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

Αντιμετώπιση Επειγόντων Περιστατικών Με Χρήση Μη Επανδρωμένων Συστημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ιωάννης Γ. Παναγόπουλος

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

Αθήνα, Οκτώβριος 2018

Η σελίδα παρέμεινε σκοπίμως κενή

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

Αντιμετώπιση Επειγόντων Περιστατικών Με Χρήση Μη Επανδρωμένων Συστημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ιωάννης Γ. Παναγόπουλος

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 22/10/2018

.....	.....	.....
Δ. Κουτσούρης	Γ. Ματσόπουλος	Π. Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2018

.....
Ιωάννης Γ. Παναγόπουλος

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

Copyright © Ιωάννης Γ. Παναγόπουλος, 2018.
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.

Περίληψη

Η ιατροφαρμακευτική περίθαλψη είναι ένα πεδίο ιδιαίτερο γόνιμο για την ανάπτυξη και εφαρμογή νέων αλλά και των ήδη υπαρχόντων τεχνολογιών. Η εισαγωγή των τεχνολογιών αυτών σκοπεύει στην αύξηση της απόδοσης του εκάστοτε ιατρικού προσωπικού, στην μείωση του χρόνου που απαιτείται για μια διάγνωση και γενικώς στην επίτευξη της παροχής ιατρικών υπηρεσιών βέλτιστης ποιότητας. Η προ-νοσοκομειακή φροντίδα θεωρείται ιδιαίτερα σημαντική για τον τομέα των ιατρικών υπηρεσιών καθώς επιχειρεί να ελαχιστοποιήσει την περαιτέρω επέκταση των εκάστοτε προβλημάτων υγείας, επιτυγχάνοντας την ασφάλεια της ανθρώπινης ζωής. Επιπλέον, δρα ως ένα μέσο αξιολόγησης της κατάστασης του ασθενή με σκοπό την ενημέρωση της νοσοκομειακής μονάδας που πρόκειται να τον αναλάβει και κατ' επέκταση συμβάλλει στην έγκαιρη προετοιμασία της προκειμένου να αντιμετωπίσει το περιστατικό. Ένας άλλος τομέας είναι η τηλεϊατρική δηλαδή η παροχή κλινικής βοήθειας εξ αποστάσεως μέσα από εφαρμογές τηλεπικοινωνιακών τεχνολογιών. Ο συνδυασμός των πεδίων της προ-νοσοκομειακής φροντίδας και της τηλεϊατρικής στην ανάπτυξη ενός ηλεκτρονικού συστήματος αποτελεί το αντικείμενο της παρούσας μελέτης.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η σχεδίαση και κατασκευή ενός ηλεκτρονικού συστήματος μέτρησης και αποστολής βιοσημάτων ικανού να μεταφέρεται προσδεδεμένο σε ένα σύστημα μη επανδρωμένου αεροσκάφος(ΣμηΕΑ). Στο πλαίσιο αυτό, έγινε μια μελέτη σχετικά με την ύπαρξη αντίστοιχων συστημάτων και του καθεστώτος που περιβάλλει τις πτήσεις μη επανδρωμένων αεροσκαφών. Εξετάστηκαν οι διάφορες μέθοδοι επικοινωνίας που δύναται να αξιοποιηθούν για τις ανάγκες της κατασκευής και στην συνέχεια έγινε αναφορά σε ορισμένες χρήσιμες έννοιες προκειμένου να διευκολυνθεί η κατανόηση του κατασκευαστικού μέρους της εργασίας. Ουσιαστικά παρουσιάστηκε το σύνολο των πρωτοκόλλων που αξιοποιεί το σύστημα για την αλληλεπίδραση με τους αισθητήρες. Έπειτα, σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε κάθε βαθμίδα του συνολικού συστήματος μετρήσεων βιοσημάτων προχωρώντας τμηματικά στην ολοκλήρωση του τελικού αποτελέσματος, με γνώμονα το προσιτό κόστος κατασκευής. Τέλος ελέγχθηκε η ορθή λειτουργία της κατασκευής μέσα από την πραγματοποίηση μετρήσεων σε έναν πληθυσμό δειγμάτων, οδηγώντας στην εξαγωγή ορισμένων συμπερασμάτων σχετικά με την απόδοση της συσκευής αλλά και τις προοπτικές της.

Λέξεις κλειδιά: Προ-νοσοκομειακή φροντίδα, Τηλεϊατρική, Συστήματα μη Επανδρωμένων Αεροσκαφών, ΣμηΕΑ, Συστήματα λήψης βιοσημάτων.

Abstract

Healthcare is a field with great opportunities for the development and the application of new and already existed technologies. The introduction of these technologies targets in increasing the efficiency of the medical personnel, decreasing the time required for a diagnosis and achieving medical services of excellent quality. Prehospital care is considered to be an extremely important section of medical services, as it tries to minimize further systemic insult or injury and manage life-threatening conditions by ensuring patient's safety. In addition, prehospital care acts as an index for the patient's condition before his arrival at the hospital unit which will take care of him. Also, it contributes at the in-time preparation for the confrontation of the incident. One more field of equal importance is telemedicine. Telemedecine is the clinic care which is provided by distance via the application of telecommunication technologies. The combination of these fields for the development of an electronic system is the main subject of the present study.

The aim of this thesis is the design and the construction of an electronic device which will measure a total of biosignals and will transmit the measurements, also it will be able to be transported by an unmanned air vehicle(UAV). For these reasons, a research for the existence of relevant devices took place. Additionally, so the status for the flights of unmanned aircrafts was studied so the different telecommunication methods that could be used to achieve the transfer of the measured data. Furthermore, in order to facilitate the understanding of the construction part, some useful meanings were introduced. Specifically, the total of protocols which are being used by the biomedical device for the interaction between the central processing unit and the sensors were underlined. Then, each module was designed and materialized trying to keep the total cost on a low level. Finally, some measurements were done as it was important to check if the device worked as it should, then the measurements were studied so as to conclude to results.

Key words: Prehospital care, Telemedecine, Unmanned Air Vehicles, UAV, biomedical device.

Ευχαριστίες

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

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υπεύθυνο μου κ. Κατρακάζα Παναγιώτη, υποψήφιο Διδάκτορα Ε.Μ.Π., για την βοήθεια αλλά και την καθοδήγηση που μου παρείχε τόσο σε θεωρητικό όσο και σε πρακτικό επίπεδο.

Σε μια πράξη ευγνωμοσύνης, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου που ήταν δίπλα μου και ιδιαίτερα τον πατέρα μου Γεώργιο Παναγόπουλο για το ειλικρινές ενδιαφέρον του και την βοήθεια του.

Τέλος, δεν μπορώ να μην αναφερθώ στους Αναστασία Προύσαλη, Ανδρέα Υφαντίδη, Μαρία Καλογεροπούλου και Αλέξανδρο Πίχλιαβα στους οποίους οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ καθώς, ο καθένας με τον τρόπου του, συνέβαλαν σε αυτήν την προσπάθεια.

Ιωάννης Γ. Παναγόπουλος

Αθήνα, Οκτώβριος 2018

Η σελίδα παρέμεινε σκοπίμως κενή

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη....5
Abstract....6
Ευχαριστίες....7
Ευρετήριο Εικόνων....11
Ευρετήριο Πινάκων....13
1. Εισαγωγή....15
2. Εφαρμογές λήψης, μεταφοράς και επεξεργασίας βιοσημάτων....17
2.1 Εισαγωγή....17
2.2 Πλατφόρμα e-Health sensor shield v2.0....17
2.3 Σύστημα BIT....19
2.4 Σύστημα TeleCare....20
2.5 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου....21
3. Συστήματα Μη Επανδρωμένων Αεροσκαφών....22
3.1 Νομικό πλαίσιο....22
3.2 ΣΜΗΕΑ και ιατροφαρμακευτική περίθαλψη....24
3.3 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου....27
4. Πρωτόκολλα επικοινωνίας....28
4.1 Επικοινωνία συστήματος και σταθμού βάσης....28
4.2 WIFI....29
4.3 GSM-GPRS....30
4.4 4G....31
4.5 Δορυφορικές Ζεύξεις....33
4.6 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου....37
5. Εισαγωγή εννοιών για την λειτουργία Arduino και αισθητήρων....38
5.1 Πρωτόκολλα I2C και SPI....38
5.2 Πρωτόκολλο One-Wire....41
5.3 Pull up Αντιστάσεις....43
5.4 Μετατροπή σήματος από Αναλογικό σε Ψηφιακό....46
5.5 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου....47
6. Κατασκευαστικό Μέρος....48
6.1 Θερμοκρασία Σώματος....48
6.2 Θερμοκρασία και Υγρασία Περιβάλλοντος....51
6.3 Σχεδίαση PCB....55
6.3.1 Εισαγωγή....55
6.3.2 Τυπωμένο κύκλωμα θερμοκρασίας σώματος και περιβαλλοντολογικών συνθηκών....55
6.4 Απεικόνιση αποτελεσμάτων....59
6.5 Κορεσμός Οξυγόνου και Καρδιακοί Παλμοί ανά λεπτό....60
6.5.1 Εισαγωγή....60
6.5.2 Αισθητήρας MAX30100....61
6.5.3 Συνδεσμολογία αισθητήρα....62
6.5.4 Αποκοπή DC συνιστώσας....65
6.5.5 Φίλτρο ενδιάμεσης τιμής και φίλτρο Butterworth....67
6.5.6 Καταμέτρηση πλήθους καρδιακών παλμών....70
6.6 Αρτηριακή Πίεση....71
6.7 Ηλεκτροκαρδιογράφημα....76
6.8 Σύστημα λήψης βιοσημάτων....82
6.9 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου....86

7. Εφαρμογή και Έλεγχος συστήματος.....87
7.1 Σκοπός.....87
7.2 Διαδικασία λήψης μετρήσεων.....87
8. Συμπεράσματα, Περιορισμοί και Προτάσεις.....92
8.1 Συμπεράσματα.....92
8.2 Περιορισμοί έρευνας.....93
8.3 Προτάσεις για περαιτέρω έρευνα.....97
8.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου.....99

Ευρετήριο Εικόνων

Εικόνα 2.1: e-Healt sensor shieldV2.0.....18
Εικόνα 2.2: Σύστημα λήψης βιοσημάτωνBITALINO.....20
Εικόνα 3.1: Διαδικασία λήψης, μεταφοράς, ανάλυσης και μελέτης βιολογικών δειγμάτων.....25
Εικόνα 4.1: Φαινόμενα σκέδασης, διάθλασης και περίθλασης σε μια ασύρματη ζεύξη.....28
Εικόνα 4.2: Χάρτης κάλυψης4G/LTE 32
Εικόνα 4.3: Σύστημα LTE συμβατό με Arduino.....33
Εικόνα 4.4: Περιγραφή δορυφορική επικοινωνίας δύο επίγειων σταθμών.....34
Εικόνα 4.5: Σύστημα δορυφορικής επικοινωνίας RockBLOCK Mk2.....35
Εικόνα 5.1: Χρονισμός γραμμών SDA, SCL κατά την χρήση I2C πρωτοκόλλου 39
Εικόνα 5.2: Σύγχρονη επικοινωνία μεταξύ συσκευών κατά I2C.....40
Εικόνα 5.3: Λειτουργία SPI πρωτοκόλλου.....40
Εικόνα 5.4: Μέθοδοι σύνδεσης πολλών slave στο ίδιο SPI bus 41
Εικόνα 5.5: iButton.....43
Εικόνα 5.6: Αντιστοίχιση τιμών τάσης σε λογικές τιμές.....44
Εικόνα 5.7: Δημιουργία λογικού 1 (high) μέσω pull-up αντίστασης.....45
Εικόνα 5.8: Διαιρέτης τάσης μεταξύ pull up και εσωτερικής αντίστασης MCU.....45
Εικόνα 6.1: DS18B20 pin assignment.....48
Εικόνα 6.2: Καμπύλη κανονικής απόδοσης DS18B20.....49
Εικόνα 6.3: Μέθοδοι τροφοδοσίας αισθητήρα DS18B20.....50
Εικόνα 6.4: 9 bytes πληροφορίας αισθητήρα DS18B20.....50
Εικόνα 6.5: Αισθητήρας θερμοκρασίας και υγρασίας DHT11.....52
Εικόνα 6.6: Συνδεσμολογία αισθητήρα DHT11 52
Εικόνα 6.7: Εναρκτήριο σήμα επικοινωνίας.....53
Εικόνα 6.8: Απάντηση slave στο εναρκτήριο σήμα.....53
Εικόνα 6.9: Χρονική διάρκεια λογικών σημάτων.....54
Εικόνα 6.10: Χρονισμός συνολικής επικοινωνίας.....54
Εικόνα 6.11: Σχηματικό διάγραμμα κυκλώματος 55
Εικόνας 6.12: Εκκίνηση σχεδίασης PCB στο λογισμικό EAGLE 56
Εικόνα 6.13: Τοποθέτηση εξαρτημάτων για την δρομολόγηση των αγωγών δρόμων.....57
Εικόνα 6.14: Ολοκληρωμένο PCB διάγραμμα χωρίς ground plane.....57
Εικόνα 6.15: Ολοκληρωμένο PCB διάγραμμα με ground plane.....58
Εικόνα 6.16: Σύνδεση ground plane και ακροδέκτη γείωσης..... .59
Εικόνα 6.17: Αρχή λειτουργίας αισθητήρα MAX30100.....61
Εικόνα 6.18: MAX30100 pinout.....62
Εικόνα 6.19: Πλακέτα rcwl- 0530.....63
Εικόνα 6.20: Σχηματικό διάγραμμα πλακέτας rcwl-0530.....64
Εικόνα 6.21: RAW IR δεδομένα με εμφανείς ταλαντώσεις.....65
Εικόνα 6.22: IR σήμα έπειτα από την αποκοπή της DC συνιστώσας.....66
Εικόνα 6.23: Κώδικας Arduino για την εφαρμογή του DC φίλτρου..... 66
Εικόνα 6.24: IR σήμα έπειτα από την εφαρμογή του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής.....67
Εικόνα 6.25: κώδικας Arduino για την εφαρμογή του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής.....68
Εικόνα 6.26: Έξοδος φίλτρου Butterworth όπου Rn = 0.1.....69
Εικόνα 6.27: Κώδικας Arduino φίλτρου Butterworth.....70
Εικόνα 6.28: Σφυγμομανόμετρο CK101, arduino nano 328p, DAC.....72
Εικόνα 6.29: Arduino nano 328p.....73

