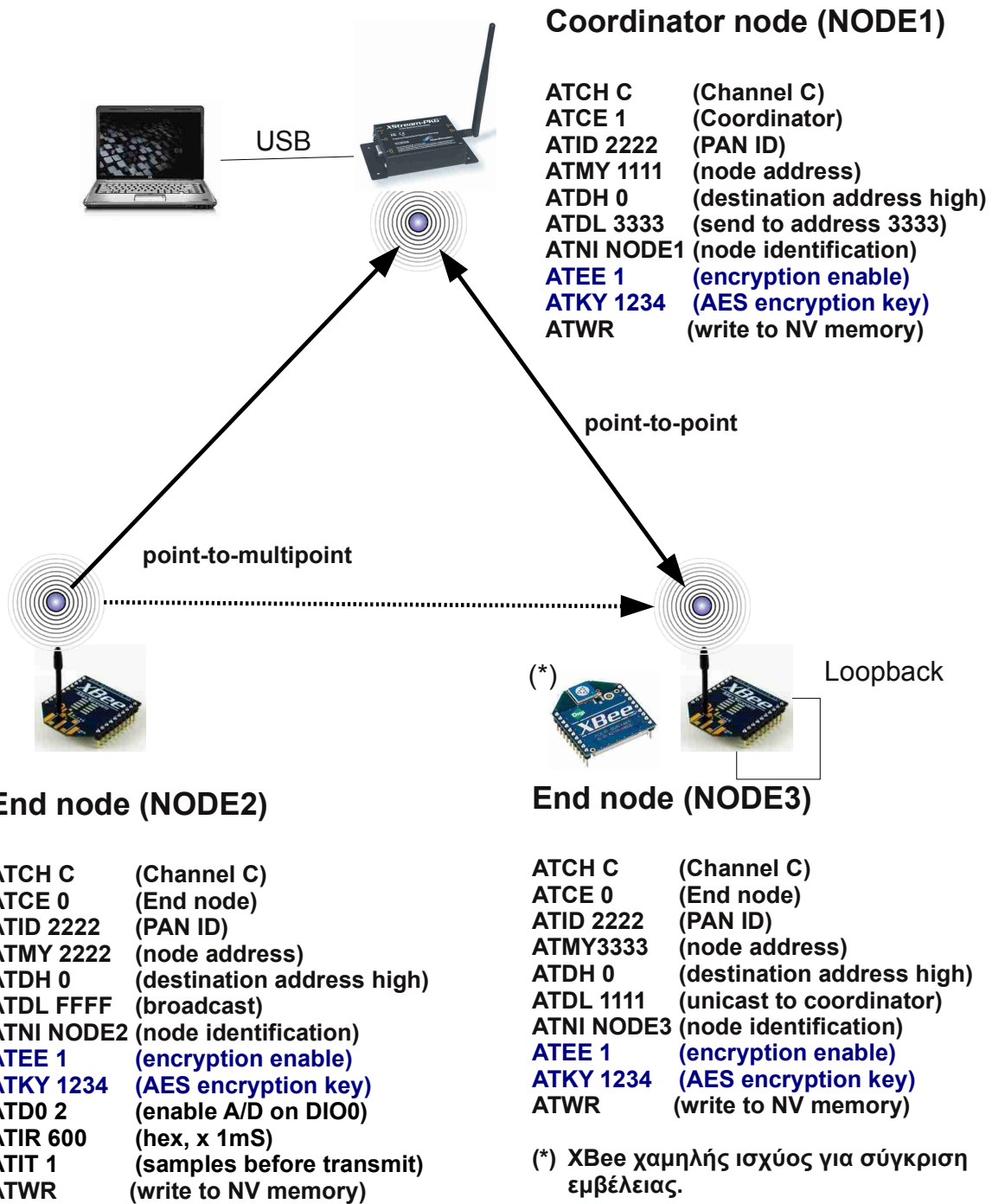


Εικόνα 4-5 Διατάξεις IEEE802.15.4 (XBee)

