



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΕΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**ΛΗΨΗ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟ ΧΡΟΝΟ ΜΕΣΩ
ΒΙΟΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΑΠΟΣΤΟΛΗ ΑΥΤΩΝ ΜΕΣΩ
ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΚΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ ΤΩΝ ΕΝΟΠΛΩΝ
ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥΣ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΠΕΚΙΑΡΙΔΟΥ Π. ΣΟΦΙΑ

Επιβλέπων: Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Οκτώβριος 2019



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

**ΛΗΨΗ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟ ΧΡΟΝΟ ΜΕΣΩ
ΒΙΟΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΑΠΟΣΤΟΛΗ ΑΥΤΩΝ ΜΕΣΩ
ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΚΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ ΤΩΝ ΕΝΟΠΛΩΝ
ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥΣ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΠΕΚΙΑΡΙΔΟΥ Π. ΣΟΦΙΑ

Επιβλέπων: Δημήτριος – Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή τον Οκτώβριο 2019:

.....
Κουτσούρης Δ.Δ.
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Τσανάκας Παναγιώτης
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Ματσόπουλος Γεώργιος
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Οκτώβριος 2019

.....
ΣΟΦΙΑ Π. ΜΠΕΚΙΑΡΙΔΟΥ

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

Copyright © Σοφία Π. Μπεκιαρίδου, 2019

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος – All rights reserved

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

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα Καθηγητή κ. Δημήτριο - Διονύσιο Κουτσούρη για την ευκαιρία που μου έδωσε να μελετήσω ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα.

Επίσης τους κ. Πέτρο Τουμπανιάρη και κ. Νικόλαο Καραβά, για την έμπρακτη βοήθεια τους σε κάθε βήμα της εκπόνησης αυτής της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και τον Αλμπέρτο Κοέν για όλα όσα μου έχουν προσφέρει για την ολοκλήρωση των σπουδών μου και που βρίσκονται πάντα δίπλα μου σε όλα τα βήματα της ζωής μου.

Περίληψη

Ο σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η παρουσίαση βιοαισθητήρων για τη λήψη και αποστολή ιατρικών βιοσημάτων μέσω τηλεπικοινωνιακού δικτύου των Ενόπλων Δυνάμεων σε Σταθμό Ασυρμάτου TRC-3600 για ανάλυση και επεξεργασία αυτών. Το πρώτο κεφάλαιο περιλαμβάνει μια εισαγωγή στους όρους της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας και Τηλεϊατρικής και το δεύτερο κεφάλαιο την ανάλυση των πέντε κύριων ζωτικών ενδείξεων, όπως θερμοκρασία, καρδιακός παλμός, ρυθμός αναπνοής, πίεση αίματος και επίπεδα κορτιζόλης στον ιδρώτα. Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται στην αρχή μια ιστορική αναδρομή και στη συνέχεια αναλύονται οι βιοαισθητήρες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη λήψη των βιοσημάτων. Επίσης, αναφέρονται οι λόγοι που οδήγησαν στην ανάπτυξη της φορητής τεχνολογίας με τη διάδοση του 'έξυπνου T-Shirt' να κυριαρχεί, αναλύοντας ορισμένα πρωτότυπα. Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα διάφορα πρωτόκολλα επικοινωνίας που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μετάδοση των βιοσημάτων από τους βιοαισθητήρες σε μια φορητή μονάδα και μέσω αυτής στον ασύρματο. Τέλος, στο πέμπτο κεφάλαιο αναλύονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά, οι τρόποι λειτουργίας και οι δυνατότητες του στρατιωτικού Σταθμού Ασυρμάτου που χρησιμοποιείται για τη μετάδοση των βιοσημάτων είτε σε άλλον ασύρματο είτε για ανάλυση σε κέντρο παρακολούθησης (Στρατηγείο) με σκοπό την επεξεργασία αυτών για την αξιολόγηση της φυσικής και ψυχολογικής κατάστασης του στρατιωτικού προσωπικού στο πεδίο της μάχης.

Λέξεις-Κλειδιά: Βιοσήματα, βιοαισθητήρες, σταθμός ασυρμάτου, φορητή τεχνολογία, WSN, Zig-Bee

Abstract

The purpose of the present diploma thesis is the presentation of sending and receiving medical biosignals through biosensors and the distribution of them through an armed forces military telecommunication system to a wireless station TRC-3600 for data analyzing and data processing. The first chapter includes an introduction to the terminology of the Biomedical Technology and Telemedicine and in the second is referred the analysis of the five main vital signs, such as, body temperature, heart rate, respiration rate , blood pressure and cortisol levels through sweating. The third chapter begins with a historic timeline reference on the subject of Biosensors and their development and continues with the explanation of contactless biosensors that can be used for receiving biosignals. Also the reasons of how the development that lead the wearable technology with the dispersion of the dominating „Smart T-shirt” are referred at last with the analysis of certain prototypes. In the fourth chapter different varieties of communication protocols are presented that can be used for the transmission of biosignals through biosensors with a portable unit and through the unit to a military radio. Finally, in the fifth chapter technical characteristics, functionality and capabilities, of the military wireless station TRC 3600, that can be used for the transmission of biosignals to another wireless station or in purpose of data analyzing to a watch center (military headquarters) are being explained with the goal of processing this data for the evaluation of the combatants physical and psychological status in the modern operational field.

Key words: biosignals, biosensors, military radio station, wearable technology, WSN, Zig-Bee

Πίνακας Περιεχομένων

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	15
1.1 Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία	16
1.2 Τηλεϊατρική	17
Κεφάλαιο 2: Βιοσήματα	19
2.1 Ορισμός Βιοσήματος	19
2.2 Ταξινόμηση Βιοσημάτων	19
2.3 Ζωτικά Σημεία – Ζωτικές Ενδείξεις	22
2.3.1 Θερμοκρασία Σώματος	23
2.3.2 Καρδιακός Παλμός	26
2.3.3 Ρυθμός Αναπνοής	29
2.3.4 Πίεση Αίματος	31
2.3.5 Πέμπτο Βιοσήμα: Κορτιζόλη	33
Κεφάλαιο 3: Βιοαισθητήρες	38
3.1 Εισαγωγή στους Βιοαισθητήρες	38
3.2 Ανάλυση Βιοαισθητήρων	43
3.2.1 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Θερμοκρασίας Σώματος	43
3.2.2 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Καρδιακού Παλμού	45
3.2.3 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Ρυθμού Αναπνοής	47
3.2.4 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Πίεσης Αίματος	48
3.3 Πρωτότυπες Φορητές Συσκευές Υγείας	52
Κεφάλαιο 4: Πρωτόκολλα Επικοινωνίας	59
4.1 Εισαγωγή στα Πρωτόκολλα Επικοινωνίας	59
4.2 Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων (WSN)	61
4.2.1 Γενικά Χαρακτηριστικά	61
4.2.2 Λειτουργικά Επίπεδα WSN	63
4.3 Πρωτόκολλα Επικοινωνίας	64
4.3.1 Πρότυπο IEEE 802.15.1 (Bluetooth)	64
4.3.2 Πρότυπο IEEE 802.15.4 (Zig – Bee)	65
4.3.3 Πρότυπο IEEE 802.11 (Wi – Fi)	65
4.3.4 Πρότυπο IEEE 802.15.6	66
Κεφάλαιο 5: Σταθμός Ασυρμάτου TRC – 3600	68
5.1 Γενικά Στοιχεία	68
5.2 Τρόποι Λειτουργίας	71
5.3 Διαμόρφωση	76
5.4 Αποδιαμόρφωση	77
5.5 Διαμόρφωση πλάτους – Διαμόρφωση AM	77
5.6 Ψηφιακή Διαμόρφωση	79
5.7 Ψηφιακή Διαμόρφωση Συχνότητας – FSK	80
5.8 Ταξινόμηση Εκπομπών	81
5.9 Διαμορφώσεις στον TRC – 3600	82

5.10 Τεχνικά Χαρακτηριστικά	83
5.11 Διαδικασία Ρύθμισης Σ/Α TRC – 3600 για σύνδεση με ηλεκτρονικό υπολογιστή	
5.11.1 Ρυθμίσεις στον Σ/Α TRC – 3600	84
5.11.2 Ρυθμίσεις στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή	85
Κεφάλαιο 6: Συμπεράσματα	92
Βιβλιογραφία	93

Ευρετήριο Εικόνων και Πινάκων

Εικόνα 2.1: Βασικές διαδικασίες εξαγωγής βιοσήματος	19
Εικόνα 2.2: Δυνατές ταξινομήσεις των βιοσημάτων	20
Εικόνα 2.3: Κατανομή θερμοκρασιών στον πυρήνα και το κέλυφος	23
Εικόνα 2.4: Η μετρούμενη θερμοκρασία από το ορθό	25
Εικόνα 2.5: Επίδραση του χρόνου της ημέρας στη θερμοκρασία του σώματος	26
Εικόνα 2.6: Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού μέσω του καρπού	27
Εικόνα 2.7: Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού από την καρωτίδα	27
Εικόνα 2.8: Καρδιακός κύκλος	28
Εικόνα 2.9: Καρδιακή συστολή και διαστολή	28
Εικόνα 2.10: ΗΓΚ και εκπόλωση και επαναπόλωση καρδιάς	29
Εικόνα 2.11: Ανατομία της καρδιάς	31
Εικόνα 2.12: Ανατομία των επινεφριδίων	35
Εικόνα 2.13: Σύστημα αρνητικής παλίνδρομης ρύθμισης ACTH	36
Εικόνα 2.14: Κιρκάδιος ρυθμός έκκρισης κορτιζόλης	36
Εικόνα 3.1: Επισκόπηση των κύριων διεργασιών εξόρυξης δεδομένων	42
Εικόνα 3.2: Επιδερμικό θερμόμετρο	43
Εικόνα 3.3: Επιδερμικό θερμόμετρο τοποθετημένο στο στήθος του ατόμου	44
Εικόνα 3.4: Η πολυεπίπεδη δομή του επιδερμικού θερμομέτρου	45
Εικόνα 3.5: Υγρό ηλεκτρόδιο Ag / AgCl τύπου τζελ	46
Εικόνα 3.6: Ηλεκτρόδιο χωρίς ηλεκτρική επαφή με το δέρμα	46
Εικόνα 3.7: Αισθητήρας καρδιακού ρυθμού τύπου κλιπ δακτύλου	47
Εικόνα 3.8: Αισθητήρας RespiraSense™	47
Εικόνα 3.9: Μπλοκ Διάγραμμα της συσκευής	49
Εικόνα 3.10: Απεικόνιση της φορητής συσκευής	50
Εικόνα 3.11: Χαρτογράφηση GPS	51
Εικόνα 3.12: Το 'έξυπνο μπλουζάκι' Georgia Tech Wearable Motherboard™	52
Εικόνα 3.13: Το 'έξυπνο μπλουζάκι' με σύστημα LOBIN	53
Εικόνα 3.14: Η αρχιτεκτονική του συστήματος LOBIN	55
Εικόνα 3.15: Το 'έξυπνο μπλουζάκι' Sensing Shirt	55
Εικόνα 3.16: Multi-Parameter T-Shirt	56
Εικόνα 3.17: Οι βιοαισθητήρες επαφής για τη μέτρηση του βιοσημάτων	56
Εικόνα 3.18: Η αρχιτεκτονική του Multi-Parameter T-Shirt	57
Εικόνα 3.19: Απεικόνιση του SQUID T-Shirt	58
Εικόνα 3.20: My Wear T-Shirt με βιοαισθητήρες	58
Εικόνα 3.21: Το My Wear T-Shirt με αισθητήρες μέτρησης ρυθμού αναπνοής	59
Εικόνα 3.22: Αρχιτεκτονική του My Wear T-Shirt	59
Εικόνα 4.1: Τα υποσυστήματα του ασύρματου δικτύου WSN	62
Εικόνα 4.2: Η αρχιτεκτονική του WSN	64
Εικόνα 5.1: Σταθμός Ασυρμάτου TRC-3600	68
Εικόνα 5.2: Φορητός Σταθμός Ασυρμάτου	69
Εικόνα 5.3: Επί οχήματος Σταθμός Ασυρμάτου	69

Εικόνα 5.4: Πομποδέκτης TRC-3600	71
Εικόνα 5.5: Ενισχυτής ALA 172	71
Εικόνα 5.6: Μονάδα Συντονισμού Κεραίας ΑΕΑ 172	71
Εικόνα 5.7: Σταθμός Ασυρμάτου TRC 3630 επί οχήματος	71
Εικόνα 5.8: Διάδοση HF (High Frequency)	72
Εικόνα 5.9: Διάδοση FF (simplex Fixed Frequency)	72
Εικόνα 5.10: Διάδοση DF (half-Duplex Fixed Frequency)	73
Εικόνα 5.11: Αυτόματη επιλογή υποπεριοχής	74
Εικόνα 5.12: Έως 5 υποπεριοχές ανά κανάλι	74
Εικόνα 5.13: Αυτόματη επιλογή συχνοτήτων αναπήδησης	75
Εικόνα 5.14: Τρόποι λειτουργίας Σ/Α TRC 3600 για μετάδοση φωνής	75
Εικόνα 5.15: Τρόποι λειτουργίας Σ/Α TRC 3600 για μετάδοση δεδομένων	76
Εικόνα 5.16: Διαμορφωμένο σήμα κατά πλάτος	78
Εικόνα 5.17: Φάσμα διαμορφωμένου σήματος κατά πλάτος	78
Εικόνα 5.18: Διαμόρφωση FSK	81
Εικόνα 5.19: Εκπομπή – Λήψη H3E	83
Εικόνα 5.20: Εκπομπή – Λήψη J3E	83
Εικόνα 5.21: Ρύθμιση H/Y	85
Εικόνα 5.22: Αναγνώριση θύρας επικοινωνίας (COM4)	86
Εικόνα 5.23: Επιλογή ρυθμίσεων θυρών	86
Εικόνα 5.24: Δημιουργία νέας σύνδεσης	87
Εικόνα 5.25: Επιλογή θύρας επικοινωνίας	87
Εικόνα 5.26: Ιδιότητες νέας σύνδεσης	88
Εικόνα 5.27: Ρύθμιση παραμέτρων θύρας COM4	88
Εικόνα 5.28: Ρύθμιση παραμέτρων νέας σύνδεσης	89
Εικόνα 5.29: Ρυθμίσεις τερματικού	89
Εικόνα 5.30: Ρυθμίσεις ASCII	90
Εικόνα 5.31: Έναρξη επικοινωνίας	90
Πίνακας 2.1: Οι φυσιολογικές τιμές θερμοκρασίας	25
Πίνακας 2.2: Διαφορές αναπνευστικού ρυθμού αναλόγως την ηλικία	30
Πίνακας 2.3: Οι φυσιολογικές τιμές συστολικής και διαστολικής πίεσης	32
Πίνακας 2.4: Σύγκριση μεθόδων μέτρησης πίεσης αίματος	33
Πίνακας 2.5: Διαφορές ακρίβειας μεθόδων μέτρησης πίεσης αίματος	33
Πίνακας 3.1: Θέματα και περιορισμοί των Φορητών Συσκευών Υγείας	43
Πίνακας 3.2: Απόσταση μέτρησης του επιδερμικού θερμομέτρου	44

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Μια από τις μεγαλύτερες προκλήσεις που αντιμετωπίζει η ανθρωπότητα στον 21^ο αιώνα είναι η παροχή υψηλής ποιότητας υγειονομικής περίθαλψης σε όλους. Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας (ΠΟΥ) έχει θέσει ως όραμα μια στρατηγική και την κατονομάζει «Υγεία Για Όλους στον 21^ο αιώνα». Η πραγματοποίηση αυτού του οράματος θα είναι δύσκολη, ίσως αδύνατη, λόγω της επιβάρυνσης από παλιές και νέες ασθένειες, αυξημένες προσδοκίες για την υγεία και κοινωνικό-οικονομικές καταστάσεις στον ολοένα αυξανόμενο παγκόσμιο πληθυσμό, που έχουν ως αποτέλεσμα την αύξηση των ανισοτήτων της υγειονομικής κατάστασης μεταξύ των χωρών ακόμα και εντός αυτών.

Παραδοσιακά, μέρος της δυσκολίας στην επίτευξη δίκαιης πρόσβασης στην υγειονομική περίθαλψη ήταν ότι ο ιατρός και ο ασθενής πρέπει να βρίσκονται στο ίδιο μέρος ταυτόχρονα. Πρόσφατες εξελίξεις στον τομέα τεχνολογίας πληροφοριών και επικοινωνιών, παρόλα αυτά έχουν δημιουργήσει άνευ προηγούμενου ευκαιρίες για την αντιμετώπιση του συγκεκριμένου προβλήματος, αυξάνοντας τον αριθμό των τρόπων που μπορεί να παρασχεθεί υγειονομική περίθαλψη [1].

Η συνεχής αναζήτηση της ευημερίας των ανθρώπων μέσω διαφόρων μηχανισμών, οδήγησε την ιατρική σε αναζήτηση συνεργίας με άλλους κλάδους, ιδιαίτερα την Μηχανική. Η αξιοποίηση των συνεργασιών είχε ως αποτέλεσμα την εφαρμογή νέων τεχνικών για την παρακολούθηση των ασθενών μέσω σημάτων που εκπέμπει το ίδιο το σώμα. Η εφαρμογή νέων εξελίξεων σε τομείς όπως της ηλεκτρονικής, της πληροφορικής και των επικοινωνιών, έχει ως στόχο να διευκολύνει σημαντικά τη διαδικασία απόκτησης βιοϊατρικών σημάτων, προκειμένου να επιτευχθεί μια σωστή προσέγγιση κατά την ανάπτυξη δυνατοτήτων ιατρικής παρακολούθησης και διαγνώσεων, να βελτιστοποιήσει την απαιτούμενη διαδικασία φροντίδας και μερικές φορές να επιτύχει την μείωση του κόστους των διαδικασιών αυτών [2].

Η απομακρυσμένη παρακολούθηση της υγείας, που βασίζεται σε μη επεμβατικούς αισθητήρες, ενεργοποιητές και σύγχρονες τεχνολογίες επικοινωνίας και πληροφορικής προσφέρει οικονομικά αποδοτική λύση που επιτρέπει στους ηλικιωμένους να συνεχίσουν να ζουν στο άνετο οικιακό τους περιβάλλον αντί για ακριβές εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης. Τα συστήματα αυτά θα επιτρέψουν επίσης στο υγειονομικό προσωπικό να παρακολουθεί σημαντικά φυσιολογικά συμπτώματα των ασθενών τους σε πραγματικό χρόνο, να αξιολογούν τις συνθήκες υγείας και να παρέχουν πληροφορίες από μακρινές εγκαταστάσεις [3].

Επομένως, η τηλεϊατρική, η περιοχή στην οποία συναντώνται η ιατρική και η τεχνολογία των τηλεπικοινωνιών είναι ίσως μέρος της επανάστασης που θα μπορούσε να έχει το μεγαλύτερο αντίκτυπο στην παροχή υγειονομικής περίθαλψης [1].

Στην παρούσα διπλωματική εργασία θα αναλυθούν αρχικά οι όροι της Βιοϊατρικής τεχνολογίας και της Τηλεϊατρικής και στη συνέχεια τα κύρια ζωτικά σημεία και πως αυτά μπορούν να αποσταλούν μέσω τηλεπικοινωνιακού δικτύου των Ενόπλων Δυνάμεων προκειμένου να επεξεργαστούν με σκοπό τη αξιολόγηση της σωματικής και ψυχολογικής κατάστασης στρατιωτικού προσωπικού.

1.1 Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία

Βιοϊατρική Τεχνολογία ορίζεται ως η επιστήμη που εφαρμόζει αρχές και μεθόδους της μηχανικής, των θετικών επιστημών (φυσικής, χημείας και μαθηματικών) και της τεχνολογίας εν γένει στη Βιολογία και την Ιατρική. Αποτελεί ένα ευρύ πεδίο για την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής και της προηγμένης τεχνολογίας, με σκοπό την επίλυση προβλημάτων των χώρων της ιατρικής και της Βιοεπιστήμης γενικότερα. Έχει επεκταθεί μέχρι σήμερα πρακτικά σε όλους τους τομείς της μηχανικής χρησιμοποιώντας αρχές και τεχνολογίες της, για να σχεδιάσει και να αναπτύξει διάφορα προϊόντα για κλινική χρήση (ενδοσκόπια, υπερηχητική λιθοτριψία, laser, πυρηνικούς τομογράφους – MRI, υπολογιστικούς τομογράφους – CT, υπερηχογράφους, βηματοδότες, κλπ.) καθώς και τεχνικές (επεξεργασία βιοσημάτων και εικόνων, τεχνητή νοημοσύνη, κλπ.) τόσο κατά την κλινική έρευνα όσο και κατά τις διαδικασίες της διάγνωσης και θεραπείας ασθενειών.

Η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει πολλούς επιμέρους τομείς και ασχολείται με διάφορα αντικείμενα μελέτης, πολλά από τα οποία επικαλύπτονται με το χώρο δράσης άλλων επιστημών.

Σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα, η Βιοϊατρική Τεχνολογία μπορεί να διαχωριστεί στα παρακάτω γνωστικά αντικείμενα: Εμβιομηχανική, Ιατρική Τεχνολογία, Κλινική Μηχανική, Τεχνολογία Αποκατάστασης.

- Η *Εμβιομηχανική* (Biomechanics) είναι η εφαρμογή των αντιλήψεων και θεωριών του μηχανικού προκειμένου να προσομοιωθούν βασικά βιολογικά συστήματα.

- Η *Ιατρική Τεχνολογία* (MedicalEngineering) αναφέρεται στην εφαρμογή τεχνολογιών για την ανάπτυξη νέων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών, μηχανημάτων και συσκευών στα πεδία της Βιοϊατρικής και των Βιοϋλικών.

- Η *Κλινική Μηχανική* (ClinicalEngineering) περιλαμβάνει την ανάπτυξη νέων τεχνικών αλλά και τη διαχείριση τεχνικών που ήδη εφαρμόζονται για τη βελτίωση της παροχής υπηρεσιών υγείας σε νοσοκομεία, κλινικές και κέντρα υγείας.

- Στην *Τεχνολογία Αποκατάστασης* (RehabilitationEngineering) περιλαμβάνονται η χρήση της τεχνολογίας για τη βελτίωση των συνθηκών της ζωής ατόμων με ειδικά προβλήματα καθώς και η ανάπτυξη τεχνητών οργάνων.

Πέρα από αυτούς τους βασικούς τομείς, με βάση τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται και τις εφαρμογές των αποτελεσμάτων, η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει κι άλλα πεδία όπως: Βιοϋλικά (Biomaterials) με στόχο την ανάπτυξη υλικών για αντικατάσταση ιστών, οργάνων και λειτουργιών του σώματος (μαλακοί ιστοί, ορθοπεδικές προσθέσεις, βηματοδότες, κλπ.) Βιορομποτική (Bio-robotics),

Τηλεϊατρική, Ηλεκτρονική υγεία (e-health). Παράλληλα, η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει τομείς όπως: Ιατρική Απεικόνιση με έμφαση στη διάγνωση και υποστήριξη θεραπευτικών διαδικασιών, Εφαρμογές Εικονικής Πραγματικότητας στην ιατρική εκπαίδευση και την σχεδίαση της θεραπευτικής αντιμετώπισης κλινικών δεδομένων με χρήση Η/Υ, Εφαρμογές Τηλεπικοινωνιών και Πληροφορικής στην υγεία και εκπαίδευση (ιατρική αρχειοθέτηση, τηλε-εκπαίδευση κλπ), Ανάπτυξη τεχνικών επεξεργασίας κυττάρων και κυττρωικών συστατικών (επεξεργασία πρωτεϊνών, παραγωγή μονοκλωνικών αντισωμάτων, γονιδιακή θεραπεία) κλπ. [4].

1.2 Τηλεϊατρική

Σύμφωνα με την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας η Τηλεϊατρική είναι: Η παροχή ιατρικής περίθαλψης - σε περιπτώσεις που η απόσταση είναι κρίσιμος παράγοντας – από όλους τους επαγγελματίες του χώρου της Υγείας χρησιμοποιώντας τεχνολογίες πληροφοριών και επικοινωνιών για την ανταλλαγή έγκυρης πληροφορίας για τη διάγνωση, αγωγή και πρόληψη ασθενειών, την έρευνα και την εκτίμηση, όπως και την συνεχή εκπαίδευση των επαγγελματιών Υγείας των ατόμων και των κοινοτήτων τους.

Ο όρος τηλεϊατρική, με την ευρύτερή του έννοια, αναφέρεται στην εφαρμογή σύγχρονων τεχνολογιών των τηλεπικοινωνιών και της πληροφορικής, κυρίως προς την κατεύθυνση της αμφίδρομης επικοινωνίας με μετάδοση ήχου και εικόνας, με στόχο την παροχή ιατρικής φροντίδας, σε απομακρυσμένους ασθενείς, της τηλεμετρίας και της διακίνησης της ιατρικής γνώσης μεταξύ των ιατρικών λειτουργιών.

Η απεξάρτηση από περιορισμούς χώρου και χρόνου είναι ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα της τηλεϊατρικής. Κάτω από ένα γενικότερο πλαίσιο, μπορούμε να διακρίνουμε δυο ειδών υπηρεσίες τηλεϊατρικής:

- Τις πραγματικού χρόνου ή διαδραστικές εφαρμογές video-διάσκεψης οι οποίες αφορούν την ταυτόχρονη δραστηριότητα τόσο στον κεντρικό όσο και στους περιφερειακούς κόμβους του συστήματος τηλεϊατρικής. Οι διαδραστικές εφαρμογές τηλεϊατρικής χρησιμοποιούνται συχνά για την εξέταση και εξαγωγή γνώμатуσης από έναν κλινικό ιατρό σε σχέση με κάποιον ασθενή που βρίσκεται σε απομακρυσμένο σημείο. Η τεχνολογία που κατά βάση χρησιμοποιείται έχει να κάνει με τη διαδραστική τηλεόραση. Καθένας από τους εμπλεκόμενους κόμβους είναι εξοπλισμένος με οθόνη προβολής εικόνας videoκαθώς και με video κάμερα η οποία συλλέγει και προωθεί προς αποστολή μέσω του χρησιμοποιούμενου τηλεπικοινωνιακού δικτύου, εικόνα και ήχο σε πραγματικό χρόνο. Επιπρόσθετα προς την οπτική επαφή μεταξύ του ασθενούς και του ιατρού, που παρέχει το σύστημα τηλεϊατρικής, είναι δυνατή η συλλογή και αποστολή κρίσιμων βιοσημάτων τα οποία παίζουν κύριο ρόλο στην εξέταση του ασθενούς. Στην πραγματικότητα σχεδόν κάθε σύγχρονο ιατρικό όργανο, ικανό να δώσει σε κάποια έξοδό του την πληροφορία την οποία συλλέγει, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως συστατικό στοιχείο του συστήματος

τηλεϊατρικής. Ενδεικτικά αναφέρονται τα απεικονιστικά μηχανήματα, οπότε η έξοδος τους είναι δεδομένα εικόνας, ο υπερηχογράφος Doppler, οπότε στην έξοδό του είναι επιπλέον διαθέσιμα και δεδομένα ήχου ή ο ηλεκτροκαρδιογράφος, οπότε είναι διαθέσιμα προς αποστολή γραφήματα των δυναμικών της καρδιάς.

- Τις εφαρμογές store-and-forward οι οποίες αποτελούν μια χρονικά μετατοπισμένη επικοινωνία ανάμεσα στα εμπλεκόμενα μέρη. Οι εφαρμογές store-and-forward αξιοποιούν το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς και συνδυάζοντας δεδομένα εικόνας, ήχου και videoπαρέχουν τη δυνατότητα αξιολόγησης της κατάστασης του ασθενούς σε μη πραγματικό χρόνο, όπου δεν κρίνεται αναγκαία ή δεν υπάρχει η δυνατότητα για διάγνωση σε πραγματικό χρόνο. Ως παράδειγμα αναφέρεται η περίπτωση που το καρδιογράφημα ενός ασθενούς μαζί με άλλα στοιχεία που έχουν να κάνουν για παράδειγμα με τη φαρμακευτική αγωγή που χρησιμοποιείται ή το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς, αποστέλλονται σε κάποιον καρδιολόγο για αξιολόγηση και γνωμάτευση [4].

Η συνδυασμένη χρησιμοποίηση των τεχνολογιών της πληροφορίας και των τηλεπικοινωνιών για την παροχή απομακρυσμένων υπηρεσιών υγείας και εκπαίδευσης, στο πλαίσιο της τηλεϊατρικής, προσφέρουν σημαντικά πλεονεκτήματα στα στο σύστημα υγείας και αντίστοιχα στους ασθενείς (Linkous 2002). Τα πιο σημαντικά είναι:

- Η άμεση πρόσβαση σε περιορισμένους ανθρώπινους και υλικούς πόρους (εξειδικευμένοι ιατροί και ακριβός βιοϊατρικός εξοπλισμός) από απομακρυσμένες μονάδες πρωτοβάθμιας φροντίδας.
 - Η μείωση ιατρικών σφαλμάτων
 - Η βελτίωση των παρεχόμενων υπηρεσιών υγείας σε τοπικό επίπεδο
 - Η μείωση του κόστους και της περιττής μεταφοράς ασθενών
 - Η προσφορά πρωτοβάθμιας ιατρικής υποστήριξης σε μονάδες μεταφοράς ασθενών
- Η διευκόλυνση της μακρινής εκπαίδευσης (Apostolakis&Kastania, 2000)
 - Η δυνατότητα η ανασκόπηση σε μεγάλη κλίμακα και ανάλυση των ιατρικών δεδομένων (δηλ. ανά γεωγραφική περιοχή)
 - Η υποστήριξη συμβουλών υγείας, ενημέρωσης κλπ. (Wootton, 1996 & Wootton, 2001) [5].

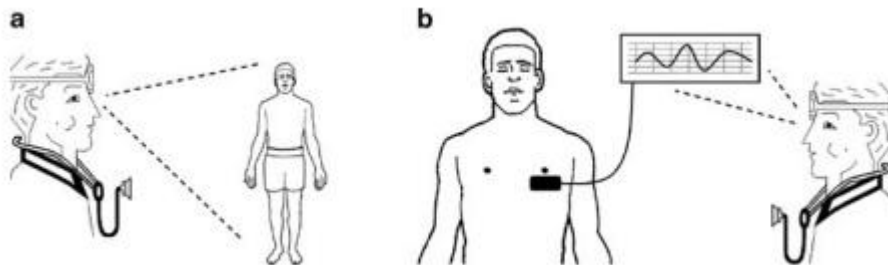
Κεφάλαιο 2

2.1 Ορισμός Βιοσήματος

Σήμα είναι ένα φαινόμενο το οποίο περιέχει πληροφορία. Τα βιολογικά σήματα είναι σήματα που χρησιμοποιούνται στο πεδίο της Βιοϊατρικής, κυρίως για την εξαγωγή της πληροφορίας για το υπό εξέταση βιολογικό σύστημα. Περιέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατανόηση των σύνθετων παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός ζωντανού οργανισμού. Η πλήρης διαδικασία εξαγωγής της πληροφορίας μπορεί να είναι απλή αλλά και πολύπλοκη.

Πολύ συχνά στις βιοϊατρικές εφαρμογές (όπως και σε άλλες εφαρμογές), η λήψη του σήματος δεν είναι αρκετή. Απαιτείται η επεξεργασία του για την εξαγωγή της πληροφορίας που είναι 'θαμμένη' σε αυτό.[4]

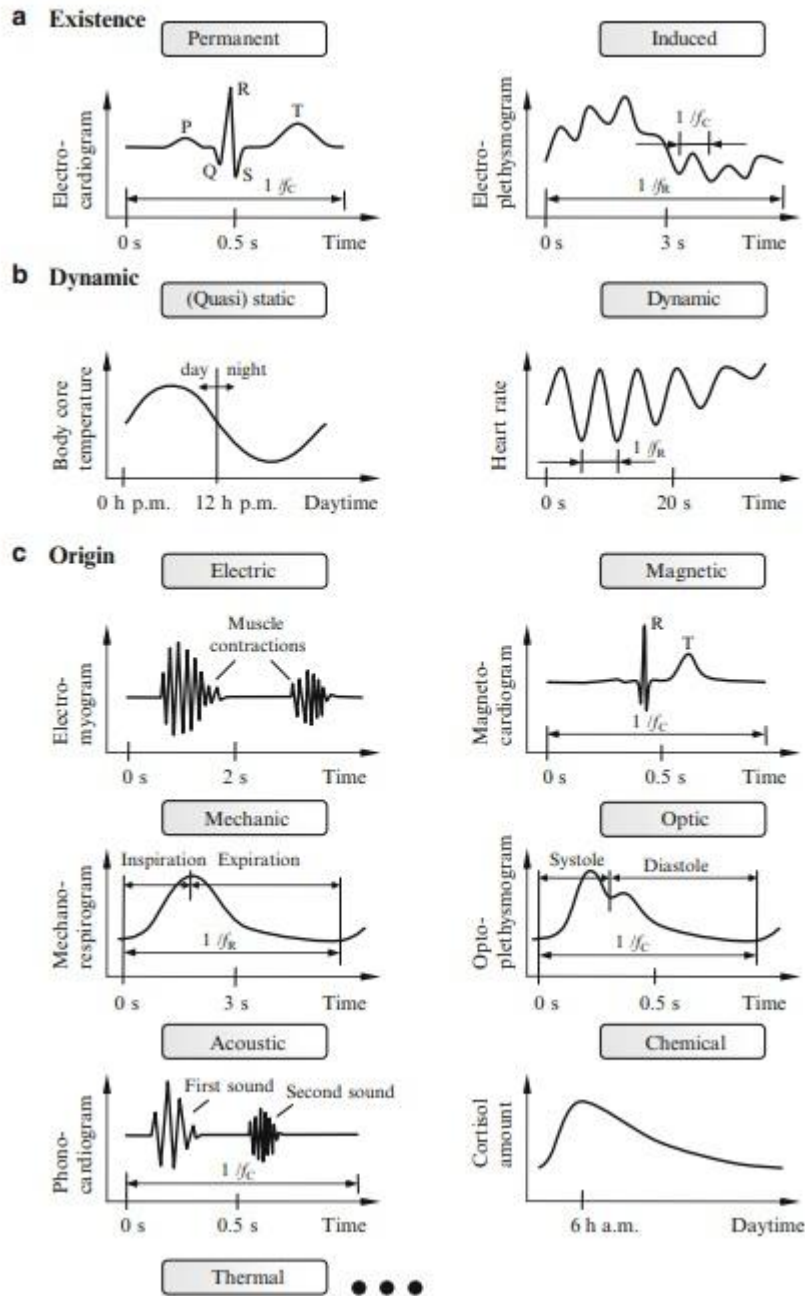
Στο πλαίσιο των βιολογικών σημάτων και αισθητήρων μπορεί να οριστεί ως *βιοσήμα* η περιγραφή ενός φυσιολογικού περιεχομένου. Δεδομένου ότι υπάρχει ένας σχεδόν απεριόριστος μηχανισμών της ανθρώπινης φυσιολογίας, ο αριθμός των δυνατών βιοσημάτων είναι πολύ μεγάλος. Με την ευρύτερη έννοια, η ποικιλία των βιοσημάτων εκτείνεται από την οπτική εικόνα του ασθενούς μέχρι την καταγραφή σημάτων από το ανθρώπινο σώμα με τη χρήση αισθητήρων, όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα [Εικόνα 2.1]. Η τεράστια ποικιλία των βιοσημάτων μπορεί να αποδειχθεί καλύτερα από το γεγονός ότι υπάρχουν πολλά είδη διαφορετικών ταξινομήσεων.