Εικόνα 6.30: Digital to AnalogConverter 73
Εικόνα 6.31: Φωτογραφία συστήματος μετατροπής του UART σήματος του σφυγμομανόμετρου σε δύο Αναλογικά σήματα.....73
Εικόνα 6.32: Συνδεση ακροδεκτών τροφοδοσίας, γείωσης και ακροδέκτη P6 για την τροφοδότηση του Arduino nano και την μεταφορά του UART σήματος.....74
Εικόνα 6.33: Αποτέλεσματα από την σύνδεση του logic analyzer στον ακροδέκτη P6 του CK101.....75
Εικόνα 6.34: Μορφή Καρδιογραφήματος υπό κανονικές συνθήκες.....77
Εικόνα 6.35: Ανατομία ανθρώπινης καρδιάς.....78
Εικόνα 6.36: Συνδεσμολογία αισθητήρα ηλεκτροκαρδιογραφήματος 79
Εικόνα 6.37: Χρωματικός κώδικας ηλεκτροδίων.....79
Εικόνα 6.38: Αισθητήρας καρδιογραφήματος AD8232.....79
Εικόνα 6.39: Σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων για την λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....80
Εικόνα 6.40: Καρδιογράφημα που λήφθηκε από τον αισθητήρα AD8232 το οποίο παρουσιάζει αλλοιώσεις λόγω θορύβου.....81
Εικόνα 6.41: Σχηματικό διάγραμμα συνολικού συστήματος λήψης βιοσημάτων σχεδιασμένο στο λογισμικό Fritzing.....82
Εικόνα 6.42: Απεικόνιση του συστήματος που αναπτύχθηκε στην διπλωματική εργασία.....83
Εικόνα 6.43: Εσωτερική όψη του συστήματος.....84
Εικόνα 6.44: Κεντρική μονάδα συστήματος.....85
Εικόνα 7.1 : Πραγματοποίηση μετρήσεων ενός εκ των συμμετεχόντων.....89
Εικόνα 8.1: Περιορισμοί πτήσεων ΣμηΕΑ στην περιοχή της Αττικής με βάση την ΥΠΑ, στις κίτρινες περιοχές οποιαδήποτε πτήση ΣμηΕΑ προϋποθέτει την ύπαρξη εγκεκριμένου σχεδίου πτήσης.....94
Εικόνα 8.2: Απεικόνιση PCB πλακέτα ενότητας 6.3 με σκοπό την αντίληψη των διαστάσεων της.....95
Εικόνα 8.3: Σήμανση pull up αντιστάσεων που αφαιρέθηκαν από τον αισθητήρα μέτρησης κορεσμένου οξυγόνου 96
Εικόνα 8.4: Mini usb Type B female breakout board.....97

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 3.1: Εφαρμογές ΣμηΕΑ στην ιατροφαρμακευτική περίθαλψη.....26
Πίνακας 3.2: Χαρακτηριστικά πτήσεων και παράδοσης αντικειμένων.....27
Πίνακας 3.3: Τεχνικά χαρακτηριστικά των ΣμηΕΑ που χρησιμοποιήθηκαν.....27
Πίνακας 7.1: Ηλικιακά χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων.....88
Πίνακας 7.2: Αποτελέσματα μετρήσεων 90
Πίνακας 7.3: Χρόνοι απόκρισης αισθητήρων.....90
Πίνακας 7.4: Διαφορές αρτηριακής πίεσης οθόνης σφυγμομανόμετρου και οθόνης arduino, διαφορά καρδιακών παλμών ανά λεπτό μεταξύ μετρήσεων MAX30100 και CK101.....91

Η σελίδα παρέμεινε σκοπίμως κενή

1. Εισαγωγή

Η τεχνολογική εξέλιξη της εποχής έχει συμβάλλει σημαντικά στην ανάπτυξη βιοϊατρικών εφαρμογών με σκοπό την επίτευξη καλύτερης ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης. Νέα ιατρικά μηχανήματα προσφέρουν διαγνωστική ικανότητα υψηλής ποιότητας και ακρίβειας επιτρέποντας στο προσωπικό των νοσοκομειακών μονάδων να αυξήσει την αποδοτικότητα της εργασίας του. Αντιθέτως όμως, τόσο ο όγκος όσο και το οικονομικό κόστος αυτών των διαγνωστικών εργαλείων διατηρείται ιδιαίτερα υψηλό με αποτέλεσμα την περιορισμένη χρήση του εκτός των νοσοκομείων. Τίθεται λοιπόν το ερώτημα κατά πόσο θα μπορούσε να συμβάλει η τεχνολογία στην βελτίωση της προ-νοσοκομειακής διάγνωσης αλλά και της τηλεδιάγνωσης μέσα από την αξιοποίηση συσκευών χαμηλού κόστους αλλά και όγκου. Η επιδίωξη του ελάχιστου κόστους αποσκοπεί στην ευρεία διάδοση των συσκευών αυτών ενώ ο μικρός όγκος οραματίζεται την εύκολη μεταφορά των συσκευών με κάθε μέσο.

Βασιζόμενοι στα παραπάνω αποπειραθήκαμε να αναπτύξουμε ένα σύστημα λήψης και μετάδοσης βιοσημάτων, στο χαμηλότερο δυνατό κόστος. Το σύστημα δύναται να μεταφερθεί μέσω αέρος συνεισφέροντας στην άμεση απόκριση των διαγνωστικών και προ-νοσοκομειακών μονάδων λειτουργώντας ως ένα τηλεϊατρικό εργαλείο. Η παρούσα διπλωματική εργασία, έχοντας ως βάση την θεωρητική μελέτη και την υλικοτεχνική κατασκευή του συστήματος πλαισιώνεται από ένα σύνολο θεμάτων τα οποία παρουσιάζονται στα κεφάλαια 2, 3, 4 και 5.

Στο κεφάλαιο 2 της εργασίας παρουσιάζονται ορισμένα συστήματα που έχουν αναπτυχθεί στο παρελθόν. Τα συστήματα αυτά στηρίζονται σε κοινά θεμέλια σκοπεύοντας στην επιτυχή παρακολούθηση των λειτουργιών του ανθρώπινου συστήματος.

Στο κεφάλαιο 3 γίνεται μια παρουσίαση του νομικού πλαισίου που καθορίζει τις μη επανδρωμένες πτήσεις όπως επίσης παρουσιάζονται ορισμένες εφαρμογές των Συστημάτων μη Επανδρωμένων Αεροσκαφών (ΣμηΕΑ) στην ιατροφαρμακευτική περίθαλψη. Το κεφάλαιο αυτό είναι μείζονος σημασίας διότι τα ΣμηΕΑ έχουν αρχίσει να βρίσκουν εφαρμογή σε πολλούς τομείς της σύγχρονης πραγματικότητας. Η πλέον διαδεδομένη χρήση τους οδήγησε στην ένταξη τους εντός αυστηρά καθορισμένων νομικών πλαισίων στην λογική της ρύθμισης της εναέριας κυκλοφορίας αλλά και διατήρησης της ασφάλειας των πάσης φύσεως εναέριων και επίγειων δραστηριοτητών.

Το κεφάλαιο 4 καταπιάνεται με την παρουσίαση των διαφόρων μεθόδων επικοινωνίας που δύναται να αξιοποιηθούν για την αποστολή των μετρηθέντων μεγεθών. Επιπρόσθετα, για κάθε πιθανό τρόπο επικοινωνίας παρουσιάζεται και το αντίστοιχο υλικό που θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε.

Στην συνέχεια, στο κεφάλαιο 5 γίνεται μια παρουσίαση των διαφόρων πρωτοκόλλων επικοινωνίας που απαιτούνται για την αλληλεπίδραση της μικρόεπεξεργαστικής μονάδας του συστήματος με τους αισθητήρες λήψης βιοσημάτων, αλλά και ορισμένων εννοιών με σκοπό την κατανόηση της κατασκευαστικής διαδικασίας.

Προχωρώντας στο κεφάλαιο 6 συναντάμε το κύριο μέρος της εργασίας, την κατασκευή του συστήματος, την παρουσίαση των αισθητήρων αλλά και την αναφορά όλων των δυσκολιών που προέκυψαν κατά την ανάπτυξη του.

Τέλος τα κεφάλαια 7 και 8 ασχολούνται με τον έλεγχο της συσκευής, την λήψη μετρήσεων και την εξαγωγή συμπερασμάτων. Ακόμα γίνονται εκτενείς αναφορές των διαφόρων περιορισμών που προέκυψαν κατά την εκπόνηση της εργασίας αλλά και προτάσεις για μελλοντική έρευνα.

2. Εφαρμογές λήψης, μεταφοράς και επεξεργασίας βιοσημάτων

2.1 Εισαγωγή

Σημειώνεται πως στο παρελθόν έχουν αναπτυχθεί αρκετές εφαρμογές στον τομέα της λήψης, μεταφοράς, αποθήκευσης και επεξεργασίας βιοσημάτων για την απομακρυσμένη παρακολούθηση των λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι το Yale-Nasa mobile patient monitoring system, ένα σύστημα που τέθηκε σε εφαρμογή τα έτη 1998-1999 για την παρακολούθηση της υγείας μιας ομάδας ορειβατών σε πραγματικό χρόνο κάτω από σκληρές περιβαλλοντολογικές συνθήκες και υψηλό υψόμετρο. Στην περίπτωση Yale-Nasa η μεταφορά των δεδομένων πραγματοποιήθηκε μέσω δορυφορικών ζεύξεων καθώς το υψηλό υψόμετρο εισάγει ισχυρούς περιορισμούς στην χρήση άλλων δικτύων [1]. Στο σημείο αυτό, αξίζει να αναφερθούν σύγχρονες εφαρμογές οι οποίες διαθέτουν κοινή φιλοσοφική βάση με το σύστημα που πραγματεύεται η παρούσα εργασία. Οι εφαρμογές που παρουσιάζονται στη συνέχεια, παρότι αναπτύχθηκαν με διαφορετικό σκοπό, βασίζονται στην μέτρηση βιοσημάτων μέσω ενός δικτύου αισθητήρων το οποίο επικοινωνεί με κάποια επεξεργαστική μονάδα προκειμένου να επιτευχθεί η επεξεργασία, η αποθήκευση και η μεταφορά των δεδομένων.

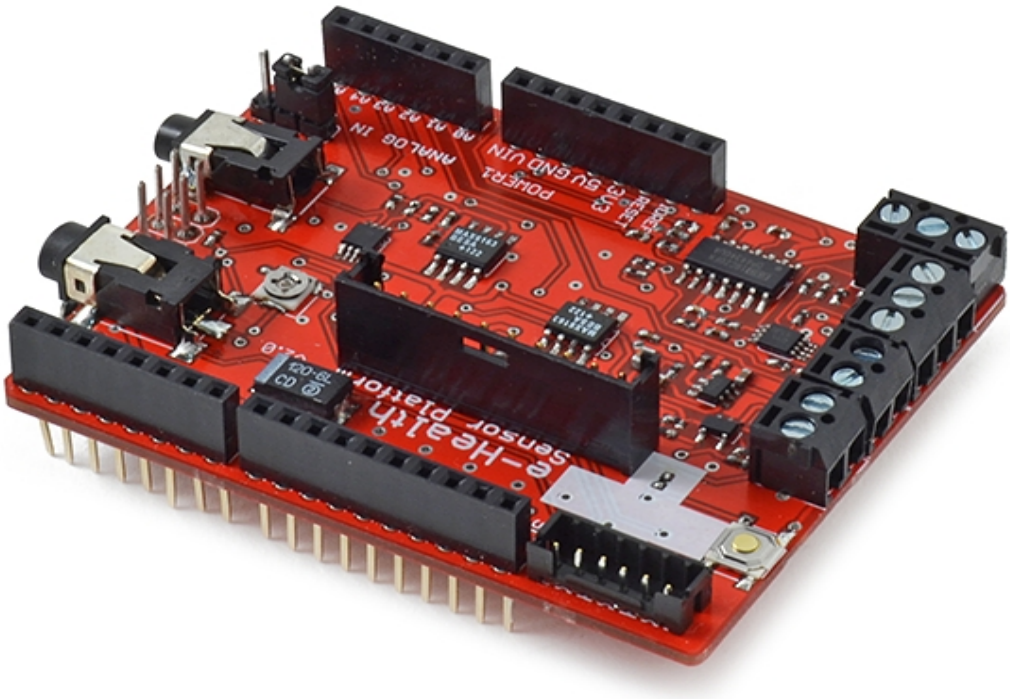
2.2 Πλατφόρμα e-Health sensor shield v2.0

Ως σημαντικότερο παράδειγμα δύναται να χαρακτηρισθεί ένα σύστημα βασισμένο στην πλατφόρμα e-Health sensor shield V2.0 το οποίο αναπτύχθηκε πρόσφατα ώστε να λειτουργήσει ως τηλεϊατρική εφαρμογή με σκοπό την παροχή υπηρεσιών υγείας στον πληθυσμό της Κολομβίας. Αναλυτικότερα, αποσκοπεί στην διάγνωση και παρακολούθηση ασθενών που πάσχουν από χρόνιες ασθένειες, την αύξηση των προγεννητικών ελέγχων, την παρακολούθηση επιδημιών, καθώς επίσης και στην εκπαίδευση του ιατρικού προσωπικού που βρίσκεται, κατά βάση, στο νότια τμήμα της Κολομβία. Η πλατφόρμα e-Health sensor shield V2.0 είναι μια ηλεκτρονική πλακέτα η οποία σε συνδυασμό με Arduino[1] ή Raspberry Pi[2] επιτρέπει στον χρήστη την πραγματοποίηση ταυτόχρονων μετρήσεων μέχρι εννιά βιοσημάτων για την ανάπτυξη εφαρμογών παρακολούθησης ασθενών σε πραγματικό χρόνο αλλά και την συλλογή δεδομένων προς διάγνωση ή περαιτέρω ανάλυση [2]. Στην δεδομένη εφαρμογή,το e-Health sensor shield V2.0 αντλεί τα εξής δεδομένα επίπεδο γλυκόζης στο αίμα, θερμοκρασία σώματος, αρτηριακή πίεσης, πλήθος καρδιακών παλμών, κορεσμό οξυγόνου (Peripheral Oxygen Saturation ή SPO2), αναπνευστική ροή, ελεκτροδερματική δραστηριότητα (galvanic skin response, GSR), ηλεκτροκαρδιογράφημα και ελεκτρομυογράφημα. Τα δεδομένα αυτά κωδικοποιούνται μέσω του SPI bus (Serial Peripheral Interface) και μεταφέρονται στην επεξεργαστική μονάδα του συστήματος, η μονάδα αυτή αποτελείται από ένα Arduino το οποίο προωθεί τα δεδομένα σε μια τηλεπικοινωνιακή βαθμίδα βασισμένη στο ολοκληρωμένο LE910 όπου με χρήση του δικτύου LTE (Long Term Evolution) αποστέλονται σε απομακρυσμένο server. Η διάταξη αυτή παρέχει