Το δίκτυο λειτούργησε ικανοποιητικά, καθώς ακόμα και η διάταξη XBee χαμηλής ισχύος και ενσωματωμένη κεραία ελάμβανε δεδομένα χωρίς λάθη ακόμα και όταν η στάθμη του σήματος ήταν -90 dBm. Η εμβέλεια της διατάξεως χαμηλής ισχύος, με τον “εξεταζόμενο” εν κινήσει, ήταν πάνω από 20 μέτρα σε εσωτερικό κτηρίου και πάνω από 30 μέτρα σε ανοικτό χώρο. Η εμβέλεια της διατάξεως υψηλής ισχύος ήταν πάνω από 50 μέτρα.

Ο προγραμματισμός των διατάξεων μέσω θύρας USB και σειριακής θύρας περιλάμβανε λιγότερες από 10 εντολές ενώ η λειτουργία με κρυπτογράφηση δεδομένων λειτούργησε επίσης χωρίς κανένα πρόβλημα.

Στο σχήμα που ακολουθεί παρατίθενται οι εντολές για τη συγκρότηση και τη λειτουργία του δικτύου, όπως περιγράφεται πιο πάνω.

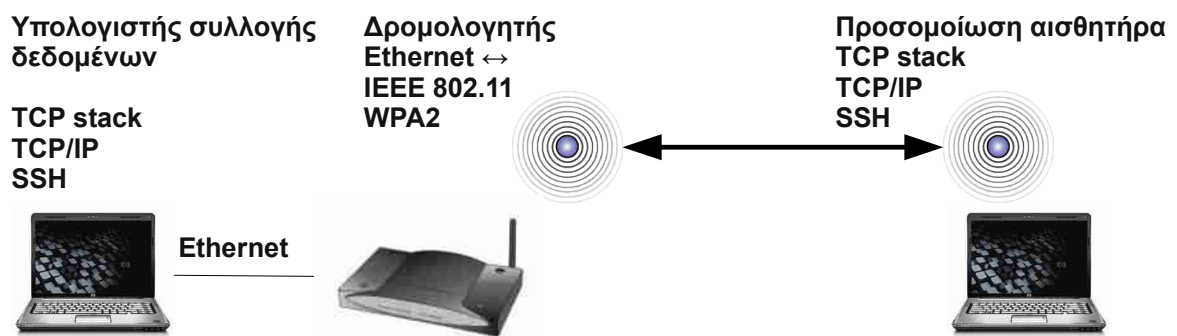


Εικόνα 4-6 Δίκτυο αξιολόγησης IEEE 802.15.4 (XBee)

4.6 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης IEEE 802.11.x

Χρησιμοποιήθηκαν οικιακοί υπολογιστές συνδεδεμένοι σε ασύρματο δρομολογητή 802.11b/g (router) με θύρες Ethernet. Η διασύνδεση πραγματοποιήθηκε με ανταλλαγή δεδομένων μέσω TCP/IP στο επίπεδο μεταφοράς (transport) και Secure Shell (SSH) στο επίπεδο σύνδεσης (connection). Η προστασία της ασύρματης επικοινωνίας υλοποιείται με το πρωτόκολλο ασφαλείας Wi-Fi Protected Access II (WPA2), το οποίο απαιτεί την πρότερη γνώση του κλειδιού κρυπτογράφησης.

Η σύνδεση ήταν αξιόπιστη με επίπεδο λαμβανομένου σήματος -68 dBm ή μεγαλύτερο. Η υλοποίηση των πρωτοκόλλων (TCP stack, SSH) απαιτεί αντίστοιχη υποδομή από την άποψη του υλικού (υπολογιστής διαχείρισης αισθητήρα) που σήμερα μεταφράζεται σε σχετικά υψηλή κατανάλωση ενέργειας.