Εικόνα 2.1 : Βασικές διαδικασίες εξαγωγής βιοσήματος α) Οπτική εκτίμηση του ασθενούς β) Εφαρμογή βιοϊατρικού αισθητήρα στον ασθενή

2.2 Ταξινόμηση Βιοσημάτων

Η ποικιλία των βιοσημάτων είναι απεριόριστη, γεγονός που καθιστά αδύνατη τη μοναδική ταξινόμηση των βιοσημάτων. Ωστόσο υπάρχουν τρία κριτήρια διάκρισης των βιοσημάτων, όπως φαίνονται στην Εικόνα 2.2.



Εικόνα 2.2: Δυνατές ταξινομήσεις των βιοσημάτων ανάλογα με α) Την ύπαρξή τους β) Τη δυναμική μεταβλητότητά τους και γ) Την αιτία παραγωγής τους

Ως πρώτο κριτήριο ταξινόμησης είναι η προέλευση των βιοσημάτων και διακρίνονται σε:

- Ενδογενή βιοσήματα
- Εξωγενή βιοσήματα

Τα ενδογενή βιοσήματα υπάρχουν χωρίς την επίδραση κάποιου παράγοντα ή διέγερση εξωτερικά του σώματος και για αυτό είναι διαθέσιμα οποιαδήποτε στιγμή. Η πηγή του βιοσηματος βρίσκεται ήδη στο εσωτερικό του σώματος. Για παράδειγμα,

ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα προκαλείται από την ηλεκτρική διέγερση του καρδιακού μυός με τις τυπικές κορυφές P,Q,R,S,T.

Τα *εξωγενή βιοσήματα* προκαλούνται τεχνητά ή διεγείρονται από κάποιον εξωτερικό παράγοντα ή επάγονται. Σε αντίθεση με τα ενδογενή βιοσήματα, τα εξωγενή υφίστανται μόνο κατά τη διάρκεια της εξωτερικής διέγερσης. Μόλις η τεχνητή παρέμβαση σταματήσει, το επαγόμενο βιοσήμα μειώνεται με μια συγκεκριμένη χρονική σταθερά που καθορίζεται από τις ιδιότητες του σώματος. Η αλληλεπίδραση του ιστού με τον εξωτερικό ερέθισμα, ανεξάρτητα από φύση του ερεθίσματος, καταγράφεται ως ένα εξωγενή βιοσήμα. Ένα αντιπροσωπευτικό παράδειγμα είναι η ηλεκτρική πληθυσμογραφία, κατά την οποία επάγεται ρεύμα στον ιστό, δημιουργώντας τάση η οποία καταγράφεται ως βιοσήμα.

Μια δεύτερη διάκριση των βιοσημάτων ανάλογα με τη δυναμική μεταβλητότητά τους είναι:

- Στατικά βιοσήματα
- Δυναμικά βιοσήματα

Τα *στατικά βιοσήματα* μεταφέρουν πληροφορίες οι οποίες ενδέχεται να παρουσιάζουν μικρές αλλαγές κατά την πάροδο του χρόνου. Σε αντίθεση τα *δυναμικά* παρουσιάζουν μεγάλες αλλαγές στο πεδίο του χρόνου, οι οποίες αντικατοπτρίζουν τη δυναμική των φυσιολογικών μηχανισμών. Για παράδειγμα, η θερμοκρασία του σώματος είναι ένα στατικό βιοσήμα με μικρές αλλαγές στη διάρκεια ενός εικοσιτετραώρου. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.2 (b), αυξάνεται κατά τη διάρκεια της ημέρας και μειώνεται λίγο πριν τον ύπνο. Αντίθετα, ο καρδιακός παλμός είναι ένα υψηλής δυναμικότητας βιοσήμα. Η εξέλιξη του καρδιακού παλμού εξαρτάται από την περιοδικότητα της αναπνοής, δηλαδή την αύξηση κατά της εισπνοή και τη μείωση κατά την εκπνοή.

Η τρίτη μέθοδος ταξινόμησης χρησιμοποιεί τη αιτία παραγωγής του βιοσηματος. Τα πιο διαδεδομένα αίτια είναι:

- Ηλεκτρικά βιοσήματα
- Μαγνητικά βιοσήματα
- Μηχανικά βιοσήματα
- Οπτικά βιοσήματα
- Ακουστικά βιοσήματα
- Χημικά βιοσήματα
- Θερμικά βιοσήματα
- Άλλα βιοσήματα

Τα *ηλεκτρικά βιοσήματα* περιλαμβάνουν για παράδειγμα το προαναφερθέν ηλεκτροκαρδιογράφημα (Εικόνα 2.2a) το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, το οποίο αντικατοπτρίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρώνων του εγκεφάλου ή και το ηλεκτρομυογράφημα, το οποίο αντανακλά την ηλεκτρική ενεργοποίηση των μυών. Στην Εικόνα 2.2c απεικονίζεται ένα ηλεκτρομυογράφημα. Τα *μαγνητικά βιοσήματα* αντανακλούν ένα μαγνητικό πεδίο που συνήθως επάγονται από μη στάσιμα ρεύματα

που μεταφέρουν φυσιολογικές πληροφορίες. Ως παράδειγμα φαίνεται στην Εικόνα 2.2c ένα μαγνητοκαρδιογράφημα, το οποίο αναγνωρίζει το μαγνητικό πεδίο που εκπέμπεται από τα ρεύματα κατά τη διάρκεια της ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς (πόλωση – επαναπόλωση) [6].

Τα *μηχανικά βιοσήματα* παράγονται από διαφορετικές μηχανικές λειτουργίες των οργάνων του σώματος, συμπεριλαμβανομένης της κίνησης, μετατόπισης, τάσης, δύναμης, πίεσης και ροής. Για παράδειγμα η πίεση του αίματος (BP) είναι μια πίεση που ασκεί το αίμα στα τοιχώματα των αιμοφόρων αγγείων όπως και η σπιρομέτρηση που δείχνει τον αναπνευστικό κύκλο από τις μεταβολές στις κοιλιακή περιφέρεια [7]. Ένα παράδειγμα δίνεται στην Εικόνα 2.2c. Τα *οπτικά βιοσήματα* παράγονται από τις οπτικές ιδιότητες των βιολογικών συστημάτων. Για παράδειγμα το φωτοπληθυσμογράφημα απεικονίζει τον καρδιακό παλμό [7] (Εικόνα 2.2c).

Τα *ακουστικά βιοσήματα* δημιουργούνται από διάφορους ήχους του σώματος, που κυμαίνονται από τον ήχο της καρδιάς, το ροχαλητό έως και τον ήχο της κατάποσης. Το φωνοκαρδιογράφημα που φαίνεται στην Εικόνα 2.2c αντικατοπτρίζει τη καρδιακή δραστηριότητα. Τα *χημικά βιοσήματα* παρέχουν πληροφορίες σχετικά με αλλαγές στη συγκέντρωση διαφόρων χημικών ουσιών του σώματος. Για παράδειγμα στην Εικόνα 2.2c φαίνεται η τυπική εξέλιξη των επιπέδων της κορτιζόλης (=ορμόνη του στρες) στο αίμα κατά τη διάρκεια ενός εικοσιτετραώρου, με αιχμή κατά τις πρωινές ώρες προκειμένου να προετοιμάσει το σώμα για αφύπνιση. Τέλος τα *θερμικά βιοσήματα* δίνουν την πληροφορία ετερογενών μηχανισμών απώλειας και απορρόφησης θερμότητας στο σώμα. Για παράδειγμα η θερμοκρασία του πυρήνα του σώματος (Εικόνα 2.2c) αποτελεί ένα θερμικό βιοσήμα.

2.3. Ζωτικά Σημεία - Ζωτικές Ενδείξεις

Με τον όρο ζωτικά σημεία ή ζωτικές ενδείξεις εννοούμε τα 4 με 6 πιο σημαντικά ηλεκτρικά σήματα (βιοσήματα) που υποδεικνύουν τις ζωτικές λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος (διατήρηση της ζωής). Αυτές οι μετρήσεις επιτελούν ένα σπουδαίο ρόλο, όπως να βοηθήνε στην αξιολόγηση της γενικής σωματικής υγείας του ανθρώπου, να δίνουν συμπεράσματα για την ύπαρξη πιθανών ασθενειών και να δείχνουν τη πρόοδο κατά τη διάρκεια της ανάρρωσης. Τα φυσιολογικά όρια των τιμών των βιοσημάτων ποικίλουν ανάλογα με την ηλικία, το βάρος, το φύλο και τη συνολική κατάσταση της υγείας του ανθρώπου.

Τα τέσσερα πρωταρχικά βιοσήματα είναι η θερμοκρασία σώματος (BodyTemperature), η πίεση αίματος (BloodPressure), οι παλμοί (HeartRate) και ο ρυθμός αναπνοής (RespiratoryRate), συχνά αναφέρονται και ως BT, BP, HR, RR. Παρόλα αυτά, ανάλογα με τη κλινική περίπτωση μπορεί να περιλαμβάνουν κι άλλες μετρήσεις που αντιστοιχούν πέμπτο αλλά και έκτο βιοσήμα και η καταγραφή τους γίνεται σύμφωνα με το διεθνώς αποδεκτό σύστημα κωδικοποίησης LOINC (Logical Observation Identifiers Names and Codes).

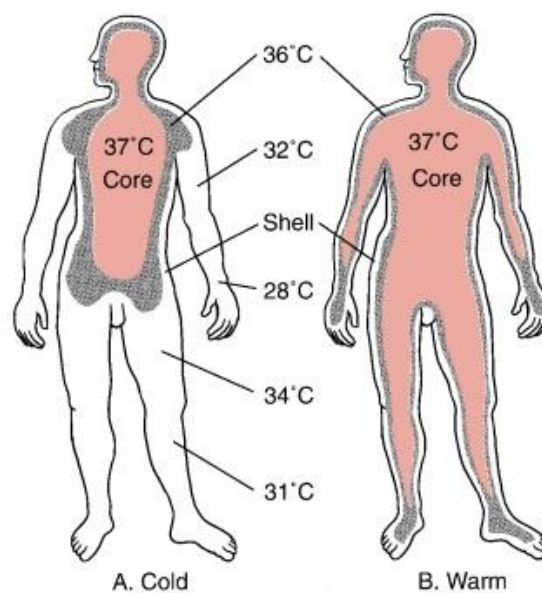
Πρωταρχικά Βιοσήματα

Τα τέσσερα κύρια βιοσήματα είναι:

- Η θερμοκρασία σώματος (BodyTemperature-BT)
- Καρδιακός παλμός ή ρυθμός (HeartRate-HR)
- Ρυθμός αναπνοής (Respiratory Rate-RR)
- Πίεση αίματος (Blood Pressure-BP) [8]

2.3.1 Θερμοκρασία Σώματος

Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος είναι καθιερωμένη ως ένα από τα βασικά ζωτικά σημεία. Μετράται σε τακτά χρονικά διαστήματα στο ιατρικό περιβάλλον και συχνά στο σπίτι ώστε να αναγνωριστεί ο βαθμός της "ασθένειας" ενός ατόμου. Το σώμα διαχωρίζεται σε ένα ζεστό εσωτερικό πυρήνα και σε ένα ψυχρότερο εξωτερικό κέλυφος, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.3. Επειδή η θερμοκρασία του κελύφους επηρεάζεται έντονα από το περιβάλλον, δεν ρυθμίζεται εντός στενών ορίων όπως η θερμοκρασία του εσωτερικού πυρήνα, παρόλο τις ανταλλαγές θερμότητας, οι οποίες επηρεάζουν έντονα τη θερμοκρασία του κελύφους, ειδικά του εξωτερικού στρώματος, του δέρματος. Το πάχος του κελύφους εξαρτάται από το περιβάλλον και την ανάγκη διατήρησης της θερμότητας του σώματος. Σε ένα ζεστό περιβάλλον, το κέλυφος μπορεί να είναι μικρότερο από 1cm, αλλά σε ένα άτομο που βρίσκεται σε κρύο περιβάλλον, μπορεί να εκτείνεται αρκετά εκατοστά κάτω από το δέρμα [9].



Εικόνα 2.3: Κατανομή θερμοκρασιών στον πυρήνα και το κέλυφος. Α) Κατά την έκθεση σε κρύο Β) Σε ζεστό περιβάλλον. Δεδομένου ότι οι

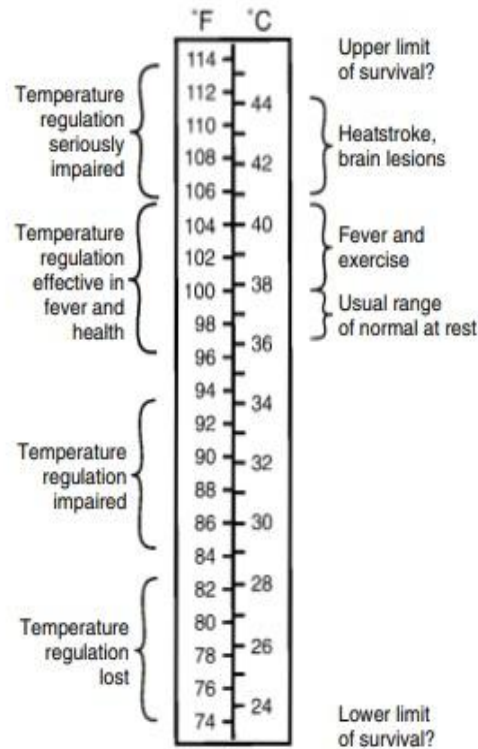
θερμοκρασίες επιφάνειας και του κέλυφους εξαρτώνται από τη θερμοκρασία περιβάλλοντος, το κέλυφος είναι παχύτερο στο κρύο και λεπτότερο σε θερμό περιβάλλον.

Στον άνθρωπο η θερμοκρασία του σώματος ρυθμίζεται από το θερμορυθμιστικό κέντρο που βρίσκεται στον υποθάλαμο του εγκεφάλου, το οποίο ρυθμίζει της θερμοκρασία του σώματος να είναι $\pm 1^\circ \text{C}$ της θερμοκρασίας ανάπαυσης στη διάρκεια ενός εικοσιτετραώρου [10]. Η μέτρηση της θερμοκρασίας σώματος μας δίνει μια ένδειξη της θερμοκρασίας λειτουργίας ενός οργανισμού, η οποία είναι συνήθως καλά ελεγχόμενη από τον ίδιο τον οργανισμό (θερμορύθμιση) καθώς επηρεάζει τον ρυθμό των χημικών αντιδράσεων [8]. Ο οργανισμός παράγει θερμότητα μέσω μεταβολικών διεργασιών και ανταλλάσσει ενέργεια με το περιβάλλον [9]. Η θερμοκρασία διατηρείται μέσω της ισορροπίας που επέρχεται από τη παραγόμενη από το σώμα θερμότητα και από αυτή που χάνεται από αυτό. Η φυσιολογική της τιμή κυμαίνεται από $36,5^\circ\text{C}$ έως $37,5^\circ\text{C}$ ($97,7^\circ\text{F}$ - $99,5^\circ\text{F}$) [11], όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.4 [9]. Ωστόσο, αρκετές μελέτες συγκρίνουν την θερμοκρασία πυρήνα (μετρούμενη με καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας) με ταυτόχρονη μέτρηση της θερμοκρασίας από τις περιφερειακούς ιστούς υποδηλώνουν ότι μπορεί να υπάρξει διαφορά μεταξύ των δυο. Οι μετρήσεις που λαμβάνονται από την στοματική, ακουστική κοιλότητα και από τη μασχάλη διαφέρουν από αυτή του πυρήνα. Σε αντίθεση αυτή που λαμβάνεται από το ορθό υποδηλώνει την πραγματική θερμοκρασία. Οι τιμές του φαίνονται στον Πίνακα 2.1 [12]. Η θερμοκρασία μπορεί να καταγραφεί προκειμένου να καθοριστεί μια βασική γραμμή για την κανονική θερμοκρασία του ατόμου και τις συνθήκες μέτρησης. Ο κύριος λόγος για τον έλεγχο της θερμοκρασίας του σώματος είναι να διαπιστωθούν τυχόν σημάδια συστηματικής μόλυνσης ή φλεγμονής παρουσία πυρετού (θερμοκρασία $> 38,5^\circ\text{C}$ / $101,3^\circ\text{F}$ ή διατηρούμενη θερμοκρασία $>38^\circ\text{C}$ / $100,4^\circ\text{F}$) ή σημαντικά αυξημένη πάνω από την φυσιολογική θερμοκρασία του ατόμου [8]. Για να διατηρηθεί η θερμοκρασία του πυρήνα μέσα σε ένα στενό εύρος τιμών, το θερμορυθμιστικό σύστημα χρειάζεται συνεχή πληροφόρηση σχετικά με τη τιμή της θερμοκρασίας του πυρήνα. Οι νευρώνες, νευρικές απολήξεις στα κοιλιακά σπλάχνα, φλέβες, ο νωτιαίος μυελός και ο εγκέφαλος παρέχουν αυτές τις πληροφορίες. Παράγοντες όπως η έντονη άσκηση, πυρετού, η φάση του εμμηνορρησιακού κύκλου ακόμα και η διάρκεια της ημέρας μπορεί να προκαλέσουν διαφορές έως και 1°C της θερμοκρασίας ηρεμίας (Εικόνα 2.5) [9].

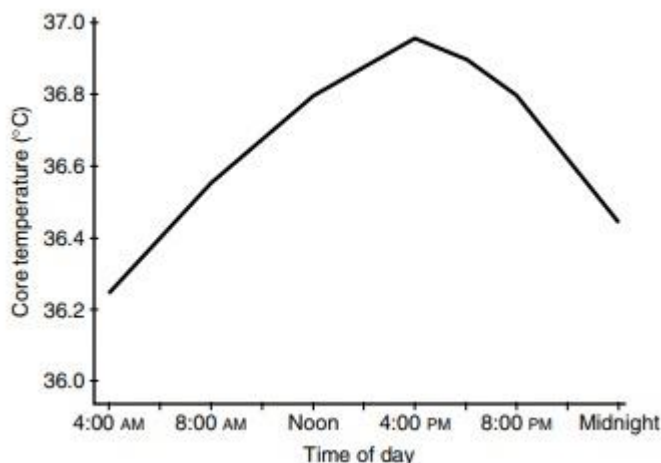
Site	Age group studied	Lower limit (°C)	Upper limit (°C)	Reference
Oral	18-40	36.0	37.7	[26]
	>70	36.2	37.0	[28]
Aural	11 - 85		37.6	[21]
	>85		37.5	[21]
Axillary	>70	35.5	37.0	[28]
Rectal	>70	36.7	37.5	[28]

Πίνακας 2.1: Οι φυσιολογικές τιμές θερμοκρασίας στόματος, αυτιού, μασχάλης και ορθού [12]

Γενικά, υπάρχουν δυο μη φυσιολογικές καταστάσεις που οφείλονται είτε στην αυξημένη θερμοκρασία (υπερθερμία) είτε στην μείωση αυτής (υποθερμία).



Εικόνα 2.4: Η μετρούμενη θερμοκρασία από το ορθό σε υγιείς ανθρώπους, σε ανθρώπους με πυρετό ή ασκούμενους και σε άτομα με μειωμένη θερμορύθμιση [9]

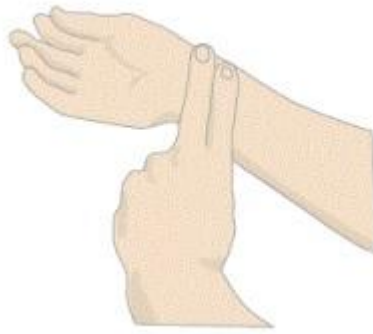


Εικόνα 2.5: Επίδραση του χρόνου της ημέρας στη θερμοκρασία του σώματος υγιών ατόμων [9]

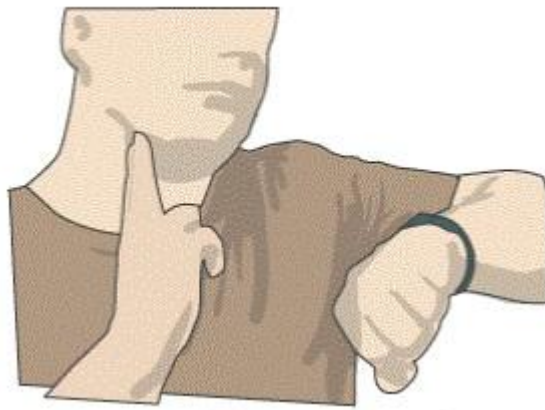
2.3.2 Καρδιακός Παλμός

Η καρδιά είναι ένα κοίλο μυϊκό όργανο, το μέγεθος της οποίας είναι όσο μια κλειστή γροθιά και χτυπά περίπου 100.000 φορές την ημέρα ή 2.5 δισεκατομμύρια φορές στη διάρκεια μιας ζωής [13]. Ο καρδιακός παλμός είναι ο ρυθμός με τον οποίο χτυπά η καρδιά κατά την άντληση αίματος μέσω των αρτηριών καταγεγραμμένος ως χτύποι ανά λεπτό (bpm) [8] και είναι ανάλογος της ηλικίας και της σωματικής και ψυχολογικής κατάστασης του ατόμου [14]. Η φυσιολογική τιμή του ποικίλει ανάλογα την ηλικία: ένα νεογέννητο ή βρέφος έχει 130-150 bpm, ένα μικρό παιδί 100-120 bpm, ένα έφηβος 80-100 bpm ενώ ένας ενήλικας 50-80 bpm. Μπορεί επίσης να ονομάζεται και «καρδιακός ρυθμός». Ο παλμός μπορεί να ληφθεί με έξι τρόπους:

- i. Μέσω του καρπού (ακτινική αρτηρία) - (Εικόνα 2.6)
- ii. Από τον αγκώνα (βραχιόνια αρτηρία)
- iii. Από τον λαιμό (καρωτιδική αρτηρία) – (Εικόνα 2.7)
- iv. Πίσω από το γόνατο (ιγνυακή αρτηρία)
- v. Από το πόδι (οπίσθια κνημιαία αρτηρία)
- vi. Με ακρόαση απευθείας στον καρδιακό παλμό με στηθοσκόπιο [8]

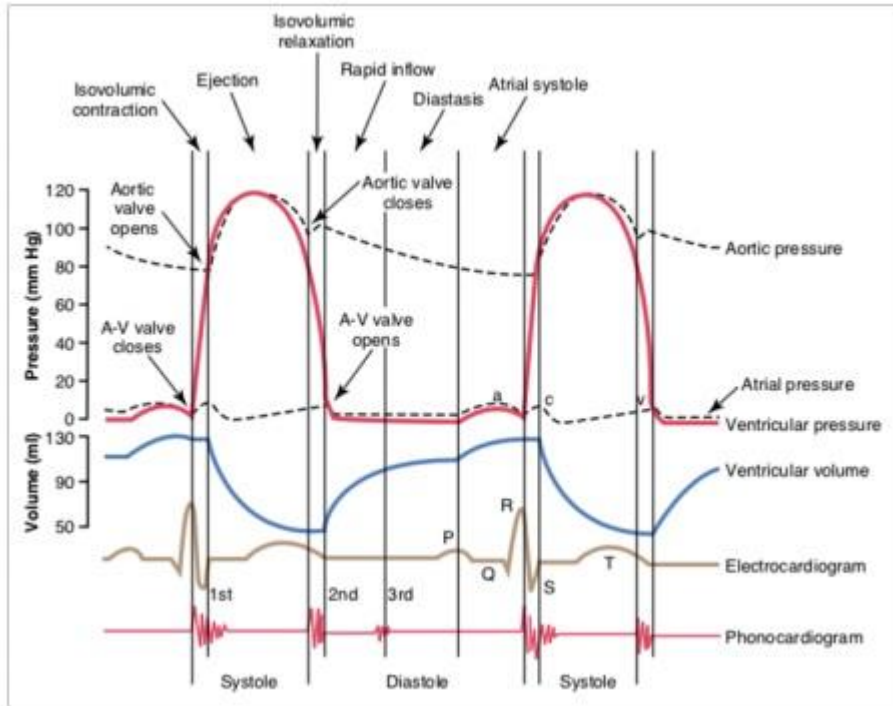


Εικόνα 2.6: Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού μέσω του καρπού [14]

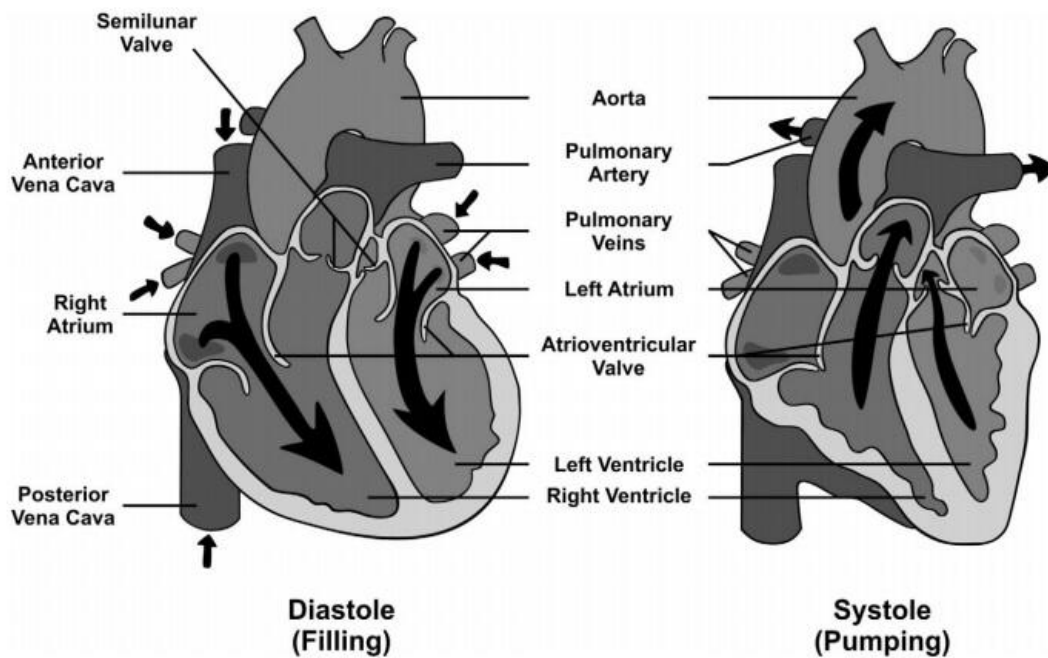


Εικόνα 2.7: Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού από την καρωτίδα [14]

Ο καρδιακός κύκλος (Εικόνα 2.8) αποτελείται από τη συστολή των κοιλιών και διαστολή (χαλάρωση), όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.9 [13].

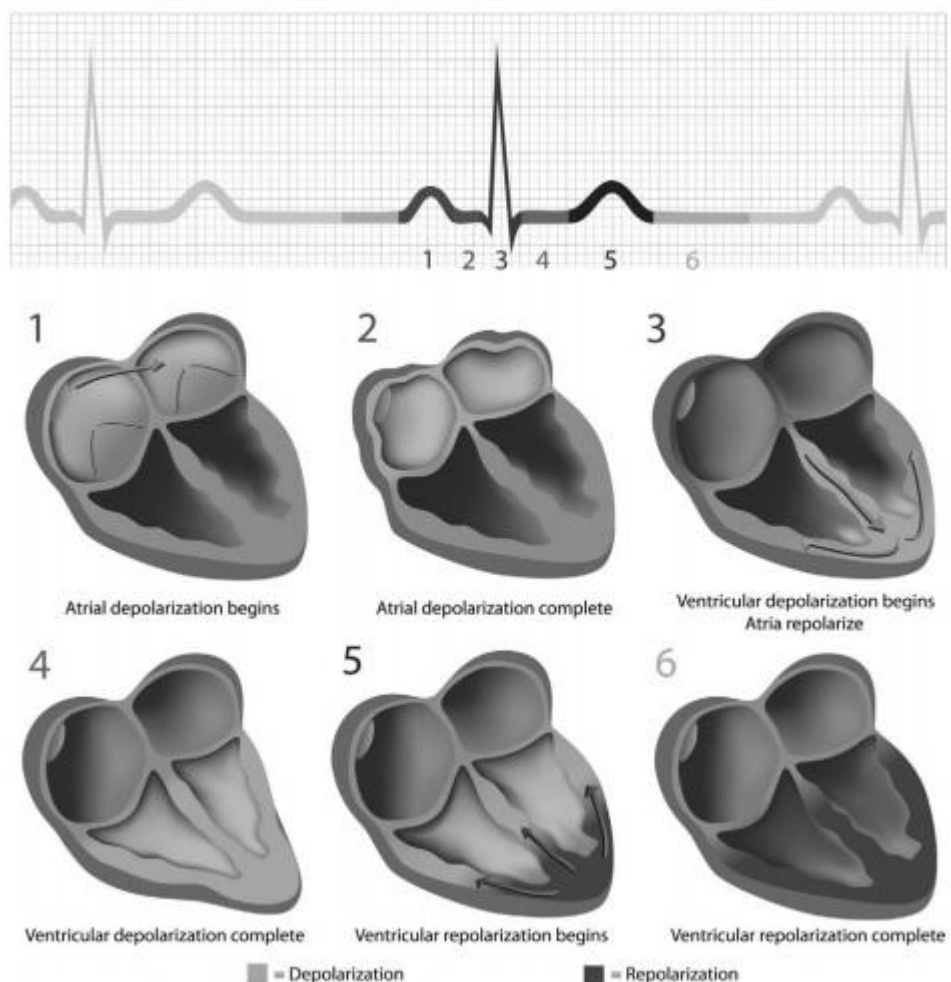


Εικόνα 2.8: Καρδιακός κύκλος [15]



Εικόνα 2.9: Καρδιακή συστολή και διαστολή [13]

Ο φλεβοκομβικός και ο κολποκοιλιακός κόμβος είναι οι δυο εσωτερικοί βηματοδότες που κατά κύριο λόγο είναι υπεύθυνοι για τον καρδιακό ρυθμό. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) καταγράφει τη δράση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας της καρδιάς (Εικόνα 2.10) [13].



Εικόνα 2.10: Αντιστοίχιση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τη εκπόλωση και επαναπόλωση της καρδιάς [13]

2.3.3 Ρυθμός Αναπνοής

Διαφέρει ανάλογα με την ηλικία, αλλά το κανονικό εύρος αναφοράς για έναν ενήλικα είναι 16-20 αναπνοές ανά λεπτό (Πίνακας 2.2) [8] και ελέγχεται από το αναπνευστικό κέντρο που ρυθμίζει τον σιωπηρό αναπνευστικό ρυθμό σε περίπου δυο δευτερόλεπτα για εισπνοή και τρία για εκπνοή, δίνοντας τον χαμηλότερο μέσο ρυθμό σε 12 αναπνοές ανά λεπτό [16].

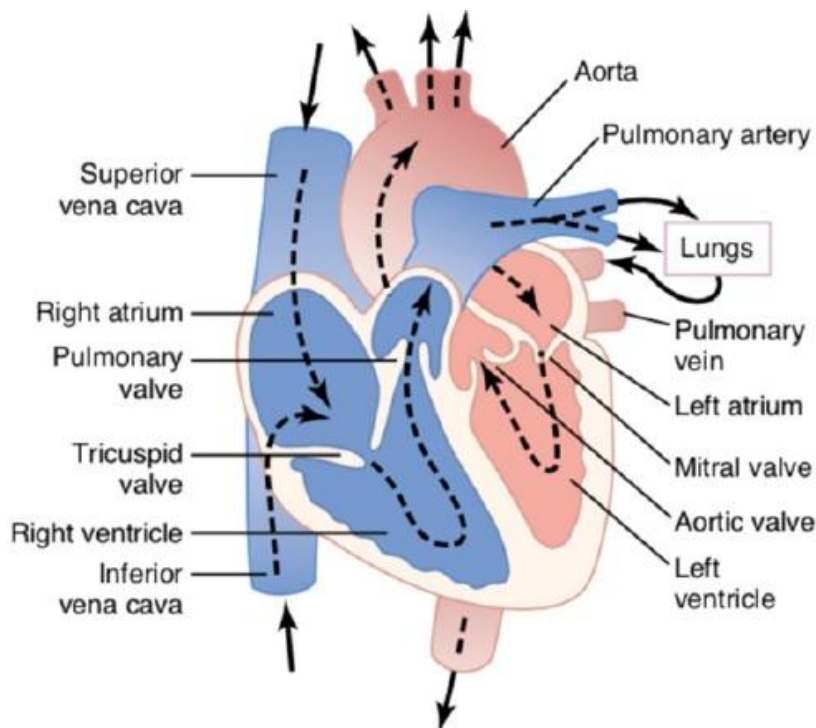
Age	Normal heart rate (beats per minute)		Normal respiratory rate (breaths per minute)	
	Range ^[33]	Typical example	Range ^[34]	Typical example
Newborn	100–160 ^[35]	130	30–50	40
0–5 months	90–150	120	25–40	30
6–12 months	80–140	110	20–30	25
1–3 years	80–130	105	20–30	25
3–5 years	80–120	100	20–30	25
6–10 years	70–110	90	15–30	20
11–14 years	60–105	80	12–20	16
15–20 years	60–100	80	12–30 ^[36]	20

Πίνακας 2.2: Διαφορές αναπνευστικού ρυθμού αναλόγως την ηλικία

Η τιμή του αναπνευστικού ρυθμού ως δείκτη δυνητικής αναπνευστικής δυσλειτουργίας έχει διερευνηθεί, αλλά τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι έχει περιορισμένη αξία. Ο αναπνευστικός ρυθμός είναι ένας σαφής δείκτης των όξινων καταστάσεων, καθώς η κύρια λειτουργία της αναπνοής είναι η απομάκρυνση της CO₂ που αφήνει την όξινη ανθρακική βάση στην κυκλοφορία [8]. Ο αναπνευστικός ρυθμός στους ανθρώπους μετράται όταν ένα άτομο είναι σε κατάσταση ηρεμίας και περιλαμβάνει την καταμέτρηση του αριθμού αναπνοών για ένα λεπτό μετρώντας πόσες φορές το στήθος ανεβαίνει [16]. Κλινικά, η αναπνευστική συχνότητα είναι μια ζωτική ένδειξη, η διαταραχή της οποίας υποδηλώνει μια σοβαρή ένδειξη ασθένειας και προκαλεί υποξαιμία ή υπερκαρδία. Υπάρχουν σημαντικά στοιχεία που δείχνουν ότι ένας μη φυσιολογικός αναπνευστικός ρυθμός προβλέπει την ύπαρξη μιας σοβαρής ασθένειας (Cardosoetal 2014, Mlgaardetal 2016), καρδιοαναπνευστική ανακοπή (Hodgettsetal 2002, Maharajetal 2015), χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια (Ponikowskietal 2001a, 2001b, 2001c), πνευμονία (Rambaud-Althaus et al 2015) και πνευμονική εμβολή (Egermayeretal 1998, Galleetal 2001, Jiménezetal 2016) [17]. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι για τη μέτρηση της αναπνευστικής συχνότητας, η οποίες διακρίνονται σε αυτές με επαφή ή χωρίς επαφή [18]. Ένας αισθητήρας ρυθμού αναπνοής οπτικών ινών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση ασθενών κατά τη διάρκεια μιας σάρωσης μαγνητικής τομογραφίας. Τα ποσοστά αναπνοής μπορεί να αυξηθούν με πυρετό, ασθένεια ή άλλες ιατρικές καταστάσεις. Διάφορες άλλες μέθοδοι για τη μέτρηση της αναπνευστικής συχνότητας χρησιμοποιούνται συνήθως, συμπεριλαμβανομένης της πνευμονοηλεκτρικής αντίστασης και της καπνογραφίας, οι οποίες συνήθως εφαρμόζονται στην παρακολούθηση των ασθενών. Επιπλέον, αναπτύσσονται νέες τεχνικές για την αυτόματη παρακολούθηση της αναπνευστικής συχνότητας με τη χρήση φορητών αισθητήρων, όπως η εκτίμηση του αναπνευστικού ρυθμού από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, το φωτοπληθυσμόγραμμα και τα επιταχυνσιομετρικά σήματα [16].