1 Πηγή: https://www.arduino.cc/
2 Πηγή: https://www.raspberrypi.org/

αρκετά πλεονεκτήματα καθώς είναι διάταξη ανοιχτή υλικού αλλά και κώδικα δίνοντας έτσι στον καθέναν την δυνατότητα να παρέμβει στο σύστημα. Όσον αφορά το τηλεπικοινωνιακό μέρος της εφαρμογής, η χρήση LTE δικτύου επιτρέπει υψηλούς ρυθμούς μετάδοσης, μειωμένες καθυστερήσεις όπως επίσης και μέγιστη ενεργειακή απόδοση στο κομμάτι της μετάδοσης της πληροφορίας. Επιπρόσθετα, η χρήση SIMCARD παρέχει έναν μονάδικό αριθμό ταυτοποίησης του εκάστοτε χρήστη ενώ επιστρατεύει πρωτόκολλα ασφαλείας και προσφέρει κρυπτογράφηση της επικοινωνίας, γεγονός ιδιαίτερα σημαντικό αν αναλογιστεί κανείς ότι μεταφέρονται ιατρικά δεδομένα τα οποία αποτελούν προσωπικά δεδομένα των ασθενών. Τέλος, η χρήση απομακρυσμένου διακομιστή για την αποθήκευση των μετρήσεων, επιτρέπει στο ιατρικό προσωπικό να διατηρεί έναν φάκελο με το ιστορικό του ασθενή το οποίο δύναται να προσπελαστεί από οπουδήποτε.

Υπογραμμίζεται το γεγονός πως παρά τα πλεονεκτήματα της εφαρμογής, η χρήση Arduino εισάγει καθυστερήσεις στην μεταφορά των δεδομένων με αποτέλεσμα να θεωρείται πως το σύστημα λειτουργεί σε σχεδόν πραγματικό χρόνος. Κύριο, όμως, μειονέκτημα, αποτελεί το κόστος της συσκευής καθώς η πλατφόρμα e-Health sensor shield V2.0 αυτήν την στιγμή διατίθεται στην αγορά έναντι 240ευρώ σε συνδυασμό με το γεγονός πως δεν διαθέτει κάποια πιστοποίηση που να το καθιστά ιατρικό εργαλείο.



Εικόνα 2.1: e-Healt sensor shield V2.0 [3]

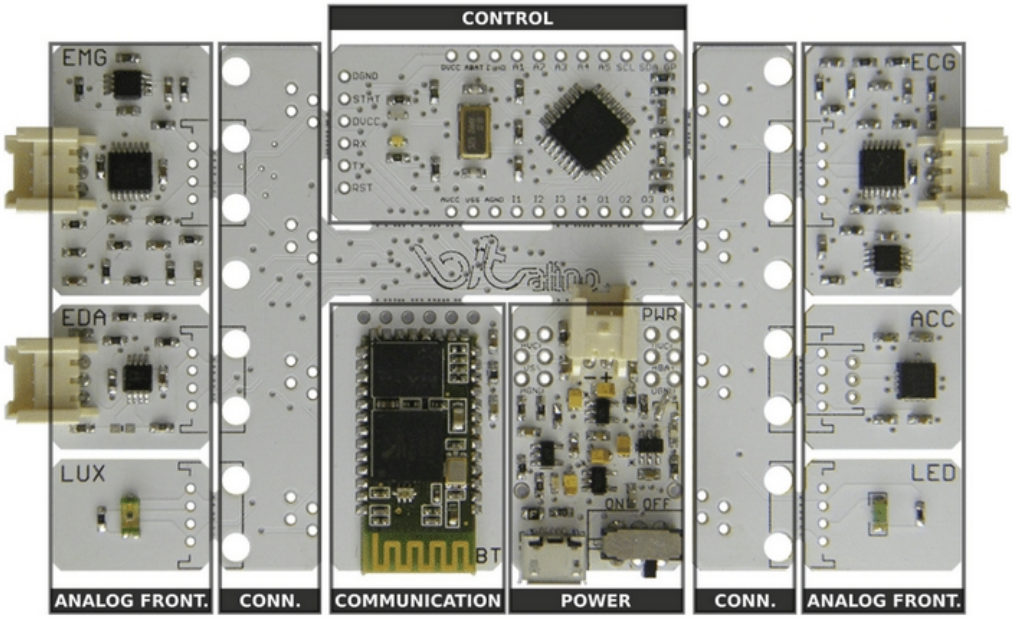
3 Πηγή: https://www.cooking-hacks.com/media/catalog/product/cache/1/thumbnail/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/e/-/e-health_product_1.1471337575.png

2.3 Σύστημα BIT

Ένα ακόμα σύστημα μέτρησης βιοσημάτων είναι το BIT (Biosignal Ingiter Toolkit), το BIT είναι μια αναπτυξιακή πλατφόρμα ικανή να αλληλεπιδράσει με συσκευές προκειμένου να λειτουργήσει τόσο ως εκπαιδευτικό εργαλείο όσο και ως πλατφόρμα προτυποποίησης. Την δεδομένη χρονική στιγμή το υλικό μέρος του BIT, δηλαδή η πλακέτα BITalino διατίθεται στην τιμή των 150 ευρώ ενώ το λογισμικό μέρος του συστήματος παρέχεται δωρεάν από την διαδικτυακή σελίδα της εφαρμογής.

Το σύστημα διαθέτει μια μονάδα μέτρησης των διάφορων βιοσημάτων με δυνατότητα ασύρματης μεταφοράς τους (BITalino), διεπαφές προγραμματισμού εφαρμογών (programming APIs), εργαλεία επεξεργασίας των βιοσημάτων καθώς επίσης και μια πλατφόρμα προβολής των μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο. Το BIT δύναται να λάβει μετρήσεις ηλεκτροκαρδιογράφήματος (electrocardiography ή ECG), ηλεκτρομυογραφήματος (electromyography ή EMG), ηλεκτροδερματικής δραστηριότητας (electrodermatic activity ή EDA) και επιτάγχυνσης (acceleration ή ACC). Τα παραγόμενα δεδομένα των αισθητήρων επεξεργάζονται από έναν ATmega328p μικροεπεξεργαστή και μεταδίδονται σε άλλες συσκευές με σκοπό την περαιτέρω επεξεργασία μέσω μιας Class II Bluethooth v2.0 βαθμίδας.

Κύριο χαρακτηριστικό του BIT είναι η λειτουργία του σε πραγματικό χρόνο, η σύνδεση του BITalino με ένα δίκτυο αισθητήρων και η χρήση Bluethooth επιτρέπει την άμεση αποστολή των μετρήσεων σε υπολογιστικό σύστημα όπου και πραγματοποιείται η οπτικοποίηση, η αποθήκευση και η επεξεργασία των μετρηθέντων μεγεθών. Για τον λόγο αυτό στο σύνολο του BIT, παρέχεται το εργαλείο SignalBIT, ένα λογισμικό που επιτρέπει την διεκπεραίωση των παραπάνω εργασιών σε πραγματικό χρόνο. Επιπρόσθετα, τα αποθηκευμένα δεδομένα μπορούν να επεξεργαστούν με χρήση κατάλληλων εργαλείων για ερευνητικούς ή ακόμα και διαγνωστικούς σκοπούς, ένα τέτοιο εργαλείο ψηφιακής επεξεργασίας σήματος είναι το BioSSPy και συμπεριλαμβάνεται στο συνολικό πακέτο εργαλείων του BIT. Από την άλλη βέβαια, αξίζει να υπογραμμιστεί πως παρά τις δυνατότητες του αδυνατεί να αποθηκεύσει τοπικά τις διάφορες μετρήσεις ενώ η εμβέλεια μεταφοράς δεδομένων είναι περιορισμένη λόγο της τεχνολογίας Bluethooth. Συμπερασματικά λοιπόν, γίνεται κατανοητό πως το BIT είναι ένα αρκετά δυνατό εργαλείο για την μέτρηση και επεξεργασία βιοσημάτων όμως απαιτείται η σύνδεση του με άλλες συσκευές(π.χ. Arduino, Raspberry Pi κλπ) ώστε να εξασφαλιστεί μια μεγαλύτερη εμβέλεια στην μεταφορά των δεδομένων [3].



Εικόνα 2.2: Σύστημα λήψης βιοσημάτων BITALINO [3]

2.4 Σύστημα TeleCare

Στις παραπάνω εφαρμογές έρχεται να προστεθεί και το σύστημα TeleCARE το οποίο είναι ένα ανοιχτό σύστημα απομακρυσμένης παρακολούθησης ασθενών βασισμένο στο λειτουργικό Android. Το TeleCARE στοχεύει κατά βάση στην θεραπεία της υπέρτασης σε συνδυασμό με την μείωση των συνεδριών μεταξύ ασθενή και ιατρού χωρίς όμως να τίθεται σε κίνδυνο η υγεία και η ασφάλεια του ασθενή. Ουσιαστικά γίνεται μια απόπειρα εξοικονόμησης χρόνου αλλά και μείωσης της παραμονής των ασθενών στις νοσοκομειακές μονάδες.

Σε τεχνικό επίπεδο, ο ασθενής φέρει μια κινητή συσκευή με λειτουργικό Android η οποία μέσω Bluethooth επιτυγχάνει την επικοινωνία με ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων. Οι μετρήσεις συγκεντρώνονται στην κινητή συσκευή με σκοπό την μεταφορά τους σε απομακρυσμένο διακομιστή. Όπως ισχύει στις προηγούμενες εφαρμογές έτσι και στο TeleCARE, η αποθήκευση των δεδομένων σε απομακρυσμένο σύστημα επιτρέπει την παρακολούθηση του ιστορικού του ασθενή, την πρόσβαση των δεδομένων από πολλαπλά σημεία, την επεξεργασία τους αλλά και την δυνατότητα χρήση τους σε στατιστικές μελέτες.

Η εφαρμογή, σε επίπεδο βιοσημάτων, αξιοποιεί έναν αισθητήρα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης και έναν αισθητήρα μέτρησης των καρδιακών παλμών ενώ παράλληλα δέχεται μετρήσεις από τους αισθητήρες κίνησης, επιτάχυνσης, τοποθεσίας, φωτισμού, θερμοκρασίας, πίεσης και υγρασίας της κινητής συσκευής. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων συλλέγονται στην κινητή συσκευή και μπορούν να καταχωρηθούν στο απομακρυσμένο σύστημα με αυτόματο τρόπο ή κατ' εντολή του χρήστη, έτσι ο ασθενής μπορεί να καταχωρήσει μετρήσεις σε μη προγραμματισμένο χρόνο βελτιώνοντας την ποιότητα της υπηρεσίας μέσω των, πλέον, στοχευμένων καταχωρήσεων.

Σε αυτό το σημείο ,καλό θα ήταν, να υπογραμμιστεί πως η μεταφορά των δεδομένων πραγματοποιείται με ποικίλους τρόπους καθώς η Android συσκευή έχει την ικανότητα χρήσης δικτύων κινητής τηλεπικοινωνίας (2G, 3G, 4G) αλλά και την δυνατότητα σύνδεσης στο διαδίκτυο με ασύρματο τρόπο μέσω του WiFi, περιορίζοντας έτσι τις πιθανότητες αδυναμίας αποστολής των συλλεχθέντων δεδομένων. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό του συστήματος είναι το TeleCARE pillbox, μια συσκευή που περιέχει την φαρμακευτική αγωγή του ασθενή και τον ενημερώνει για την κατάλληλη στιγμή χορήγησης της. Παρ' όλα αυτά, έχει προκύψει ένα μειονέκτημα όσον αφορά την ενεργειακή απόδοση της συσκευής καθώς η εφαρμογή απαιτεί την συνεχή χρήση της τοποθεσίας του ασθενή γεγονός που συνεπάγεται την ανούσια κατανάλωση ενεργειακών πόρων στην περίπτωση που η τοποθεσία παραμένει σταθερή [4].

2.5 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] P. Pawar, V. Jones, B. J. F. van Beijnum, and H. Hermens, "A framework for the comparison of mobile patient monitoring systems," *J. Biomed. Inform.*, vol. 45, no. 3, pp. 544–556, 2012.

[2] Y. E. R. Julio, "Design ubiquitous architecture for telemedicine based on mhealth Arduino 4G LTE," *2016 IEEE 18th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv. Heal. 2016*, 2016.

[3] H. P. Da Silva, A. Lourenço, A. Fred, and R. Martins, "BIT: Biosignal Igniter Toolkit," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 115, no. 1, pp. 20–32, 2014.

[4] T. Szydło and M. Konieczny, "Mobile and wearable devices in an open and universal system for remote patient monitoring," *Microprocess. Microsyst.*, vol. 46, pp. 44–54, 2016.