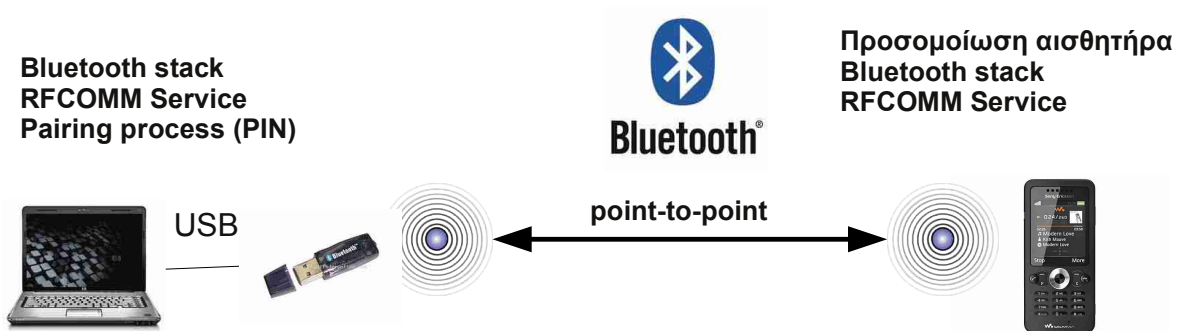


Εικόνα 4-7 Δίκτυο αξιολόγησης IEEE 802.11.x

4.7 Πειραματική διάταξη δικτύου αξιολόγησης Bluetooth

Χρησιμοποιήθηκε φορητός υπολογιστής με εξοπλισμό Bluetooth, σε σύνδεση με φορητό τηλέφωνο το οποίο διέθετε αντίστοιχο εξοπλισμό. Η διασύνδεση πραγματοποιήθηκε με ανταλλαγή δεδομένων μέσω της υπηρεσίας RFCOMM του Bluetooth (εντολές “Attention” - AT). Η προστασία της ασύρματης επικοινωνίας υλοποιείται με την εισαγωγή κωδικού ασφαλείας (PIN) από τους οποίους παράγονται τα κλειδιά κρυπτογράφησης, ενώ η διασύνδεση γίνεται με τη διαδικασία σύζευξης (pairing).

Αξιόπιστη επικοινωνία ήταν εφικτή σε αποστάσεις μικρότερες των 5 μέτρων. Οι νέες υλοποιήσεις του πρωτοκόλλου Bluetooth εισάγουν ευκολίες διαχείρισης ενέργειας και το καθιστούν υποψήφιο για εφαρμογές τηλεϊατρικής – παρακολούθησης βιομετρικών δεδομένων.



Εικόνα 4-8 Διασύνδεση αξιολόγησης Bluetooth

5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

5.1 Σύστημα παρακολούθησης με σύγχρονες μεθόδους

Η ρεαλιστική υλοποίηση ενός συστήματος παρακολούθησης χρησιμοποιώντας τις τρέχουσες τεχνολογίες οι οποίες κυκλοφορούν στην αγορά υπόκειται σε αρκετούς περιορισμούς. Οι περισσότερες μετρήσεις δεν μπορούν να πραγματοποιηθούν κατά τη διάρκεια της άσκησης ή σε μεγάλη απόσταση από το σημείο συλλογής των βιομετρικών δεδομένων.

Όσον αφορά τη μέτρηση της γλυκόζης για τους πάσχοντες από διαβήτη, οι μετρήσεις μπορούν να πραγματοποιηθούν μέσω φορητής αντλίας ενσωματωμένης στον ασθενή. Παράδειγμα τέτοιας αντλίας είναι το προϊόν Accu-Chek® Combo System το οποίο διαθέτει και ασύρματο σύστημα Bluetooth με το οποίο μέσω ενός τηλεχειριστήριου μπορεί να ελέγχει ο γιατρός την έγχυση ινσουλίνης στον ασθενή ανάλογα με τις ανάγκες του κατά την άσκηση. Η αντλία διαθέτει επιλογές για bolus εγχύσεις και αποθήκευση δεδομένων [44].