2.3.4 Πίεση Αίματος

Η καρδιά αποτελείται από δύο αντλίες σε σειρά: μια παροχή αίματος στους πνεύμονες για την ανταλλαγή αερίων (αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα και το οξυγόνο) που αποτελείται από το κόλπο και τη δεξιά κοιλία και άλλη αντλία προωθεί το αίμα σε όλους τους άλλους ιστούς του σώματος από τον κόλπο και την αριστερή κοιλία. Το αίμα ταξιδεύει προς μια κατεύθυνση μόνο, λόγω της παρουσίας βαλβίδων μέσα στις καρδιακές κοιλότητες, οι οποίες είναι: τριγλώχινα βαλβίδα, η μιτροειδής βαλβίδα, η πνευμονική βαλβίδα, και η αορτική βαλβίδα (Εικόνα 2.11) [15]



Εικόνα 2.11: Ανατομία της καρδιάς και πορεία του αίματος διαμέσου των καρδιακών κοιλοτήτων [15]

Η αρτηριακή πίεση είναι η δύναμη του αίματος που πιέζει τα τοιχώματα των αρτηριών κατά τη διάρκεια συστολής και χαλάρωσης της καρδιάς. Κάθε φορά που η καρδιά χτυπάει, αντλεί αίμα στις αρτηρίες, με αποτέλεσμα την υψηλότερη αρτηριακή πίεση καθώς συστέλλεται η καρδιά. Όταν η καρδιά χαλαρώσει, η αρτηριακή πίεση πέφτει. Δύο αριθμοί καταγράφονται κατά τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Ο υψηλότερος αριθμός, ή συστολική πίεση, αναφέρεται στην πίεση μέσα στην αρτηρία όταν η καρδιά συστέλλεται και αντλεί αίμα μέσω του σώματος. Ο μικρότερος αριθμός ή διαστολική πίεση αναφέρεται στην πίεση μέσα στην αρτηρία όταν η καρδιά βρίσκεται σε ηρεμία και γεμίζει με αίμα. Τόσο η συστολική όσο και η διαστολική πίεση καταγράφονται ως "mmHg" (χιλιοστά υδραργύρου) [19]. Στις Ηνωμένες Πολιτείες και το Ηνωμένο Βασίλειο, η κοινή μορφή είναι τα χιλιοστά του υδραργύρου, ενώ σε άλλες περιοχές χρησιμοποιούνται μονάδες πίεσης SI [8]. Αυτή η

καταγραφή αντιπροσωπεύει πόσο υψηλή είναι η στήλη υδραργύρου σε μια παλιά χειροκίνητη συσκευή αρτηριακής πίεσης (που ονομάζεται μανόμετρο υδραργύρου ή σφυγμομανόμετρο), η οποία αυξάνεται από την πίεση του αίματος [19]. Δεν υπάρχει φυσική «κανονική» τιμή για την αρτηριακή πίεση, αλλά μια σειρά τιμών που η αύξησή τους σχετίζεται με ορισμένους κινδύνους. Επομένως, η αυξημένη αρτηριακή πίεση (υπέρταση) ορίζεται όταν ο συστολικός αριθμός είναι σταθερά πάνω από 140-160 mmHg ενώ η χαμηλή αρτηριακή πίεση λέγεται υπόταση [8]. Η υψηλή αρτηριακή πίεση ή η υπέρταση αυξάνει άμεσα τον κίνδυνο καρδιακής προσβολής, καρδιακής ανεπάρκειας και εγκεφαλικού επεισοδίου. Με την υψηλή αρτηριακή πίεση, οι αρτηρίες μπορεί να έχουν αυξημένη αντίσταση ενάντια στη ροή του αίματος, προκαλώντας την καρδιά να αντλείται σκληρότερα για να κυκλοφορήσει το αίμα [19]. Οι πιέσεις του αίματος λαμβάνονται επίσης και σε άλλα τμήματα των άκρων. Αυτές οι πιέσεις ονομάζονται τμηματικές πιέσεις αίματος και χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της απόφραξης ή αρτηριακής απόφραξης σε ένα άκρο. Γενικά, η αρτηριακή πίεση κατηγοριοποιείται ως φυσιολογική, αυξημένη ή στάδιο 1 ή στάδιο 2 υψηλής αρτηριακής πίεσης. Συγκεκριμένα:

- Η φυσιολογική αρτηριακή πίεση λιγότερο από 120 η συστολική και λιγότερο από 80 η διαστολική (120/80).
- Η αυξημένη αρτηριακή πίεση συστολική από 120 έως 129 και για τη διαστολική λιγότερο από 80.
- Το στάδιο 1 της υψηλής αρτηριακής πίεσης έχει τιμές για τη συστολική από 130 έως 139 ή η διαστολική μεταξύ 80 και 89. Ενώ το στάδιο 2 είναι όταν η συστολική είναι 140 ή μεγαλύτερη ή η διαστολική είναι 90 ή μεγαλύτερη [8]. (Πίνακας 2.3)

Classification*	Systolic	Diastolic
	<i>mm Hg</i>	
Normal	<120	<80
Prehypertension	120–139	80–89
Stage I hypertension	140–159	90–99
Stage II hypertension	≥160	≥100

Πίνακας 2.3: Οι φυσιολογικές τιμές συστολικής και διαστολικής πίεσης και τα στάδια I και II της υπέρτασης [20]

Η πίεση του αίματος αντανακλά τους ενδογενείς εσωτερικούς ρυθμούς, οι οποίοι συνδέονται με την διακύμανση μεταξύ καρδιακών παλμών, παραλλαγές του αναπνευστικού κύκλου, άμεση μεταβολή της δραστηριότητας, ημερήσια διακύμανση και στάδια της διακύμανσης της ζωής 9, όπως εγκυμοσύνης [21]. Μία μέτρηση της αρτηριακής πίεσης που είναι υψηλότερη από την κανονική δεν είναι απαραίτητα ένδειξη ενός προβλήματος και συνιστάται περισσότερο παρακολούθηση [16]. Οι

μέθοδοι μέτρησης της πίεσης του αίματος κατηγοριοποιούνται στον Πίνακα 2.4. Διάφορες μέθοδοι αυτοματοποιημένης μέτρησης της πίεσης του αίματος έχουν αναπτυχθεί για να μειώσουν το φορτίο των εργαζομένων στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης. Ο πίνακας 2.4 περιλαμβάνει επίσης τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα κάθε μεθόδου. Αυτές οι μέθοδοι βασικά εφαρμόζονται όταν οι χρήστες βρίσκονται σε ηρεμία σε ένα ήσυχο περιβάλλον όπως ένα νοσοκομείο ή στο σπίτι. Επιπλέον, ο Πίνακας 2.4 αναφέρει την ακρίβεια κάθε μεθόδου. Η ακρίβεια του καθετήρα, του Korotokoff και των ταλαντωτών βρίσκεται στο επίπεδο της ανοχής. Από την άλλη πλευρά, η τονομετρία και η αντιστάθμιση αγγειακού όγκου είναι σε καλό επίπεδο. Ο Πίνακας 2.5 αναφέρει τη διαφορά ακρίβειας κάθε μεθόδου [21].

Method	Advantages	Disadvantages	Precision
Catheter	True value, continuous	Invasive	middle
Korotokoff	Non-invasive	Cuff pressure, sensitive to sound	middle
Oscillometric	Non-invasive	Cuff pressure, sensitive to movement	middle
Tonometry	Non-invasive	Cuff pressure, sensitive to movement	good
Vascular-volume compensation	Non-invasive, continuous	Cuff pressure control	good

Πίνακας 2.4: Σύγκριση μεθόδων μέτρησης πίεσης αίματος [21]

Cause	Error Factor	Systolic Blood Pressure	Diastolic Blood Pressure
Measurement position	Higher than right atrium	Decrease	Decrease
	Lower than right atrium	Increase	Increase
Measurement with cuff	Narrow width	Increase	Increase
	Wide width	Decrease	Decrease
	Wrap loose	Increase	Increase
Measurement method	Slow reducing pressure	Decrease	Increase
	Low hearing ability	Decrease	Increase

Πίνακας 2.5: Διαφορές ακρίβειας μεθόδων μέτρησης πίεσης αίματος [21]

2.3.5 Πέμπτο βιοσήμα: Κορτιζόλη

Η "πέμπτη ζωτική ένδειξη" μπορεί να αναφέρεται σε ορισμένες διαφορετικές παραμέτρους. Ο πόνος θεωρείται μια τυπική πέμπτη ζωτική ένδειξη σε ορισμένους οργανισμούς. Ο πόνος μετράται σε μια κλίμακα πόνου με βάση την υποκειμενική αναφορά ασθενών και μπορεί να είναι αναξιόπιστο. Μερικές μελέτες δείχνουν ότι η

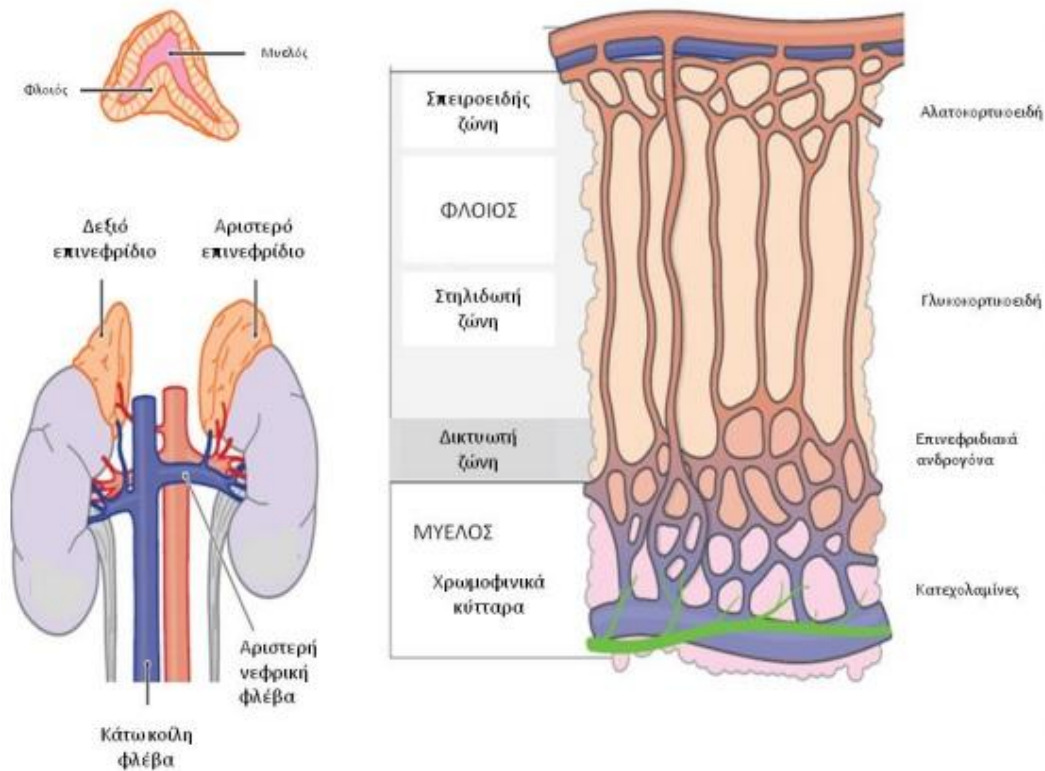
καταγραφή του πόνου συνήθως δεν μπορεί να αλλάξει τη διαχείριση. Άλλες ζωτικές ενδείξεις που μπορούμε να συμπεριλάβουμε είναι:

- Ο κύκλος της εμμηνόρροιας
- Παλμική Οξυμετρία
- Επίπεδο γλυκόζης στο αίμα

Στην παρούσα εργασία ως πέμπτο βιοσήμα θα συμπεριλάβουμε την κορτιζόλη.

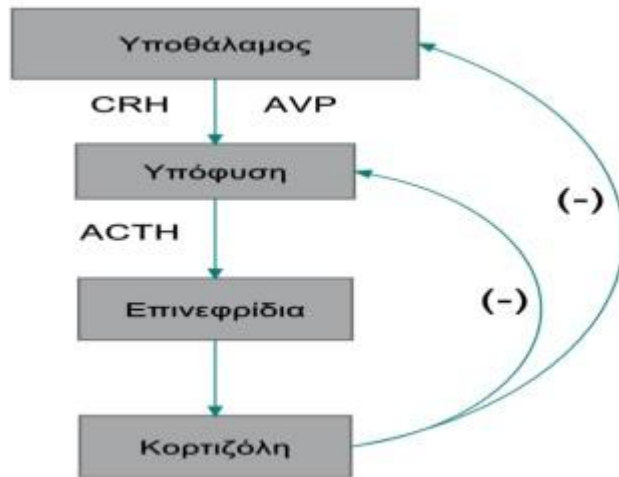
Κορτιζόλη

Το ενδοκρινικό και το νευρικό σύστημα αποτελούν τα δύο κύρια ρυθμιστικά συστήματα που συντονίζουν τις διάφορες λειτουργίες του σώματος και διατηρούν σταθερό το εσωτερικό περιβάλλον (ομοιοστασία). Η νευρική ρύθμιση είναι ταχεία, ενώ η ενδοκρινική είναι βραδύτερη. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι το νευρικό σύστημα αποστέλλει το μήνυμα κατευθείαν στα κύτταρα στόχους, ενώ το ενδοκρινικό σύστημα στέλνει το μήνυμα μέσω της αιματικής κυκλοφορίας σε ένα ευρύτερο φάσμα περιφερικών στόχων-αποδεκτών. Ο όρος ‘ενδοκρινής’ σημαίνει εσωτερική έκκριση (εντός του οργανισμού) βιολογικά δραστικών ουσιών. Οι κλασικοί ενδοκρινείς αδένες, όπως η υπόφυση, ο θυρεοειδής, οι γονάδες και τα επινεφρίδια, εκκρίνουν τις ορμόνες στην αιματική κυκλοφορία, μέσω της οποίας καταλήγουν στα κύτταρα στόχους. Πέραν από τους ενδοκρινείς αδένες, ενδοκρινικά κύτταρα εντοπίζονται διάσπαρτα και σε διάφορα άλλα σημεία του σώματος, όπως στο γαστρεντερικό σωλήνα, όπου εκκρίνουν διάφορες ορμόνες. Τα επινεφρίδια αποτελούν κύρια όργανα του ενδοκρινικού συστήματος, καθώς εκκρίνουν μία σειρά ορμονών απαραίτητων για τη φυσιολογική λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Χωρίζονται σε δύο κύρια τμήματα, το φλοιό και το μυελό των επινεφριδίων, εξωτερικά και εσωτερικά αντίστοιχα (Εικόνα 2.12).



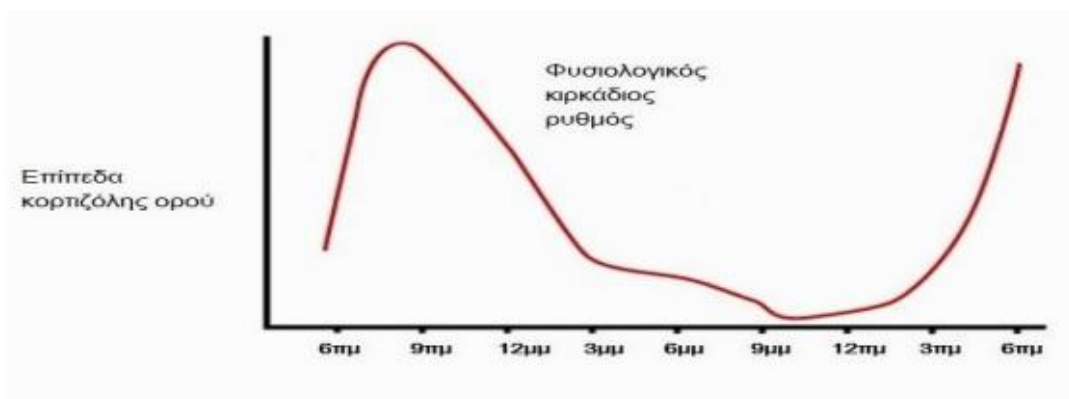
Εικόνα 2.12: Ανατομία των επινεφριδίων [23]

Ο φλοιός των επινεφριδίων είναι υπεύθυνος για την έκκριση σημαντικών στεροειδικών ορμονών όπως τα γλυκοκορτικοειδή (κορτιζόλη και κορτικοστερόνη), τα αλατοκορτικοειδή (αλδοστερόνη και δεοξυκορτικοστερόνη) και τα επινεφριδιακά ανδρογόνα, με μία διαδικασία που ονομάζεται στεροειδογένεση. Η έκκριση των γλυκοκορτικοειδών και των επινεφριδιακών ανδρογόνων υπόκειται στον έλεγχο του υποθαλαμικού-υποφυσιακού-επινεφριδιακού άξονα (HPA) και συγκεκριμένα της αδρενοκορτικοτρόπου ορμόνης (ACTH). Λόγω αυτής της δράσης, η χρόνια διέγερση των επινεφριδίων από την ACTH οδηγεί σε φλοιοεπινεφριδιακή υπερπλασία και υπερτροφία, ενώ η έλλειψη της ACTH οδηγεί σε φλοιοεπινεφριδιακή ατροφία. Άλλοι μηχανισμοί οι οποίοι επηρεάζουν την έκκριση των γλυκοκορτικοειδών είναι ο ενδογενής κιρκάδιος ρυθμός της ACTH, η απάντηση του HPA άξονα σε καταστάσεις stress και το σύστημα αρνητικής παλίνδρομης ρύθμισης της ACTH από τα γλυκοκορτικοειδή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.13.



Εικόνα 2.13: Σύστημα αρνητικής παλίνδρομης ρύθμισης ACTH-γλυκοκορτικοειδών [23]

Η ACTH εκκρίνεται κατά ώσεις ακολουθώντας έναν κιρκάδιο ρυθμό, κατά τον οποίο τα επίπεδά της φθάνουν στο μέγιστο βαθμό κατά την αφύπνιση και μειώνονται κατά τη διάρκεια της ημέρας πέφτοντας στο ναδίρ το απόγευμα. Ακολουθώντας το ίδιο πρότυπο, η έκκριση της κορτιζόλης είναι χαμηλή κατά τη διάρκεια της νύχτας, με τα κύρια εκκριτικά της επεισόδια να εμφανίζονται μεταξύ 7ης και 8ης ώρας ύπνου. Όπως η ACTH, έτσι και τα επίπεδα κορτιζόλης υποχωρούν σταδιακά κατά τη διάρκεια της ημέρας, καθώς παρατηρούνται εκκριτικές ώσεις μικρότερης έντασης και μικρότερου αριθμού (Εικόνα 2.14). Κατά τη διάρκεια της ημέρας, η άσκηση και η σίτιση αποτελούν επιπλέον ερεθίσματα για την έκκριση ACTH και κορτιζόλης.



Εικόνα 2.14: Κιρκάδιος ρυθμός έκκρισης κορτιζόλης [23]

Εκτός από τον κιρκάδιο ρυθμό έκκρισης της ACTH, το σωματικό stress αποτελεί άλλο έναν κύριο παράγοντα ρύθμισης της παραγωγής κορτιζόλης. Η επίδραση του stress στην παραγωγή κορτιζόλης είναι τόσο σημαντική που σε

καταστάσεις παρατεταμένου στρες μπορεί να παρατηρηθεί ακόμη και κατάργηση του κερκάδιου ρυθμού έκκρισης της κορτιζόλης. Ο μεταβολισμός της κορτιζόλης πραγματοποιείται κυρίως στο ήπαρ και σε μικρότερο βαθμό στους νεφρούς μετατρέποντάς την στη βιολογικά αδρανή κορτιζόνη, η οποία αφού υποβληθεί σε έναν αριθμό μεταβολικών μετατροπών, αποβάλλεται τελικά από τους νεφρούς. Πολλές παθήσεις επηρεάζουν το μεταβολισμό της κορτιζόλης. Αύξηση του μεταβολισμού και της απέκκρισης κορτιζόλης παρατηρείται στον υπερθυρεοειδισμό, ενώ το αντίστροφο παρατηρείται στον υποθυρεοειδισμό.

Η κορτιζόλη ρυθμίζει τα επίπεδα γλυκόζης αίματος μέσω της δράσης της στο γλυκογόνο και στο μεταβολισμό των λιπιδίων. Συγκεκριμένα, στο ήπαρ η κορτιζόλη διεγείρει την εναπόθεση γλυκογόνου και αυξάνει τη νεογλυκογένεση. Από την άλλη πλευρά, στους 181 περιφερικούς ιστούς (μυϊκό και λιπώδη) αναστέλλει την πρόσληψη γλυκόζης οδηγώντας στην εμφάνιση αντίστασης στην ινσουλίνη και αυξημένων επιπέδων σακχάρου αίματος. Όσον αφορά το μεταβολισμό των πρωτεϊνών, η κορτιζόλη αναστέλλει την πρόσληψη των αμινοξέων και την πρωτεϊνοσύνθεση στους περιφερικούς ιστούς. Επίσης, προάγει τον καταβολισμό των πρωτεϊνών στους μύες, στο δέρμα και στα οστά, γεγονός που συνεπάγεται την απελευθέρωση των αμινοξέων στο αίμα, τα οποία χρησιμοποιούνται κατόπιν στη νεογλυκογένεση [23].

Κεφάλαιο 3

3.1 Εισαγωγή στους βιοαισθητήρες

Η φορητή τεχνολογία υφίσταται εδώ και εκατοντάδες χρόνια, τουλάχιστον από τον 15ο αιώνα. Οι τάσεις περιλαμβάνουν τη μικρά μεγέθη, την αυξημένη κίνηση και τη διενέργεια πολλών λειτουργιών. Επιπλέον, η χρησιμοποίηση των αξεσουάρ που ήδη φοριούνται συχνά από τα άτομα (π.χ. γυαλιά) είναι πιο συνηθισμένη από τα «νέα» αξεσουάρ. Η ενσωμάτωση των έξυπνων συσκευών στα ενδύματα ξεκίνησε αφού υπήρχαν οι συσκευές ‘αξεσουάρ’ ατομικά, και πλέον γίνεται εστίαση της έρευνας πάνω σε αυτά (2018). Κύριες εξελίξεις στις φορητές συσκευές είναι οι παρακάτω:

- *15ος αιώνας:* Οι πρώτοι βηματομετρητές πιστώνονται στον Leonardo da Vinci (αν και δεν υπάρχουν διπλώματα ευρεσιτεχνίας). Το 1965 υπήρξαν αρκετές εξελίξεις και τα βηματομέτρα έγιναν δημοφιλή. Ο Thomas Jefferson αναγνωρίζεται ως εφευρέτης (Tudor-Locke, 2002).
- *16ος αιώνας:* Αρχίζουν να παράγονται ρολόγια χειρός που φοριούνται από γυναίκες, ενώ οι άντρες συνέχισαν να φορούν ρολόγια τσέπης. Στον 20ο αιώνα τα ρολόγια χειρός κατασκευάζονταν δυναμικά, και συμπεριελάμβαναν κι άλλα εξαρτήματα, μηχανικά, ψηφιακά και κάμερες δίνοντας τη δυνατότητα χρησιμοποίησης αυτών ως συσκευών επικοινωνίας. Αργότερα (~ 2010) απέκτησαν τη δυνατότητα οι χρήστες να γράφουν κείμενα, να κάνουν κλήσεις, να στείλουν μηνύματα ηλεκτρονικού ταχυδρομείου ακόμη και να περιηγηθούν στο Διαδίκτυο (π.χ. έξυπνα ρολόγια) (Guler et al., 2016).
- *17ος αιώνας:* έξυπνο κόσμημα - δακτυλίδι που χρησιμοποιείται ως άβακας (Guler, 2016).
- *17ος αιώνας:* Αναπτύσσονται τα ακουστικά βαρηκοΐας, το ηλεκτρονικό ακουστικό βαρηκοΐας αναπτύχθηκε το 1890, και το 1898 το ψηφιακό ακουστικό βαρηκοΐας. Με την πάροδο του χρόνου έγιναν πολλές βελτιώσεις (μειώθηκε το μέγεθος των ακουστικών, το ακουστικό μπορεί να ακούσει ευρύτερη γκάμα ήχων και αποστάσεων με καλύτερη ποιότητα ήχου) (Guler, 2016). 2016: αναπτύχθηκαν έξυπνα ακουστικά βαρηκοΐας με βελτιωμένη αντίχρεση φωνής, μείωση θορύβου υποβάθρου και δυνατότητα σύνδεσης σε συσκευές που παράγουν θόρυβο, όπως τηλεοράσεις, κουδούνια και συναγερμούς καπνού (Kawamoto, 2016, Woollaston, 2017).
- 1960-1970: Συσκευές που μπορούν να φορεθούν για να βοηθήσουν τον χρήστη όταν παίζει τυχερά παιχνίδια προβλέποντας το αποτέλεσμα του παιχνιδιού (π.χ. ρουλέτα), με συσκευές χρονισμού και κάμερες κρυμμένες σε παπούτσια (Guler et al., 2016). 1970: ρολόγια αριθμομηχανής (Σελίδα, 2015).

- 1970: ρολόγια αριθμομηχανής (Σελίδα, 2015).
- 1977: Ψηφιακός μετρητής καρδιακών παλμών που μπορεί να φοριέται στην άκρη του δακτύλου (Bell, 2015a). Δύο χρόνια αργότερα (1979) φορητή ασύρματη συσκευή παρακολούθησης μετρητή καρδιακών παλμών που επινοήθηκε από την Polar Electro® (που ξεκίνησε το 2007) 1982) (Brittain Wynard and Co Ltd., 2016).
- 1979: Φορητή Συσκευή Αναπαραγωγής Ήχου γνωστή με την ονομασία Sony Walkman® (2015).
- 1980-1990: Ο Steve Mann ενσωμάτωσε ηλεκτρονικές συσκευές στα ενδύματα (φούτερ οπτικής ίνας 1985, το 1995 αναπτύσσεται μηχανή για την ύφανση οπτικών ινών σε ύφασμα, και το 1997 σε κάθε εύκαμπτο υλικό) και ηλεκτρονικά γυαλιά στο Ινστιτούτο Massachusetts της Τεχνολογία (Ghahremani Honarvar και Latifi, 2017).
- 1996: Το Ινστιτούτο Τεχνολογίας της Γεωργίας αναπτύσσει σύστημα ενδύσεως με μητρική που επεξεργάζεται δεδομένα μέσω ενσωματωμένου ηλεκτρικού συστήματος αγωγίμων ινών το οποίο ανιχνεύει τραυματισμούς στρατιωτών από σφαίρες και θραύσματα και αισθητήρες παρακολούθησης σώματος, όπως καρδιακοί παλμοί. Έχουν επεκταθεί από τότε οι στρατιωτικές εφαρμογές (Park and Jayaraman, 2003, Malmivaara, 2009, Guler , 2016). Έκτοτε πρωτοπόρησε στις φορητές συσκευές με φιλικές προς το χρήστη συσκευές σε ενδύματα για τη συλλογή πληροφοριών από το σώμα και το περιβάλλον (Park and Jayaraman, 2017).
- 2000: Γιλέκο επιβίωσης από την Cyberia (Reima®) με ηλεκτρονικές εφαρμογές συμπεριλαμβανομένου συστημάτων παρακολούθησης στοιχείων σώματος (καρδιακός ρυθμός, θερμοκρασία, υγρασία), σύστημα επικοινωνίας (κεραίες, εντοπισμός θέσης, υπηρεσία σύντομων μηνυμάτων) και συσκευές εντοπισμού θέσης (αισθητήρες κίνησης, στάσης, κινήσεων, κρούσης) με μια διεπαφή χρήστη ονόματος yo-yo (Malmivaara, 2009).
- 2003: Το Bioharness™ (που αναπτύχθηκε από την Zephyr Technology, Νέα Ζηλανδία) αποτελείται από ένα θωρακικό μάντα με βιοαισθητήρες για διάφορες εφαρμογές συμπεριλαμβανομένης της φυσικής απαιτητικής εργασίας (π.χ. πρώτες ανταποκρίσεις). Χρησιμοποιήθηκε στους ανθρακωρύχους που είχαν παγιδευτεί στη Χιλή (2010) για την παρακολούθηση ζωτικών σημείων (καρδιακή και αναπνευστική συχνότητα, θερμοκρασία δέρματος, δραστηριότητα, στάση). Οι πληροφορίες που συλλέγονταν αποστέλλονταν μέσω ασύρματης σύνδεσης στο προσωπικό εκτός που ήταν υπεύθυνο για την παρακολούθηση των ανθρακωρύχων (Πανεπιστήμιο Waikato, 2010).

- 2008: Στολή Celio® Club με κεντημένο ύφασμα για έλεγχο ενός Apple® iPod (Julia, 2008).
- 2009: Το fitness band ή αλλιώς ρολόι χειρός - μετρητής χειρός ξεκίνησε ως σύγχρονο ισοδύναμο του βηματόμετρου. Μαζική αποδοχή από το καταναλωτικό κοινό είχε λίγα χρόνια αργότερα περίπου προς το 2012 (Marshall, 2016). Τα έξυπνα βραχιόλια ή ρολόγια γυμναστικής παράγονται από μια σειρά εταιρειών και εμπορικών σημάτων όπως το Fitbit®, Samsung®, Jawbone®, TomTom® και Huawei®, με ποικίλες χρήσεις συμπεριλαμβανομένης της καθημερινής παρακολούθησης (π.χ. βήματα) και συγκεκριμένων αθλημάτων (π.χ. εκτέλεση, κολύμβηση, ποδηλασία, αθλητικά σπορ).
- 2010: Τα έξυπνα ρολόγια Apple®, έγιναν ο μεγαλύτερος πόλος έλξης για την έξυπνη φορητή τεχνολογία εκτός από το 2017 που έχασε από το Fitbit® (Kharpal, 2017). Διάφορες εξελίξεις στους αισθητήρες (καρδιακός ρυθμός, βήματα, παγκόσμια σύστημα εντοπισμού, γυροσκόπιο) και άλλες δυνατότητες (μηνύματα, τηλεφωνήματα, ρολόι).
- 2013: Το Google™ Project Glass είναι τα έξυπνα γυαλιά. Έχουν λειτουργίες παρόμοιες με έξυπνα τηλέφωνα προβάλλοντας μια οθόνη στο γυαλί του χρήστη που τα φορά (Vandrico Solutions Inc., 2016).
- 2015: Το patch™ MD μετρά τον καρδιακό ρυθμό, τον αναπνευστικό ρυθμό, τη θερμοκρασία του δέρματος, τη στάση του σώματος και την ανίχνευση πτώσης και τον Freestyle Libre Flash μετρητή γλυκόζης που δημιουργήθηκε από το Abbot™ (Kawamoto, 2016). Διάφορες άλλες φορητές συσκευές για ιατρικές εφαρμογές λόγω μεγάλης ανάπτυξης πριν από το 2018.
- 2016: αθλητικά έξυπνα προϊόντα από την Garmin® (Vivoa καταγραφέας κολύμβησης , Approach X40 βραχιόλι του γκολφ, Edge 520 βραχιόλι ποδηλατιστή) Πολλές ακόμη εταιρείες ακολούθησαν την συγκεκριμένη μόδα όπως Moov™ και Jawbone®.

Η φορητή τεχνολογία ορίζεται ως η τεχνολογία που σχετίζεται με αντικείμενα (συχνά με ηλεκτρονικές δυνατότητες) που φοριούνται με αποδεκτή λειτουργία και αισθητικές ιδιότητες και που αποτελείται από μια απλή διεπαφή για την εκτέλεση του λειτουργίας τους για να ικανοποιήσουν τις ανάγκες μιας συγκεκριμένης ομάδας. Είναι χρήσιμη στον εργασιακό χώρο για την παρακολούθηση ατόμων σε επαγγέλματα που μπορεί να περιλαμβάνουν έκθεση σε επικίνδυνες συνθήκες ή έντονη δραστηριότητα [π.χ. αστροναύτες, ανταποκριτές: πυροσβέστες, παραϊατρικοί, αστυνομικοί, στρατιωτικοί (Bell, 2015b)], παρέχοντας πληροφορίες σχετικά με το περιβάλλον ή τη φυσιολογική κατάσταση. Αυτό επιτρέπει στον φορέα να ξεφύγει από μια επικίνδυνη κατάσταση ή να μειώσει την επιβάρυνση πριν να φτάσει στα όρια της ανοχής του. Αυτά μπορεί να φορευθούν ως αξεσουάρ, ενσωματωμένα σε ρούχα (μικροσκοπικοί αισθητήρες, ελεγκτές και ηλεκτρικά αγωγίμα υφάσματα ίνες) ή ως

εμφυτεύσιμα (πιο μόνιμο και επεμβατικό) (Malmivaara, 2009). Οι εμφυτεύσιμες συσκευές (στο εσωτερικό του σώματος) εξαιρέθηκαν από την παρούσα εργασία [24].