3. Συστήματα Μη Επανδρωμένων Αεροσκαφών

3.1 Νομικό πλαίσιο

Με βάση την ελληνική νομοθεσία, ως ΣμηΕΑ ορίζεται κάθε Σύστημα μη Επανδρωμένου Αεροσκάφους (Unmanned Aircraft System- UAS) δηλαδή το μη επανδρωμένο αεροσκάφος μαζί με όλο τον σχετικό εξοπλισμό που αφορά την υποστήριξη αυτού (σταθμός ελέγχου, δυνατότητες σύνδεσης δεδομένων και τηλεχειρισμού, εξοπλισμός πλοήγησης κλπ.) ο οποίος είναι απαραίτητος για την λειτουργία του μη επανδρωμένου αεροσκάφους. Τα ΣμηΕΑ συνήθως είναι ελεύθερα (free UAS) ή είναι δυνατόν να είναι προσδεδεμένα (tethered UAS) σε σταθερές ή κινητές βάσεις. Στην κατηγορία των συστημάτων μη επανδρωμένων αεροσκαφών – ΣμηΕΑ (Unmanned Aircraft System - UAS) περιλαμβάνονται και τα τηλεχειριζόμενα αεροσκάφη (Remotely – Piloted-Aircraft RPA), τα τηλεχειριζόμενα Συστήματα Αεροσκαφών (Remotely-Piloted Aircraft Systems RPAS), καθώς και τα αυτόνομα αεροσκάφη (autonomous aircraft) [1]. Τα ΣμηΕΑ θεωρούνται βασικό σκέλος της παρούσας εργασίας καθώς εμπλέκονται στην αντιμετώπιση επειγόντων περιστατικών σε συνδυασμό με το ηλεκτρονικό σύστημα λήψης βιοσημάτων με αποτέλεσμα να κρίνεται απαραίτητη η αναφορά τους καθώς επίσης και η ερμηνεία του καθεστώτος κάτω από το οποίο λειτουργούν. Όσον αφορά το νομικό καθεστώς, η αυξανόμενη χρήση των ΣμηΕΑ συνδυαστικά με τις ολοένα και περισσότερες δυνατότητες τους που συνοδεύονται από ένα φθίνων οικονομικό κόστος, ανάγκασε τα κράτη να εισάγουν νέους νόμους για τον έλεγχο των μη επανδρωμένων πτήσεων.

Αρχικά να αναφερθεί ότι η χρήση ενός μη επανδρωμένου αεροσκάφους γίνεται με σκοπό την μεταφορά του συστήματος λήψης βιοσημάτων προκειμένου να εξασφαλιστεί η ταχεία αποστολή του τόσο σε αστικό όσο και σε υπαίθριο περιβάλλον. Η παραπάνω μέθοδος μεταφοράς εισάγει αρκετά πλεονεκτήματα στην αντιμετώπιση επειγόντων περιστατικών καθώς δίνει την δυνατότητα προσπέλασης δύσβατων γεωγραφικών σημείων όπως περιοχές πυκνής βλάστησης και βραχώδη σημεία όπου τα συμβατικά επίγεια μέσα αδυνατούν να αναπτύξουν υψηλή ταχύτητα. Από την άλλη, σε επίπεδο αστικού περιβάλλοντος παρέχεται η δυνατότητα πτήσης πάνω από κτήρια αποφεύγοντας την κίνηση που επικρατεί στις αστικές περιοχές καθιστώντας την εναέρια μεταφορά σαφώς γρηγορότερη σε σχέση με την χερσαία. Η πλοήγηση του τηλεκατευθυνόμενου αεροσκάφους πραγματοποιείται με την βοήθεια κάμερας που βρίσκεται προσαρμοσμένη στην άτρακτο του η οποία μεταφέρει στον χειριστή μια εικόνα του περιβάλλοντος μέσα στο ποίο κινείται, το γεγονός αυτό καθιστά το ΣμηΕΑ ως ένα αναγνωριστικό μέσο. Το αεροσκάφος δύναται να αναγνωρίσει και να κάνει μια πρώτη ανάλυση του περιστατικού προϊδεάζοντας καθ’ αυτόν τον τρόπο το ιατρικό προσωπικό που πιθανώς σπεύδει στο σημείο, για το τι έχει να αντιμετωπίσει. Παράλληλα, η λήψη εναέριας εικόνας συνεισφέρει στον εντοπισμό της θέσης του περιστατικού εάν και εφόσον δεν είναι ήδη γνωστή η ακριβής γεωγραφική τοποθεσία του. Αξίζει να αναφερθεί πως τα σύγχρονα μη επανδρωμένα συστήματα αεροσκαφών διαθέτουν λειτουργία αυτόματου πιλότου όπου ο εκάστοτε χειριστής προγραμματιζεί την διαδρομή και το σύστημα την εκτελεί , κατ’ αυτόν τον τρόπο μειώνεται η συμμετοχή του ανθρώπινου παράγοντα. Ο περιορισμός του ανθρώπινου παράγοντα στοχεύει στην μείωση των αεροπορικών ατυχημάτων

καθώς η πλειοψηφία τους πραγματοποιείται υπό συνθήκες καθαρού ουρανού και οφείλεται σε ανθρώπινο λάθος. Τέλος, μεγάλο ποσοστό των ΣμηΕΑ χρησιμοποιεί συσσωρευτές για την τροφοδότηση των κινητήρων και της μονάδας ελέγχου, γεγονός που χαρακτηρίζει τα ηλεκτρικά μη επανδρωμένα συστήματα ως οικονομικά από την άποψη του κόστους χρήσης ενώ από περιβαντολλογική σκοπιά σημειώνεται ότι δεν επιφέρουν κάποια επιβάρυνση όσον αφορά την εκπομπή ρύπων.

Παρά την εισαγωγή αξιοσημείωτων πλεονεκτημάτων από την χρήση μη επανδρωμένων αεροσκαφών πρέπει να υπογραμμιστεί πως υπάρχουν ορισμένες προβληματικές οι οποίες είναι απαραίτητο να ληφθούν υπ' όψην. Αρχικά, απαιτείται χειριστής ο οποίος οφείλει να πληρεί ορισμένα τυπικά προσόντα τα οποία καθορίζονται από την εκάστοτε νομοθεσία και θα παρουσιαστούν στην συνέχεια. Κατά δεύτερον, η χρήση ηλεκτρικών πολυκόπτερων χαρακτηρίζεται από μικρή χρονική αυτονομία πτήσης σε αντίθεση με τα ηλεκτροκίνητα ΣμηΕΑ σταθερών πτερύγων (FW: Fixed Wing) τα οποία όμως λόγω της φύσης της κατασκευή τους αδυνατούν να διατηρήσουν σταθερή θέση. Επιπρόσθετα, ο τηλεχειρισμός των ΣμηΕΑ λειτουργεί σε μια συγκεκριμένη εμβέλεια, το παρών μειονέκτημα μπορεί να ξεπεραστεί με την χρήση δορυφορικής επικοινωνίας μεταξύ σκάφους και χειριστή όπως άλλωστε συμβαίνει στα στρατιωτικά ΣμηΕΑ. Μία ακόμα προβληματική είναι οι περιορισμοί ασφαλείας οι οποίοι παρότι είναι απαραίτητο να τηρούνται ενίοτε στέκονται ως εμπόδιο στην άμεση διεκπεραίωση της πτήσης, συγκεκριμένα ο περιορισμός ύψους που επιβάλλεται από τον εκάστοτε εθνική Περιοχή Πληροφοριών Πτήσεων (Flight Information Region ή FIR) καθώς επίσης και η χρονική καθυστέρηση που μεσολαβεί μέχρι την έγκριση του σχεδίου πτήσης από την εκάστοτε υπηρεσία πολιτικής αεροπορίας.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, ο τρόπος δράσης των συστημάτων μη επανδρωμένων αεροσκαφών καθορίζεται από την νομοθεσία που διέπει τα ΣμηΕΑ κάθε κράτους, σημειώνεται πως τα κράτη μέλη του Διεθνή Οργανισμού Πολιτικής Αεροπορίας(ICAO) διαθέτουν μια κοινή νομοθετική βάση όσον αφορά τις πτήσεις ΣμηΕΑ. Θεωρώντας ως δεδομένο πως το σύστημα λήψης βιοσημάτων θα πρέπει να μεταφερθεί σε απόσταση μεγαλύτερη των πενήντα μέτρων από τον χειριστή του ΣμηΕΑ προκύπτει η ανάγκη δήλωσης σχεδίου πτήσης στην υπηρεσία πολιτικής αεροπορίας(ΥΠΑ) αλλά και η έγκριση αυτού πριν την απογείωση του ΣμηΕΑ. Η ελληνική νομοθεσία ορίζει πως οι πτήσεις ερασιτεχνικού χαρακτήρα μπορούν να πραγματοποιούνται χωρίς δήλωση σχεδίου πτήσης εάν και μόνο εάν η απόσταση μεταξύ ΣμηΕΑ και χειριστή παραμένει μικρότερη των πενήντα μέτρων ενώ ταυτόχρονα πραγματοποιείται σε γεωγραφική περιοχή για την οποία δεν υπάρχει κάποια δέσμευση από την ΥΠΑ. Οποιαδήποτε πτήση επαγγελματικού χαρακτήρα προϋποθέτει την ύπαρξη εγκεκριμένου σχεδίου πτήσης. Σχετικά με το δίπλωμα του χειριστή, γνωστοποιείται πως θα πρέπει να είναι κατηγορίας Β ή C, δηλαδή δίπλωμα που αναφέρεται σε ΣμηΕΑ μέγιστης μάζας απογείωσης (MTOM Maximum Take Off Mass) από 1 εώς 4 κιλά ή 4 εώς 25 κιλά. Η κατηγορία Α αναφέρεται σε ΣμηΕΑ 0 εώς 1 κιλού MTOM και δεν είναι αποδεκτά για την εφαρμογή που πραγματεύεται η εργασία καθώς ως MTOM ορίζεται το άθροισμα της μάζας του αεροσκάφους και της μάζας του υπό μεταφορά συστήματος. Σε συνδυασμό με την ύπαρξη του διπλώματος, ο χειριστής οφείλει να έχει πιστοποίηση για την ειδικότητα νυχτερινών πτήσεων όπως επίσης και για την ειδικότητα πτήσεων πάνω από πλήθος

για ενδεχόμενη ανάγκη πτήσης υπό αυτές τις συνθήκες. Σε περίπτωση πτήσης πάνω από πλήθος ο χειριστής οφείλει να έχει εφοδιάσει το ΣμηΕΑ με τα απαραίτητα συστήματα ασφαλείας όπως προφυλακτήρες ελίκων, κάλυψη με αφρώδες υλικό και αλεξίπτωτο ώστε να προληφθεί ο τραυματισμός ανθρώπων σε περίπτωση πτώσης. Τέλος όσον αφορά τα τυπικά προσόντα του χειριστή απαιτείται η πιστοποίηση του για πτήσεις BVLOS (Beyond Visual Line of Sign) αυτό σημαίνει πως ο χειριστής δύναται να πραγματοποιήσει πτήσεις μέσω οργάνων δηλαδή χωρίς να υπάρχει οπτική επαφή με το αεροσκάφος παρά μόνο η εικόνα που του δίνεται από την κάμερα του σκάφους σε συνδυασμό με τα δεδομένα της θέσης τους που παρέχονται από τους διάφορους αισθητήρες. Ενώ στα πλαίσια συμμόρφωσης με την ελληνική νομοθεσία, το ΣμηΕΑ δύναται να πετάει κάτω από τα 400 πόδια(120 μέτρα) ή πάνω από τα 46.000 πόδια, τα αναφερόμενα ύψη είναι τα όρια του ATHENS FIR και πρέπει να τηρούνται αυστηρά καθώς εντός των ορίων πραγματοποιούνται όλες οι πολιτικές πτήσεις. Επιπρόσθετα, λόγω της επαγγελματικής φύσης στη χρήση του ΣμηΕΑ επιβάλλεται η ύπαρξη ασφαλιστικής κάλυψης έναντι υλικών ζημιών τρίτων τουλάχιστον εώς 150.000 ευρώ και έναντι σωματικών βλαβών τουλάχιστον εώς 1.000.000 ευρώ.

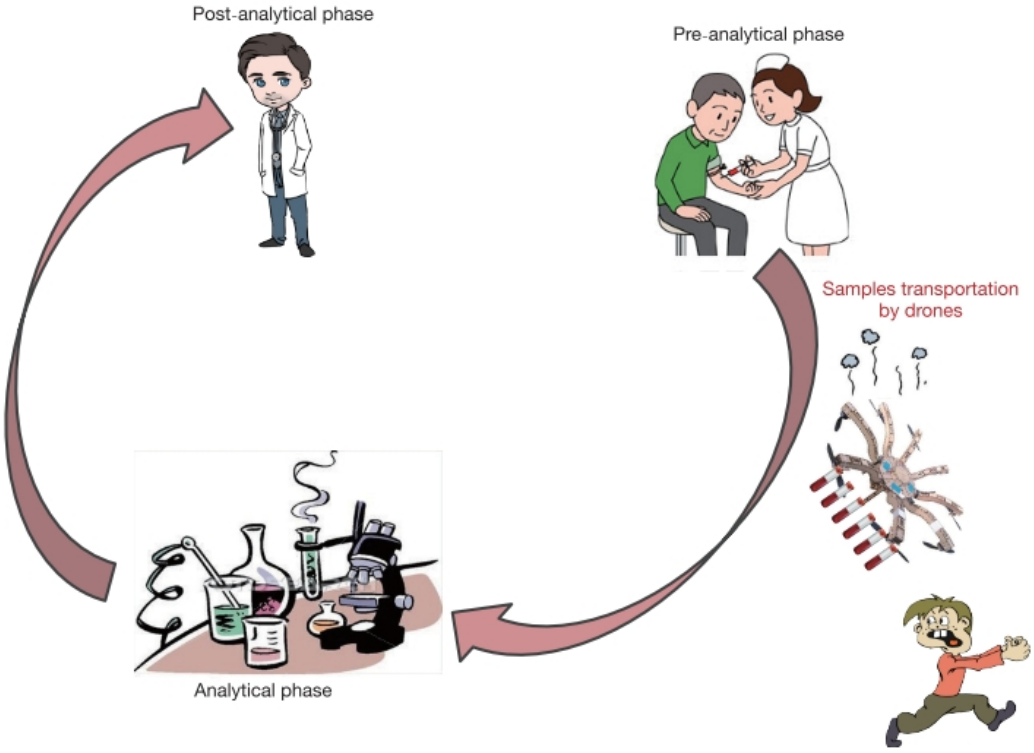
Εν κατακλείδι, υπογραμμίζεται πως η χρήση μη επανδρωμένων συστημάτων παρέχει ορισμένα πλεονεκτήματα όπως η ταχεία προσπέλαση δύσβατων σημείων, η αποφυγή της αστικής κίνησης και η ταχεία αναγνώριση τόσο της θέσης όσο και της κατάστασης του εκάστοτε περιστατικού. Παρ' όλα αυτά υπάρχουν προβληματικές όπως η ανάγκη χειριστή, η ενεργειακή αυτονομία των ΣμηΕΑ, οι χρονικές καθυστερήσεις που εισάγονται από νομικά ζητήματα αλλά και η εμβέλεια τηλεκατεύθυνσης του συστήματος. Ενώ η ανάγκη τήρησης των νομικών περιορισμών έχει επίδραση στον καθορισμό του μέγιστου ύψους, στα τυπικά προσόντα του χειριστή αλλά και στα χαρακτηριστικά του ασφαλιστικού συμβολαίου [1].