Εικόνα 5-1 Φορητή αντλία μέτρησης γλυκόζης και έγχυσης ινσουλίνης

Η σπιρομέτρηση για άτομα που πάσχουν από ΧΑΠ μπορεί να γίνει με φορητό σπιρόμετρο στα διαλείμματα της άσκησης, και μετά την ολοκλήρωση συγκεκριμένων δοκιμασιών από τον ασθενή, είτε πριν και μετά την άσκηση σε εξοπλισμό εργαστηρίου. Η υλοποίηση του χρησιμοποιούμενου σπιρόμετρου θα πρέπει να είναι με τουρμπίνα ή υπερήχους για λόγους αξιοπιστίας. Η σπιρομετρία έχει συγκεκριμένη διαδικασία διεξαγωγής (που αναπτύχθηκε στο αντίστοιχο κεφάλαιο). Δεν έχει αναπτυχθεί ακόμα διαδικασία για την πραγματοποίηση της μέτρησης κατά τη διάρκεια της άσκησης.

Όσον αφορά στις μετρήσεις που αφορούν το διαβήτη αλλά και τη ΧΑΠ, η οξυμετρία θα μπορούσε να υλοποιηθεί με ένα οξύμετρο σαν αυτό που προτείνεται στο αντίστοιχο κεφάλαιο της εταιρίας Covidien, αφού είναι φορητό και χάρη στη μετωπική μέτρηση που πραγματοποιεί, μειώνονται κατά πολύ οι πιθανότητες για σφάλματα λόγω της κίνησης. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα θα μπορούσε επίσης να πραγματοποιηθεί με ηλεκτροκαρδιογράφο τύπου ecg@home, που παρουσιάζεται στο αντίστοιχο κεφάλαιο. Υπάρχουν και εδώ αρκετοί περιορισμοί, γιατί παρόλο που είναι φορητός, δεν είναι φορητός, κάτι που θα εξυπηρετούσε πολύ στο θέμα της άσκησης.

Τόσο η αντλία ινσουλίνης όσο και το ecg@home χρησιμοποιούν πρωτόκολλο ασύρματης επικοινωνίας Bluetooth.

5.2 "Ιδανικό" σύστημα παρακολούθησης - Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Στο κοντινό μέλλον, οι μετρήσεις γλυκόζης του διαβήτη θα πραγματοποιούνται μέσω του αισθητήρα που παρουσιάστηκε στο αντίστοιχο κεφάλαιο της εταιρίας GlySens.

Στην οξυμετρία αναμένεται να αναπτυχθούν και άλλοι τρόποι μέτρησης ώστε να εξαλειφθούν πλήρως τα σφάλματα λόγω κίνησης.

Για το ηλεκτροκαρδιογράφημα ήδη έχουμε μελέτες και ενδείξεις για φορητές συσκευές που αναμένεται να κυκλοφορήσουν στην αγορά. Ένα παράδειγμα είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος της ιαπωνικής εταιρίας Win Human Recorder Ltd, ο οποίος χρησιμοποιεί τον αισθητήρα HRS-I της εταιρείας Marubeni Information Systems [45] και καταγράφει, εκτός από ηλεκτροκαρδιογράφημα, τη θερμοκρασία του σώματος ενώ ανιχνεύει και την κίνηση μέσω ενός αισθητήρα επιτάχυνσης. Διαθέτει ασύρματο σύστημα μετάδοσης των δεδομένων, οι διαστάσεις του είναι μόλις 30 x 30 x 5 mm και το βάρος του είναι 7g [46].