Η ταχεία ανάπτυξη των αισθητήρων σώματος συμβάλλει στην επίτευξη ενός αριθμού καινοτομιών στον τομέα της Βιοϊατρικής. Αυτοί οι αισθητήρες και τα συστήματα έχουν εξελιχθεί σε σημείο που να μπορούν να θεωρηθούν έτοιμοι για κλινική εφαρμογή. Τάσεις δείχνουν σημαντική αύξηση στη χρήση αυτής της τεχνολογίας και υποδηλώνουν ότι οι αισθητήρες και τα συστήματα που θα φορεθούν σύντομα θα γίνει μέρος των συνήθων κλινικών αξιολογήσεων. Αυτοί χρησιμοποιούνται κυρίως για την ταυτόχρονη παρακολούθηση διαφορετικών ανθρώπινων ζωτικών σημείων, όπως προαναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, δηλαδή του καρδιακού ρυθμού, ΗΚΓ, ρυθμού αναπνοής, κίνησης κλπ. Ωστόσο, αυτό έχει ως συνέπεια τη τοποθέτηση των αισθητήρων στο σώμα του ασθενούς και απαιτεί ειδικές γνώσεις για τη διενέργεια μετρήσεων. Επιπλέον πρόβλημα είναι το μέγεθος των διαφόρων αισθητήρων, το γεγονός ότι είναι εύθραστοι και διάφοροι άλλοι λόγοι που μπορεί να τους κάνει ενοχλητικούς (τοποθέτηση, καλώδια). Δημιουργείται μια ερώτηση αν ορισμένοι αισθητήρες μπορούν να αντικατασταθούν με μόνο ένα καθολικό και εντελώς διακριτικό αισθητήρα. Η απάντηση εξαρτάται από τη διαθεσιμότητα ενός τύπου αισθητήρα που θα μπορούσε να ανιχνεύσει τη δραστηριότητα καρδιάς, της αναπνοής και της κίνησης ταυτόχρονα. Αυτές οι δραστηριότητες μπορούν να ανιχνευθούν ως μηχανικές αλλαγές στο σώμα του ατόμου, κυρίως στο στήθος. Η πιο λογική τοποθέτηση ενός αισθητήρα για να λαμβάνει τις μηχανικές αυτές αλλαγές είναι να τοποθετηθεί στα ρούχα του ατόμου [25].

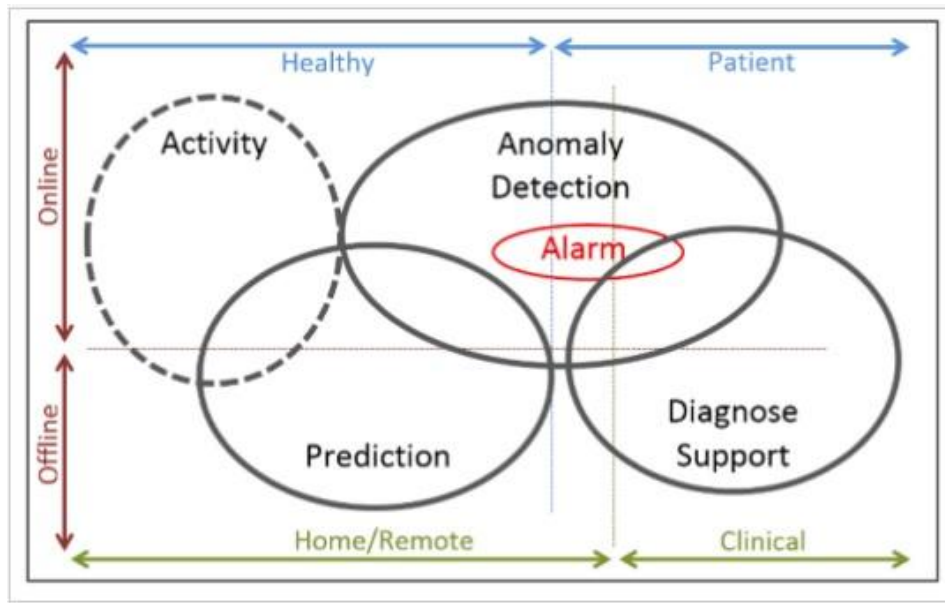
Επομένως υπάρχουν πολλά βασικά ζητήματα που πρέπει να αντιμετωπιστούν, όπως:

- Σχεδιασμός αξιόπιστων αισθητήρων
- Εξασφάλιση της αξιόπιστης διαβίβασης των ζωτικών σημείων
- Παροχή ιδιωτικότητας και ασφάλειας για τα άτομα

Οπότε για να επιτευχθεί αυτό, οι αισθητήρες αυτοί πρέπει να είναι μικροί, χαμηλού βάρους, χαμηλής ισχύος και φυσικά ασύρματοι [26].

Το ανθρώπινο σώμα έχει πολλαπλές φυσιολογικές ενδείξεις που μπορούν να μετρηθούν: από τα ηλεκτρικά σήματα μέχρι τα βιοχημικά, μπορούν να εξαχθούν ανθρώπινα βιοστοιχεία και να χρησιμοποιηθούν για την καλύτερη κατανόηση της σωματικής υγείας και της αντίδρασης σε εξωτερικούς παράγοντες. Σήμερα, τα τεχνολογικά και φορητά σενάρια επιτρέπουν την ταξινόμηση των Φορητών Συσκευών Υγείας (Wearable Health Devices – WHD) σύμφωνα με τρεις πτυχές (Εικόνα 3.1):

- Σενάριο χρήσης (οικιακό / απομακρυσμένο ή κλινικό περιβάλλον)
- Τον τύπο παρακολούθησης (εκτός σύνδεσης ή σε απευθείας σύνδεση) και
- Τον τύπο του χρήστη (υγιή ή ασθενή)



Εικόνα 3.1: Σχηματική επισκόπηση των τεσσάρων κύριων διεργασιών εξόρυξης δεδομένων (δραστηριότητα, πρόβλεψη, ανίχνευση ανωμαλιών και υποστήριξη διάγνωσης / απόφασης) σε σχέση με τις διαφορετικές φορητές συσκευές υγείας.

Όσον αφορά αυτή την ταξινόμηση, είναι δυνατόν να χωριστούν οι WHD σε δύο βασικές περιοχές:

1. Την περιοχή παρακολούθησης της δραστηριότητας και
2. Τον ιατρικό τομέα που χωρίζεται σε τρεις κύριες υποκατηγορίες (Εικόνα 3.1):

(1) *Περιοχή δραστηριότητας* - όπου συμπεριλαμβάνονται οι υπηρεσίες φυσικής κατάστασης / ευεξίας και μη ιατρικές εφαρμογές, οι διαδικασίες αυτοελέγχου και αποκατάστασης.

(2.1) *Πρόβλεψη* - συνίσταται στον εντοπισμό συμβάντων που δεν έχουν συμβεί ακόμη, παρέχοντας ιατρικές πληροφορίες για την πρόληψη περαιτέρω χρόνιων προβλημάτων και, μερικές φορές, μπορεί να στηρίζει μια απόφαση διάγνωσης.

(2.2) *Ανίχνευση ανωμαλιών* - υπεύθυνη για την ταυτοποίηση ασυνήθιστων προτύπων που δεν συμμορφώνονται με την αναμενόμενη συμπεριφορά, με βάση μεθόδους ταξινόμησης για τη διάκριση των κανονικών δεδομένων από τα δεδομένα εκτός δεδομένων. Ο συναγερμός είναι ένα υποσύνολο που χρησιμοποιείται κυρίως σε ανίχνευση ανωμαλιών, προκαλώντας συναγερμό μόλις ανιχνευτεί ανωμαλία.

(2.3) *Υποστήριξη διάγνωσης* - είναι ένα από τα πιο σημαντικά καθήκοντα της κλινικής παρακολούθησης, με αποτέλεσμα μια κλινική απόφαση σύμφωνα με την ανακτημένη γνώση των ζωτικών σημείων, των ιατρικών φακέλων και των δεδομένων ανίχνευσης ανωμαλιών.

Αυτή η κατηγοριοποίηση των WHD μας επιτρέπει να κατανοήσουμε καλύτερα τους κύριους τομείς εφαρμογής, δείχνοντας τις χρήσεις τους. Είναι γνωστό ότι οι δυνατότητες χρήσης και παρακολούθησης περιορίζονται στα σήματα WHD που μπορούν να καταγράψουν. Για να επιτευχθεί αυτό και για να κατανοήσουμε

καλύτερα την εξέλιξη της επιστημονικής έρευνας σε WHD, πραγματοποιήσαμε μια έρευνα στην κεντρική συλλογή του Web of Science™ με τα κριτήρια που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1 [27].

Main Topic	Years Gaps	Purpose *	Vital Signs Words *
Wearable Device	2010–2013; 2014–2017	"Medical", "Activity"	"Body Temperature", "Blood Pressure", "Respiration", "Glucose", "Heart Rate", "oxygen saturation", "Electrocardiogram"

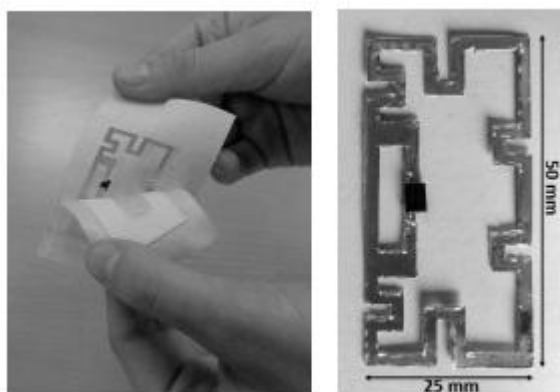
Πίνακας 3.1: Θέματα και περιορισμοί των Φορητών Συσκευών Υγείας

Παρακάτω γίνεται ανάλυση των βιοαισθητήρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εξαγωγή κάθε ενός βιοσήματος.

3.2 Ανάλυση Βιοαισθητήρων

3.2.1 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Θερμοκρασίας Σώματος

Αξιοποιώντας τη πρόοδο στον τομέα της φορητής τεχνολογίας, οι φορητές συσκευές παρακολούθησης της θερμοκρασίας σώματος πρόκειται να φέρουν την επανάσταση στον τρόπο συλλογής τέτοιων ζωτικών πληροφοριών και κυρίως του τρόπου αποθήκευσης αυτών και επεξεργασίας τους. Ένα θερμόμετρο (Εικόνα 3.2) είναι τοποθετημένο πάνω στο δέρμα του ατόμου και μέσω της ασύρματης μετάδοσης των δεδομένων σε μια συσκευή συλλογής και ανάγνωσης επιτυγχάνεται τελικώς η μέτρηση, η ψηφιοποίηση και η αποστολή αυτών σε ηλεκτρονικό υπολογιστή (Εικόνα 3.3).



Εικόνα 3.2: Επιδερμικό θερμόμετρο [28]



Εικόνα 3.3: Επιδερμικό θερμόμετρο τοποθετημένο στο στήθος του ατόμου και αποστολή δεδομένων στη συσκευή συλλογής και ανάγνωσης [28]

Το επιδερμικό αυτό θερμόμετρο είναι κατάλληλο για εφαρμογή πάνω στο δέρμα χρησιμοποιώντας ταυτοποίηση μέσω ραδιοσυχνότητας (RFID- Radio Frequency Identification). Τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και η κεραία αναπτύχθηκαν σε ένα λεπτό βιο-συμβατό υπόστρωμα. Το σφάλμα του θερμομέτρου αποδείχθηκε μικρότερο από $0,2^{\circ}\text{C}$ και ο χρόνος μέτρησης μικρότερος από 5 δευτερόλεπτα. Επίσης, είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για τους παρακάτω λόγους:

- i) Βιοσυμβατότητας, δηλαδή η δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης μέρους του αισθητήρα για πολλαπλές εφαρμογές, μειώνοντας έτσι το κόστος κατασκευής και ρύπανσης
- ii) Σταθερότητας της μέτρησης σε σχέση με τη μέθοδο απόκτησης δεδομένων (π.χ. ο τρόπος ανάγνωσης RFID τοποθετείται κοντά στο σώμα για την ανάκτηση δεδομένων)
- iii) Της ακρίβειας της μέτρησης
- iv) Της ευαισθησίας του στη μέτρηση της θερμοκρασίας σε σχέση με το σημείο του σώματος τοποθέτησής του (Πίνακας 3.2).

Body location	d_{max} [cm]
1	3-3.5
2	2.5-3
3	2.5-3
4	2-2.5
5	3.5-4
6	4-4.5

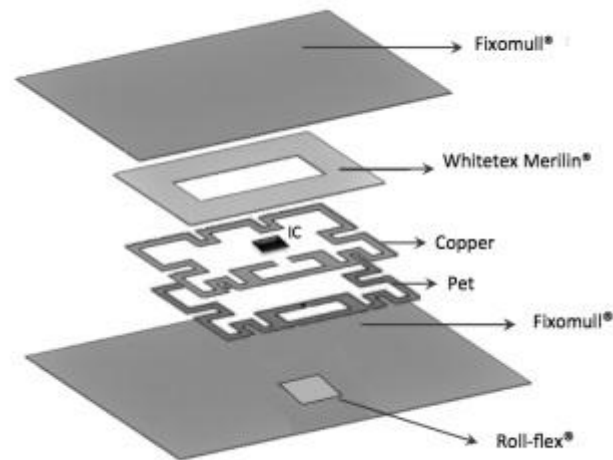
Πίνακας 3.2: Μέγιστη απόσταση ανάγνωσης της μέτρησης του επιδερμικού θερμομέτρου τοποθετημένο σε διάφορα σημεία του σώματος από την συσκευή συλλογής δεδομένων [28]

Το επιδερμικό θερμόμετρο αποτελείται από:

- Ένα εύκαμπτο ελαστικό επικολλημένο φύλλο χαλκού στο PET
- Δύο αυτοκόλλητους επιδέσμους (Fixomullr, πάχος 220 μm) έτσι ώστε να προσαρμοστεί άνετα το θερμόμετρο πάνω στην επιδερμίδα.
- Μία ενδιάμεση ιατρική γάζα τοποθετήθηκε μεταξύ του αναμεταδότη IC (Whitetex Merilin®, πάχος 200 μm) και του άνω επιδέσμου έτσι

ώστε να εμποδίζει την προσκόλληση του χαλκού στην αυτοκόλλητη μεμβράνη.

- Μια τρύπα κάτω από τον αναμεταδότη ώστε να εξασφαλίζει την άμεση επαφή των αισθητήρων θερμοκρασίας και του δέρματος, έτσι ώστε να μην επηρεάζεται η τοπική δειγματοληψία της θερμοκρασίας. Ο αναμεταδότης είναι μονωμένος με ένα μικρό βιοσυμβατό και εξαιρετικά λεπτό κομμάτι μεμβράνης (Rollflex από Master-AIDr, πάχος 22 μm) για λόγους υγιεινής. Αυτό το στρώμα έχει αποδειχθεί ότι δεν καθυστερεί τη θερμική απόκριση χρόνου του αισθητήρα. Η πολυεπίπεδη δομή του επιδερμικού θερμόμετρου παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.4 [28].



Εικόνα 3.4: Η πολυεπίπεδη δομή του επιδερμικού θερμόμετρου [28]

3.2.2 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Καρδιακού Παλμού

Παρακολούθηση της καρδιακής δραστηριότητας μέσω ΗΚΓ πραγματοποιείται με την τοποθέτηση τουλάχιστον τριών ηλεκτροδίων στο δέρμα για μέτρηση την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Παραδοσιακά, οι οθόνες Holter χρησιμοποιούνται για παρακολούθηση του ασθενή κατά τη την περίοδο ανάρρωσης μετά από καρδιακές επεμβάσεις. Αν και οι οθόνες Holter είναι σε θέση να παρέχουν συνεχή παρακολούθηση, η κεντρική μονάδα αυτών των οθονών είναι ογκώδης και κάθε ηλεκτρόδιο είναι συνδεδεμένο αυτή με καλώδια. Επομένως, η χρήση της οθόνης Holter δεν είναι λειτουργική για συνεχή παρακολούθηση. Τα τελευταία χρόνια, με την πρόοδο στην ασύρματη τεχνολογία, οι οθόνες Holter έχουν μικρογραφηθεί και έχουν εξελιχθεί σε συσκευές παρακολούθησης χωρίς καλώδιο. Παρόλο που οι περιπατητικές συσκευές χωρίς καλώδια φαίνονται πολλά υποσχόμενες για συνεχή παρακολούθηση, εξακολουθεί να υπάρχει ανάγκη για περαιτέρω ανάπτυξη τέτοιων συσκευών. Η ανάπτυξη ενός ιδανικού ηλεκτροδίου για περιπατητικές συσκευές είναι ζωτικής σημασίας για να επιτευχθεί συνεχή παρακολούθηση. Συνηθισμένα χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια για κλινικές εφαρμογές είναι υγρά ηλεκτρόδια Ag / AgCl τύπου τζελ [27] (Εικόνα 3.5).



Εικόνα 3.5: Υγρό ηλεκτρόδιο Ag / AgCl τύπου τζελ [29]

Παρόλο που αυτά τα ηλεκτρόδια ήταν αξιόπιστα, συμπαγή και χαμηλού κόστους, η συνεχής χρήση αυτών προκαλούσαν ερεθισμούς του δέρματος, επειδή αυτά τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούν αγωγικές κόλλες για να διατηρήσουν την ηλεκτρική επαφή με το δέρμα. Επίσης, την ποιότητα του σήματος από αυτά τα ηλεκτρόδια μειώνει σημαντικά το στέγνωμα του τζελ, λόγω της απώλειας της κατάλληλης επαφής με το δέρμα. Ως εναλλακτική, αναπτύχθηκαν τα ξηρά ηλεκτρόδια. Ωστόσο, τα περισσότερα ξηρά ηλεκτρόδια δεν είναι βιοσυμβατά, αφού κατασκευάζονται συνήθως με σκληρά υποστρώματα. Επίσης, όταν τοποθετούνται στο δέρμα, τα ξηρά ηλεκτρόδια έχουν υψηλότερη αντίσταση από εκείνη των τύπου τζελ. Πιο εύκαμπτα ξηρά ηλεκτρόδια έχουν αναπτυχθεί χρησιμοποιώντας αγωγικά ελαστικά αντί σκληρών υποστρωμάτων. Τα ηλεκτρόδια αυτά, που είναι με βάση το καουτσούκ, χρησιμοποιούν τον ανθρώπινο ιδρώτα για να διατηρούν την επαφή με το δέρμα, αντί για αγωγικό τζελ. Αυτά τα ηλεκτρόδια μπορούν να ενσωματωθούν σε ρούχα, με αποτέλεσμα να προκαλούν τον ελάχιστο ερεθισμό στο δέρμα. Ωστόσο, εξακολουθούν να απαιτούν την επαφή με το δέρμα και η μακροχρόνια χρήση ξηρών ηλεκτροδίων με βάση το καουτσούκ συνεχίζει να προκαλεί ερεθισμό στο δέρμα. Η κίνηση είναι ένας άλλος παράγοντας που επηρεάζει τα αποτελέσματα των μετρήσεων: προκαλεί μια αλλαγή στην εξωτερική πίεση και τελικά επηρεάζει την επαφή μεταξύ του ηλεκτροδίου και του δέρματος. Εναλλακτικά, τα μονωμένα ηλεκτρόδια είναι ικανά να ανιχνεύουν σήματα ΗΚΓ μέσω ενδυμάτων μέσω χωρητικότητας ανίχνευσης, χωρίς ηλεκτρική επαφή με το δέρμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.6.



Εικόνα 3.6: Ηλεκτρόδιο χωρίς ηλεκτρική επαφή με το δέρμα [30]

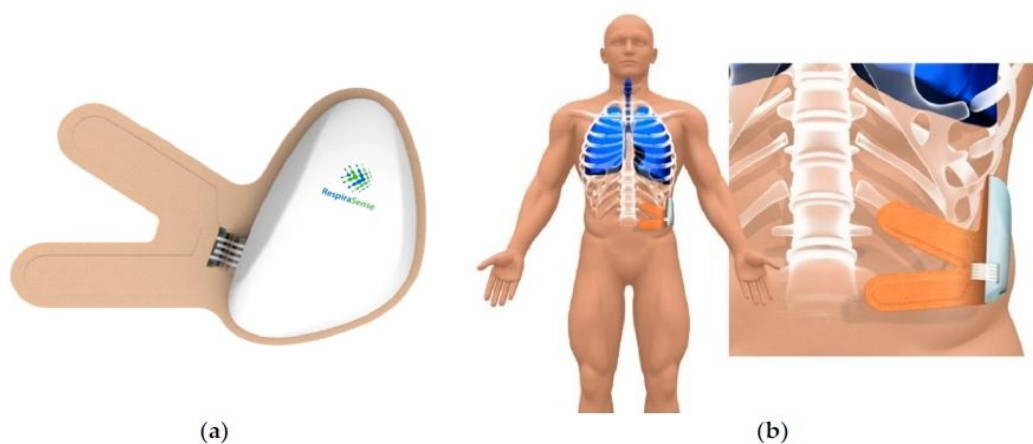
Ένας αισθητήρας καρδιακού ρυθμού τύπου κλιπ δακτύλου, που φαίνεται στο Εικόνα 3.7, είναι ένας οπτικός βιοαισθητήρας υψηλής απόδοσης που μετρά την αλλαγή στην κυκλοφορία του αίματος στο σώμα. Οι βιοαισθητήρες αυτοί που προορίζονται για εσωτερική χρήση για την παρακολούθηση της υγείας του ασθενούς είναι συνηθισμένοι στην ιατρική [31].



Εικόνα 3.7: Αισθητήρας καρδιακού ρυθμού τύπου κλιπ δακτύλου [31]

3.2.3 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Ρυθμού Αναπνοής

Το RespiraSense™ είναι μια εγκεκριμένη συσκευή (Εικόνα 3.8) και ως εκ τούτου θεωρείται ασφαλής για χρήση και δεν αναμένονται αλληλεπιδράσεις με τις περισσότερες ταυτόχρονες ιατρικές θεραπείες.



Εικόνα 3.8: a) Αισθητήρας RespiraSense™ b) Τοποθέτηση στο σώμα [32]

Σύμφωνα με τις οδηγίες χρήσης (IFU) το RespiraSense™ δεν πρέπει να χρησιμοποιείται κατά την απινίδωση, τη μαγνητική τομογραφία, την ακτινογραφία ή άλλη ιατρική διαδικασία απεικόνισης. Το RespiraSense™ είναι ένας μη επεμβατικός,

ασύρματος, φορητός, ανθεκτικός στην κίνηση για συνεχή παρακολούθηση της αναπνευστικής συχνότητας. Το σύστημα αποτελείται από έναν αισθητήρα RespiraSense™, έναν αισθητήρα μιας χρήσης (Εικόνα 3.8a) και μια εφαρμογή κινητής τηλεφωνίας, τα οποία είναι συναρμολογημένα μαζί και τοποθετούνται στον ασθενή για τον έλεγχο της αναπνευστικής συχνότητας. Ο αισθητήρας αυτός χρησιμοποιεί πιεζοηλεκτρικά φιλμ που συναρμολογούνται σε μια συστοιχία. Αυτή η πιεζοηλεκτρική διάταξη είναι σε θέση να μετρήσει μικρές παραμορφώσεις στις γωνίες του θώρακα και των κοιλιακές επιφανειών που δημιουργούνται κατά την αναπνοή και μετατρέπουν αυτές τις αλλαγές σε ηλεκτρικό σήμα. Ο ρυθμός αυτών των αλλαγών αντιστοιχεί στον αναπνευστικό ρυθμό.

Τα δεδομένα του αναπνευστικού ρυθμού που συλλέγονται από τον αισθητήρα RespiraSense™ μεταδίδονται μέσω Bluetooth σε μια εφαρμογή εφαρμογή και στη συνέχεια μπορούν να μεταδοθούν μέσω Wi-Fi σε ηλεκτρονικό υπολογιστή για την καταγραφή τους [32].

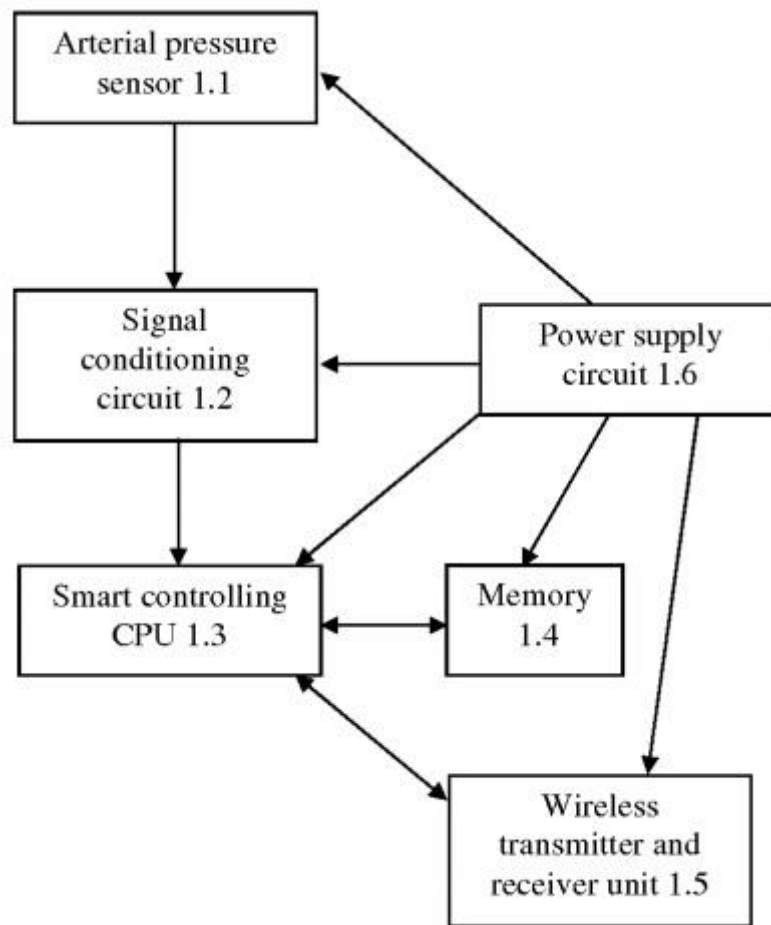
3.2.4 Βιοαισθητήρας Μέτρησης Πίεσης Αίματος

Το παρακάτω ηλεκτρονικό σύστημα χρησιμοποιεί μη επεμβατική μέθοδο για τη μέτρηση της πίεσης και βασίζεται στην παλμική μέθοδο από μια περιχειρίδα τυλιγμένη γύρω από ένα άκρο και είναι ικανό να λαμβάνει μετρήσεις και να αξιολογεί τόσο την συστολική όσο και τη διαστολική πίεση. Αναφορικά με άλλες παρόμοιες συσκευές υγείας μεταδίδει τις μετρήσεις αυτές σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Το προτεινόμενο σύστημα που πρωτοτύπησε και δοκιμάστηκε στο εργαστήριο Ηλεκτρονικών Συσκευών (Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Πληροφορικής) του Πολυτεχνικού Πανεπιστημίου του Μπάρι, στην Ιταλία, χαρακτηρίζεται από την πρωτοτυπία, την απλότητα χρήσης και το πολύ υψηλό επίπεδο αυτοματισμού (για αυτό ονομάζεται "έξυπνο" σύστημα).

Το σύστημα μέτρησης ξεπερνά προηγούμενους περιορισμούς και έχει σχεδιαστεί για να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικό χρόνο σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης χωρίς την απαίτηση συνεχούς παρακολούθησης των δεδομένων από ιατρικό κέντρο, αφήνοντας τους ασθενείς ελεύθερους να μετακινούνται. Η αρχιτεκτονική της συσκευής φαίνεται στην Εικόνα 3.9.

Αποτελείται από τα ακόλουθα κύρια τμήματα:

- Το μπλοκ 1.1 είναι μετατροπέας πίεσης.
- το μπλοκ 1.2 είναι το κύκλωμα ρύθμισης σήματος, το οποίο περιλαμβάνει ένα φίλτρο διέλευσης ζώνης και έναν μετατροπέα σήματος (ADC) από αναλογικό σε ψηφιακό για την απόκτηση φιλτραρισμένου σήματος στην έξοδο του μετατροπέα.
- το μπλοκ 1.3 είναι το έξυπνο και προγραμματιζόμενο τμήμα, βασισμένο σε έναν μικροελεγκτή για την επεξεργασία του σήματος
- Το μπλοκ 1.4 είναι η μονάδα μνήμης.
- το μπλοκ 1.5 είναι η ασύρματη μονάδα πομπού και δέκτη.
- το μπλοκ 1.6 είναι το κύκλωμα παροχής ισχύος.

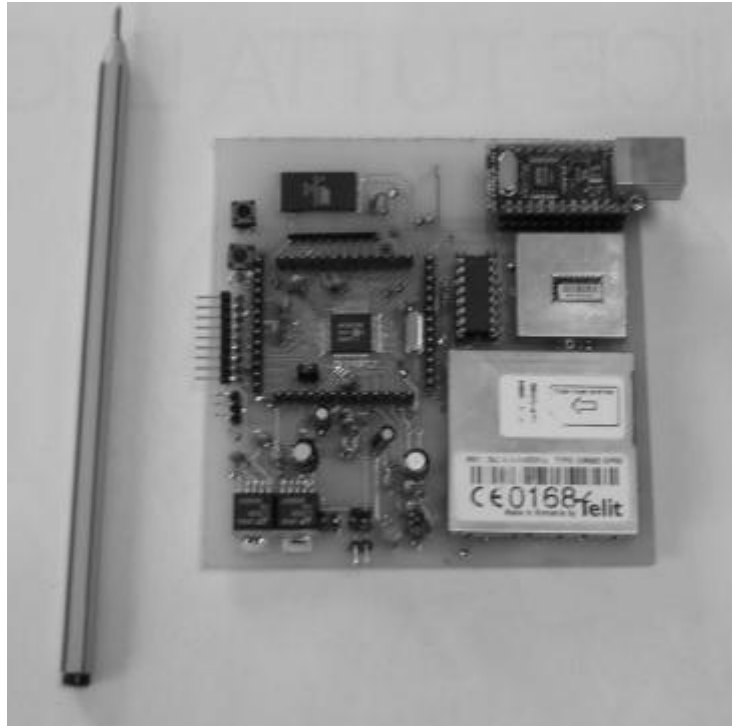


Εικόνα 3.9: Μπλοκ Διάγραμμα της συσκευής [33]

Το σύστημα αποτελείται από τρεις μονάδες και ένα λογισμικό διαχείρισης που έχει αναπτυχθεί σωστά. Οι μονάδες είναι:

- Τους αισθητήρες πίεσης για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης
- Μια φορητή συσκευή (PU), η οποία μπορεί να φορεθεί και ασύρματα (GPRS / Bluetooth). Αυτή η συσκευή επιτρέπει, με σύνδεση στο Διαδίκτυο, τη μετάδοση, συνεχή ή δειγματοληπτικά ή κατόπιν αιτήματος, των μετρήσεων και επιτρέπει τον εντοπισμό του ατόμου μέσω δορυφόρου GPS μέσω της υπηρεσίας αυτόματου συναγερμού. Επιπλέον η συσκευή διαθέτει επαναφορτιζόμενη μπαταρία και θύρα USB για μεταφορά δεδομένων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή
- Μονάδα (RU): GPRS / Bluetooth
- Λογισμικό: Χαρτογράφηση GPS, διεύθυνση και αριθμός τηλεφώνου του πλησιέστερου νοσοκομείου, ταυτόχρονη παρακολούθηση περισσότερων του ενός ατόμων κ.α.

Στην Εικόνα 3.10 φαίνεται μια φορητή συσκευή. Οι πολύ μικρές διαστάσεις είναι αξιοσημείωτες, ακόμα κι αν είναι μόνο το πρωτότυπο, που πραγματοποιήθηκε στο εργαστήριο ηλεκτρονικών συσκευών του Πολυτεχνείου του Μπάρι και η μείωση των διαστάσεων εξακολουθεί να είναι δυνατή.



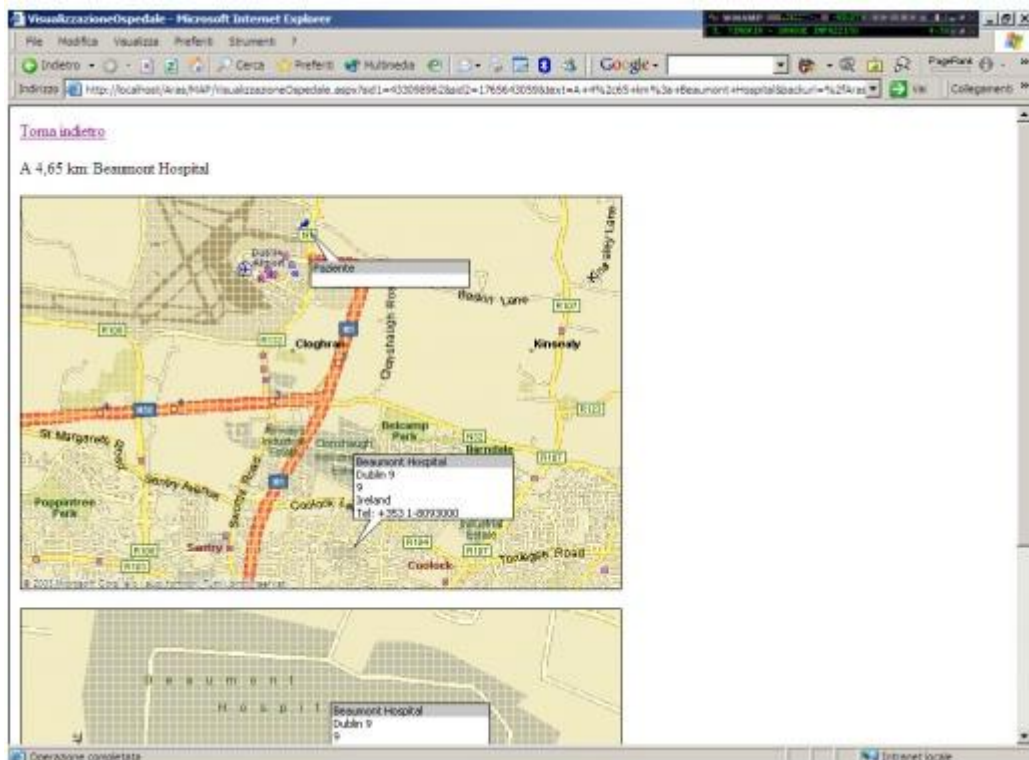
Εικόνα 3.10: Απεικόνιση της φορητής συσκευής [33]

Το σύστημα, ιδιαίτερα το PU, συλλέγει συνεχώς δεδομένα. Αυτά αποθηκεύονται σε ενσωματωμένη μνήμη και στη συνέχεια αναλύονται σε πραγματικό χρόνο από ένα λογισμικό αυτόματης διάγνωσης. Τα δεδομένα μπορούν να σταλούν στον τοπικό παραλήπτη, απευθείας στον υπολογιστή ή σε ένα διακομιστή Διαδικτύου που επιτρέπει τον καθένα να τα κατεβάσει μόλις προσδιοριστεί με τη δική του ταυτότητα και κωδικό πρόσβασης.