3.2 ΣΜΗΕΑ και ιατροφαρμακευτική περίθαλψη

Η διαδικασία μεταφοράς βιολογικών δειγμάτων απαιτεί την εξασφάλιση της διατήρησης της ποιότητας των υπό μεταφορών δειγμάτων με σκοπό την ανάλυση τους και την παραγωγή ορθών αλλά και αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Κατά τον δέκατο ένατο αιώνα εφαρμόστηκε η χρήση πνευματικών συστημάτων μεταφοράς όπου μια κάψουλα ταξιδεύει μέσα από ένα δίκτυο σωλήνων μέχρι να φτάσει στον τελικό προορισμό της. Το βασικότερο μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η ανάγκη ύπαρξης σταθερής υποδομής και η περιορισμένη απόσταση που δύναται να εξυπηρετήσει. Το σύστημα αυτό λειτούργησε κατά βάση για την κάλυψη των ενδονοσοκομειακών μεταφορών. Παρά την ευρεία χρήση του οφείλει να σημειωθεί πως λόγω των απότομων επιταχύνσεων η χρήση πνευματικού συστήματος περιοριζόταν σε ορισμένα είδη βιολογικών δειγμάτων διότι ανάλογα το είδος των δειγμάτων προέκυπταν ποιοτικές αλλοιώσεις.

Με το πέρας των ετών η μεταφορά των δειγμάτων βασίστηκε σε τροχοφόρα οχήματα για την κάλυψη μεγαλύτερων αποστάσεων, παρ' όλα αυτά συνέχισαν να εισάγονται περιορισμοί λόγω της φύσης τους οδικού δικτύου το οποίο, όπως είναι προφανές, αδυνατεί να καλύψει κάθε γεωγραφικό σημείο. Στο πλαίσιο εξέλιξης της μεταφοράς εισήχθη η χρήση μη επανδρωμένων αεροσκαφών η οποία σκοπεύει στην ταχεία μεταφορά των βιολογικών δειγμάτων ξεπερνώντας

τους προαναφερθέντες περιορισμούς. Επιπλέον, έπειτα από μελέτη προέκυψε πως η χρήση ΣμηΕΑ δεν επιφέρει αλλοιώσεις στην ποιότητα των δειγμάτων καθώς δεν παρουσιάζονται υψηλές επιταχύνσεις ή ταχύτητες ικανές να προκαλέσουν καταστροφή των δειγμάτων. Επιπρόσθετα, υπάρχει η δυνατότητα χρήσης ειδικών θερμαινόμενων κυτίων μεταφοράς ώστε η θερμοκρασία των δειγμάτων να παραμένει εντός των επιθυμητών ορίων [2], [3].



Εικόνα 3.1: Διαδικασία λήψης, μεταφοράς, ανάλυσης και μελέτης βιολογικών δειγμάτων [2]

Αξίζει να σημειωθεί πως τα ΣμηΕΑ έχουν συμβάλει στον τομέα της ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης και με άλλους τρόπους όπως η μεταφορά φαρμάκων, απινιδωτών αλλά και εμβολίων. [2]. Χαρακτηριστικό παράδειγμα μεταφοράς φαρμάκων μέσω ΣμηΕΑ αποτελεί ο σεισμός του 2010 στην Αϊτή, αντίστοιχα παραδείγματα συναντώνται στην Δομινικανή Δημοκρατία, στην Νέα Γουινέα και στην Ελβετία. Η εφαρμογή ΣμηΕΑ στην περίπτωση της Αϊτής πραγματοποιήθηκε από την Matternet, μια εταιρία που δραστηριοποιήθηκε σε συνεργασία με την Unicef και τους Γιατρούς Χωρίς Σύνορα. Στην περίπτωση της Matternet τα ΣμηΕΑ προγραμματίζονταν μέσω εφαρμογής κινητού τηλεφώνου η οποία με αυτόματο τρόπο έκανε την επιλογή της διαδρομής λαμβάνοντας υπ' όψιν τις καιρικές συνθήκες, την πυκνότητα του πληθυσμού στην περιοχή και την εναέρια κίνηση. Κατά την επιλογή διαδρομής αποφεύγονταν διαδρομές οι οποίες συμπεριλαμβάνουν τοπικά αεροδρόμια, σχολεία, δημόσιες πλατείες αλλά και δημόσια κτήρια. Τέλος, για λόγους ασφαλείας κάθε ΣμηΕΑ διέθετε αλεξίπτωτο μηχανισμό με σκοπό την προφύλαξη του ΣμηΕΑ σε περίπτωση πτώσης αλλά και την αποφυγή πρόκλησης υλικών ή σωματικών βλαβών σε τρίτους.

Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζονται ορισμένες εφαρμογές των ΣμηΕΑ στον τομέα της ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης καθώς επίσης και τα χαρακτηριστικά των υπό εφαρμογή συστημάτων.

Drone company	Healthcare items	Delivery location
Matternet	Blood, medications	Haiti, Dominican Republic, Papua New Guinea, Switzerland
DHL Parcel	Blood, medications	Germany
Zipline	Vaccines, blood	Rwanda
Flirtey	Medications	Virginia, Nevada
Delft University	Defibrillators	Netherlands

Πίνακας 3.1: Εφαρμογές ΣμηΕΑ στην ιατροφαρμακευτική περίθαλψη [4]

Ενδεικτικά υπογραμμίζεται πως το μη επανδρωμένο σύστημα Parcelcopter τρίτης γενιάς της DHL πραγματοποίησε πάνω από 130 διανομές φαρμάκων και αγαθών μεταξύ δύο Βαυαρικών χωριών στις περιοχή των Άλπεων μειώνοντας κατά 73,4% τον χρόνο που απαιτούσε η χερσαία μεταφορά. Όσον αφορά την περίπτωση μεταφοράς απινιδωτών με ΣμηΕΑ, εκτιμάται πως η μέθοδος αυτή θα αυξήσει τις πιθανότητες επιβίωσης του ασθενή στο 80% από το 8% που παρουσιάζουν οι παραδοσιακές υπηρεσίες επειγόντων περιστατικών [4].

Drone company	Launching pad	Delivery method
Matternet	Automated ground station	Automated ground station
DHL Parcel	Automated Skyport	Automated Skyport
Zipline	Nest	Paper parachute
Flirtey	Airport	Dropped by rope
Delft University	Hospital, clinic?	Ground landing

Πίνακας 3.2: Χαρακτηριστικά πτήσεων και παράδοσης αντικειμένων [4]

Drone company	Payload	Range	Speed
Matternet	2 kg (4.4 lb)	10 km (6.25 miles)	40 kmph 25 mph
DHL Parcel	4.4 lb	12 km (7.5 miles)	>40 mph
Zipline	3 lb	45 miles	90 mph
Flirtey	2 kg (4.4 lb)	20 miles	?
Delft University	4 kg (8.8 lb)	12 km (7.5 miles)	60 mph

Πίνακας 3.3: Τεχνικά χαρακτηριστικά των ΣμηΕΑ που χρησιμοποιήθηκαν [4]

3.3 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] Εφημερίδα Της Κυβερνήσεως Αριθμ. ΥΠΑ/Δ2/Δ/30005/12541

[2] G. Lippi and C. Mattiuzzi, “Biological samples transportation by drones: ready for prime time?,” *Ann. Transl. Med.*, vol. 4, no. 5, pp. 92–92, 2016.

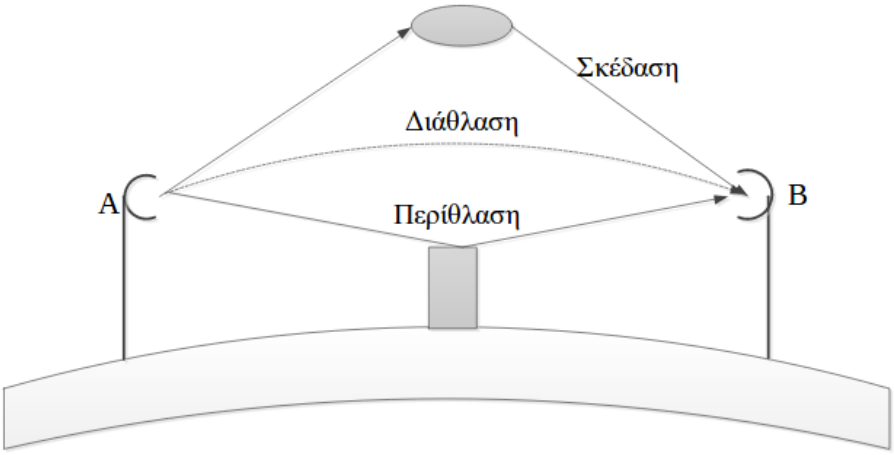
[3] T. K. Amukele, J. Street, K. Carroll, H. Miller, and S. X. Zhang, “Drone transport of microbes in blood and sputum laboratory specimens,” *J. Clin. Microbiol.*, vol. 54, no. 10, pp. 2622–2625, 2016.

[4] J. Scott and C. Scott, “Drone Delivery Models for Healthcare,” pp. 3297–3304, 2017.

4. Πρωτόκολλα επικοινωνίας

4.1 Επικοινωνία συστήματος και σταθμού βάσης

Σε αυτό το σημείο αξίζει να σημειωθεί ότι υπάρχουν ποικίλοι τρόποι με τους οποίους μπορεί να επιτευχθεί η επικοινωνία τους συστήματος και του σταθμού βάσης. Η αλληλεπίδραση των δύο συσκευών προβλέπεται να πραγματοποιηθεί με την βοήθεια κάποιας ασύρματης ζεύξης γεγονός που συνεπάγεται οτι θα πρέπει να ληφθούν υπόψιν όλοι εκείνοι οι παράγοντες που επηρεάζουν την επιτυχή μετάδοση της πληροφορίας ώστε ο εκάστοτε χρήστης να γνωρίζει τις περιοχές κάλυψης του δικτύου του. Θεωρώντας ότι το σύστημα οφείλει να λειτουργεί τόσο σε αστικό όσο και σε υπαίθριο περιβάλλον, η τηλεπικοινωνιακή βαθμίδα του συστήματος θα πρέπει να διατηρεί μια σχετική ανοχή σε παρεμβολές από άλλα δίκτυα που χρησιμοποιούν το ίδιο φασματικό κομμάτι ενώ ταυτόχρονα επιτυγχάνει βέλτιστη αξιοποίηση του φάσματος. Επιπλέον, φαινόμενα όπως η σκέδαση, η διάθλαση και η περίθλαση έχουν θεμελιώδη συμμετοχή στην διαδικασία μετάδοσης της πληροφορίας καθώς επίσης και το γεγονός πως η μετάδοση σε μη κενό χώρο προκαλεί επιπλέον αποσβέσεις με εκθετική μεταβολή ως προς την απόσταση. Άλλο ένα χαρακτηριστικό που πρέπει να πληρεί η συγκεκριμένη βαθμίδα του συστήματος είναι η συμμόρφωση με τον εκάστοτε εθνικό κανονισμό χρήσης φάσματος [1]. Τέλος, καθοριστικό παράγοντα στην επιλογή βαθμίδας επικοινωνίας θα παίξει το οικονομικό κόστος, το ενεργειακό κόστος λόγω χρήσης συσσωρευτή για την τροφοδότηση της, το μέγιστο δυνατό εύρος που παρέχεται από την βαθμίδα όπως επίσης και το βάρος ώστε να μην επηρεάζονται οι πτητικές ικανότητες του ΣμηΕΑ. Συμπερασματικά ,λοιπόν, είναι εμφανές πως πρέπει να επιτευχθεί ένα πολυπαραγοντικό trade-off σχετικά με τον τρόπο επικοινωνίας το οποίο θα εξασφαλίζει μια αξιόπιστη, οικονομική και αποδοτική ασύρματη ζεύξη.



Εικόνα 4.1: Φαινόμενα σκέδασης, διάθλασης και περίθλασης σε μια ασύρματη ζεύξη

Πηγή: Χ.Καψάλης, "Διάδοση Ραδιοκυμάτων", Σημειώσεις μαθήματος Ασύρματων Ζεύξεων

4.2 WIFI

Ως WIFI ορίζεται μια ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνολογία μετάδοσης πληροφορίας για ασύρματα τοπικά δίκτυα (wireless local area network WLAN) η οποία αλληλεπιδράει με συσκευές που βασίζονται στο πρότυπο IEEE 802.11. Η μετάδοση της πληροφορίας γίνεται μέσω ραδιοκυμάτων ή κατευθυνόμενου μέσου, έτσι οι συσκευές που είναι συμβατές με WiFi έχουν την ικανότητα να συνδεθούν στο διαδίκτυο μέσω ένος ασύρματου τοπικού δικτύου (WLAN) είτε ενός ασύρματου σημείου πρόσβασης (wireless access point WAP). Κατά τα πρότυπα IEEE 802.11X αξιοποιούνται κυρίως οι συχνότητες των 5GHz και 2.4GHz που ανήκουν στο δημόσιο φάσμα [2].

Όσον αφορά την επικοινωνία συστήματος και σταθμού βάσης, μπορεί να γίνει χρήση WiFi με την βοήθεια κάποιας διάταξης η οποία θα συνδέει το σύστημα σε WLAN ώστε να μπορεί να μεταδώσει τις πληροφορίες μέσω διαδικτύου σε κάποιον απομακρυσμένο server στον οποίο θα βρίσκεται συνδεδεμένος ο ιατρός προκειμένου να παρακολουθεί την κατάσταση του ασθενή.