Εικόνα 5-2 Ο αισθητήρας HRS-I

Τα περισσότερα ασύρματα προϊόντα βιομετρικών μετρήσεων που κυκλοφορούν σήμερα στην αγορά χρησιμοποιούν το πρωτόκολλο Bluetooth, το οποίο ενδεχομένως ευνοείται από την παράλληλη ραγδαία ανάπτυξη και διάδοση των φορητών υπολογιστικών συσκευών (tablet PC, φορητά τηλέφωνα) οι οποίες ενσωματώνουν αντίστοιχο υλικό και μπορούν να υποδεχθούν εφαρμογές ανάλυσης και παρουσίασης των βιομετρικών δεδομένων. Όμως και το πρωτόκολλο 802.15.4 φαίνεται να έχει συγκριτικά πλεονεκτήματα για ιατρικές εφαρμογές παρέχοντας σήμερα μεγαλύτερη εμβέλεια και ασφάλεια από τις ανταγωνιστικές τεχνολογίες, ευκολία ανάπτυξης, και δυνατότητα υλοποίησης δικτύων με πολλούς κόμβους, οπότε αναμένεται να υιοθετηθεί σε εφαρμογές τηλεϊατρικής όπου οι απαιτήσεις είναι αντίστοιχες.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1: WHO Media centre, "Diabetes", 2011, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/index.html>. Web.
- 2: Lernmark, Ake, "Type 1 Diabetes", 1999
- 3: Greenbaum, Carla J. and Harrison, Leonard C., on behalf of the Immunology of Diabetes Society, "Guidelines for Intervention Trials in Subjects With Newly Diagnosed Type 1 Diabetes", 2003
- 4: Medicalook authors, "Diabetes", <http://www.medicalook.com/Diabetes/>. Web.
- 5: Healthwise Inc. authors, "Type 1 Diabetes - Topic Overview", 2008, <http://diabetes.webmd.com>. Web.
- 6: Ruderman, N. B. and Schneider, S.H., "Diabetes, exercise and atherosclerosis",
- 7: Position Statement of the American Diabetes Association, "Diabetes Mellitus and Exercise", 2002
- 8: Devlin, JT, and Ruderman, N, "Diabetes and exercise: the risk-benefit profile", 1995
- 9: National Heart Lung and Blood Institute, "COPD Patient", <http://www.nhlbi.nih.gov/health/public/lung/copd/campaign-materials/html/copd-patient.htm>. Web.
- 10: Mannino DM, Homa DM, Akinbami LJ, Ford ES, Redd SC, "Chronic obstructive pulmonary disease surveillance - US, 1971-2000", *USA.gov* 2002, <http://www.cdc.gov/mmwr/preview/mmwrhtml/ss5106a1.htm>. Web.
- 11: Celli, B.R., MacNee, W. and committee members, "Standards for the diagnosis and treatment of patients with COPD: a summary of the ATS/ERS position paper", *European Respiratory Journal*, 2004, Vol 23[6], pages 932-946
- 12: Puhan, M.A., Schunemann, H.J., Frey, M., Scarplatz, M., Bachmann, L.M., "How should COPD patients exercise during respiratory rehabilitation? Comparison of exercise modalities and intensities to treat skeletal muscle dysfunction", 2005
- 13: Γιόβα, Διδώ, "Οργανολογία και Τεχνικές: Βιοϊατρικές Εφαρμογές", *Εκδόσεις Ε.Μ.Π.*, 2003
- 14: Janata, Jiri, "Principles of Chemical Sensors", *Springer*, 2009
- 15: Webster, John G. , "The measurement, instrumentation and sensors handbook", *CRC Press - Springer - IEEE Press*, 1999
- 16: Desai, Shrojal, and Boeckl, Maxi, "Biomaterials Tutorial: Attenuated Total Reflection Infrared Spectroscopy (ATR) and Infrared-Reflection-Absorption Spectroscopy (IRRAS)", <http://www.uweb.engr.washington.edu>. Web.
- 17: Gough, David, "Glucose sensor", 2010, <http://ucsdnews.ucsd.edu/newsrel/science/07-28GlucoseSensor.asp>. Web.