Τα δεδομένα μπορούν να μεταδοθούν ως εξής:

1. Σε πραγματικό χρόνο συνεχώς
2. Σε προγραμματιζόμενα διαστήματα (για παράδειγμα, για 30 δευτερόλεπτα ανά ώρα)
3. Αυτόματα, όταν εντοπίζεται κίνδυνος από το σύστημα συναγερμού
4. Εφόσον ζητηθεί, από το κέντρο παρακολούθησης
5. Εκτός σύνδεσης (όχι σε πραγματικό χρόνο), μεταφορτώντας τα δεδομένα που είχαν καταγραφεί προηγουμένως (για παράδειγμα, σε 24 ώρες, για παράδειγμα) σε έναν υπολογιστή.

Σε όλες τις περιπτώσεις, οι ασθενείς δεν χρειάζεται να κάνουν τίποτα παρά απλά να ενεργοποιήσουν τη συσκευή. Όταν ανιχνεύεται μια κατάσταση έκτακτης ανάγκης, για παράδειγμα όταν η συστολική πίεση είναι μεγαλύτερη από 120 mm Hg, μέσω του συστήματος διάγνωσης πραγματικού χρόνου, το PU αυτόματα στέλνει ένα προειδοποιητικό μήνυμα, υποδεικνύοντας επίσης τη διάγνωση, σε ένα άτομο που είναι σε θέση να επαληθεύει την κατάσταση υγείας του ασθενούς και να φροντίζει για τη διάσωσή του. Προκειμένου να γίνουν οι επιχειρήσεις διάσωσης ως όσο το δυνατόν συντομότερα, η PU παρέχει τις συντεταγμένες του ασθενούς χρησιμοποιώντας τη μονάδα GPS. Το λογισμικό παρέχει σε πραγματικό χρόνο ένα χάρτη που υποδεικνύει τη θέση του ασθενούς, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.11 [33].



Εικόνα 3.11: Χαρτογράφηση GPS με διεύθυνση και αριθμό τηλεφώνου του πλησιέστερου νοσοκομείου [33]

Οι παραπάνω βιοαισθητήρες είναι πιο ικανοί να αποκτήσουν μερικές ζωτικές ενδείξεις, αλλά δεν είναι τόσο άνετοι και εύκολοι να φορεθούν ως ένα απλό κομμάτι της ένδυσης, όπως ένα μπλουζάκι. Όταν η ηλεκτρονική τεχνολογία συναντά το ένδυμα, εμφανίζεται η έννοια 'έξυπνη ενδυμασία', που είναι δυνατόν να αποκτήσει μεγαλύτερο αριθμό διαφορετικών βιοσημάτων αφού καλύπτει μια μεγάλη περιοχή του σώματος. [27]

Παρόλα αυτά, απαιτούνται πολλά επιμέρους στοιχεία για τις τεχνολογίες που μπορούν να φορεθούν. Αισθητήρες, ενεργοποιητές και ελεγκτές (συχνά μικροελεγκτές), μια πηγή ενέργειας και λογισμικό (απόκτηση δεδομένων, χρήση, μεταφορά, αποθήκευση) θεωρούνται τα κύρια συστατικά (Ghahremani Honarvar και Latifi, 2017). Συνδυασμός αυτών των εξαρτημάτων έχουν ως αποτέλεσμα μια φορητή συσκευή που μπορεί να φορεθεί ως αξεσουάρ. Ένα κλωστοϋφαντουργικό προϊόν (π.χ. ίνες, νήματα, υφάσματα) απαιτείται για την τεχνολογία που φοριέται στο ρούχο, δηλαδή για το υπόστρωμα στο οποίο εφαρμόζονται τα ηλεκτρονικά στοιχεία. Τα υφάσματα αυτά μπορούν να παραχθούν με την ενσωμάτωση διατάξεων (π.χ. μικροσκοπικών αισθητήρων, ενεργοποιητών), ηλεκτρικά αγώγιμα νήματα όπως το ασήμι, ο χαλκός, ο ανοξείδωτος χάλυβας (100% ή σε συνδυασμό με υφαντικές ίνες όπως πολυεστέρας, βαμβάκι) υφαντά, πλεκτά ή κεντημένα. Λόγω της εξοικείωσης των ανθρώπων με το ύφασμα (μπλουζάκι) αυτά τα προϊόντα γεφυρώνουν το χάσμα που υπάρχει μεταξύ τους, δηλαδή των ανθρώπων και της φορητής τεχνολογίας. Αυτοί οι αισθητήρες φαίνεται να κυριαρχούν στον τομέα. [24]

3.3 Πρωτότυπες Φορητές Συσκευές Υγείας

Η ανάπτυξη και ο σχεδιασμός του Φορητών Συσκευών Υγείας δεν είναι εύκολο έργο. Η λήψη των βιοσημάτων από το ανθρώπινο σώμα με τα όσο το δυνατόν μικρότερες σε μέγεθος αισθητήρες είναι μια πρόκληση, κυρίως όταν συνδυάζεται η λήψη διαφορετικών βιοσημάτων και μεθόδων απόκτησης αυτών. Πολλά πρωτότυπες συσκευές έχουν σχεδιαστεί με τα χρόνια με διαφορετικές τεχνολογίες και προσεγγίσεις και αναλύονται παρακάτω.

Georgia Tech Wearable Motherboard™

Μια από τις πρώτες Φορητές Συσκευές Υγείας που διέθεταν τους αισθητήρες σε μπλουζάκι ήταν το *Georgia Tech Wearable Motherboard™* (Εικόνα 3.12), έργο της Σχολής Τεχνολογίας Κλωστοϋφαντουργίας και Μηχανικών Οπτικών Ινών που χρηματοδοτήθηκε από το Υπουργείο Ναυτικών των ΗΠΑ το 1996, οδήγησε σε ένα ‘έξυπνο μπλουζάκι’ με νέα διαδικασία παραγωγής υφασμάτων, ικανό να μετρήσει τη θερμοκρασία, τον καρδιακό ρυθμό και την αναπνοή. Αυτά κατασκευάστηκαν αρχικά με σκοπό να χρησιμοποιηθούν για περίθαλψη περιστασιακά, αλλά στη συνέχεια θα μπορούσαν να προσαρμοστούν σε διάφορους τύπους σεναρίων (π.χ. ανταποκριτές, αστροναύτες κλπ.), προσθέτοντας νέα χαρακτηριστικά όπως παρακολούθηση καρδιακού παλμού ή εντοπισμός επικίνδυνων αερίων. Ήδη είχε τη δυνατότητα για μετάδοση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο μέσω δορυφόρου.



Εικόνα 3.12: Το ‘έξυπνο μπλουζάκι’ Georgia Tech Wearable Motherboard™ [34]

Σύστημα LOBIN

Η σύστημα *LOBIN*, που παρουσιάστηκε το 2010, είναι μια πλατφόρμα παρακολούθησης βιοσημάτων, όπως του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, του καρδιακού ρυθμού, του δείκτη δραστηριότητας και της παρακολούθησης της θερμοκρασίας του σώματος, εντοπίζοντας την τοποθεσία των ασθενών μέσα στο νοσοκομείο. Αυτό το σύστημα μπορεί να αποθηκεύει και να μεταδίδει ασύρματα ζωτικά δεδομένα, υποστηρίζοντας τη λειτουργία της έκτακτης ανάγκης - συναγερμού ρυθμίζοντας διαφορετικές ενδείξεις για κάθε ασθενή. Με το LOBIN ήταν δυνατή η εύκολη παρακολούθηση της κατάστασης υγείας του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιώντας ένα γραφικό προφίλ του χρήστη, το οποίο επέτρεψε την παρακολούθηση αρκετών ασθενών ταυτόχρονα στην ίδια οθόνη, ανεξάρτητα από την τοποθεσία του ασθενούς [27]. Η συσκευή που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των παραπάνω βιοσημάτων είναι φορητή (Εικόνα 3.13), μη επεμβατική, άνετη και πλένεται. Ο αλγόριθμος θέσης που χρησιμοποιείται είναι αρκετά ακριβής για να προσδιορίσει σωστά το δωμάτιο του νοσοκομείου όπου βρίσκεται ένας συγκεκριμένος ασθενής.



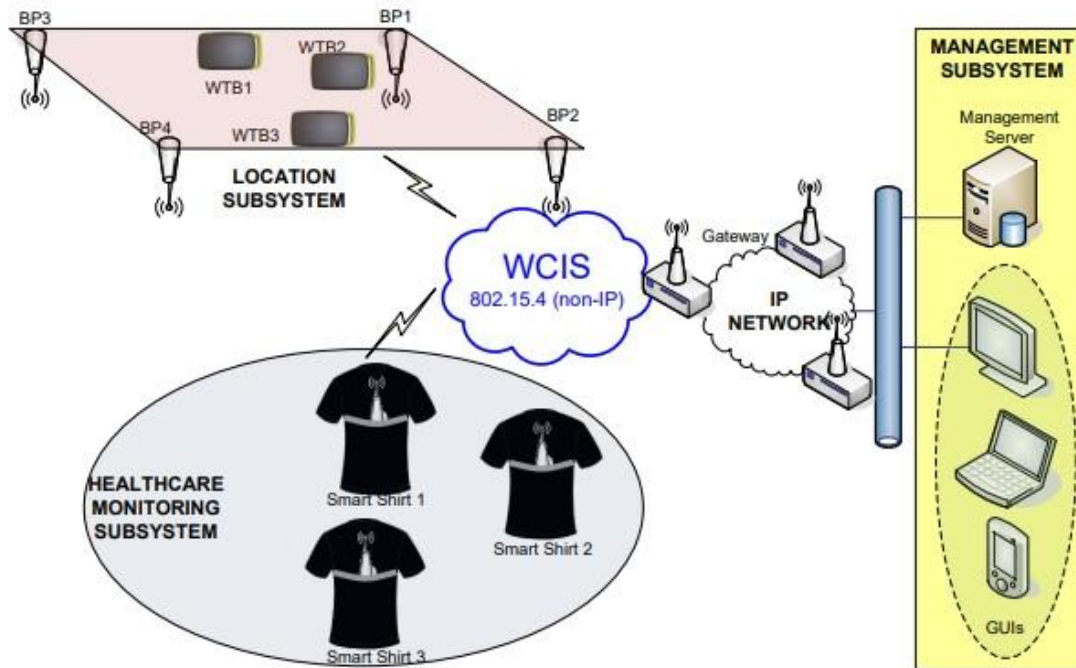
Εικόνα 3.13: Το 'έξυπνο μπλουζάκι' με σύστημα LOBIN [35]

Στην Εικόνα 3.14 απεικονίζεται η συνολική αρχιτεκτονική του συστήματος LOBIN, η οποία αποτελείται από τα παρακάτω υποσυστήματα:

- Το *Υποσύστημα Παρακολούθησης* της υγειονομικής περίθαλψης αποτελείται από ένα σύνολο έξυπνων πουκάμισων που φοριούνται από τους ασθενείς. Κάθε έξυπνο πουκάμισο είναι εξοπλισμένο με μια συσκευή (αποκαλούμενη Wearable Data Acquisition Device-WDAD),

η οποία συλλέγει και επεξεργάζεται τα βιοσήματα και τα μεταδίδει ασύρματα.

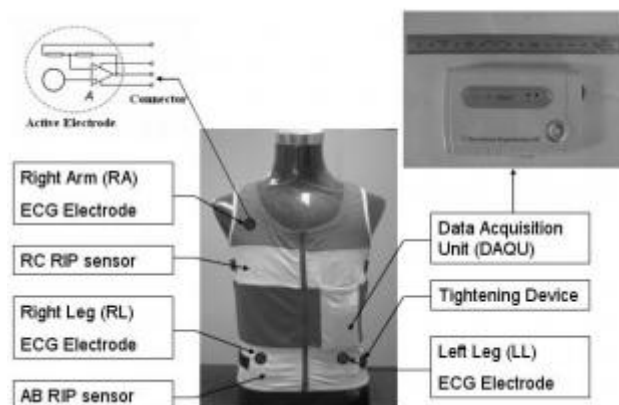
- Το *Υποσύστημα Τοποθεσίας* αποτελείται από ένα σύνολο σημείων εκπομπής (Beacon Points - BP), τα οποία αναπτύσσονται σε γνωστές θέσεις και ένα σύνολο διασυνδεδεμένων συσκευών λήψης (αποκαλούμενους Πίνακες ασύρματης μετάδοσης τοποθεσίας - LWTB), οι οποίες είναι τοποθετημένες σε επιλεγμένους χρήστες (π.χ. ασθενείς ή οποιοδήποτε άλλο προσωπικό, όπως το στρατιωτικό προσωπικό αναπτυγμένο στο πεδίο της μάχης). Τα σημεία εκπομπής, όπως υποδηλώνει το όνομά τους, στέλνουν περιοδικά σήματα με συγκεκριμένη ισχύς μετάδοσης. Οι συσκευές λήψης συλλέγουν τις πληροφορίες που λαμβάνουν από διάφορα σημεία εκπομπής και να το αποστέλλουν ασύρματα στο κέντρο παρακολούθησης.
- Το *Υποσύστημα Υποδομής Ασύρματων Επικοινωνιών* (WCIS) τοποθετείται μεταξύ του υποσυστήματος παρακολούθησης τοποθεσίας και υγειονομικής περίθαλψης και του υποσυστήματος διαχείρισης. Είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά δεδομένων προς το κέντρο παρακολούθησης και εντολών αντίστροφα. Αποτελείται από ένα σύνολο συσκευών (αποκαλούμενων σημείων διανομής-DP) που μεταδίδουν τα δεδομένα μέχρι μια πύλη, η οποία τα διαβιβάζει στο υποσύστημα διαχείρισης. Έτσι, η πύλη διασυνδέεται με το WCIS (μη συνδεδεμένο στο διαδίκτυο) και με την ενσύρματη υποδομή επικοινωνιών (συνδεδεμένο στο διαδίκτυο) η οποία είναι συνδεδεμένη με το υποσύστημα διαχείρισης.
- Το *Υποσύστημα Διαχείρισης* αντιπροσωπεύει την υποδομή του λογισμικού (IT) και χειρίζεται τις πληροφορίες που σχετίζονται με κάθε ασθενή. Αποτελείται από τον διακομιστή (Server), ο οποίος επεξεργάζεται και αποθηκεύει όλα τα δεδομένα που σχετίζονται με τους ασθενείς δημιουργώντας ένα προφίλ για κάθε χρήστη, μέσω του οποίου επιτρέπει στο προσωπικό του κέντρου παρακολούθησης να παρακολουθεί την κατάσταση των ασθενών [35].



Εικόνα 3.14: Η αρχιτεκτονική του συστήματος LOBIN [35]

Sensing Shirt

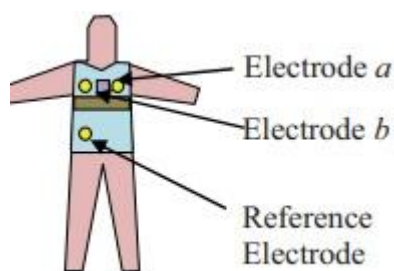
Το πρωτότυπο *Sensing Shirt* (Εικόνα 3.15) προτάθηκε το 2011 από τον Zhang et al. [36]. Αυτό το ‘έξυπνο μπλουζάκι’ ήταν ικανό να αποκτήσει βασικές καρδιοπνευμονικές παραμέτρους όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα, την κοιλιακή και θωρακική αναπνοή και τον κορεσμό οξυγόνου του αίματος χρησιμοποιώντας φωτοπληθυσμογράμματα (PPG). Όλοι οι αισθητήρες, εκτός από αυτούς του φωτοπληθυσμογράμματος, είναι ενσωματωμένοι στο ύφασμα του πουκάμισου και συνδέονται με μια μονάδα συλλογής δεδομένων με καλώδια που είναι επίσης ενσωματωμένα στο ύφασμα. Ο αισθητήρας PPG μπορεί να τοποθετηθεί στον δείκτη ή τον λοβό αυτιού και συνδέεται με ασφάλεια στη μονάδα λήψης δεδομένων μέσω καλωδίου. Αυτό το πρωτότυπο έχει ένα επιταχυνσιόμετρο 3 αξόνων για την καταγραφή της στάσης και της δραστηριότητας του σώματος, αποθηκεύοντας όλα τα δεδομένα που συλλέγονται σε μια κάρτα μνήμης (micro SD) [27].



Εικόνα 3.15: Το ‘έξυπνο μπλουζάκι’ Sensing Shirt [36]

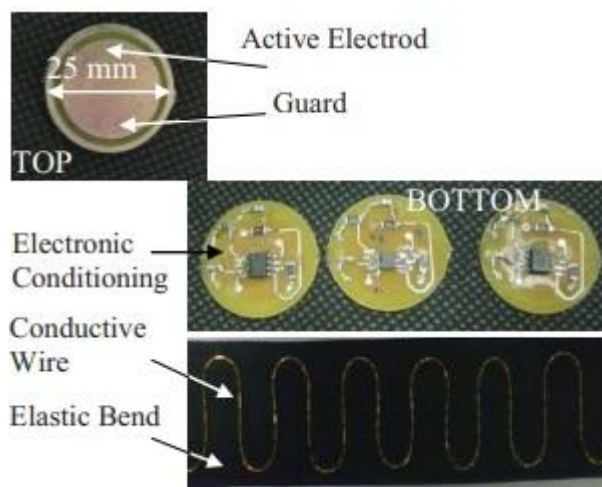
Multi-Parameter T-Shirt

Το 2011 παρουσιάστηκε από τους Sardini et al. [37] επίσης ένα μπλουζάκι πολλών παραμέτρων, *Multi-Parameter T-Shirt* (Εικόνα 3.16) ικανό να παρακολουθεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα, τον καρδιακό ρυθμό και τον αναπνευστικό ρυθμό, με ένα κανάλι επικοινωνίας για απομακρυσμένη βοήθεια.



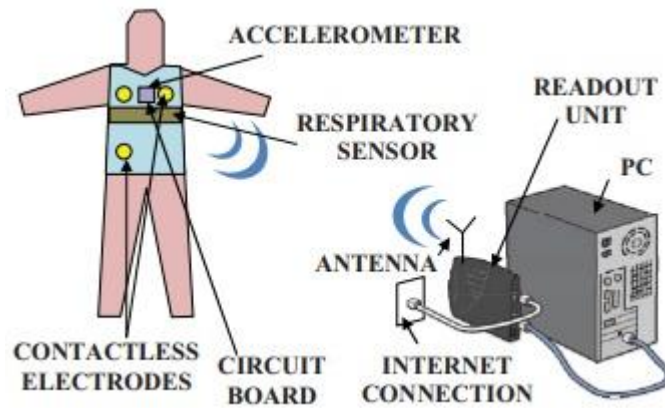
Εικόνα 3.16: Multi-Parameter T-Shirt [37]

Αυτό το πρωτότυπο 'έξυπνο μπλουζάκι' διαθέτει ηλεκτρόδια χωρίς επαφή για τη μέτρηση του ΗΚΓ για την αποφυγή ερεθισμών του δέρματος (Εικόνα 3.17) και όλα τα δεδομένα μεταδίδονται μέσω Bluetooth σε υπολογιστή, ορατά ή αποστέλλονται μέσω διαδικτύου για απομακρυσμένη βοήθεια.



Εικόνα 3.17: Οι βιοαισθητήρες επαφής για τη μέτρηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, του καρδιακού ρυθμού και του αναπνευστικού ρυθμού

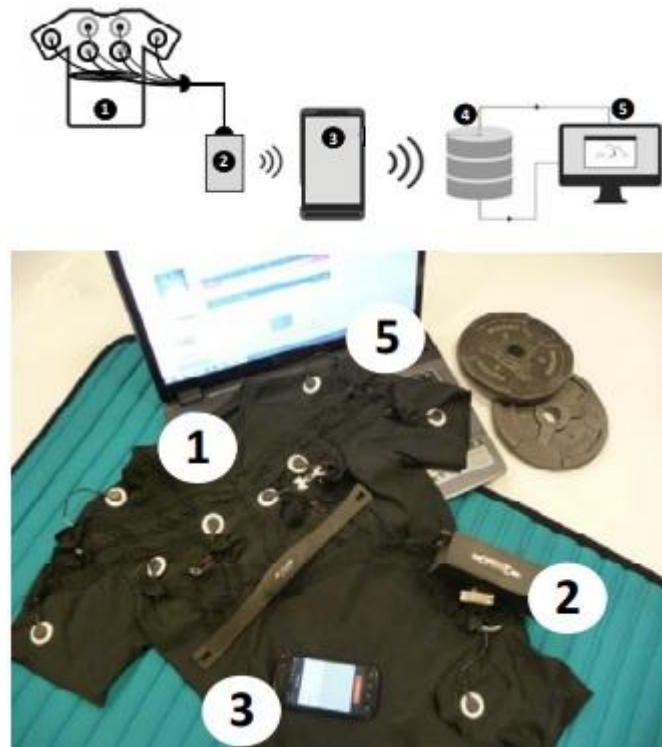
Οι συγγραφείς υπερασπίζονται τη χρήση αυτής της συσκευής στην τηλεπαρακολούθηση στο σπίτι, αξιολογώντας ζωτικές παραμέτρους του ασθενούς και τη δραστηριότητά του χρησιμοποιώντας ένα επιταχυνσιόμετρο 3 αξόνων [27]. Η αρχιτεκτονική του συστήματος φαίνεται στην Εικόνα 3.18 [37].



Εικόνα 3.18: Η αρχιτεκτονική του Multi-Parameter T-Shirt [37]

SQUID T- Shirt

Το 2013, ένα διαφορετικό πουκάμισο που διαθέτει αισθητήρες παρουσιάστηκε από τους Farjadian et al. [38], και ονομάζεται SQUID (Εικόνα 3.19). Αυτό αναπτύχθηκε με στόχο την ιατρική αποκατάσταση στο σπίτι και για να παρακολουθεί και να αξιολογεί τη θεραπεία με μια ηλεκτρονική βάση δεδομένων για την εξ αποστάσεως παρακολούθηση. Παρόλο που δεν παρακολουθεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα, μπορεί να παρακολουθεί τη μυϊκή δραστηριότητα με αισθητήρες μέσω της ηλεκτρομυογραφίας και του καρδιακού ρυθμού, έχει τη δυνατότητα να στείλει ανατροφοδότηση έτσι ώστε να καθοδηγήσει τον χρήστη να ακολουθήσει τη σωστή διαδικασία όπως προδιαγράφεται από τον φυσιοθεραπευτή [27].



Εικόνα 3.19: Απεικόνιση του SQUID T-Shirt [38]

My Wear T-Shirt

Ένα άλλο t-shirt αναπτύχθηκε από τους Cafagna et al. [39] το 2014 και ονομάζεται MyWear (Εικόνα 3.20).



Εικόνα 3.20: My Wear T-Shirt με βιοαισθητήρες [39]

Αυτό το έξυπνο μπλουζάκι έχει το μειονέκτημα ότι μετρά μόνο τον καρδιακό ρυθμό, όσον αφορά την παρακολούθηση της καρδιάς, αλλά διαθέτει μια πρωτοποριακή τεχνολογία μέτρησης του ρυθμού αναπνοής που βασίζεται στο PolyPower, ένα πολυμερές που αλλάζει την αγωγιμότητα όταν τεντώνεται (Εικόνα 3.21).



Εικόνα 3.21: Το My Wear T-Shirt με αισθητήρες μέτρησης ρυθμού αναπνοής [39]

Έχει επίσης ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης και ένα σύστημα μέτρησης κατανομής πελματικής πίεσης σε ένα παπούτσι. Αυτό το μπλουζάκι μπορεί να συνδεθεί με ένα 'έξυπνο τηλέφωνο' για λειτουργίες παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο και απεικόνιση λειτουργιών [27], όπως φαίνεται στο σχεδιάγραμμα της Εικόνας 3.22 [39].



Εικόνα 3.22: Αρχιτεκτονική του My Wear T-Shirt [39]

Κεφάλαιο 4

4.1 Εισαγωγή στα Πρωτόκολλα Επικοινωνίας

Η συνεχής αναζήτηση της ευημερίας των ανθρώπων μέσω διαφόρων μηχανισμών, οδήγησε την ιατρική να συνεργαστεί με άλλους κλάδους, ιδιαίτερα την μηχανική, δίνοντας τη δυνατότητα, μεταξύ πολλών άλλων καινοτομιών, για εφαρμογή νέων τεχνικών για την παρακολούθηση των ασθενών μέσω βιοσημάτων από το ίδιο τους το σώμα. Η εφαρμογή νέων εξελίξεων σε τομείς όπως η ηλεκτρονική, η πληροφορική και οι επικοινωνίες, έχει ως στόχο να διευκολύνει σημαντικά τη διαδικασία απόκτησης των βιοσημάτων, για περαιτέρω ιατρική παρακολούθηση ή προκειμένου να επιτευχθεί μια σωστή διάγνωση, βελτιστοποίηση της απαιτούμενης διαδικασίας αποκατάστασης και μερικές φορές μείωση του κόστους των διαδικασιών αυτών.

Σε ορισμένες καταστάσεις είναι επιθυμητό ο ασθενής που βρίσκεται υπό παρακολούθηση να μην χάσει τη κινητικότητά του λόγω της σύνδεσης του με καλώδια με τη συσκευή που λαμβάνει οποιοδήποτε βιοσήμα, διότι αυτό μπορεί να επηρεάσει τη μελέτη. Νέες τεχνολογίες πληροφορικής και επικοινωνιών όπως το Wireless Sensor Networks (WSN) μπορούν να υποστηρίξουν την ανάπτυξη των βιοϊατρικών συσκευών που επιτρέπουν την απόκτηση διαφόρων σημάτων για επακόλουθη παρακολούθηση και ανάλυση σε πραγματικό χρόνο.

Η τηλεϊατρική που ονομάζεται επίσης ηλεκτρονική υγεία αναφέρεται σε όλα όσα σχετίζονται με ηλεκτρονικά δεδομένα υγείας για παρακολούθηση, διάγνωση ή ανάλυση για τη θεραπεία ασθενών σε απομακρυσμένες περιοχές. Συνήθως αυτό περιλαμβάνει τη χρήση ιατρικών συσκευών, την προηγμένη τεχνολογία επικοινωνιών, συμπεριλαμβανομένων των συστημάτων τηλεδιάσκεψης (Enginerring in Medicine & Biology, 2003).

Τα συστήματα τηλεϊατρικής μπορούν να δημιουργήσουν καλές και νέες τεχνολογίες, όπως τα πρότυπα IEEE 802.11, 802.15 και 802.16, των οποίων οι βάσεις χαρακτηρίζονται από τα δίκτυα διανομής ιατρικών πληροφοριών και παροχή υπηρεσιών υγείας. Αυτά τα συστήματα που έχουν σίγουρα περιορισμούς με την έννοια ότι οι ασύρματες επικοινωνίες ενδέχεται να επηρεαστούν από μια καταιγίδα, ή σε συνθήκες όπου το σήμα προς μετάδοση δεν βρίσκεται στα κατάλληλα σημεία, για τους οποίους αναζητήθηκαν λύσεις, οδήγησαν σε μεγάλες εξελίξεις στον τομέα των ασύρματων δικτύων ανοίγοντας νέους δρόμους για την αποκατάσταση των υπηρεσιών τηλεϊατρικής. Η αποτελεσματικότητα των συστημάτων τηλεϊατρικής επηρεάζεται ευρέως από το σχεδιασμό συστημάτων, όπως η τυποποίηση, η οποία περιλαμβάνει όχι μόνο τη ταχεία ανάπτυξη, αλλά και την εύκολη πρόσβαση για διατήρηση και εξέλιξη των συστημάτων που υποστηρίζουν υπηρεσίες υγείας.

Η συνεχής μελέτη και παρακολούθηση των βιοϊατρικών σημάτων αποτέλεσε σημαντικό εργαλείο για την ανάπτυξη νέων προϊόντων ιατρικής τεχνολογίας.

Ωστόσο, με την πάροδο του χρόνου αυτά τα προϊόντα αρχίζουν να είναι χρήσιμα και σημαντικά σε βιομηχανίες που δεν είχαν προηγουμένως εφαρμοστεί αλλά και απαραίτητα σε επιστημονικές καινοτομίες. Με τα χρόνια, η παρακολούθηση τέτοιων σημάτων απέκτησε μεγαλύτερη σημασία και εμπιστοσύνη στη ιατρική, επιτρέποντάς την να εκμεταλλευτεί τεχνολογικές προόδους προς όφελος της ανθρώπινης υγείας.

Σε κάθε ασύρματο δίκτυο αισθητήρων (WSN), οι αισθητήρες αποτελούν ένα από τα πιο σημαντικά στοιχεία του. Υπάρχουν διάφοροι αισθητήρες ανάλογα με τις εφαρμογές που θέλουμε να χρησιμοποιήσουμε. Ένα παράδειγμα είναι ο αισθητήρας θερμοκρασίας, ο οποίος αποτελείται κυρίως από ημιαγωγούς που μεταβάλλονται ανάλογα με τη αλλαγή της θερμοκρασίας της επιδερμίδας ή του δέρματος, και ο οποίος μας επιτρέπει να παρακολουθούμε τον ασθενή, επιτρέποντας την άμεση βοήθεια.

Ωστόσο, οι βιοαισθητήρες, που επιλέγονται κάτω από ορισμένες παραμέτρους ζωτικής σημασίας για την εξέλιξη και την ομαλή λειτουργία τους, θα πρέπει να είναι σε θέση να λαμβάνουν το βιοσήμα, αλλά και να διατηρούν την ακρίβεια λήψης και την δυνατότητα γρήγορης αντικατάστασής τους για τη συνεχόμενη παρακολούθηση του οργανισμού. Επιπλέον, πρέπει να είναι ικανοί να προσαρμοστούν στις μεταβολές του βιοηλεκτρικού πεδίου του σώματος.(Bronzino, 1999).

4.2 Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων (WSN)

Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων περιλαμβάνουν μικρές ηλεκτρονικές συσκευές των οποίων η λειτουργία είναι η μέτρηση, η μετατροπή από αναλογικό σε ψηφιακό, η μετάδοση και η λήψη ενός συγκεκριμένου σήματος, το οποίο λαμβάνεται από συγκεκριμένους αισθητήρες, που επιλέγονται ανάλογα με το σημείο στο οποίο βρίσκονται. Αυτή η τεχνολογία, λόγω του χαμηλού κόστους και της κατανάλωσης ενέργειας χρησιμοποιείται ευρέως για έλεγχο σε βιομηχανικές εγκαταστάσεις, την ασφάλεια σε εμπορικά κέντρα, ξενοδοχεία, χωράφια, περιοχές επιρρεπείς σε φυσικές καταστροφές, την ασφάλεια μεταφορών και νοσοκομείων, μεταξύ άλλων τομέων. Ένα δίκτυο αισθητήρων μπορεί να περιγραφεί ως μια ομάδα κόμβων που ονομάζονται "motes" που συντονίζονται για να εκτελέσουν μια συγκεκριμένη εφαρμογή, λαμβάνοντας ακριβέστερες μέτρησεις (Evans, 2007).

4.2.1 Γενικά χαρακτηριστικά

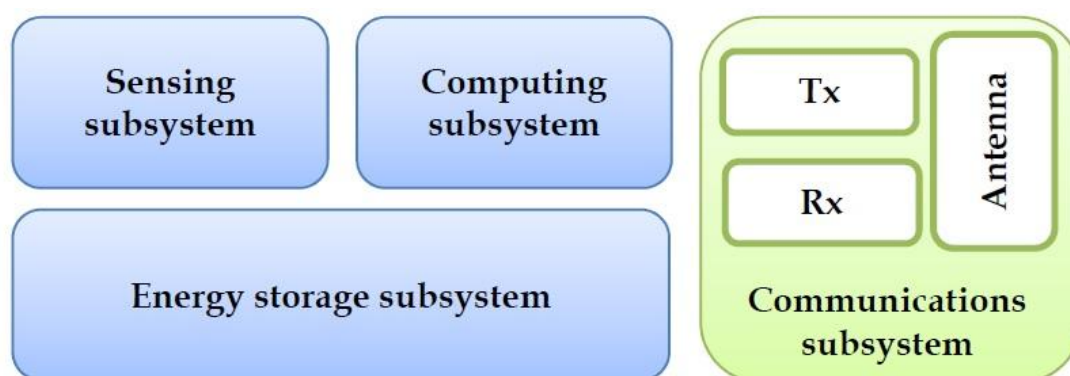
Σε ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων, οι συσκευές που βοηθούν το δίκτυο να αποκτή, να μεταδίδει και να λαμβάνει δεδομένα από ένα συγκεκριμένο περιβάλλον, χωρίζονται ανάλογα με τα χαρακτηριστικά τους (Cheekiralla & Engels, 2005). Ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων αποτελείται από συσκευές όπως μικροελεγκτές, αισθητήρες και πομποδέκτες που η ενσωμάτωση αυτών με πολλούς άλλους κόμβους, σχηματίζει ένα δίκτυο. Ένα άλλο στοιχείο που είναι εξαιρετικά σημαντικό σε οποιαδήποτε ταξινόμηση, είναι το πόσο απαραίτητη είναι η ικανότητα επεξεργασίας, δεδομένου ότι οι αισθητήρες αυτοί πρέπει να επικοινωνούν σε μεγάλες αποστάσεις,

άρα και να καταναλώνουν μεγάλα ποσά ενέργειας (Gordillo & al., 2007). Ένα δίκτυο αισθητήρων αποτελείται συνήθως από 4 υποσυστήματα (Εικόνα 4.1):

- *Υποσύστημα υπολογιστών*: Αυτή είναι μια μονάδα μικροεπεξεργαστή, η οποία είναι υπεύθυνη για το τον έλεγχο των αισθητήρων και την εφαρμογή των πρωτοκόλλων επικοινωνίας.
- *Υποσύστημα Επικοινωνιών*: Περιλαμβάνει όλα όσα σχετίζονται με τα πρότυπα πρωτόκολλα επικοινωνίας, αναλόγως για των εφαρμογών για τις οποίες επιλέγονται (ZigBee, Bluetooth). Αυτό το υποσύστημα αποτελείται από ένα ραδιοεντοπιστή μικρής εμβέλειας που επικοινωνεί με άλλους γειτονικούς κόμβους και κόμβους έξω από το δίκτυο.
- *Υποσύστημα ανίχνευσης*: Αυτή είναι μια ομάδα αισθητήρων που λειτουργεί και ως κόμβος σύνδεσης έξω από το δίκτυο.
- *Υποσύστημα αποθήκευσης ενέργειας*: Ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά ενός ασύρματου αισθητήρα. Το δίκτυο σχετίζεται με την ενεργειακή απόδοση, η οποία μετά από κάποια έρευνα, θεωρείται βασικός παράγοντας. Στόχος του τομέα αυτού είναι η παροχή διάφορων τεχνικών για τη μείωση της κατανάλωσης ενέργειας. Λόγω αυτού του παράγοντα, η κατανάλωση ισχύος του δικτύου πρέπει να ελέγχεται από 2 μονάδες:

1) Τη μονάδα ισχύος (η οποία υπολογίζει την κατανάλωση ενέργειας από διάφορα εξαρτήματα) και

2) Τη μονάδα τροφοδοσίας (η οποία χρησιμοποιεί αυτές τις πληροφορίες για να υπολογίσει την κατανάλωση της μπαταρίας.)