Ένα πολύ σημαντικό πλεονέκτημα είναι το γεγονός πως το οικονομικό κόστος των WiFi chipset συνεχώς μειώνεται μετατρέποντας το σε μια ιδιαίτερα οικονομική επιλογή, την δεδομένη χρονική περίοδο μια από τις πλέον οικονομικές και αξιόπιστες επιλογές WiFi chipset είναι το ESP8266 με την τιμή μονάδας να ξεκινάει από τα 3 ευρώ . Επιπλέον, το WiFi λειτουργεί με βάση πρότυπα που διατηρούν παγκόσμια ισχύ με αποτέλεσμα οποιαδήποτε συσκευή που θεωρείται "WiFi certified" από την Wi-Fi Alliance να διατηρεί δυνατότητα λειτουργίας οπουδήποτε στην γη εφόσον υπάρχει WLAN να συνδεθεί. Νέα πρωτόκολλα Quality of Service (QoS) συνεχώς βελτιώνουν την ενεργειακή απόδοση των μηχανισμών που το αξιοποιούν ενώ ταυτόχρονα καταφέρνει να διατηρεί υψηλούς ρυθμούς μετάδοσης πληροφορίας με μέγιστη ταχύτητα τα 54Mbps, η οποία επιτυγχάνεται μέσω του IEEE 802.11g που θεωρείται η γρηγορότερη διαθέσιμη εμπορική έκδοση WiFi πρωτοκόλλου [3], [4].

Παρά τα σημαντικά πλεονεκτήματα, υπάρχουν ορισμένα χαρακτηριστικά τα οποία δεν μπορούν να αγνοηθούν, το σημαντικότερο από αυτά είναι το περιορισμένο εύρος του δικτύου, η ευαισθησία σε παρεμβολές καθώς επίσης και η ασφάλεια της μεταφοράς δεδομένων. Το εύρος λειτουργίας, της πλειοψηφίας των συσκευών που βασίζονται στα πρότυπα 802.11b και 802.11g, είναι τα 100 μέτρα, οφείλει να υπογραμμιστεί το γεγονός ότι η απόσταση αυτή έχει άμεση εξάρτηση από το κέρδος και τον τύπο της κεραίας που χρησιμοποιεί η εκάστοτε συσκευή. Θεωρητικά η απόσταση λειτουργίας μπορεί να ξεπεράσει τα 30 χιλιόμετρα με την χρήση ημι-παραβολικής κεραίας με κέρδος τουλάχιστον 15 dB. Ένας γενικός κανόνας είναι ότι η απόσταση λειτουργίας είναι ανάλογη του κέρδους της κεραίας λήψης και εξαρτάται από την κατευθυντικότητα της, γεγονός που εξασφαλίζει την ικανότητα επικοινωνίας σε μεγάλες αποστάσεις αλλά ταυτόχρονα δυσκολεύει την ύπαρξη ζεύξης μεταξύ σταθερού και κινητού σταθμού. Ως βέλτιστη επιλογή θα χαρακτηριζόταν μια ισοτροπική κεραία λήψης με μεγάλο κέρδος.

Από την άλλη, η κεραία εκπομπής οφείλει να συμμορφώνεται με τις εγχώριες ή

ευρωπαϊκές οδηγίες σχετικά με την μέγιστη επιτρεπόμενη ισχύ εκπομπής η οποία είναι τα 20dBm (100mW) για την συχνότητα των 2.4Ghz [5] και 23 με 36dbm (200 - 4000mW) για την συχνότητα των 5Ghz, ανάλογα με το κανάλι που αξιοποιείται [6] [7].

Ένα ακόμα μειονέκτημα της χρήσης του wifi είναι η ύπαρξη παρεμβολών από πληθώρα συσκευών οι οποίες αξιοποιούν την ίδια συχνότητα. Παραδείγματα τέτοιων συσκευών είναι οι φούρνοι μικροκυμάτων, ZigBee συσκευές, κάμερες ασφαλείας, ραδιοερασιτεχνικοί σταθμοί και ενίοτε οι Bluetooth συσκευές. Επιπλέον ένα μεγάλο ποσοστό των ΣμηΕΑ αξιοποιούν την συχνότητα των 2.4GHz για την επικοινωνία του αεροσκάφους με τον σταθμό εδάφους.

4.3 GSM-GPRS

Τα αρχικά GSM συντομογραφούν το πρότυπο Global System for Mobile Communications, το οποίο αναπτύχθηκε από τον Ευρωπαϊκό Τηλεπικοινωνιακό Συμβούλιο το 1982 και αποτελεί ένα κοινό Ευρωπαϊκό ψηφιακό σύστημα κινητής τηλεφωνίας. Ουσιαστικά το GSM διαδέχθηκε το πρώτης γενιάς αναλογικό κυψελοειδές σύστημα κινητής τηλεφωνίας.

Το GSM δίκτυο λειτουργεί σε τέσσερεις ζώνες συχνοτήτων, στην ζώνη GSM 900 ή αλλιώς Standard GSM, στην ζώνη GSM 1800 γεγονός που αύξησε σημαντικά την χωρητικότητα των δικτύων κινητής επικοινωνίας, GSM 1900 η οποία παρ ότι διατηρεί την δομή του GSM 900 κάνει χρήση διαφορετικών ζευγών συχνοτήτων όσον αφορά το Up link και Down link και τέλος η ζώνη E-GSM (Extended-GSM) το οποίο διεύρυνε τις περιοχές συχνοτήτων Up link και Down link κατά 10Hz έκαστη καλύπτοντας έτσι την αυξημένη κίνηση του δικτύου. Αξίζει να σημειωθεί ότι παρότι το GSM δίκτυο λειτουργεί για τις ανάγκες της τηλεφωνίας, επεκτείνεται και στην μετάδοση δεδομένων μέσω του GPRS (General Packet Radio Service) το οποίο παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στα πλαίσια της παρούσας εργασίας. Το GPRS αξιοποιεί το GSM δίκτυο έτσι ώστε να μεταδώσει IP πακέτα σε εξωτερικά δίκτυα όπως το Internet ενώ δύναται και η μετάδοση μηνυμάτων μέσω της υπηρεσίας SMS (Short Message Service). Το GPRS επιτυγχάνει μέγιστη ταχύτητα μετάδοσης 115.2 kbps καθώς επίσης αποτελεί μια από τις βέλτιστες επιλογές δικτύου μεταφοράς δεδομένων για real-time εφαρμογές [8].

Σε αυτό το σημείο έχει σημασία να υπογραμμιστεί η κάλυψη του GSM-GPRS δικτύου η οποία παρ ότι εξαρτάται από τον εκάστοτε πάροχο κινητής τηλεφωνίας συνήθως είναι αρκετά μεγάλη όπως φαίνεται και στον χάρτη κάλυψης δικτύου παρακάτω.

Όσον αφορά το κατασκευαστικό μέρος της εργασίας το GSM-GPRS δίκτυο μπορεί να παίξει κομβικό ρόλο στο κομμάτι της μετάδοσης των δεδομένων από το σύστημα μετρήσεως στον σταθμό βάσης όπως έχει γίνει σε πληθώρα άλλων εφαρμογών. Παραδείγματα τέτοιων εφαρμογών είναι real-time συστήματα εντοπισμού, κινητές GPRS μονάδες ελέγχου της ατμοσφαιρικής ρύπανσης, συστήματα μετάδοσης μετρήσεων από μονάδες επαγωγικής θέρμανσης και συστήματα IR αισθητήρων με GSM μεταφορά δεδομένων [8]-[11]. Η χρήση συσκευών GSM-GPRS είναι μια οικονομική επιλογή που εξασφαλίζει την επικοινωνία της συσκευής τόσο σε αστικό όσο και σε υπαίθριο περιβάλλον αν και οφείλει να τονιστεί ότι υπάρχει περιορισμός όσον αφορά μη κατοικημένες περιοχές και ιδίως περιοχές με υψηλό υψόμετρο που είναι αδιάφορες για

τις εταιρίες κινητής με αποτέλεσμα να μην παρέχεται κάλυψη GSM δικτύου. Το πρόβλημα αυτό μπορεί, μερικώς, να λυθεί καθώς ορισμένοι πάροχοι κινητής τηλεφωνίας προσφέρουν την δυνατότητα αξιοποίησης δορυφορικού δικτύου με επιπλέον χρέωση.

Στην παρούσα εργασία, η σύνδεση μιας GSM-GPRS συσκευής επιτρέπει την μετάδοση δεδομένων ανά τακτά χρονικά διαστήματα με την μορφή κειμένου είτε σε άλλη κινητή συσκευή μέσω GSM όπως ένα κινητό τηλέφωνο ή οποιοδήποτε υπολογιστικό σύστημα που υποστηρίζει χρήση GSM είτε σε κάποιον web server μέσω GPRS. Η παραπάνω υλοποίηση απαιτεί την ύπαρξη κάρτας SIM με σκοπό την ταυτοποίηση του αποστολέα αλλά και του δέκτη των μηνυμάτων. Η επιλογή κάρτας SIM ουσιαστικά αποτελεί και την επιλογή του παρόχου κινητής τηλεφωνίας ο οποίος καθορίζει και την κάλυψη του δικτύου ενώ παράλληλα εξασφαλίζει την χρήση πρωτοκόλλων ασφαλείας στην επικοινωνία πομπού και δέκτη. Μειονέκτημα στην επιλογή της συγκεκριμένης μεθόδου επικοινωνίας, έγκειται το κόστος χρήσης του δικτύου το οποίο καθορίζεται με βάση των όγκο των μεταδιδόμενων δεδομένων και διαφέρει από πάροχο σε πάροχο σε αντίθεση με την επιλογή της μετάδοσης δεδομένων μέσω WiFi στην οποία δεν υπάρχει οικονομική χρέωση κατά την μεταφορά των δεδομένων. Ένα ακόμα μειονέκτημα είναι η αδυναμία σύνδεσης της συσκευής στο δίκτυο όταν αυτή βρίσκεται σε υπόγειες εγκαταστάσεις λόγω μη αρκετά ισχυρού σήματος ή γενικότερα σε τοποθεσίες όπου υπάρχει ισχυρή εξασθένιση του σήματος. Τέλος, λόγω της συνεχής προόδου και εξέλιξης των δικτύων κινητής τηλεφωνίας, το GSM-GPRS προβλέπεται να αντικατασταθεί πλήρως σε βάθος χρόνου από νέες τεχνολογίες όπως η LTE η οποία συμβαδίζει με την τεχνολογία τέταρτης γενιάς (4G) που θα παρουσιαστεί στην συνέχεια.

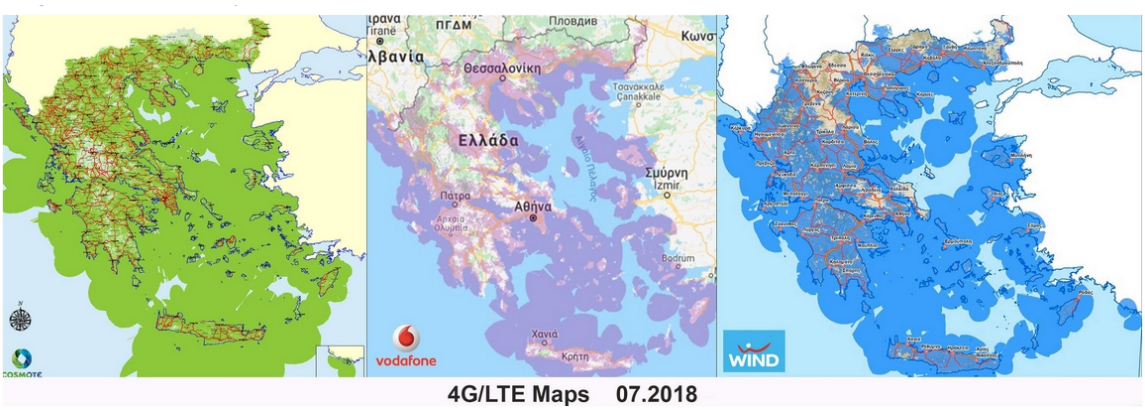
4.4 4G

Ως 4G ορίζεται η τεχνολογία δικτύου τέταρτης γενιάς η οποία αφορά τον κλάδο των κινητών τηλεπικοινωνιών. Η ανάγκη εδραίωσης και αξιοποίησης ενός δικτύου τέταρτης γενιάς προέκυψε από την συνεχώς αυξανόμενη απαίτηση υποστήριξης εφαρμογών και υπηρεσιών πολυμέσων πλούσιων σε περιεχόμενο καθώς επίσης από την ανάγκη επίτευξης αδιάκοπης περιαγωγής όσο και άμεσης διαλειτουργικότητας.

Ο τίτλος 4G δύναται να αποδοθεί στο πρότυπο LTE advance το οποίο πληρεί τις προδιαγραφές του οργανισμού ITU-R (International Telecommunication Union for Radio communication). Το συγκεκριμένο πρότυπο διαθέτει ως βάση του το GSM στο οποίο όμως έχουν προστεθεί νέες τεχνικές διαμόρφωσης με αποτέλεσμα την επίτευξη αυξημένης χωρητικότητας αλλά και αυξημένου ρυθμού μετάδοσης τόσο σε επίπεδο καθόδου όσο και σε ανόδου. Επιπρόσθετα, προκύπτει μείωση της ενεργειακής κατανάλωσης για την μετάδοση της πληροφορίας, αύξηση της διεκπεραιωτικής ικανότητας του δικτύου ενώ ταυτόχρονα προκύπτουν λιγότερες απώλειες πακέτων σε σχέση με παλαιότερα πρότυπα [12]. Αξίζει να σημειωθεί πως το πρότυπο LTE advanced είναι σχεδιασμένο να επιτυγχάνει ρυθμούς μετάδοσης έως 300Mbps στην καθοδική ζεύξης και έως 75Mbps στην ανοδική ζεύξη, οι πραγματικές ταχύτητες όμως έχουν άμεση εξάρτηση από τον εκάστοτε εξοπλισμό που χρησιμοποιείται. Η τεχνολογία αυτή επιχειρεί να υποστηρίξει την ικανότητα επικοινωνίας κινητών συσκευών οι οποίες κινούνται με ταχύτητα έως 500 χλμ/ώρα. Τέλος, η διαλειτουργικότητα της τεχνολογίας τέταρτης γενιάς

εξασφαλίζει την ομαλή και σχεδόν ακαριαία μετάβαση από δίκτυο σε δίκτυο. Μια συσκευή που επικοινωνεί μέσω του 4G δικτύου μπορεί με ευκολία να μεταβεί σε δίκτυο παλαιότερης γενιάς (πχ GSM), σε ελάχιστο χρόνο, όταν η περιοχή στην οποία βρίσκεται σταματήσει να καλύπτεται από το 4G δίκτυο αλλά παραμένει εντός κάλυψης 2G ή 3G δικτύου.