- 18: Miller, M.R. et al., "ATS/ERS Task Force: Standardisation of Lung Function Testing, Series 2, Standardisation of spirometry", *ERS Journals*,2005, Vol [], pages
- 19: Spirométrie.info, "Methods for Measuring Spirometry", 2007, <http://www.spirometrie.info/methods.html>. Web.
- 20: Wadlow, David, "Turbine flowmeters", 1998
- 21: Morgan Scientific, Inc., "The Spirobank G Spirometer", <http://www.morgansci.com/pft-pulmonary-testing-products/pft-products-and-pulmonary-testing/spirobank-g-spirometer/index.php>. Web.
- 22: Dirksen, Asger et al., "Long term performance of a hand held spi", *Thorax*,1996, Vol 51[], pages973-976
- 23: Mortimer, Kathleen M. et al, Evaluating the Use of a Portable Spirometer in a Study of Pediatric Asthma, 2003
- 24: Kamat, Vijaylakshmi, Dr., "Pulse Oximetry", *Indian Journal of Anaesthesia*,2002, Vol [], pages
- 25: Webster, John G. , "Design of Pulse Oximeters", *Medical Science Series*,
- 26: Orenstein, D.M. et al, "Accuracy of three pulse oximeters during exercise and hypoxemia in patients with cystic fibrosis", *Chest*,1993, Vol [104], pages1187-1190
- 27: Dresher, Russel, "Wearable Forehead Pulse Oximetry: Minimization of Motion and Pressure Artifacts", 2006
- 28: Branson R. et al, "Comparison of forehead and finger oximetry in mechanically ventilated patient with poor perfusion", *Respiratory Care*, Vol [48], pages1086
- 29: InCardiology authors, "Η πρώτη γνωριμία με τη καρδιά σας", <http://www.incardiology.gr>. Web.
- 30: Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α., "Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων", *Εκδόσεις Τζιόλα*,2003
- 31: Muskopf, Shannan, "Interpreting ECG", <http://www.biologycorner.com/anatomy/circulatory/ecg.html> . Web.
- 32: Health Information Team, "Electrocardiogram (ECG)", 2011, <http://www.bupa-intl.com/health/factsheets/E/Electrocardiogram?tab=What+happens+during+an+ECG>. Web.
- 33: HealthFrontier, Inc., "ecg@home Event Recorder", 2009, <http://www.healthfrontier.com/ecgathome.php>. Web.
- 34: iWorx authors, "Experiment 33: The Galvanic Skin Response (GSR) and Emotion", *iWorx Systems Inc.*
- 35: Affectiva authors, "Q Sensor",

- 36: Woodings, R.W, and Gerrior, M., "Avoiding Interference in the 2.4-GHz ISM Band", *EETimes* 2006, <http://www.eetimes.com/design/microwave-rf-design/4012556/Avoiding-Interference-in-the-2-4-GHz-ISM-Band>. Web.
- 37: IEEE P802.15 Working Group, "IEEE Standard for Information technology—Telecommunications and information exchange between systems—Local and metropolitan area networks—Specific requirements Part 15.4: Wireless Medium AccessControl (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate WirelessPersonal Area Networks (LR-WPANs)", *IEEE*,2003
- 38: ZigBee Alliance, "ZigBee Wireless SensorApplications for Health,Wellness and Fitness", 2009
- 39: Wikipedia authors, "Bluetooth low energy",*Wikipedia* 2011, . Web.
- 40: Tanenbaum, Andrew S., "Computer Networks", *Prentice Hall*,2003
- 41: IEEE 802.11 Working Group, "IEEE Std 802.11w™-2009 (Amendment to IEEE Std 802.11™-2007as amended by IEEE Std 802.11k™-2008, IEEE Std 802.11r™-2008, andIEEE Std 802.11y™-2008)", *IEEE*,2009
- 42: Maxstream, "XBee-PRO PKG RF Modems", 2005
- 43: Maxstream, "XBee™/XBee-PRO™ OEM RF Modules", 2007
- 44: Roche Ltd. authors, "Insulin pump therapy that revolves around you", 2009
- 45: Marubeni Information Systems, "HRS-I", <http://www.marubeni-sys.com/win/pdf/shiyou.pdf>. Web.
- 46: Kato, Shinichi, "Wearable Health Monitoring Sensor Debuts in Japanese Market", 2010, http://techon.nikkeibp.co.jp/english/NEWS_EN/20100119/179393/. Web.

Η πρόσβαση σε όλες τις Διαδικτυακές πηγές πραγματοποιήθηκε τον Φεβρουάριο – Μάρτιο του 2011.