Εικόνα 4.1: Τα υποσυστήματα του ασύρματου δικτύου WSN

Ένα WSN μπορεί επίσης να είναι συνεχές, υβριδικό και διαδραστικό. Με την έννοια του διαδραστικού εννοείται το πότε είναι προγραμματισμένοι οι αισθητήρες

να στέλνουν τις πληροφορίες, που συγκεντρώθηκαν υπό καθορισμένους όρους, σχετικά με συμβάντα που συμβαίνουν στο περιβάλλον (Ruiz, Nogueira, & Loureiro, 2003).

Ένα WSN, που έχει σχεδιαστεί και αναπτυχθεί σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά των εφαρμογών τις οποίες υποστηρίζει, θα πρέπει να διαθέτει τα παρακάτω στοιχεία (Egea-Lopez, Vales-Alonso, Martinez-Sala, Pavon-Mario & Garcia-Haro, 2006):

- *Ευελιξία*. Δεδομένου ότι το ασύρματο περιβάλλον αλλάζει συνεχώς λόγω παρεμβολών από άλλα μικροκύματα, ή διαλείψεων που δημιουργούν οι καιρικές συνθήκες, οι περισσότεροι κόμβοι θα πρέπει να μπορούν αναζητήσουν νέες διαδρομές σε πραγματικό χρόνο.
- *Αποδοτικότητα*. Αυτό το στοιχείο είναι πολύ σημαντικό διότι το δίκτυο πρέπει να είναι αποδοτικό, να λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο, αξιόπιστο και ανθεκτικό στις παρεμβολές από τους ίδιους τους αισθητήρες ή από σήματα από άλλες συσκευές και κατασκευασμένο ειδικά για το περιβάλλον στο οποίο θα λειτουργήσει.
- *Επεκτασιμότητα*. Η δυναμική που πρέπει να έχει ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων μέσω της τοπολογίας του. Πρέπει να είναι δυνατή η χρησιμοποίηση περισσότερων αισθητήρων, αν χρειαστεί, για την εξομάλυνση της ομαλής λειτουργίας του δικτύου.

4.2.2 Λειτουργικά επίπεδα WSN

Το δίκτυο WSN ταξινομείται σε 3 λειτουργικά επίπεδα:

1. Το επίπεδο Ελέγχου,
2. Το επίπεδο του Δικτύου Επικοινωνιών και
3. Το Επίπεδο Πεδίου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.2.

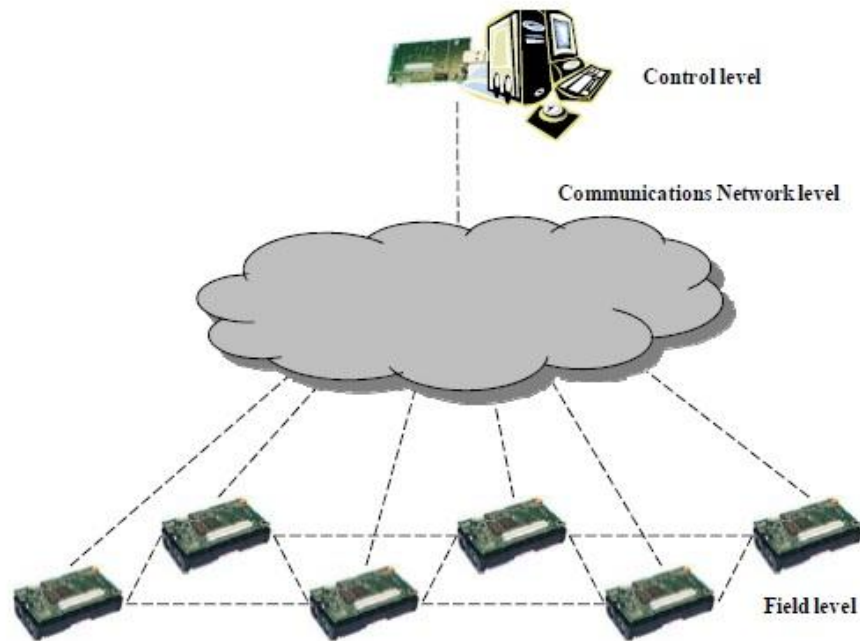
Το *Επίπεδο Πεδίου* αποτελείται από ένα σύνολο αισθητήρων και μικροεπεξεργαστών που αλληλεπιδρούν άμεσα με το περιβάλλον. Οι αισθητήρες είναι υπεύθυνοι για τη λήψη δεδομένων όπως θερμικών, οπτικών, ακουστικών, σεισμικών, κλπ. Οι μικροεπεξεργαστές από την άλλη πλευρά λαμβάνουν εντολές που είναι αποτέλεσμα της επεξεργασίας των πληροφοριών που συλλέγονται από τους αισθητήρες.

Στο *Δίκτυο Επικοινωνίας* περιλαμβάνεται η επικοινωνία μεταξύ του Επιπέδου Πεδίου και του Επιπέδου Ελέγχου. Οι κόμβοι που είναι μέρος ενός υποσυστήματος επικοινωνιών WSN ομαδοποιούνται σε 3 κατηγορίες:

1. Τα τελικά σημεία,

2. Τους δρομολογητές και
3. Τις πύλες.

Τέλος, το *Επίπεδο Ελέγχου* αποτελείται από ένα ή περισσότερα κέντρα ελέγχου ή παρακολούθησης και χρησιμοποιεί τις πληροφορίες που συλλέγονται από τους αισθητήρες αποστέλλοντας αυτές στους μικροεπεξεργαστές για περαιτέρω ενέργειες. Αυτός ο έλεγχος γίνεται μέσω ειδικού λογισμικού (Rodríguez & Tellez, 2009).



Εικόνα 4.2: Η αρχιτεκτονική του WSN

4.3 Πρωτόκολλα Επικοινωνίας

Το Εθνικό Ινστιτούτο Προτύπων και Τεχνολογίας (Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής) ήταν αυτό που θέσπισε τα πρότυπα που θα επέτρεπαν τόσο στους ερευνητές τους όσο και στους γιατρούς να είναι σαφείς σχετικά με τον καθορισμό των ποιοτικών χαρακτηριστικών ενός συστήματος, δημιουργώντας ένα κλίμα εμπιστοσύνης μεταξύ της ιατρικής και της μηχανικής (Rodríguez & Tellez, 2009).

Παρακάτω παρουσιάζονται τα πρωτόκολλα επικοινωνίας που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μετάδοση των δεδομένων που συλλέχθηκαν από τους βιοαισθητήρες σε μια κεντρική φορητή μονάδα (tablet) – Bluetooth και Zig-Bee καθώς και από την μονάδα στον υπολογιστή του Σταθμού Ασυρμάτου – Wi-Fi [40].

4.3.1 Πρότυπο IEEE 802.15.1 (Bluetooth)

Έχουν αναπτυχθεί αρκετές προσεγγίσεις για την ασύρματη επικοινωνία στο σώμα. για παράδειγμα, το IEEE 802.15.1 (Bluetooth) είναι ένα από τα ευρέως

χρησιμοποιούμενα πρότυπα για ασύρματα προσωπικά δίκτυα (WPAN) - αυτά διαφέρουν από τα WBAN στην έκταση του εύρους διάδοσης: τα WBAN καλύπτουν το άμεση περιοχή του σώματος (επικοινωνίες πάνω στο σώμα), ενώ τα WPAN εκτείνονται μακριά από το σώμα (επικοινωνίες εκτός σώματος). Ωστόσο, ορισμένες από τις χρήσεις επικαλύπτονται και είναι δύσκολο να διακριθούν. Ένα τυπικό παράδειγμα χρήσης Bluetooth για WBAN είναι η μετάδοση φωνητικών δεδομένων μεταξύ του σώματος (κεφάλι) και του κινητού τηλεφώνου. Οι συσκευές με δυνατότητα Bluetooth μπορούν να λειτουργούν με χρήση της ζώνης των 2.45GHz (2.40-2.48 GHz), που είναι απαλλαγμένη από την υποχρέωση αδειοδότησης, χωρισμένη σε 79 κανάλια, με ρυθμό μετάδοσης δεδομένων 1 Mbps. Για την ελαχιστοποίηση των παρεμβολών και της εξασθένισης, χρησιμοποιείται το φάσμα διασποράς συχνοτήτων (FHSS). Η διαμόρφωση μετατόπισης συχνότητας (FSK - Frequency Shift Keying) είναι ικανή να μεταδίδει δεδομένα σε ένα εύρος από δύο έως δέκα μέτρα. Η μέγιστη μεταδιδόμενη ισχύς είναι 0 dBm (1 mW). Πολλαπλή σύνδεση συσκευών με Bluetooth μπορούν να σχηματίσουν ένα δίκτυο αστερο-τοπολογίας που αποτελείται από μια κύρια συσκευή επικοινωνίας με επτά εξαρτημένες συσκευές. Για εφαρμογές πολύ χαμηλής ισχύος, όπως φορητές συσκευές ασύρματων αισθητήρων, το Bluetooth είναι μια επιλογή χαμηλής κατανάλωσης. Ωστόσο, η υψηλή κατανάλωση ενέργειας εξακολουθεί να αποτελεί περιορισμό για τη λειτουργία του Bluetooth, σε σύγκριση με άλλες τεχνολογίες ευρείας εφαρμογής [26].

4.3.2 Πρότυπο IEEE 802.15.4 (Zig-Bee)

Μια άλλη τεχνολογία ασύρματης επικοινωνίας είναι το Zig-Bee, που βασίζεται στο πρότυπο IEEE 802.15.4, χρησιμοποιεί μικρότερη ισχύ και μικρότερο ρυθμό δεδομένων. Λειτουργεί επίσης στη ζώνη συχνοτήτων 2,45 GHz, με 16 κανάλια παγκοσμίως. Ο ρυθμός δεδομένων που είναι 250 Kbps και είναι ικανός να μεταδίδει δεδομένα σε απόσταση μέχρι 100 μέτρων, θεωρείται επαρκής για τις περισσότερες εφαρμογές υγείας. Λειτουργεί επίσης στα 915 MHz στην Αμερική, με δέκα κανάλια με ρυθμό δεδομένων 40 Kbps. και στα 868 MHz σε ένα κανάλι στην Ευρώπη, με ρυθμό δεδομένων 20 Kbps. Οι τοπολογίες αστερών, δέντρων και πλεγμάτων είναι όλες υποστηριζόμενες αρχιτεκτονικές δικτύων. Παρέχεται ασφάλεια μετάδοσης δεδομένων λόγω της χρήσης του προτύπου προηγμένης κρυπτογράφησης (Advanced Encryption Standard - AES) στο Zig-Bee. Η διάρκεια ζωής της μπαταρίας για το ZigBee αναμένεται να είναι μήνες, ενώ η διάρκεια ζωής της μπαταρίας περιορίζεται σε ημέρες για Bluetooth. Οι εφαρμογές που απαιτούν χαμηλή ταχύτητα δεδομένων και χαμηλή κατανάλωσης ενέργειας είναι ιδανικές για το Zig-Bee, κάνοντας το πιο κατάλληλο για ιατρικές εφαρμογές, σε σύγκριση με το Bluetooth [26].

4.3.3 Πρότυπο IEEE 802.11 (Wi-Fi)

Η Ομάδα Εργασίας IEEE 802.11 είναι τμήμα της Επιτροπής 802 LMSC (LAN/MAN Standards Committee) υπό την αιγίδα του IEEE και είναι υπεύθυνη για την οικογένεια προτύπων IEEE 802.11 που είναι ευρύτερα γνωστή ως Wi-Fi

(Wireless- Fidelity). Το πρώτο πρότυπο IEEE 802.11 για ασύρματα δίκτυα στη ζώνη συχνοτήτων 2.4GHz προσέφερε ρυθμούς δεδομένων στο εύρος 1 έως 2 Mbps. Για την αύξηση του ρυθμού μετάδοσης του συγκεκριμένου ασύρματου προτύπου ενεργοποιήθηκαν δυο νέα προγράμματα, το πρότυπο IEEE 802.11a επιτυγχάνοντας ρυθμούς μετάδοσης μέχρι 54 Mbps στη ζώνη συχνοτήτων των 5 GHz και του προτύπου IEEE 802.11b που αποτελεί τροποποίηση του αρχικού προτύπου, επιτυγχάνοντας ρυθμούς μετάδοσης μέχρι 11 Mbps στη ζώνη συχνοτήτων των 2,4GHz, διαιρούμενο σε έξι κανάλια των 15 MHz. Επίσης, με διαφοροποιήσεις δημιουργήθηκαν και τα πρότυπα IEEE 802.11g/n/s, με το τελευταίο να αποσκοπεί στην ανάπτυξη ενός αποδοτικού πρωτοκόλλου για ασύρματη δρομολόγηση κορμού (backbone) και δικτύωση mesh. Συγκεκριμένα, η επέκταση των IEEE 802.11 WLAN σε BWA (ασύρματα ευρυζωνικά δίκτυα) WMAN μπορεί να υλοποιηθεί μέσω δικτύων Wi-Fi πολλαπλών βημάτων (multihop Wi-Fi) που λειτουργούν συμπληρωματικά προς τα οικιακά και εταιρικά (τοπικά) δίκτυα Wi-Fi. Η ασύρματη δρομολόγηση πακέτων μεταξύ των σημείων πρόσβασης (access points, AP) γίνεται μέσω πολλαπλών βημάτων και εξαλείφει την ανάγκη εγκατάστασης ενσύρματου δικτύου κορμού καθώς τα δίκτυα Wi-Fi πολλαπλών βημάτων επιτρέπουν την εύκολη εγκατάσταση εταιρικών δικτύων μεγάλης κλίμακας. Ο νέος αυτός τύπος μητροπολιτικού δικτύου Wi-Fi συνεπάγεται χαμηλό μέσο κόστος ανά κόμβο και μηδενικό κόστος για το χρήστη δεδομένου ότι η πλειοψηφία των συσκευών διαθέτει ήδη ενσωματωμένο Wi-Fi εξοπλισμό chipset [41].

4.3.4 Πρότυπο IEEE 802.15.6

Το πρότυπο IEEE 802.15.6 το πιο πρόσφατο διεθνές πρότυπο για το Wireless Area Network (WBAN) [42] που προτείνεται και θα έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- Κλιμακούμενες ταχύτητες δεδομένων, από 1 Kbps έως εκατοντάδες Mbps, για χρήση σε αισθητήρες με διαφορετικές συχνότητες εύρους ζώνης
- Μικρής εμβέλειας, από δύο έως πέντε μέτρα
- Μεγέθη δικτύου έως και 100 συσκευών
- Πολύ χαμηλή καθυστέρηση στις διαδρομές δεδομένων
- Κατανάλωση ενέργειας εξαιρετικά χαμηλή, της τάξης των 0,1-1 mW
- Λειτουργία στη ζώνη 2.36-2.40 GHz, για να επωφεληθούν από τις υπάρχουσες διαθέσιμες στο εμπόριο τεχνολογίες και να μετριάσουν πιθανές παρεμβολές.

Δεν είναι σαφές, επί του παρόντος, αν οι μη ιατρικές εφαρμογές της ασύρματης μετάδοσης δεδομένων θα καλύπτονται αυτό το πρότυπο ή εάν θα αποτελεί αυτό μόνο μια βελτιστοποιημένη εφαρμογή για υγειονομική παρακολούθηση. Η ανάπτυξη των

προτύπων απαιτεί πολύ χρόνο και υπάρχουν πολλοί τεχνολογικές καινοτομίες που περιμένουν το νέο πρότυπο με ενδιαφέρον [26].

Κεφάλαιο 5

ΣΤΑΘΜΟΣ ΑΣΥΡΜΑΤΟΥ TRC 3600

5.1 Γενικά Στοιχεία

Ο TRC 3600 (Εικόνα 5.1) είναι ένας HF/SSB φορητός ασύρματος με προστασία ECCM υψηλού βαθμού που εξασφαλίζει αξιόπιστες επικοινωνίες σε περιβάλλον Ηλεκτρονικού Πολέμου και προσφέρει ένα μεγάλο εύρος υπηρεσιών υψηλού επιπέδου. Το μεγάλο εύρος υπηρεσιών που υποστηρίζει ο ασύρματος, όπως η επικοινωνία μεταξύ πεζοπόρων τμημάτων πεζικού ή ειδικών δυνάμεων, μεταξύ ελαφρών ή τεθωρακισμένων οχημάτων ή αρμάτων και τμημάτων πληροφοριών και διοικητικής μέριμνας, η αρκετά συμπαγής κατασκευή του και η ευκολία στη χρήση εξασφαλίζουν μέγιστη αποτελεσματικότητα ανεξάρτητα της τακτικής χρησιμοποίησής του. Έχοντας σχεδιαστεί και κατασκευαστεί για εξαιρετικά δυσμενείς περιβαλλοντολογικές συνθήκες, ασύρματος μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε όλες τις περιοχές του κόσμου.



Εικόνα 5.1: Σταθμός Ασυρμάτου TRC-3600

Ο πομποδέκτης TRC 3600 αποτελεί μέρος της σειράς SYSTEME 3000, η οποία είναι μια πλήρης οικογένεια ασυρμάτων τηλεπικοινωνιακών διατάξεων που ενσωματώνουν την τεχνολογία αιχμής και επιτρέπουν την ευελιξία διάρθρωσης σταθμών πολλών συνθέσεων. Η σειρά HF SYSTEME 3000 επιτρέπει τη σύνθεση φορητών (Εικόνα 5.2), επί οχήματος (Εικόνα 5.3) ή σταθερών σταθμών με ισχύ 20, 125 ή 400W ικανοποιώντας πολλαπλές επιχειρησιακές απαιτήσεις [43].



Εικόνα 5.2: Φορητός Σταθμός Ασυρμάτου (20W)



Εικόνα 5.3: Επί οχήματος Σταθμός Ασυρμάτου (20W)

Παρελκόμενα

Τα παρελκόμενα του, τα οποία πολλά είναι κοινά με τη σειρά VHF/FM/FH PRAG, διακρίνονται στις εξής κατηγορίες:

α. Παρελκόμενα Audio

- Ακουστικά κεφαλής
- Μικροτηλέφωνα
- Μεγάφωνα

β. Παρελκόμενα Τροφοδοσίας

- Τροφοδοτικό κανονικής ισχύος 12VDC
- Προσαρμογέας σύνδεσης
- Μετατροπέας DC/DC 12V/24V
- Φορτιστής 2-4 θέσεων
- Τροφοδοτικό 220V AC
- Στοιχεία αναφορτιζόμενα NiCd
- Στοιχεία Λιθίου
- Ηλιακά στοιχεία
- Χειρογεννήτρια

γ. Παρελκόμενα Κεραιών

- Κεραία κατακόρυφη μικρής εμβέλειας
- Κεραία κατακόρυφη μεγάλης εμβέλειας
- Κεραία διπολική κανονικής/υψηλής ισχύος
- Κεραία κανονικής/υψηλής ισχύος οχήματος

δ. Λοιπά παρελκόμενα

- Σύστημα τηλεχειρισμού
- Θήκη με μάντες μεταφοράς
- Χειριστήριο MORSE
- Αντικραδασμική βάση
- Τροφοδοτικό 220V AC

με αποτέλεσμα την αύξηση των επιχειρησιακών δυνατοτήτων του συστήματος. Επίσης είναι συμβατός με modems, τερματικά διαχείρισης μηνυμάτων, τηλέτυπα, ηλεκτρονικούς υπολογιστές, συσκευές κωδικοποίησης και συστήματα ενδοσυνεννόησης.

Η σύνδεση του πομποδέκτη TRC 3600 (Εικόνα 5.4) με τον ενισχυτή ALA 172 125W (Εικόνα 5.5) και τη μονάδα συντονισμού κεραίας AEA 172 (Εικόνα 5.6), δημιουργούν ένα σταθμό HF/SSB 125W τον TRC 3630 (Εικόνα 5.7) [44].



Εικόνα 5.4: Π/Δ TRC-3600

Εικόνα 5.5: ALA 172

Εικόνα 5.6: AEA 172

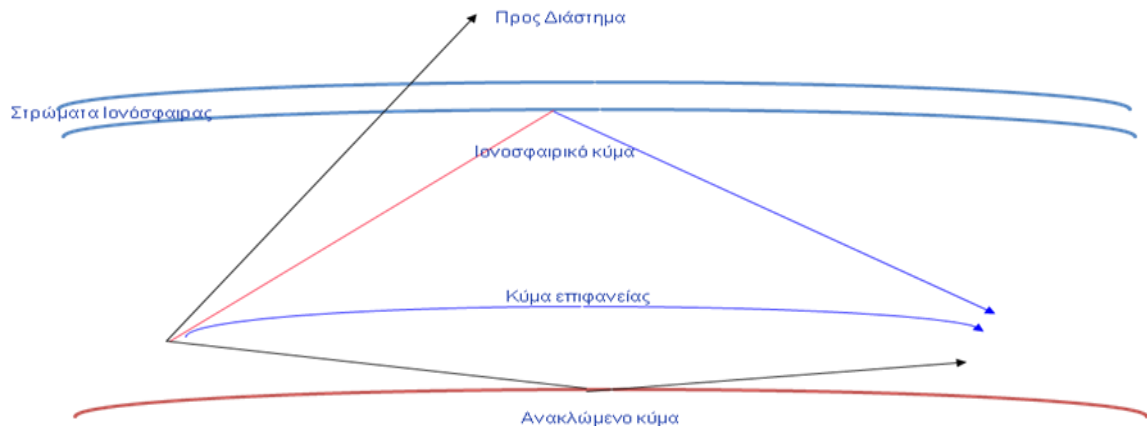


Εικόνα 5.7: Σταθμός Ασυρμάτου TRC 3630 επί οχήματος

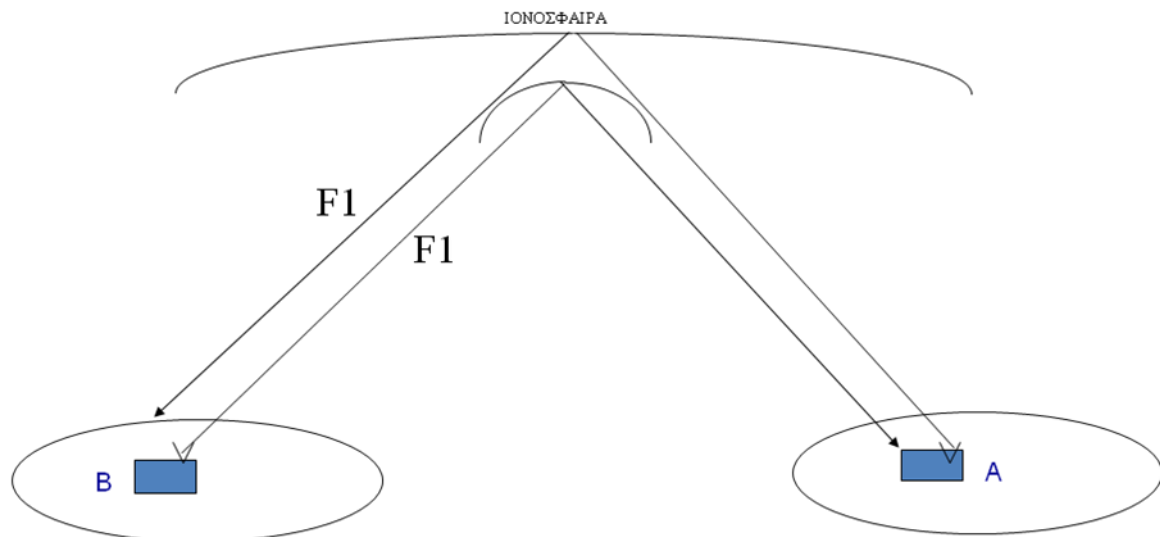
5.2 Τρόποι Λειτουργίας

❖ Οι τρόποι λειτουργίας είναι οι παρακάτω:

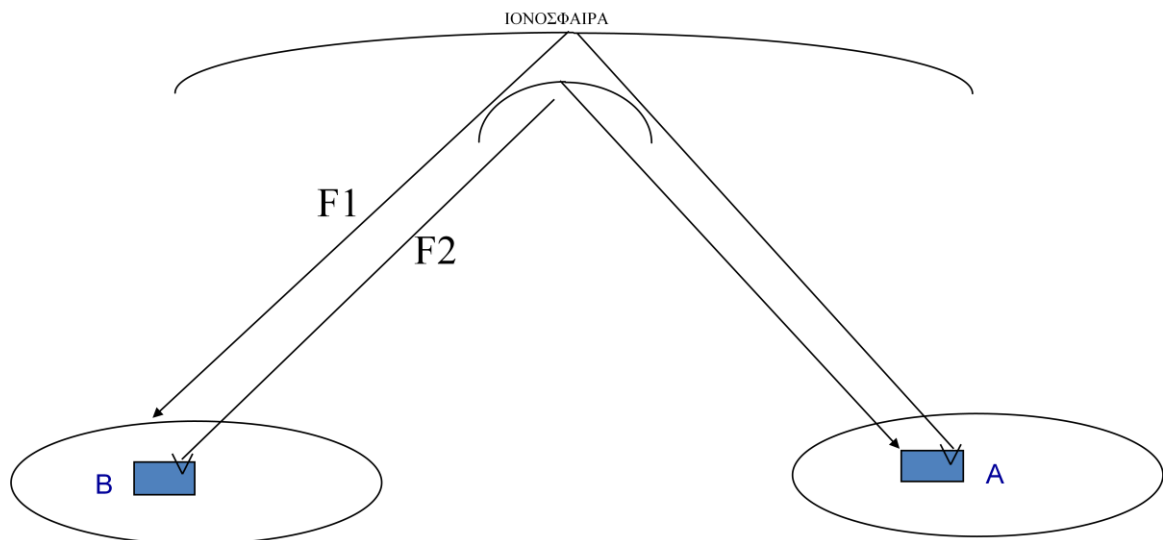
- FF: Μονόπλευρη Σταθερή Συχνότητα - simplex Fixed Frequency
- DF: Μερικώς αμφίδρομη Σταθερή Συχνότητα – half-Duplex Fixed Frequency
- ALE: Αυτόματη Αποκατάσταση Ζεύξης – Automatic Link Establishment
- FH: Αναπήδηση Συχνότητας - Frequency Hopping
- MIL-STD ALE: Αυτόματη Αποκατάσταση Ζεύξης σύμφωνα με MIL-STD-188-141A



Εικόνα 5.8: Διάδοση HF (High Frequency)



Εικόνα 5.9: Διάδοση FF (simplex Fixed Frequency)



Εικόνα 5.10: Διάδοση DF (half-Duplex Fixed Frequency)

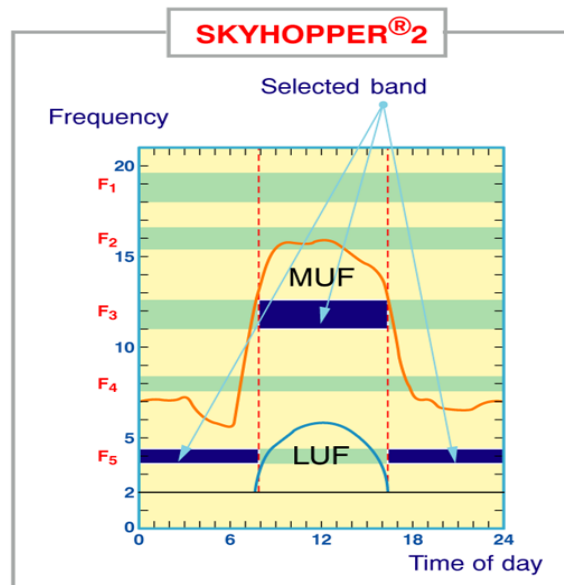
Η λειτουργία Half-Duplex δηλαδή η χρησιμοποίηση ανεξάρτητων συχνοτήτων F1 και F2 αυξάνει την αξιοπιστία της επικοινωνίας. Ο τρόπος αυτός ικανοποιεί την απαίτηση που προκύπτει από την τακτική χρήση, δηλαδή την ικανότητα γρήγορης και ασφαλούς μετάδοσης πληροφορίας ακόμα και σε εχθρικό περιβάλλον.

Ο τρόπος διαχείρισης ζεύξης SKYMASTER του πομποδέκτη TRC 3600 προσφέρει όλες τις υπηρεσίες επιτρέποντας την εύκολη και αξιόπιστη χρήση του διαύλου HF:

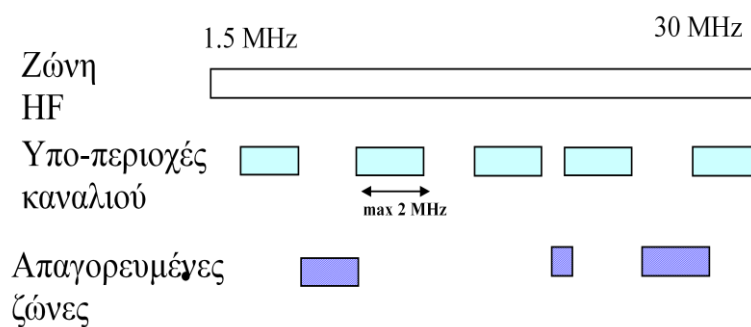
- 1 - 128 συχνότητες ανά κανάλι
- Αυτόματη επιλογή χρήσιμης συχνότητας με το κατάλληλο λόγο σήματος προς θόρυβο (S/N).
- Επαναδραστηριοποίηση της διαδικασίας σε περιπτώσεις αλλαγών των συνθηκών διάδοσης
 - Δεν απαιτείται η προηγούμενη γνώση των συνθηκών διάδοσης
 - Δεν απαιτείται η αλλαγή σε άλλο κανάλι
 - Αυτόματη εναλλαγή σε κατάσταση data σημείου προς σημείο, χειροκίνητη σε κατάσταση φωνής
- Αυτόματη Αποκατάσταση Ζεύξης με επιλογή βέλτιστων παραμέτρων λειτουργίας (συχνότητα, ισχύς, ρυθμός μετάδοσης κλπ) ανάλογα με την υπηρεσία που εξυπηρετεί (φωνή, μετάδοση δεδομένων χαμηλού ή υψηλού ρυθμού) και αναπροσαρμογή των παραμέτρων αυτών κατά τη διάρκεια της μετάδοσης.

Η μέθοδος αναπήδησης συχνότητας SKYHOPPER 2 (Εικόνα 5.11) προσφέρει μέγιστη αξιοπιστία της ζεύξης λαμβάνοντας υπόψη τους περιορισμούς του φάσματος συχνοτήτων HF σε συνδυασμό με την αντίσταση στις αναπτυσσόμενες τεχνικές ηλεκτρονικού πολέμου (Εικόνα 5.12). Η μέγιστη αξιοπιστία επιτυγχάνεται με τον

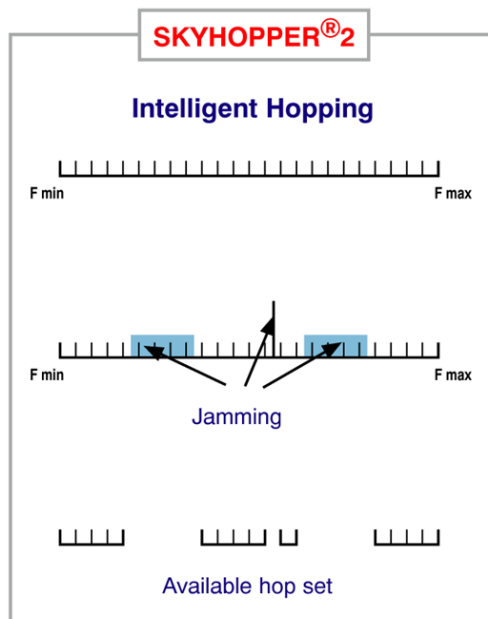
συνδυασμό της αναπήδησης συχνότητας και των διεργασιών αυτόματης αποκατάστασης ζεύξης. Η αυτόματη επιλογή της χρησιμοποιούμενης περιοχής αναπήδησης και η εν συνεχεία επιλογή των ελεύθερων συχνοτήτων εντός της περιοχής αυτής, εξασφαλίζει την προστασία των επικοινωνιών ακόμα και σε περιβάλλον ισχυρών παρεμβολών και ανεξάρτητα των συνθηκών διάδοσης (Εικόνα 5.13).