Το ασύρματο δίκτυο LTE αποτελεί μια ενδιαφέρουσα επιλογή για την τηλεπικοινωνιακή βαθμίδα του συστήματος που πραγματεύεται η παρούσα εργασία καθώς προσφέρει την δυνατότητα μετάδοσης δεδομένων σε μικρότερο χρόνο με τις ελάχιστες δυνατές καθυστερήσεις και την μέγιστη ενεργειακή απόδοση γεγονός μείζονος σημασίας αφού το σύστημα μετρήσεων τροφοδοτείται από συσσωρευτή. Υπενθυμίζεται πως μια τέτοια τηλεπικοινωνιακή βαθμίδα απαιτεί την χρήση κάρτας SIM, όπως και στη περίπτωση του GSM-GPRS δικτύου, η οποία παρέχει έναν μοναδικό τρόπο ταυτοποίησης, ενώ παράλληλα εξασφαλίζει την χρήση πρωτοκόλλων ασφαλείας και κατά συνέπεια μια ασφαλή τηλεπικοινωνιακή ζεύξη [13]. Όπως και στην περίπτωση του GSM-GPRS η χρήση κάρτας SIM συνεπάγεται την ανάγκη επιλογής παρόχου κινητής τηλεφωνίας δηλαδή την χρήση συνδρομητικής υπηρεσίας αλλά και την εξάρτηση της κάλυψης του δικτύου από τον εκάστοτε πάροχο. Ιδιαίτερα θετικό είναι το γεγονός πως η κάλυψη του 4G δικτύου έχει την τάση να αυξάνεται καθώς πληθαίνει ο αριθμός των χρηστών και το πλήθος εφαρμογών του, παρ' όλα αυτά οι απομακρυσμένες περιοχές και ιδίως περιοχές με υψηλό υψόμετρο δεν βρίσκονται εντός της κάλυψης του δικτύου. Τέλος, οι συχνότητες που αξιοποιούνται από το LTE advanced δίκτυο στην Ευρώπη είναι αυτές των 800MHz, 1800MHz και 2600MHz επομένως είναι συχνότητες που δεν παρεμβάλλονται στην συχνότητα επικοινωνίας του ΣμηΕΑ με τον σταθμό χειρισμού (2400MHz) καθιστώντας εφικτή την χρήση του δικτύου τέταρτης γενιάς.



Εικόνα 4.2: Χάρτης κάλυψης 4G/LTE [4]

Όσον αφορά το κατασκευαστικό σκέλος της εργασίας προέκυψε οτι υπάρχουν λίγες ολοκληρωμένες βαθμίδες 4G/LTE οι οποίες διατηρούν σημαντικά υψηλό κόστος σε σχέση με τις προαναφερθείσες επιλογές (WiFi, GSM). Μια από αυτές τις επιλογές παρέχεται από την Cooking

4 Πηγή: http://mobilemaps.freesite.host/el/xartes-kalypsis-3g-4g.html

Hacks και βασίζεται στο ολοκληρωμένο LE190 στην τιμή των 372 euro ανά μονάδα, την δεδομένη χρονική στιγμή. Οικονομικότερη επιλογή αποτελούν συστήματα που κάνουν χρήση του ολοκληρωμένου SIM7000E (η έκδοση E ανταποκρίνεται στους περιορισμούς της Ευρωπαϊκής Κατανομής Συχνοτήτων) με το μειονέκτημα πως, ενώ παρέχονται ελεύθερα τα σχέδια κατασκευής τους, στα πλαίσια της open source φιλοσοφίας, δεν διατίθενται κατασκευασμένα καθώς δεν έχει διαδοθεί ακόμα η χρήση τους με αποτέλεσμα την έλλειψη σχετικής βιβλιογραφίας.

Εν κατακλείδι, παρατηρείται οτι η τεχνολογία τέταρτης γενιάς παρέχει αξιοσημείωτα πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες τεχνολογίες παρότι διατηρεί την προβληματική του υψηλού κόστους καθώς επίσης και την έλλειψη βιβλιογραφίας γύρω από την χρήση της σε συνδυασμό με Arduino. Παρ' όλα αυτά, τονίζεται το γεγονός πως αποτελεί τεχνολογία αιχμής, την δεδομένη χρονική περίοδο, η οποία πρόκειται να αντικαταστήσεις παλαιότερες τεχνολογίες και κατά συνέπεια χρήζει ενδιαφέροντος.

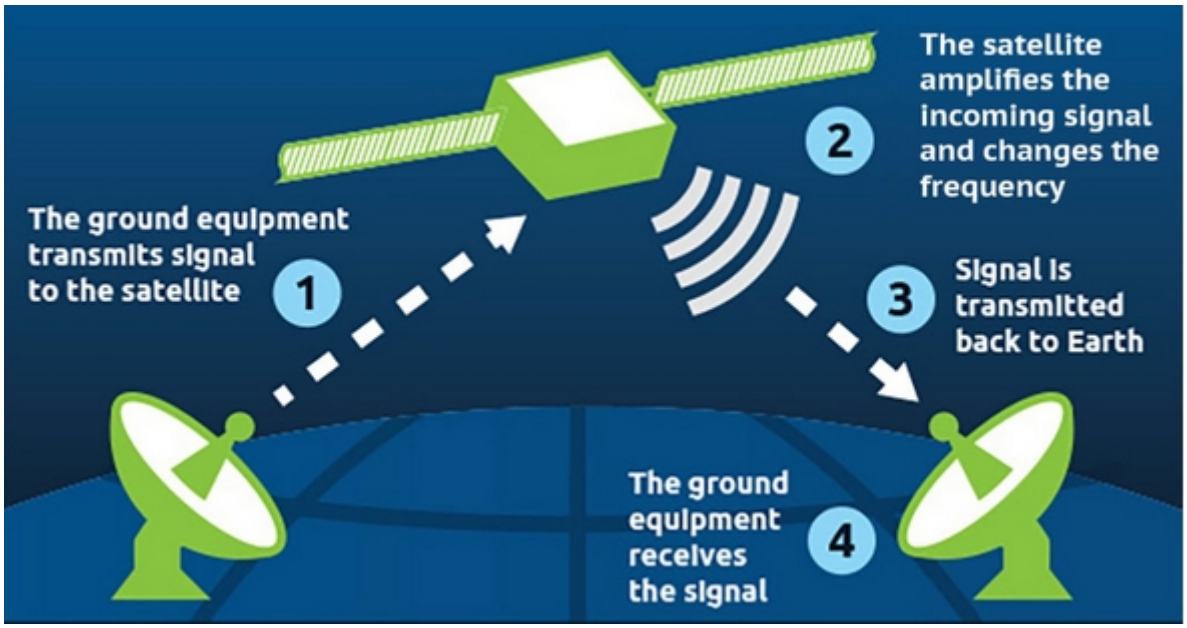
Εικόνα 4.3: Σύστημα LTE συμβατό με Arduino[5]

4.5 Δορυφορικές Ζεύξεις

Οι δορυφορικές επικοινωνίες είναι βασισμένες σε τεχνητούς δορυφόρους, κατά βάση γεωστατικούς, οι οποίοι βρίσκονται σε τροχιά γύρω από την γη, με γωνιακή ταχύτητα ίση με την ταχύτητα περιστροφής της γης ώστε να βρίσκονται μόνιμα πάνω από το ίδιο σημείο. Κύρια

5 Πηγή: https://www.cooking-hacks.com

λειτουργία τους είναι να λαμβάνουν σήματα από επίγειους σταθμούς και να τα αναμεταδίδουν σε άλλους καλύπτοντας με αυτόν τον τρόπο αξιοσημείωτα μεγάλες αποστάσεις χωρίς να απαιτείται “line of sight” ζεύξη μεταξύ των δύο επίγειων σταθμών. Ουσιαστικά οι δορυφόροι επιλύουν το πρόβλημα της καμπυλότητας της γης που επηρεάζει τις κλασικές μεθόδους επικοινωνίας. Η μετάδοση των σημάτων από και προς τον δορυφόρο επιτυγχάνεται με την χρήση ραδιοκυμάτων και μικροκυμάτων και συνήθως αφορούν την λήψη και μετάδοση ραδιοτηλεοπτικών σημάτων, σημάτων τηλεφωνίας, internet καθώς επίσης και στρατιωτικών εφαρμογών.



Εικόνα 4.4: Περιγραφή δορυφορική επικοινωνίας δύο επίγειων σταθμών [6]

Όσον αφορά τα πλεονεκτήματα της χρήσης δορυφορικών ζεύξεων, αξίζει να σημειωθεί πως ποικίλλουν. Ένα από τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα είναι η δυνατότητα κάλυψης όλων των γεωγραφικών περιοχών ,χερσαίων και μη, και κατ' επέκταση η παροχή υψηλών ταχυτήτων μετάδοσης δεδομένων σε απομακρυσμένες περιοχές. Έτσι παρέχεται η δυνατότητα σύνδεσης στο Internet από οποιοδήποτε σημείο της γης γεγονός το οποίο δύναται να λειτουργήσει προς όφελος της εργασίας καθώς το υπό κατασκευή σύστημα θα μπορούσε να μεταδίδει σχεδόν σε πραγματικό χρόνο τις μετρήσεις που λαμβάνει προς οποιοδήποτε σημείο. Κατ' αυτόν τον τρόπο ξεπερνιέται ο περιορισμός υψομέτρου που εισάγεται από το GSM και LTE δίκτυο κινητής τηλεφωνίας. Επιπλέον, η λειτουργία του δορυφορικού δικτύου είναι ανεξάρτητη από την λειτουργία των επίγειων υποδομών, αφού οι δορυφορικές μεταδόσεις μπορούν να παραμείνουν σε ισχύ χωρίς να επηρεάζονται από τις επίγειες συνθήκες. Ισχυρό πλεονέκτημα αποτελεί η ευελιξία του, ένας δορυφόρος μπορεί να εναλλάσσει τον σκοπό που εξυπηρετεί ανά τακτά χρονικά διαστήματα, την μια στιγμή να λειτουργεί σαν κόμβος ενός δικτύου και την επόμενη να εξυπηρετεί κάποιον ανεξάρτητο σκοπό. Έτσι το δορυφορικό σύστημα επικοινωνιών έχει την ιδιότητα να εξυπηρετεί έκτακτες ανάγκες για τις οποίες δεν υπάρχουν επαρκείς χερσαίοι πόροι.

6 Πηγή: https://www.intelsatgeneral.com/satellite-basics/

Από την άλλη, τα δορυφορικά συστήματα απαιτούν συνεχή παρακολούθηση και ρύθμιση της θέσης τους προκειμένου να εξασφαλίζεται η παραμονή τους στις επιθυμητές τροχιές. Ως συστήματα έχουν μεγάλο κόστος εγκατάστασης μιας και η κατασκευή αλλά και η εισαγωγή ενός δορυφόρου σε τροχιά είναι πολύπλοκες διαδικασίας που απαιτούν έρευνα και χρήση εξειδικευμένων υλικών. Ως αποτέλεσμα, ο συνδυασμός των παραπάνω δεδομένων, αυξάνει το κόστος χρήσης των δορυφορικών υπηρεσιών και τις καθιστά ακριβότερες σε σχέση με τις υπηρεσίες κινητής τηλεφωνίας. Ένα ακόμα μειονέκτημα της χρήσης δορυφόρων είναι η εξάρτηση της ποιότητας της ζεύξης από φυσικά φαινόμενα όπως η βροχή και η ηφαιστειακή σκόνη. Όταν παρεμβάλλεται ισχυρή βροχή ή πυκνή ηφαιστειακή σκόνη στην "line of sight" ζεύξη, μεταξύ δορυφόρου και σταθμού εδάφους, εισάγεται εξασθένιση στο μεταδιδόμενο σήμα η οποία υπό συνθήκες μπορεί να διακόψει την μετάδοση του σήματος [14].

Στην παρούσα εργασία, η δορυφορική επικοινωνία αποτελεί μία από τις πιθανές μεθόδους επικοινωνίας μεταξύ συστήματος μετρήσεων και σταθμού βάσης. Σαν είδος επικοινωνίας έχει την ικανότητα να ξεπεράσει το μειονέκτημα του Wifi με την εμβέλεια καθώς επίσης και το πρόβλημα του GSM-GPRS-LTE με το υψόμετρο και τις μη κατοικημένες περιοχές παρ όλα αυτά διατηρεί την προβληματική της χρήσης σε κλειστούς χώρους στους οποίους υπερτερεί το Wifi. Μία ακόμα προβληματική βασίζεται στο γεγονός ότι σαν μέθοδος επικοινωνίας δεν είναι διαδεδομένη για χρήση με Arduino, κατά συνέπεια υπάρχει περιορισμένη συμβατότητα συσκευών δορυφορικής επικοινωνίας με Arduino και μικρή υποστήριξη από την κοινότητα. Την παρούσα χρονική περίοδο το μόνο σύστημα που εκ κατασκευής είναι ικανό να αλληλεπιδράσει με Arduino είναι το RockBLOCK το οποίο επιτρέπει την αποστολή και λήψη σύντομων μηνυμάτων μέσω του δορυφορικού δικτύου iridium. Το δίκτυο iridium είναι ένα παγκόσμιο δίκτυο που καλύπτεται από έναν αστερισμό 66 LEO (Low Earth Orbit) δορυφόρων και παρέχει κάλυψη σε οποιοδήποτε γεωγραφικό σημείο. Για την λειτουργία του απαιτείται μηνιαία συνδρομή στο σύστημα The CORE το οποίο λειτουργεί σαν εντοπιστής και διαχειριστής των RockBLOCK συσκευών. Σχετικά με τα διάφορα κόστη, την δεδομένη χρονική στιγμή η τιμή του υπολογιστικού συστήματος RockBLOCK Mk2 ανέρχεται στα 249.95USD ενώ η μηνιαία συνδρομή στο σύστημα The CORE, στα 14USD.