Εικόνα 5.11: Αυτόματη επιλογή υποπεριοχής



Εικόνα 5.12: Έως 5 υποπεριοχές ανά κανάλι



Εικόνα 5.13: Αυτόματη επιλογή συχνοτήτων αναπήδησης

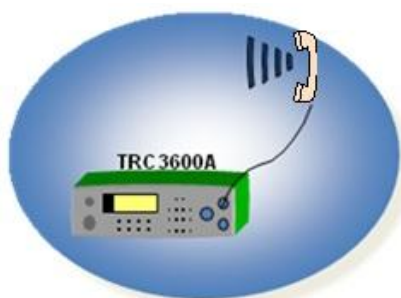
❖ Φωνή:

- Ανοιχτή Φωνή (STANAG 4203)
- Ασφαλής κωδικοποιημένη Φωνή
- Κωδικοποιητής Φωνής (vocoder) 2400 b/s (STANAG 4198) και 800 b/s (STANAG 4479)

❖ Τηλεγραφία Morse

❖ Μετάδοση εξωτερικών δεδομένων

- Χαμηλός ρυθμός μετάδοσης (μικρότερος ή ίσος των 100 b/s)
 - ARG: Αυτόματη Επανάληψη Αίτησης - Automatic Repeat Request
 - FEC: Διόρθωση Λαθών προς τα εμπρός- Forward Error Correction
- Υψηλός ρυθμός μετάδοσης: 75 b/s – 5400 b/s
- Χαμηλός ρυθμός μετάδοσης: ALE 141A DTM – Data Transmission Mode (Εικόνες 5.14, 5.15)



SERVICE	FF	FALE	ALE-MIL	FH
Morse	✓	✓	✓	
Clear voice	✓	✓	✓	✓
Analog secure voice	✓	✓		✓
Digital secure voice	✓	✓		

Εικόνα 5.14: Τρόποι λειτουργίας Σ/Α TRC 3600 για μετάδοση φωνής



SERVICE	Mode	FF	FALE	ALE-MIL	FH
Continuous data	S4285	✓		✓	
	S4481	✓		✓	
Low rate message	AMD/DTM			✓	
Low data rate	FEC/ARQ		✓		✓
High data rate	FEC/ARQ	✓	✓		
External data		✓	✓	✓	✓
Alert			✓		✓

Εικόνα 5.15: Τρόποι λειτουργίας Σ/Α TRC 3600 για μετάδοση δεδομένων

Ο ασύρματος διαθέτει εξαιρετικά αξιόπιστη ολοκληρωμένη υπηρεσία μετάδοσης δεδομένων ειδικά προσαρμοσμένη σε HF. Η μετάδοση γίνεται με χρήση ενσωματωμένου modem το οποίο υποστηρίζει αξιόπιστη μετάδοση δεδομένων χωρίς να επηρεάζεται από τις εξωτερικές συνθήκες. Η ασφάλεια της επικοινωνίας επιτυγχάνεται μέσω κυκλώματος κρυπτογράφησης υψηλής ασφάλειας.

Η ευρεία χρήση ψηφιακών τεχνικών (μικροεπεξεργαστές και επεξεργασία σήματος), εξειδικευμένων ολοκληρωμένων κυκλωμάτων (ASICs) και εξαρτημάτων επιφανειακής στήριξης (SMD) συντελούν στην αυτονομία, την ευκολία χειρισμού και την αξιοπιστία, επιτρέποντας την ολοκλήρωση των προηγμένων υπηρεσιών κατά τον καλύτερο δυνατό τρόπο [45].

5.3 Διαμόρφωση

Ο βασικός στόχος ενός συστήματος τηλεπικοινωνιών είναι η μετάδοση πληροφορίας από τον πομπό στο δέκτη μέσω ενός διαύλου επικοινωνίας (μέσο μετάδοσης). Συνήθως η πληροφορία βρίσκεται στην μορφή ενός σήματος βασικής ζώνης (baseband signal) ενώ τα μέσα μετάδοσης (γραμμές μεταφοράς, ατμόσφαιρα, οπτικές ίνες) επιτρέπουν την διάδοση του σήματος πληροφορίας σε περιοχή συχνοτήτων διαφορετική από την βασική ζώνη. Επομένως, για αποτελεσματική χρήση των ιδιοτήτων του μέσου μετάδοσης απαιτείται η μετατόπιση του σήματος από την βασική ζώνη συχνοτήτων σε μια άλλη ζώνη κατάλληλη προς μετάδοση στο συγκεκριμένο μέσο. Επιπλέον, η μετατόπιση συχνότητας επιτρέπει την αύξηση της χωρητικότητας του συστήματος επικοινωνίας μέσω της ταυτόχρονης μετάδοσης πολλαπλών σημάτων.

Ορισμός διαμόρφωσης

Η μετατόπιση της ζώνης συχνοτήτων ενός σήματος πραγματοποιείται με την διαμόρφωση (modulation). Κατά την διαδικασία της διαμόρφωσης, κάποιο χαρακτηριστικό ενός σήματος το οποίο αναφέρεται ως φέρον σήμα (carrier) μεταβάλλεται σύμφωνα με το σήμα πληροφορίας βασικής ζώνης (information signal).

Το σήμα που προκύπτει είναι το διαμορφωμένο σήμα (modulated signal). Συνήθως το φέρον σήμα έχει ημιτονοειδή μορφή και η συχνότητά του πρέπει να είναι πολύ μεγαλύτερη από το εύρος συχνοτήτων του σήματος πληροφορίας προς μετάδοση.

Η διαμόρφωση μπορεί να πραγματοποιηθεί εφαρμόζοντας την πληροφορία σε καθεμιά από τις τρεις βασικές παραμέτρους του φέροντος σήματος: το πλάτος, τη συχνότητα και τη φάση. Με αυτό τον τρόπο προκύπτουν τα τρία βασικά σχήματα διαμόρφωσης:

- Διαμόρφωση κατά πλάτος (Amplitude Modulation, AM)
- Διαμόρφωση κατά συχνότητα (Frequency Modulation, FM)
- Διαμόρφωση κατά φάση (Phase Modulation, PM).

Ανακεφαλαιώνοντας, με τη διαμόρφωση επιτυγχάνεται:

- Μετατόπιση του σήματος πληροφορίας σε περιοχή συχνοτήτων όπου το μέσο διάδοσης έχει βελτιωμένα χαρακτηριστικά. Μέχρι κάποιο όριο «ανοσία» του σήματος από θόρυβο και παρεμβολές.
- Δυνατότητα ταυτόχρονης μετάδοσης πολλών σημάτων μέσα από το ίδιο μέσο μετάδοσης (πολυπλεξία).
- Συνολική βελτίωση των χαρακτηριστικών μετάδοσης από τον πομπό στο δέκτη και της εκμετάλλευση των χαρακτηριστικών του μέσου.

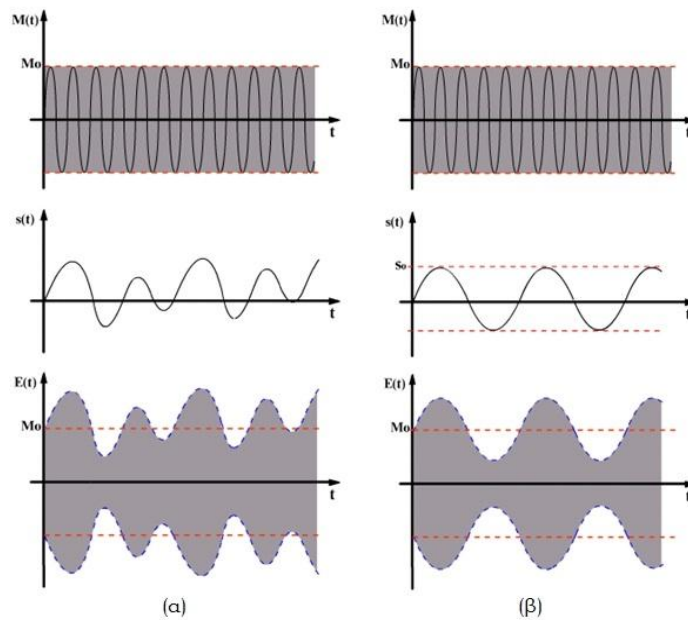
5.4 Αποδιαμόρφωση

Κατά την λήψη του διαμορφωμένου σήματος στην πλευρά του δέκτη, πραγματοποιείται η αντίστροφη διαδικασία για την ανάκτηση του αρχικού σήματος πληροφορίας στη βασικής ζώνη συχνοτήτων, η οποία καλείται αποδιαμόρφωση (demodulation) [45].

5.5 Διαμόρφωση πλάτους – Διαμόρφωση AM

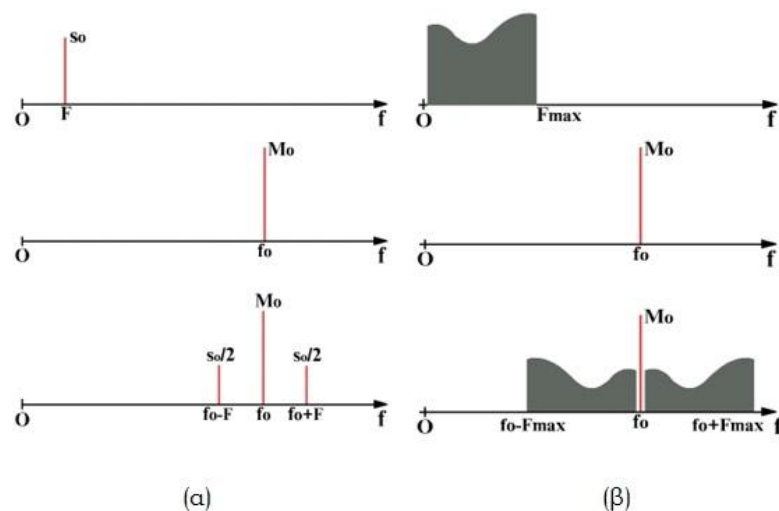
Η διαμόρφωση πλάτους (AM - Amplitude Modulation) είναι μία αναλογική διαμόρφωση σήματος. Στην διαμόρφωση AM μεταβάλλεται το πλάτος του υψίσυχνου φέροντος κύματος ανάλογα με το πλάτος του σήματος πληροφορίας (ακουστικού σήματος). Το διαμορφωμένο σήμα AM που προκύπτει έχει σταθερή συχνότητα και μεταβαλλόμενο πλάτος (Εικόνα 5.16) [46].

Παρατηρούμε ότι το πλάτος της ταλάντωσης του διαμορφωμένου σήματος (διακεκομμένη γραμμή) έχει την ίδια μορφή με το σήμα πληροφορίας, αρκεί να ικανοποιείται η συνθήκη: η συχνότητα του φέροντος f_c να είναι πολύ μεγαλύτερη της μέγιστης συχνότητας του σήματος πληροφορίας f_{max} :



Εικόνα 5.16: Διαμορφωμένο σήμα κατά πλάτος
 (α) Με τυχαίο σήμα και (β) Με ημιτονικό σήμα διαμόρφωσης [47]

Το φασματικό περιεχόμενο του διαμορφωμένου σήματος AM φαίνεται στην Εικόνα 5.17. Όπως παρατηρούμε, το φάσμα του σήματος πληροφορίας που βρίσκεται στη βασική ζώνη, με τη διαδικασία της διαμόρφωσης AM μεταφέρεται κοντά στην συχνότητα του φέροντος f_0 . Έτσι το διαμορφωμένο AM σήμα περιέχει εκτός από την συχνότητα f_0 , την κάτω και την άνω πλευρική ζώνη οι οποίες είναι αντίγραφα του σήματος της βασικής ζώνης. Αυτό το είδος διαμόρφωσης πλάτους λέγεται διαμόρφωση AM με διπλή πλευρική ζώνη (double side-band AM, DSB AM). Το εύρος ζώνης συχνοτήτων που καταλαμβάνει το διαμορφωμένο σήμα AM εκτείνεται από την συχνότητα $f_0 - F_{\max}$ ως την $f_0 + F_{\max}$, δηλαδή εύρος ζώνης φάσματος $B_{AM} = 2F_{\max}$ [45].



Εικόνα 5.17: Φάσμα διαμορφωμένου σήματος κατά πλάτος [47]

Η διαμόρφωση πλάτους DSB AM όπως περιγράφηκε μέχρι τώρα είναι μια εξαιρετικά απλή μέθοδος αλλά παρουσιάζει 2 βασικά μειονεκτήματα:

- Σπατάλη ισχύος: Το φέρον κύμα είναι εντελώς ανεξάρτητο από το σήμα πληροφορίας βασικής ζώνης που εκπέμπεται. Κατά συνέπεια η εκπομπή του φέροντος είναι σπατάλη ισχύος.
- Σπατάλη φάσματος: Η εκπομπή του σήματος DSB AM απαιτεί διπλάσιο εύρος ζώνης συχνοτήτων από αυτό του σήματος πληροφορίας βασικής ζώνης. Επειδή η κάθε μια από τις δύο πλευρικές ζώνες είναι συμμετρική ως προς την άλλη, δεν απαιτείται η εκπομπή και των δύο για την ορθή λήψη του σήματος στον δέκτη. Κατά συνέπεια η εκπομπή και των δύο πλευρικών ζωνών με το DSB AM είναι σπατάλη ισχύος.

Για τους παραπάνω λόγους στην πράξη χρησιμοποιούνται παραλλαγές του συστήματος DSB AM με σκοπό την καλύτερη εκμετάλλευση των τηλεπικοινωνιακών πόρων (ισχύς και φάσμα) αλλά με αύξηση της πολυπλοκότητας. Συγκεκριμένα οι κυριότερες παραλλαγές είναι:

- *Διαμόρφωση διπλής πλευρικής ζώνης με συμπιεσμένο φέρον (double side-band suppressed carrier, DSB-SC AM)*: Το φέρον κύμα είναι εντελώς συμπιεσμένο και το εκπεμπόμενο σήμα αποτελείται μόνο από τις δύο πλευρικές ζώνες. Με τον τρόπο αυτό πραγματοποιείται οικονομία ισχύος αλλά όχι φάσματος.
- *Διαμόρφωση υπολειπόμενης πλευρικής ζώνης (vestigial side-band, VSB AM)*: Στην τεχνική αυτή εκπέμπεται το φέρον σήμα, η μία πλευρική ζώνη αυτούσια και μόνο ένα μέρος της δεύτερης, με αποτέλεσμα να απαιτείται λιγότερο εύρος ζώνης από την διαμόρφωση DSB και την DSB-SC. Αυτό το είδος διαμόρφωσης χρησιμοποιείται στην μετάδοση αναλογικής τηλεόρασης.
- *Διαμόρφωση μονής πλευρικής ζώνης (single side-band, SSB AM)*: Στην τεχνική αυτή εκπέμπεται μόνο η μία από τις δύο πλευρικές ζώνες. Κατά συνέπεια το απαιτούμενο εύρος ζώνης είναι ίσο με το εύρος ζώνης του σήματος πληροφορίας. Η διαμόρφωση SSB AM ισοδυναμεί με μετατόπιση του φάσματος του σήματος πληροφορίας από τη βασική ζώνη σε περιοχή υψηλότερων συχνοτήτων. Αυτό το είδος διαμόρφωσης χρησιμοποιείται στην μετάδοση αναλογικής φωνής και παρουσιάζει την μεγαλύτερη οικονομία σε φάσμα και ισχύ [45].

5.6 Ψηφιακή διαμόρφωση

Ψηφιακή Διαμόρφωση είναι όταν το σήμα βασικής ζώνης είναι ψηφιακό. Το ραδιοφάσμα είναι περιορισμένο και χρησιμοποιείται από πολλές υπηρεσίες και χρήστες. Με την ψηφιακή διαμόρφωση είναι δυνατό να επιτευχθεί μεγαλύτερη χωρητικότητα και να διεκπεραιωθεί μεγαλύτερος όγκος πληροφορίας απ' ό,τι με την

αναλογική στο ίδιο εύρος διαύλου (bandwidth). Η ίδια τεχνολογία που χρησιμοποιείται για την επικοινωνία μεταξύ ηλεκτρονικού υπολογιστή στο διαδίκτυο (ενσύρματες επικοινωνίες), χρησιμοποιείται και στις ασύρματες επικοινωνίες.

Η πληροφορία οργανώνεται σε πακέτα (packets) τα οποία περιέχουν πληροφορίες για τη διεύθυνση προορισμού, το πρωτόκολλο που θα χρησιμοποιηθεί, τους κώδικες ανίχνευσης σφάλματος, την ίδια τη πληροφορία και σήματα ελέγχου για την έναρξη και τον τερματισμό της ακολουθίας.

Τα μηνύματα, αντί να εκπέμπονται σε συνεχή ροή (continuous stream), χωρίζονται σε πακέτα ενώ στην πλευρά της λήψης τα διάφορα πακέτα επανασυνθέτονται για να σχηματίσουν το αρχικό μήνυμα. Αν κάτι δεν πάει καλά ο αποδέκτης μπορεί να ζητήσει επανεκπομπή του συγκεκριμένου πακέτου.

Τα πακέτα στον αποδέκτη φθάνουν χωρίς προκαθορισμένη σειρά. Παρά το γεγονός ότι η μέθοδος PACKET χρησιμοποιείται για κείμενα εν τούτοις κάθε πληροφορία (φωνή, γραφικά, video) που μπορούν να μετατραπούν σε ψηφιακή μορφή, μπορούν να σταλούν σε πακέτα, απαιτούνται όμως πολύπλοκες συσκευές εκπομπής και λήψης.

Το εύρος ζώνης συχνοτήτων που απαιτείται εξαρτάται άμεσα από την ταχύτητα εκπομπής, έτσι έχουμε μεγάλες ταχύτητες στο διαδίκτυο ενώ σε ραδιοεκπομπές η ταχύτητα είναι χαμηλή. Χρησιμοποιώντας συχνότητες κάτω από τους 30 MHz έχουμε πολύ χαμηλές ταχύτητες και συγκεκριμένα ο ασύρματος TRC 3600 έχει 100bps ρυθμό μετάδοσης χρήστη σε διαμόρφωση 8FSK. Συμπερασματικά, είναι άσκοπο να χρησιμοποιηθούν τα HF για πρόσβαση στο διαδίκτυο.

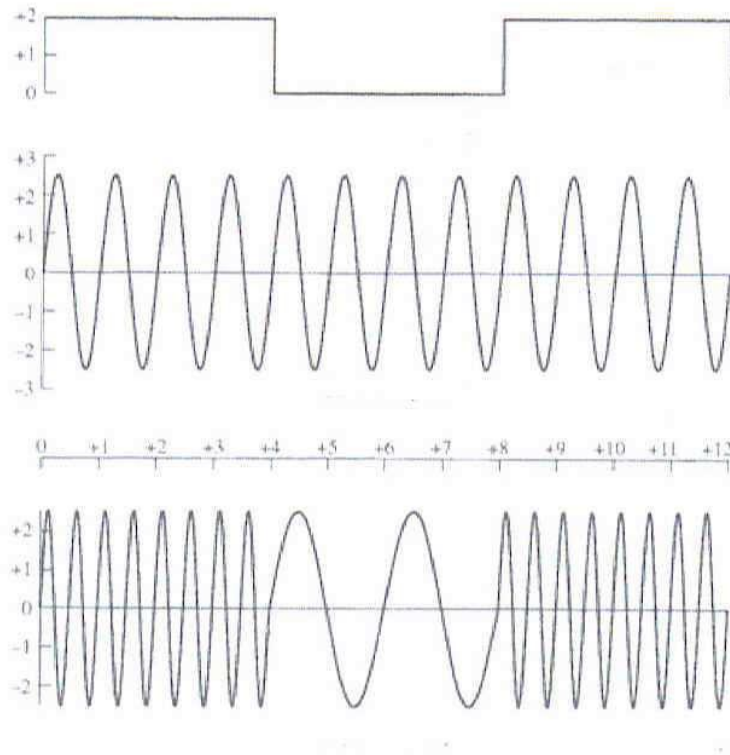
Διακρίνουμε τις εξής κατηγορίες ψηφιακής διαμόρφωσης:

- ASK: Μεταλλαγή Μετατόπισης Πλάτους (Amplitude Shift Keying)
- FSK: Μεταλλαγή Μετατόπισης Συχνότητας (Frequency Shift Keying)
- PSK: Μεταλλαγή Μετατόπισης Φάσης (Phase Shift Keying)
- QAM: Συνδυασμός της ASK και της PSK (Quadratic Amplitude Modulation)

5.7 Ψηφιακή Διαμόρφωση Συχνότητας (FSK)

Η ψηφιακή διαμόρφωση (ή μεταλλαγή) συχνότητας (Frequency Shift Keying – FSK) συνίσταται στην αντιστοίχιση δυαδικών λέξεων σε τμήματα ημιτονοειδών σημάτων διαφορετικών συχνοτήτων. Με κατάλληλη επιλογή των συχνοτήτων εξασφαλίζεται η ορθογωνιότητα των σημάτων του σηματικού αστερισμού. Επομένως, η διάσταση του χώρου είναι ίδια με το μέγεθος M του σηματικού αστερισμού και συνεπώς, για την αποδιαμόρφωση χρειάζονται ισάριθμα προσαρμοσμένα φίλτρα (σε αντίθεση με τα συστήματα PSK και QAM, όπου η διάσταση του σηματικού χώρου είναι 2, ανεξαρτήτως του M , και δύο μόνο προσαρμοσμένα φίλτρα είναι επαρκή). Η Ελάχιστη Μεταλλαγή Συχνότητας (Minimum Shift Keying – MSK) είναι ειδική περίπτωση της Δυαδικής FSK (με συνεχή φάση). Όπως παρατηρούμε στην Εικόνα 5.18 κινούμαστε μέσα σε δύο καταστάσεις, διότι η συχνότητα (και όχι το πλάτος) παίρνει μόνο δύο τιμές ανάλογα με τη λογική κατάσταση 1 ή 0. Το λογικό 1 προκαλεί αύξηση της κεντρικής

συχνότητας (carrier) και το λογικό 0 μείωση [48]. Ο πομποδέκτης TRC-3600 χρησιμοποιεί 8FSK διαμόρφωση με βαθμό απόδοσης $\eta = \frac{R_b}{B_w} = \frac{3}{8} \text{ bits/sec/Hz}$, ο οποίος μετρά πόσο αποτελεσματική είναι η χρήση του φάσματος με τον συγκεκριμένο τύπο διαμόρφωσης που για τον 8FSK είναι ο βέλτιστος.



Εικόνα 5.18: Διαμόρφωση FSK [47]

5.8 Ταξινόμηση Εκπομπών

Η Διεθνής Ένωση Τηλεπικοινωνιών χρησιμοποιεί ένα διεθνώς συμφωνημένο σύστημα για την ταξινόμηση των σημάτων ραδιοσυχνότητας. Κάθε είδος εκπομπής ταξινομείται ανάλογα με το εύρος ζώνης, τη μέθοδο διαμόρφωσης, τη φύση του σήματος διαμόρφωσης και το είδος των πληροφοριών που μεταδίδονται στο φέρον κύμα. Οι εκπομπές πρέπει να ταξινομούνται και να συμβολίζονται ανάλογα με τα βασικά και τα επιπλέον χαρακτηριστικά τους.

Τα βασικά χαρακτηριστικά είναι:

- Το πρώτο σύμβολο, το είδος της διαμόρφωσης του κύριου φέροντος:

N - Αδιαμόρφωτο φέρον

A - Διαμόρφωσης πλάτους με διπλή πλευρική ζώνη

H - Μονοπλευρική ζώνη με πλήρες φέρον

R - Μονοπλευρική ζώνη με μειωμένο ή κυμαινόμενο φέρον
J - Μονοπλευρική ζώνη με κατεσταλμένο φέρον
F - Διαμόρφωση συχνότητας
G - Διαμόρφωση φάσης

- Το δεύτερο σύμβολο, η φύση του σήματος που διαμορφώνει το κύριο φέρον:

0 - Χωρίς διαμορφωτικό σήμα
1 - Ένα κανάλι που περιέχει ψηφιακές πληροφορίες, χωρίς υπο-φέρον
2 - Ένα κανάλι που περιέχει ψηφιακές πληροφορίες, με υπο-φέρον
3 - Ένα κανάλι που περιέχει αναλογικές πληροφορίες

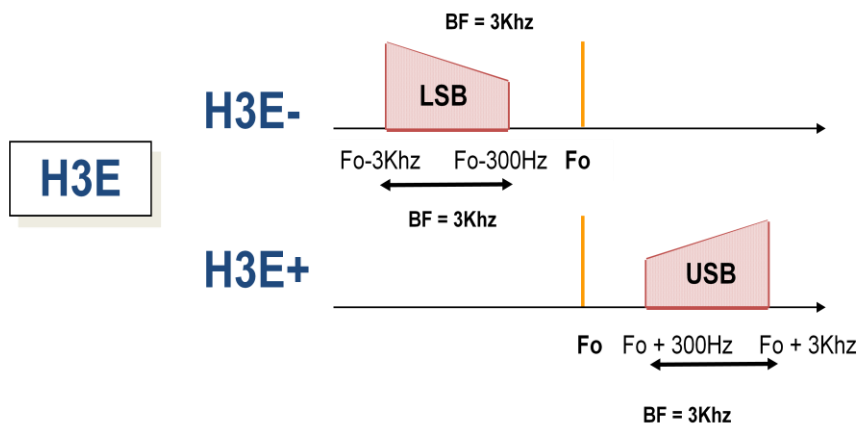
- Το τρίτο σύμβολο, το είδος της πληροφορίας που εκπέμπεται:

N - Χωρίς εκπεμπόμενη πληροφορία
A - Ακουστική τηλεγραφία, που αποκωδικοποιείται ακουστικά, όπως ο κώδικας Morse
B - Ηλεκτρονική τηλεγραφία, που αποκωδικοποιείται από μηχανήματα
C - Τηλεμοιοτυπία (FAX)
D - Τηλεμετρία ή Τηλεχειρισμός
E - Τηλεφωνία (φωνή ή μουσική που θα ακουστεί από άνθρωπο)
F - Βίντεο (τηλεοπτικά σήματα) [49]

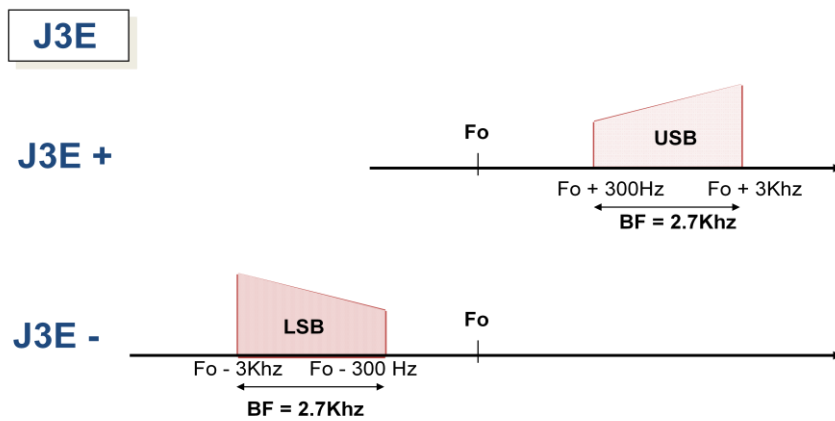
5.9 Διαμορφώσεις στον TRC-3600

Ο πομποδέκτης TRC-3600 χρησιμοποιεί διαμόρφωση μονής πλευρικής ζώνης SSB, εκπέμποντας είτε την άνω πλευρική (Upper Side Band – USB) ή η κάτω πλευρική (Lower Side Band – LSB). Συγκεκριμένα οι μορφές εκπομπής και λήψης είναι οι ακόλουθες (Εικόνα 5.19, 5.20):

- H3E: Εκπομπή της μίας πλευρικής ζώνης συχνοτήτων με ολόκληρο το φέρον (εκπομπή της συνολικής ισχύος του φέροντος)
- J3E: Εκπομπή της μίας πλευρικής ζώνης συχνοτήτων με υποβαθμισμένο το φέρον πλήρως (αποκοπή της ισχύος του φέροντος πλήρως)



Εικόνα 5.19: Εκπομπή - Λήψη H3E



Εικόνα 5.20: Εκπομπή - Λήψη J3E

5.10 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του πομποδέκτη TRC 3600 χωρίζονται στις κάτωθι κατηγορίες:

- Γενικά χαρακτηριστικά
- Κύρια χαρακτηριστικά
- Τροφοδοσία
- Αναλήδηση Συχνότητας

α. Γενικά Χαρακτηριστικά

- Βάρος: έως 4 kg
- Όγκος: έως 3.7 lt

β. Κύρια Χαρακτηριστικά

- Εύρος Ζώνης: 1.5 – 30 MHz με 100 Hz διαχωρισμό συχνοτήτων
- Διευκρινιστής: +/- 300 Hz σε βήματα των 10 Hz
- Αριθμός καναλιών: 100 σε σταθερή συχνότητα/ 30 σε λειτουργία ALE ή FH
- Σταθερότητα συχνότητας: 1 ppm
- Εκπομπή ισχύος: 20 W
- Εκπομπή ελαττωμένης ισχύος: 1W ή 5W

γ. Τροφοδοσία

- Τροφοδοσία: 14.4V
- Στοιχεία Ni/Cd ή στοιχεία λιθίου
- Προστασία από ανάστροφη πολικότητα τροφοδοσίας

δ. Αναπήδηση Συχνότητας (FH)

- Αυτόματη εκλογή περιοχής αναπήδηση συχνότητας
- Αυτόματη εκλογή των συχνοτήτων αναπήδησης
- Ρυθμοί αναπήδησης για φωνή: 10 αναπηδήσεις/sec
- Ρυθμοί αναπήδησης για δεδομένα: 20 αναπηδήσεις/sec
- Καθυστερημένη εισαγωγή νέου ανταποκριτή
- Επιλεκτική κλήση

5.11 Διαδικασία Ρύθμισης Σ/Α TRC-3600 για Σύνδεση με Ηλεκτρονικό Υπολογιστή

Ο σταθμός ασυρμάτου TRC-3600 μας δίνει την δυνατότητα να πραγματοποιήσουμε αποστολή δεδομένων (text message) μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή σε έναν άλλο σταθμό ασυρμάτου TRC-3600 που είναι επίσης συνδεδεμένος με ηλεκτρονικό υπολογιστή. Αφού συνδέσουμε τον TRC-3600 με το καλώδιο DATA και την προέκταση του καλωδίου USB ώστε να συνδεθεί σε μια από τις θύρες USB του ηλεκτρονικού υπολογιστή τότε πρέπει να κάνουμε τις ακόλουθες ρυθμίσεις τόσο στον σταθμό ασυρμάτου όσο και στον ηλεκτρονικό υπολογιστή για να επιτευχθεί η αποστολή δεδομένων.

5.11.1 Ρυθμίσεις στον Σ/Α TRC-3600

1. FUNC ⇒ SND AUTO ⇒ ENT ⇒ ON ⇒ ENT
2. FUNC ⇒ SND AUTO ⇒ MODE ⇒ FEC ⇒ ENT
3. FUNC ⇒ TERM RAT ⇒ DATA BIT ⇒ 8 BITS ⇒ ENT
4. FUNC ⇒ TERM RAT ⇒ RATE ⇒ 4800 B/S ⇒ ENT
5. FUNC ⇒ TERM RAT ⇒ STOP BIT ⇒ 1 BIT ⇒ ENT

6. FUNC ⇒ TERM RAT ⇒ PARITY ⇒ NONE ⇒ ENT
7. MENU ⇒ MODEM ⇒ FEC RATE ⇒ 2400 B/S ⇒ ENT

Αφού κάνουμε τις παραπάνω ρυθμίσεις τοποθετούμε μια συχνότητα στον ασύρματο και είναι έτοιμος για αποστολή δεδομένων. Η αποστολή δεδομένων γίνεται είτε μέσω **voice** είτε με την επιλογή **ext data** του σταθμού ασυρμάτου. Για να γυρίσουμε τον ασύρματο σε ext data πατάμε το εξής:

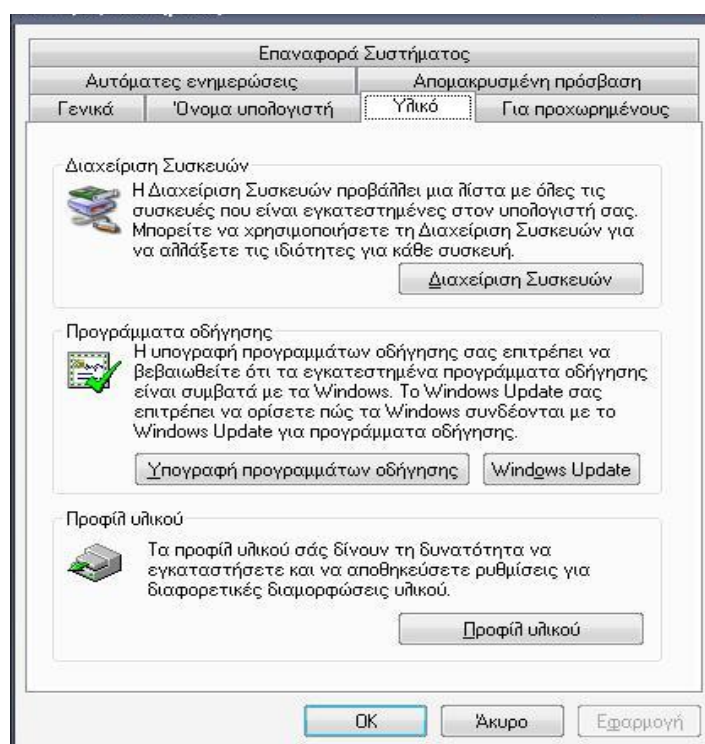
SERV ⇒ EXT DATA ⇒ ENT

Και για να γυρίσουμε σε κατάσταση voice πατάμε αντίστοιχα:

SERV ⇒ VOICE ⇒ ENT

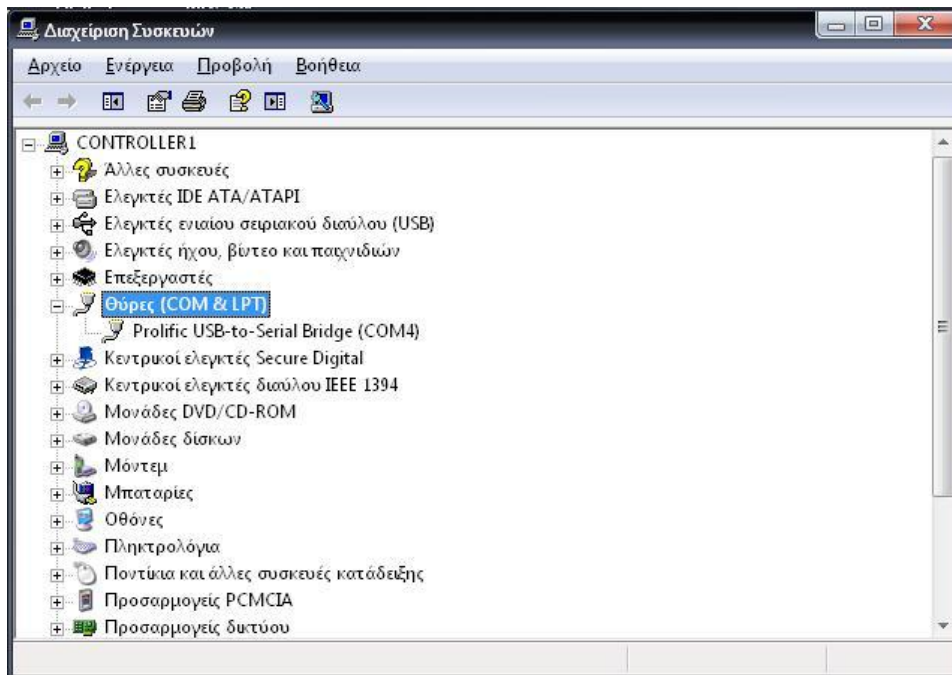
5.11.2 Ρυθμίσεις στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή

Για την επικοινωνία δυο Σ/Α TRC-3600 εγκαθιστούμε στον ηλεκτρονικό υπολογιστή το πρόγραμμα *Hyper Terminal*. Στη συνέχεια, στην επιφάνεια εργασίας κάνουμε δεξί κλικ στο εικονίδιο “Ο Υπολογιστής μου” και επιλέγουμε “Ιδιότητες” και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.21):



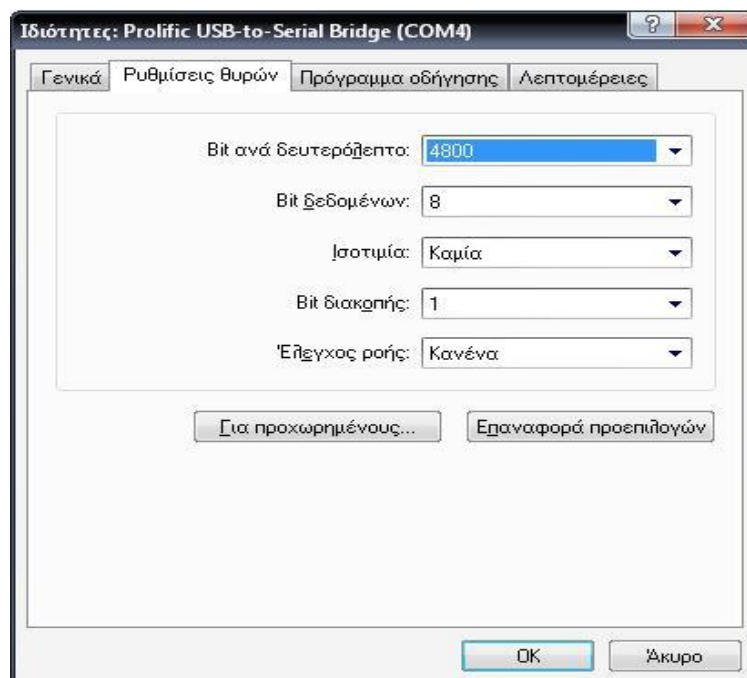
Εικόνα 5.21: Ρύθμιση ηλεκτρονικού υπολογιστή

Επιλέγουμε την καρτέλα “Υλικό” και πατάμε “Διαχείριση Συσκευών” και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.22):



Εικόνα 5.22: Αναγνώριση θύρας επικοινωνίας (COM4)

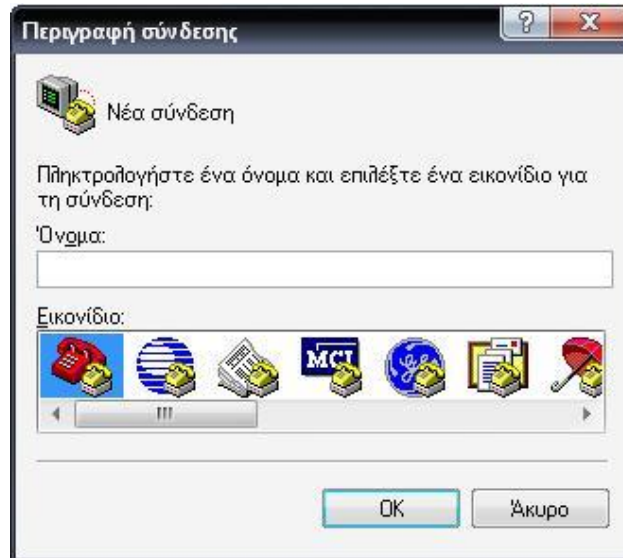
Αφού πρώτα έχουμε συνδέσει το καλώδιο στη θύρα του ηλεκτρονικού υπολογιστή και το έχει αναγνωρίσει ο υπολογιστής (στο παραπάνω παράδειγμα το έχει αναγνωρίσει σαν COM4 στη συγκεκριμένη θύρα) πατάμε δεξί κλικ στο COM4 και "Ιδιότητες" και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.23):



Εικόνα 5.23: Επιλογή ρυθμίσεων θυρών

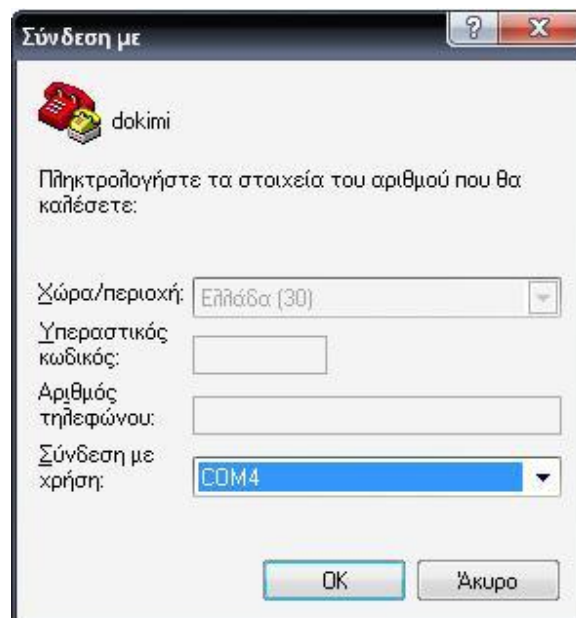
Πηγαίνουμε στην καρτέλα "Ρυθμίσεις θυρών" και βάζουμε στα πεδία τις παραπάνω τιμές και πατάμε "OK"

Αφού τελειώσουμε με τις ρυθμίσεις τις θύρας δημιουργούμε μια καινούρια σύνδεση με το hyper terminal από το μενού: Έναρξη → Προγράμματα → Βοηθήματα → Επικοινωνίες → Hyper Terminal και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.24):



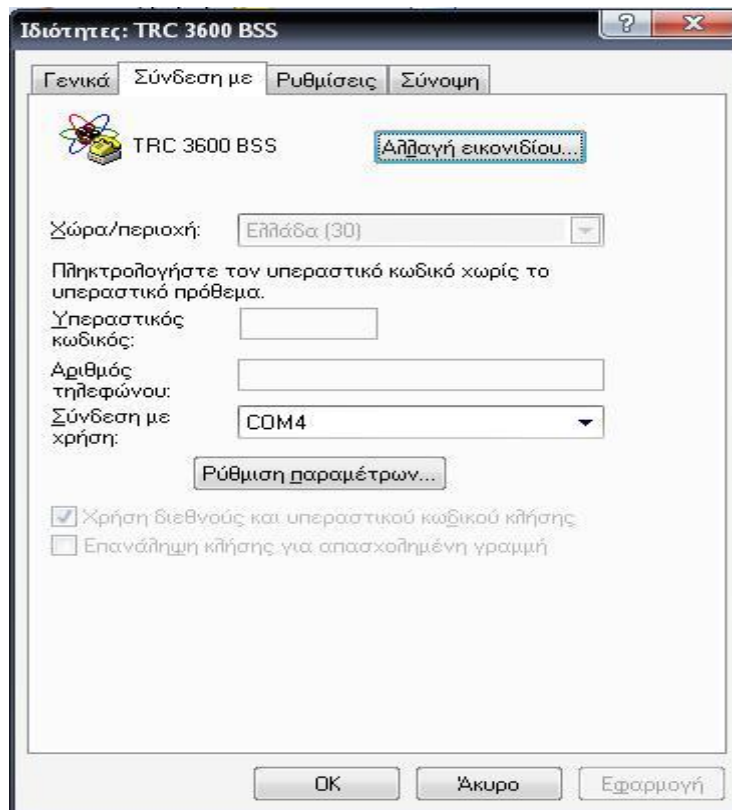
Εικόνα 5.24: Δημιουργία νέας σύνδεσης

Δίνουμε ένα όνομα στη σύνδεση π.χ. TRC-3600 και πατάμε OK και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.25):



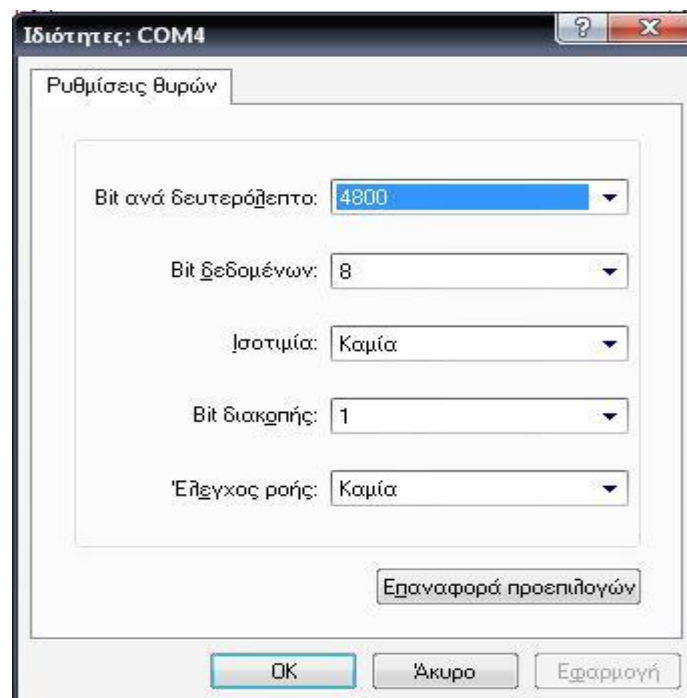
Εικόνα 5.25: Επιλογή θύρας επικοινωνίας

Επιλέγουμε την θύρα μας η οποία είναι η COM4 και πατάμε OK. Μετά κάνουμε αποθήκευση της σύνδεσης αυτής από το μενού του Hyper Terminal και την αποθηκεύουμε π.χ. στην Επιφάνεια Εργασίας. Στη συνέχεια κάνουμε δεξί κλικ πάνω στη σύνδεση αυτή που μόλις δημιουργήσαμε, επιλέγουμε “Ιδιότητες” και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.26):



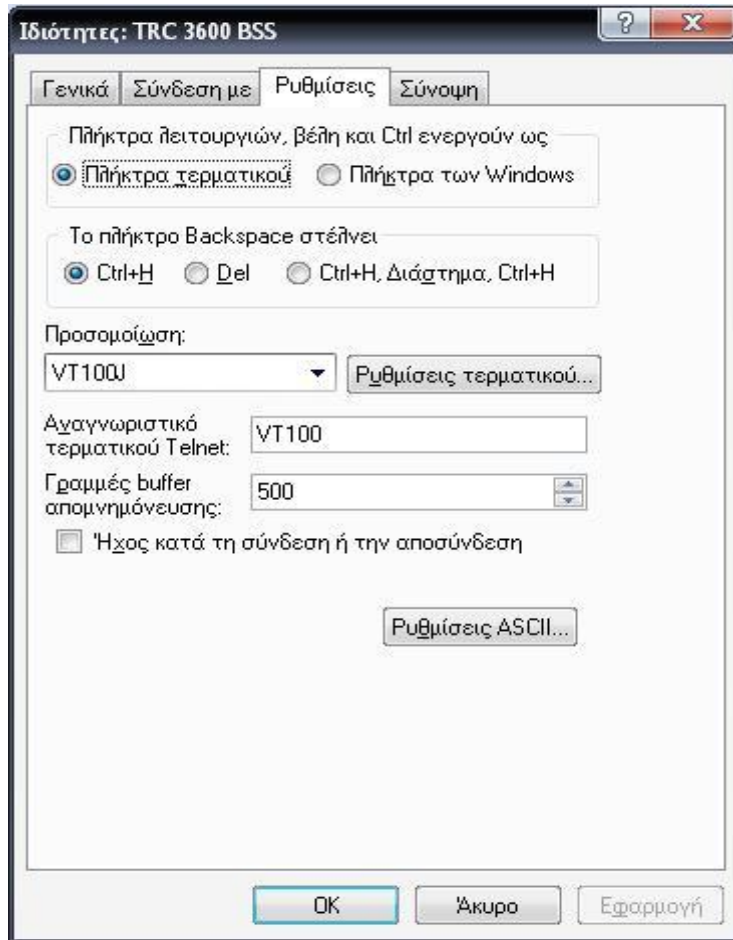
Εικόνα 5.26: Ιδιότητες νέας σύνδεσης

Επιλέγουμε ‘Ρύθμιση παραμέτρων’ και εμφανίζεται το εξής παράθυρο (Εικόνα 5.27) :



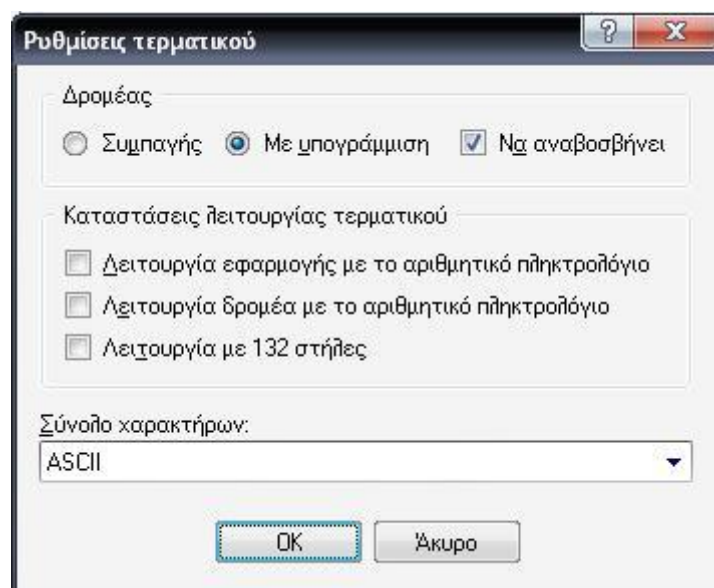
Εικόνα 5.27: Ρύθμιση παραμέτρων θύρας COM4

Βάζουμε στα πεδία τις παραπάνω τιμές και πατάμε ‘OK’ (Εικόνα 5.28):



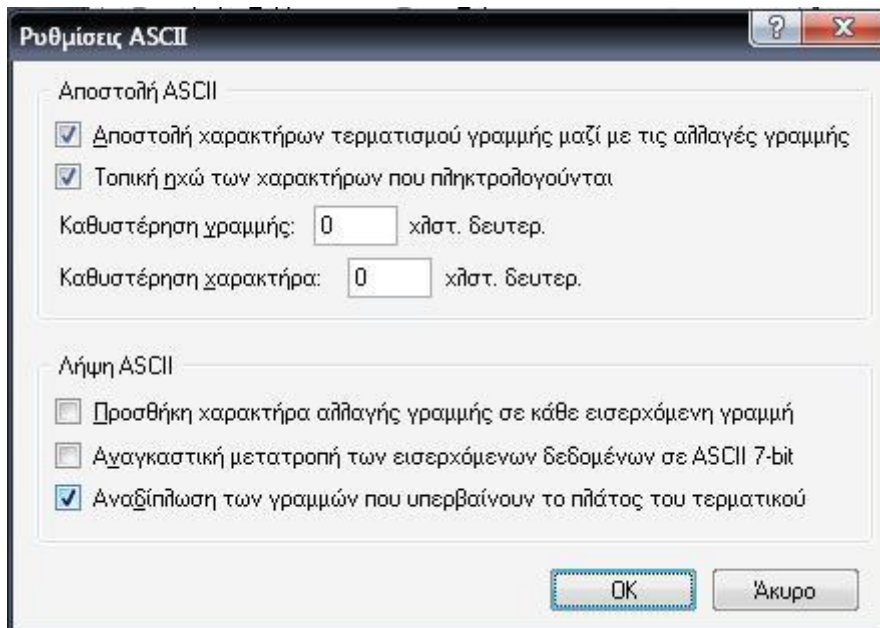
Εικόνα 5.28: Ρύθμιση παραμέτρων νέας σύνδεσης

Στην καρτέλα “Ρυθμίσεις” βάζουμε στα πεδία τις παραπάνω τιμές και πατάμε “Ρυθμίσεις τερματικού” και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.29):



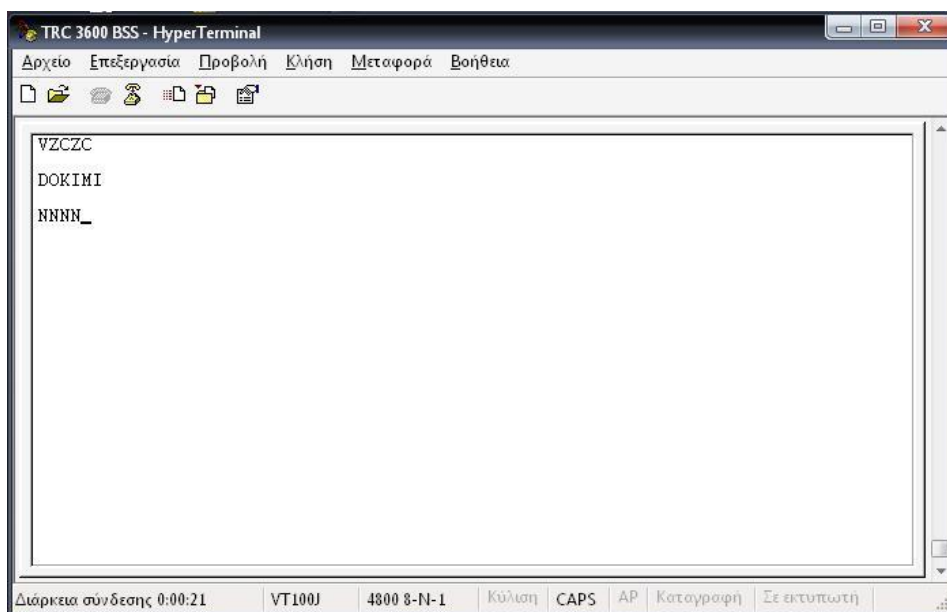
Εικόνα 5.29: Ρυθμίσεις τερματικού

Βάζουμε στα πεδία τις παραπάνω τιμές και πατάμε “OK” και αφού μας γυρίσει στο προηγούμενο παράθυρο πατάμε “Ρυθμίσεις ASCII” και εμφανίζεται το παρακάτω παράθυρο (Εικόνα 5.30):



Εικόνα 5.30: Ρυθμίσεις ASCII

Κάνουμε τις παραπάνω ρυθμίσεις και πατάμε “OK” και ξανά “OK” όταν μας γυρίσει στο προηγούμενο παράθυρο. Αφού έχουμε τελειώσει με τις ρυθμίσεις και κάνουμε διπλό κλικ στη σύνδεση που δημιουργήσαμε για να την ανοίξουμε. Αφού ανοίξει το παράθυρο πληκτρολογούμε τις παρακάτω εντολές για να στείλουμε το μήνυμα (Εικόνα 5.31):



Εικόνα 5.31: Έναρξη επικοινωνίας

Είναι σημαντικό να αναφέρουμε πως για τη έναρξη της επικοινωνίας πληκτρολογούμε στον Η/Υ **VZCZC**, το οποίο δηλώνει την αρχή του μηνύματος και στο τέλος της επικοινωνίας **NNNN**, δηλώνοντας το τέλος του μηνύματος.

Επίσης, κατά τη διάρκεια πληκτρολόγησης του μηνύματος η οθόνη του Σ/Α γράφει ‘‘DATA IN’’ και όταν πληκτρολογήσουμε την εντολή **NNNN** τότε η οθόνη του Σ/Α γράφει ‘‘DATA FEC’’.

Τέλος, τις ίδιες ακριβώς ρυθμίσεις πρέπει να έχει και ο άλλος Σ/Α που θα δεχτεί το μήνυμα [43].

Κεφάλαιο 6

Συμπεράσματα

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αποτελεί ένα μικρό θεμελιώδη λίθο που προστίθεται σε ένα γιγαντιαίο εξελισσόμενο όραμα που ονομάζεται το μέλλον της Βιοϊατρικής και η εφαρμογή της στο σύγχρονο επιχειρησιακό πεδίο της μάχης.

Σε έναν κόσμο που συνεχώς εξελίσσεται, δεν θα μπορούσε να λείπει η ανάπτυξη και η καινοτομία που προσφέρει η εξέλιξη της τεχνολογίας από έναν οραματιζόμενο σύγχρονο και ευέλικτο καθώς και πρωτοποριακό στρατό.

Ο Ελληνικός Στρατός προτείνει στα στελέχη του να αναζητούν καινούργιους τρόπους και να αναπτύξουν την πρωτοβουλία τους, ώστε ο σύγχρονος ηγέτης να μπορεί να φέρει εις πέρας το καθήκον του στο πεδίο της μάχης, χρησιμοποιώντας όλους τους διαθέσιμους πόρους που μπορούν να του διατεθούν.

Μέσα σε αυτό το πλαίσιο η παραπάνω εργασία έρχεται να συμπληρώσει άλλες πιθανές εργασίες που ήδη έχουν εκπονηθεί και μελλοντικές που θα έρθουν να συμπληρώσουν την παραπάνω, με σκοπό την ανάπτυξη ενός έξυπνου γιλέκου μάχης που θα μπορεί να μεταδίδει δεδομένα σωματικής και ψυχολογικής κατάστασης του μαχητή, σε στελέχη διοικητικά και στο κέντρο επιχειρήσεων με σκοπό την επιδίωξη της επιτυχίας του ορισμένου κάθε φορά αντικειμενικού σκοπού που θα έχει τεθεί σε επιχειρησιακές συνθήκες.

Η άντληση πληροφοριών μέσω της ανάλυσης των δεδομένων σωματικής και ψυχολογικής κατάστασης του μαχητή θα μπορεί να αποτελέσει ένα σημαντικό εφόδιο για την στρατιωτική διαδικασία λήψης απόφασης του προϊσταμένου.

Ο βασικός κορμός ενός στρατού είναι το προσωπικό του και αποτελεί το θεμελιώδες στοιχείο της επιτυχίας σε μία στρατιωτική επιχείρηση. Είναι σημαντικό να αποκωδικοποιηθούν τα στοιχεία που επηρεάζουν τον μαχητή και μέσω συνεχής εκπαίδευσης και αναζήτησης νέων μεθόδων να μειωθούν οι λάθος αποφάσεις που θα επηρεάσουν το αποτέλεσμα μίας επιχείρησης.

«Η ικανότητα λήψης αποφάσεων φαίνεται από το αν μπορούμε να ξεχωρίσουμε τι πρέπει να κάνουμε και με ποιό τρόπο , για να είναι προς το συμφέρον μας» (Απόφθεγμα : Ζήνων ο Στωικός, 336-264 π.Χ.).

Η παραπάνω εργασία αποσκοπεί στην κωδικοποίηση και δημιουργία βάσης δεδομένων των στοιχείων που επηρεάζουν αρνητικά και θετικά τον μαχητή με σκοπό την καλύτερη λήψη αποφάσεων και ηγεσία των τμημάτων του στρατού.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] John Craig and Victor Patterson , *Introduction to the practice of telemedicine*, Department of Neurology, Royal Victoria Hospital, Belfast UK, Centre for Online Health, University of Queensland, Brisbane, Australia
- [2] Carlos Andres Lozano, Camilo Eduardo Tellez and Oscar Javier Rodriguez, *Biosignal Monitoring Using Wireless Sensor Networks*, Universidad Sergio Arboleda, Colombia
- [3] Sumit Majumder 1, Tapas Mondal 2 and M. Jamal Deen, *Wearable Sensors for Remote Health Monitoring*, *1 Department of Electrical and Computer Engineering, McMaster University, Hamilton, ON L8S 4L8, Canada; majums3@mcmaster.ca, 2 Department of Pediatrics, McMaster University, Hamilton, ON L8S 4L8, Canada; mondalt@mcmaster.ca
- [4] Σ. Παυλόπουλος, Α. Πρέντζα, Δ. Κουτσούρης, *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*
- [5] Ioannis Apostolakis, Periklis Valsamos, Iraklis Varlamis, *Decentralization of the Greek National Telemedicine System*
- [6] E. Kaniusas, Springer, *Biomedical Signals and Sensors I, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*
- [7] Abu Sadat Muhammad Sayem, Siew Hon Teay, Hasan Shahariar, Paula Luise Fink, Alhussein Albarbar, *Review on Smart Electro-Clothing Systems (SeCSs)*
- [8] *Vital signs*, Wikipedia https://en.wikipedia.org/wiki/Vital_signs#Respiratory_rate
- [9] C. Bruce Wenger, *The Regulation of body Temperature* <https://pdfs.semanticscholar.org/bc3f/e2d4b85c0b5589cd05cabe00f9f8f00b8f19.pdf>
- [10] Chin Leong Lim, 1 PhD, Chris Byrne, 2 PhD, Jason KW Lee, 1 PhD, *Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings* <http://annals.edu.sg/PDF/37VolNo4Apr2008/V37N4p347.pdf>
- [11] *Human body temperature*, wikipedia https://en.wikipedia.org/wiki/Human_body_temperature#Core_temperature
- [12] Timothy Wait* and Paul Dennis†, *Measurement Of Body Temperature* <https://pdfs.semanticscholar.org/bc3f/e2d4b85c0b5589cd05cabe00f9f8f00b8f19.pdf>
- [13] Fred Shaffer, PhD, BCB, 1 and John Venner, MAE2, *Heart Rate Variability Anatomy and Physiology*, Truman State University, Department of Psychology,

Kirksville, MO; Truman State University, Department of Health and Exercise Science, Kirksville, MO, DOI: 10.5298/1081-5937-41.1.05

[14] duaa elsayed idris babiker , *ArduinoBasedHeartPate Monitoring and HeartAttack Detection System*, index no. 124046,<https://pdfs.semanticscholar.org/7c5c/ad4e09bb831073a80c6f1a8a17e06efc82b0.pdf>]

[15]Vanessa Novaes Barros,*The heart cycle: review*, Department of Morphological, Professor at EstácioCastanhal faculty, Brazil

[16] *Respiratory rate*, Wikipedia https://en.wikipedia.org/wiki/Respiratory_rate

[17]Haipeng Liu, John Allen, Dingchang Zheng and Fei Chen,*Recent development of respiratory rate measurement technologies*, <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab299e>

[18]Carlo Massaroni 1,*,Andrea Nicolò 2,Daniela Lo Presti 1,Massimo Sacchetti 2,Sergio Silvestri 1 andEmilianoSchena,*Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate Unit of Measurements and Biomedical Instrumentation*, Department of Engineering, Università Campus Bio-Medico di Roma, Via Alvaro del Portillo, 21, 00128 Rome, Italy, Department of Movement, Human and Health Sciences, University of Rome “ForoItalico”, 00135 Rome, Italy

[19]Glenn Gandelman MD MPH ,Lu Cunningham, Mandy Snyder APRN, *Vital signs* , <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P00866>

[20]Jonathan S. Williams, M.D., M.M.Sc., Stacey M. Brown, M.S., and Paul R. Conlin, M.D, *Blood-Pressure Measurement.*, The new england journal of medicine, january 29, 2009 https://www.academia.edu/32465106/Blood-Pressure_Measurement

[21] Suzanne Pearsa, Angela Makrisc, Annemarie Hennessy, ELSEVIER,*The chronobiology of blood pressure in pregnancy*

[22] Toshiya Arakawa,*Recent Research and Developing Trends of Wearable Sensors for Detecting Blood Pressure*,2018 Aug 23. doi: [10.3390/s18092772](https://doi.org/10.3390/s18092772), MDPI,<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6165193/>

[23]Αγαθοκλής Τσατσούλης, Αθανάσιος Φούντας, Ελένη Λάσπα,*Σύγχρονο Εγχειρίδιο Ενδοκρινολογίας*, <https://repository.kallipos.gr/handle/11419/4458>

[24] Sophie Wilson*¹, Raechel Laing,*Wearable Technology: Present and Future* : <https://www.researchgate.net/publication/327542210>

[25]Sebastijan Šprager, Denis Đonlagić, Damjan Zazula,*Estimation of Heart Rate, Respiratory Rate and Motion by Using Optical Interferometer as Body Sensor*, University of Maribor, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science

[26] Tuba Yilmaz, Robert Foster and Yang Hao, *Detecting Vital Signs with Wearable Wireless Sensors*, Department of Electronic Engineering, Queen Mary University of London, Mile End Road, London, E1 4NS, UK; *Sensors* 2010, 10, 10837-10862; doi:10.3390/s101210837

[27] Duarte Dias and João Paulo, Silva Cunha, *Wearable Health Devices—Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies*, *Sensors* 2018, 2414; <https://doi.org/10.3390/s18082414> - 25 Jul 2018

[28] Miozzi, C.; Amendola, S.; Bergamini, A.; Marrocco, G. *Reliability of a Re-usable Wireless Epidermal Temperature Sensor in Real Conditions*, In Proceedings of the 14th Annual Body Sensor Networks Conference, Eindhoven, The Netherlands, 9–12 May 2017; pp. 95–98.

[29] N Meziane, J G Webster, M Attari and A J Nimunkar, *Dry electrodes for electrocardiography*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, doi:10.1088/0967-3334/34/9/R47
<https://pdfs.semanticscholar.org/be48/c3ac5eb233155158a3b8defed0e083cc2381.pdf>

[30] Yu M. Chi and Gert Cauwenberghs, *Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks*, University of California, San Diego La Jolla, CA 92093

[31] Mokhinabonu Mardonova and Yosoon Choi, *Review of Wearable Device Technology and Its Applications to the Mining Industry*, Department of Energy Resources Engineering, Busan 608-737, Korea;

[32] Christian Peter Subbe and Sean Kinsella, *Continuous Monitoring of Respiratory Rate in Emergency Admissions: Evaluation of the RespiraSense™ Sensor in Acute Care Compared to the Industry Standard and Gold Standard*, Bangor LL57 2PW, Wales, UK, *Sensors* 2018, doi:10.3390/s18082700

[33] Roberto Marani and Anna Gina Perri, *An Intelligent System for Continuous Blood Pressure Monitoring on Remote Multi-Patients in Real Time*, Electrical and Information Engineering Department, Electronic Devices Laboratory, Polytechnic University of Bari, via E. Orabona 4, Bari - Italy

[34] Georgia Tech Wearable Motherboard™: The Intelligent Garment for the 21st Century: <http://www.smartshirt.gatech.edu/>

[35] Victor Custodio, Francisco J. Herrera, Gregorio López and José Ignacio Moreno *A Review on Architectures and Communications Technologies for Wearable Health-Monitoring Systems* Telematics Engineering Department, Leganés, Madrid, Spain; *Sensors* 2012; doi:10.3390/s121013907

[36] Zheng-Bo Zhang, Yu-Hong Shen, Wei-Dong Wang, Bu-Qing Wang, Jie-Wen Zheng, *Design and Implementation of Sensing Shirt for Ambulatory Cardiopulmonary Monitoring*, China, 11 Oct 2010; doi: 10.5405/jmbe.801

[37] Emilio Sardini, Mauro Serpelloni, Marco Ometto, *Multi-parameters wireless shirt for physiological monitoring*, Department of Information Engineering , University of Brescia, Mechanical and Industrial Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Brescia, 25123, Brescia, Italy, July 2011, DOI: 10.1109/MeMeA.2011.5966654, [IEEE Xplore](#)

[38] Amir B Farjadian, Mark L Sivak, Constantinos Mavroidis, *SQUID: Sensorized shirt with smartphone interface for exercise monitoring and home rehabilitation*, Northeastern University, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics : June 2013 DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650451, PubMed

[39] Cafagna, C.; Diterlizzi, A.; Voorhorst, F. *MyWear: Customized green, safe, healthy and smart work- and sports-wear*. In Proceedings of the 2014 International ICE Conference on Engineering, Technology and Innovation (ICE), Bergamo, Italy, 23–25 June 2014; pp. 1–5.

[40] Carlos Andres Lozano, Camilo Eduardo Tellez and Oscar Javier Rodrvquez, *Biosignal Monitoring Using Wireless Sensor Networks*, Universidad Sergio Arboleda, Colombia

[41] Παναγιώτης Γ. Κωττής, Παντελής – Δανιήλ Μ. Αράπογλου, *Ασύρματες Επικοινωνίες*, Αθήνα, Εκδόσεις Τζιόλα

[42] IEEE 802.15.6, Wikipedia: https://en.wikipedia.org/wiki/IEEE_802.15.6

[43] Εγχειρίδιο Λειτουργίας TRC-3600, INTRACOM DEFENCE ELECTRONICS

[44] Ενημερωτικό Φυλλάδιο TRC-3600, THALES:

http://pdf.textfiles.com/manuals/SCANNERS-S-Z/Thales_TRC3600%20HF%20Combat%20Radio_Datasheet.pdf

[45] Δρ. Ηρακλής Σίμος, Εισαγωγή στη Διαμόρφωση Πλάτους (AM), Ανώτατο Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Πειραιά Τεχνολογικού Τομέα: <http://eclass.teipir.gr/openececlass/modules/document/file.php/ENGI101/01%20CE%95%CE%B9%CF%83%CE%B1%CE%B3%CF%89%CE%B3%CE%AE%20%CF%83%CF%84%CE%B7%20%CE%94%CE%B9%CE%B1%CE%BC%CF%8C%CF%81%CF%86%CF%89%CF%83%CE%B7%20%CE%A0%CE%BB%CE%AC%CF%84%CE%BF%CF%85%CF%82%20%28Amplitude%20modulation%2C%20AM%29.pdf>

[46] Διαμόρφωση Πλάτους, Wikipedia:

<https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%94%CE%B9%CE%B1%CE%BC%CF%8C%CF%81%CF%86%CF%89%CF%83%CE%B7%CF%80%CE%BB%CE%AC%CF%84%CE%BF%CF%85%CF%82>

[47] Διαμόρφωση Πλάτους, Τομέας Ηλεκτρονικής και Ρομποτικής: <http://users.sch.gr/kgiannaras/ilektronikes-epikoinonies/diamorfoseis-platous.html>

[48] Ν. Μήτρου, ΨΗΦΙΑΚΕΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΕΣ: Συνοπτική Θεωρία και Εργαστήριο, Κεφάλαιο 6

[79] Διαμόρφωση: <https://www.egmdss.com/gmdss-courses/mod/resource/view.php?id=2952>