Εικόνα 4.5: Σύστημα δορυφορικής επικοινωνίας RockBLOCK Mk2[7]

Συμπερασματικά λοιπόν, η δορυφορική επικοινωνία αποτελεί μια καλή, ευέλικτη και αποτελεσματική λύση, η οποία μπορεί να επιτύχει υψηλές ταχύτητες μετάδοσης με μικρές καθυστερήσεις για την υλοποίηση συστημάτων μετάδοσης δεδομένων σε σχεδόν πραγματικό χρόνο. Διατηρεί ανοχή στις καιρικές συνθήκες παρουσιάζοντας όμως ευαισθησία σε ισχυρές βροχοπτώσεις και στην ηφαιστειακή σκόνη. Παρόλα αυτά, το μεγαλύτερο της μειονέκτημα είναι το υψηλό της κόστος στο επίπεδο του εξοπλισμού, το οποίο στην προκειμένη περίπτωση προσεγγίζει το συνολικό κατασκευαστικό κόστος του συστήματος μετρήσεων.

7 Πηγή: https://www.sparkfun.com/products/13745

4.6 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] Σημειώσεις μαθήματος Ασύρματων Ζεύξεων, “Διάδοση Ραδιοκυμάτων” Χ.Καψάλης

[2] Εφημερίδα Της Κυβερνήσεως Αριθμ.: οικ.1900/51/Φ211

[3] K. Shailandra, “An overview of Technical aspect for WiFi Networks Technology,” *Int. J. Electron. Comput. Sci. Eng.*, vol. 1, pp. 28–34, 2012.

[4] G. Bianchi, “Performance analysis of the IEEE 802.11 distributed coordination\nfunction,” *IEEE J. Sel. Areas Commun.*, vol. 18, no. 3, pp. 535–547, 2000.

[5] G. Ism, H. En, and T. T. E. Directive, “EN 300 328 - V1.7.1 - Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Wideband transmission systems; Data transmission equipment operating in the 2,4 GHz ISM band and using wide band modulation techniques; Harmonized EN covering essential ,” *Intellect. Prop.*, vol. 1, pp. 1–42, 2006.

[6] ETSI, “En 301 893,” vol. 1, pp. 1–26, 2012.

[7] A. Surface and M. Guidance, “of article 3 . 2 of the R & TTE Directive for,” vol. 1, pp. 1–26, 2011.

[8] N. Chadil, A. Russameesawang, and P. Keeratiwintakorn, “Real-Time Tracking Management System Using GPS , GPRS and Google Earth,” *Proc. ECTI-CON 2008*, pp. 393–396, 2008.

[9] A. R. Al-Ali, I. Zualkernan, and F. Aloul, “A mobile GPRS-sensors array for air pollution monitoring,” *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 10, pp. 1666–1671, 2010.

[10] M. S. Zaghloul, “GSM-GPRS Arduino Shield (GS-001) with SIM 900 Chip Module in Wireless Data Transmission System for Data Acquisition and Control of Power Induction Furnace,” *2014 Int. J. Sci. Eng. Res.*, vol. 5, no. 4, pp. 776–780, 2014.

[11] P. Kumar and P. Kumar, “Arduino-Based Wireless Intrusion Detection Using IR Sensor and GSM,” *2013 Int. J. Comput. Sci. Mob. Comput.*, vol. 2, no. 5, pp. 417–424, 2013.

[12] A. M. Safwat and H. Mouftah, “4G network technologies for mobile telecommunications,” *IEEE Netw.*, vol. 19, no. 5, pp. 3–4, 2005.

[13] Y. E. R. Julio, “Design ubiquitous architecture for telemedicine based on mhealth Arduino 4G LTE,” *2016 IEEE 18th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv. Heal. 2016*, 2016.

[14] D. C. Hogg and T. S. Chu, “The Role of Rain in Satellite Communications,” *Proc. IEEE*, vol. 63, no. 9, pp. 1308–1331, 1975.

5. Εισαγωγή εννοιών για την λειτουργία Arduino και αισθητήρων

5.1 Πρωτόκολλα I2C και SPI

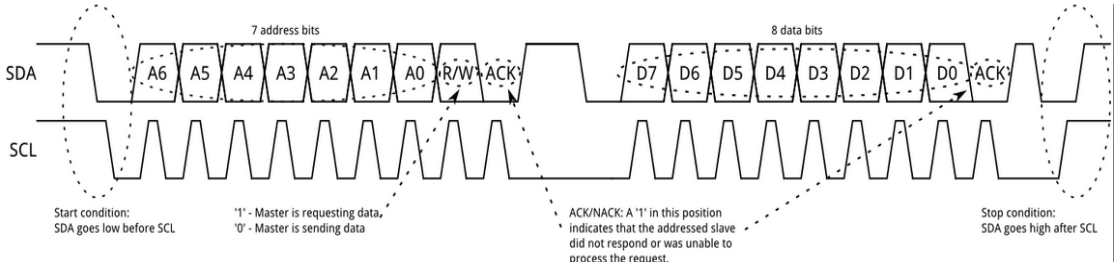
Σε αυτό το σημείο της εργασίας γίνεται μια σύντομη ανάλυση για τις κύριες μεθόδους με τις οποίες επιτυγχάνεται η επικοινωνία μεταξύ δύο συσκευών, της κύριας συσκευής (master) πού στην περίπτωση μας είναι η προγραμματιζόμενη πλακέτα Arduino και της εκάστοτε δευτερεύουσας συσκευής (slave) η οποία μπορεί να είναι κάποιος αισθητήρας, οθόνη ή επικοινωνιακή βαθμίδα. Το Arduino διαθέτει I2C (Inter-Intergrated Circuit) και SPI (Serial Peripheral Interface) διαδρόμους (bus) τα οποία είναι γραμμές μέσω των οποίων μπορεί να μεταφέρει σήματα, είτε αυτά είναι παλμοί του ρολογιού είτε πληροφορία. Προκειμένου λοιπόν να γίνει κατανοητός ο τρόπος επικοινωνίας θεωρήθηκε χρήσιμη η παρουσίαση των I2C και SPI πρωτοκόλλων τα οποία αφορούν την διαχείριση των ομώνυμων διαδρόμων της master συσκευής.

Αρχικά τονίζεται πως μπορούν να βρίσκονται παραπάνω από μια συσκευές στον ίδιο διάδρομο επομένως απαιτείται η ύπαρξη ενός μέσου διάκρισης των slave έτσι ώστε η master συσκευή να αναγνωρίζει την διεύθυνση του αποστολέα των μηνυμάτων που δέχεται αλλά και να μπορεί να διευθυνσιοδοτεί τα μηνύματα που πρόκειται να αποστείλει. Για τον παραπάνω λόγο, κάθε ηλεκτρονική συσκευή διαθέτει μια προκαθορισμένη ταυτότητα ID ή μια μοναδική διεύθυνση συσκευής. Το I2C bus αποτελείται από δυο γραμμές, την γραμμή του σειριακού ρολογιού (SCL ή Serial Clock) και την γραμμή σειριακών δεδομένων (SDA ή Serial Data) όπου η πρώτη συγχρονίζει τις μεταδόσεις δεδομένων που πρόκειται να συμβούν, ενώ η δεύτερη περιέχει τα μεταδιδόμενα δεδομένα. Ο διάδρομος I2C είναι open-drain διάδρομος, αυτό σημαίνει πως το ρεύμα περνάει από τους συνδεδεμένους κόμβους και όχι έξω από αυτούς, επομένως κρίνεται απαραίτητη η χρήση pull-up αντιστάσεων ώστε να μην εμφανίζονται βραχυκυκλώματα μεταξύ των pin. Όσον αφορά το πρωτόκολλο I2C γνωστοποιείται πως λειτουργεί με σειρές δεδομένων των 8 bit και για λόγους συγχρονισμού ένα bit μεταδίδεται πριν από κάθε σειρά των 8 bit ώστε να σηματοδοτήσει την έναρξη, την λήξη ή την επιβεβαίωση της αποστολής. Αναλυτικότερα, για την έναρξη της επικοινωνίας γίνεται μετάδοση ενός Start bit, έπειτα μεταδίδονται τα 8 bit που περιέχουν την διεύθυνση της slave συσκευής ώστε να γίνει γνωστό ποια συσκευής απασχολεί τον διάδρομο, στη συνέχεια μεταδίδεται το πρώτο Acknowledge bit (ACK bit) το οποίο υποδεικνύει αν η προηγούμενη αποστολή πραγματοποιήθηκε ή όχι με επιτυχία. Εάν είναι επιτυχής η αποστολή, μετά το ACK bit υπάρχει μια σειρά 8 bit που υποδηλώνει την διεύθυνση του εσωτερικού καταχωρητής της slave συσκευής στην οποία αναφέρονται τα δεδομένα που θα μεταφερθούν στην συνέχεια. Συμπερασματικά λοιπόν, βάση πρωτοκόλλου η επικοινωνία ξεκινά με Start Bit, διεύθυνση slave συσκευής των 8 bit όπου το LSB υποδηλώνει την διαδικασία που θα πραγματοποιηθεί(read ή write), ACK bit, διεύθυνση εσωτερικού καταχωρητή slave συσκευής, ACK bit, σειρές δεδομένων των 8 bit στις οποίες μεσολαβούν ACK bits για την εξασφάλιση της ορθής λειτουργίας, ενώ η σειρά περατώνεται με χρήση Stop bit.

Η φορά σύμφωνα με την οποία λαμβάνει χώρα η μεταφορά των δεδομένων πάνω στον διάδρομο είναι αμφίδρομη καθώς απαιτείται ενημέρωση του slave από τον master για την ανάγκη

λήψης δεδομένων, ενώ ο slave είναι αυτός που θα μεταβιβάσει την πληροφορία. Επιπρόσθετα, άξιο αναφοράς είναι το γεγονός πως το εν λόγω πρωτόκολλο διαθέτει μηχανισμούς για την περίπτωση απώλειας δεδομένων ή αποτυχημένης αποστολής τα οποία για λόγους απλότητας δεν χρειάζεται να αναφερθούν στην παρούσα εργασία.

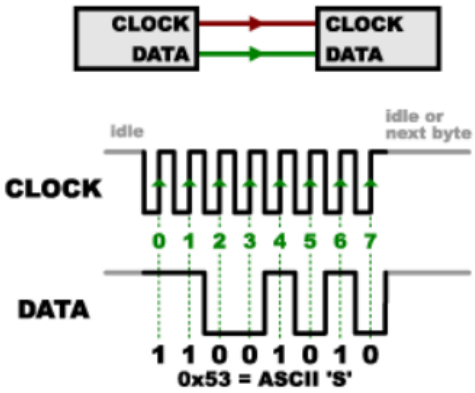
Εν κατακλείδι, η διαχείριση του I2C διαδρόμου γίνεται μέσω της τήρησης του I2C πρωτοκόλλου το οποίο υποδεικνύει μεταφορά δεδομένων ανά 8 bit και χρήση σημάτων για τον ορισμό της έναρξης, της λήξης αλλά και της ορθής διεκπεραίωσης των μεταδόσεων [1].



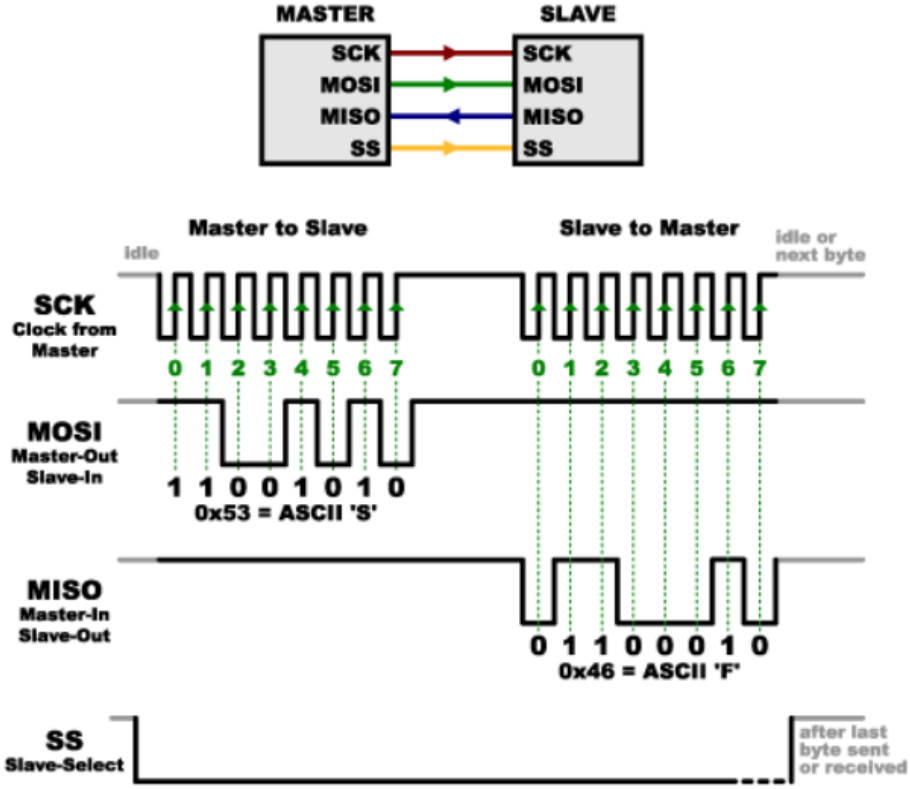
Εικόνα 5.1: Χρονισμός γραμμών SDA, SCL κατά την χρήση I2C πρωτοκόλλου [1]

Από την άλλη πλευρά, ο διάδρομος SPI λειτουργεί με παρόμοια αρχή λειτουργίας καθώς απαιτεί δύο γραμμές όπως ακριβώς και ο διάδρομος I2C, μία γραμμή για τους παλμούς τους ρολογιού (SCL), η οποία ελέγχεται από τον master και μία για την μεταφορά των δεδομένων, ουσιαστικά αποτελεί έναν σύγχρονο διάδρομο δεδομένων. Για την χρήση του SPI διαδρόμου απαιτούνται καταχωρητές ολίσθησης (shift registers), αυτό έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της πολυπλοκότητας του υλικού σε σχέση με ασύγχρονες μεθόδους μεταφοράς δεδομένων, όπως η UART (Universal Asynchronous Receiver / Transmitter).

Όπως είναι λογικό, η γραμμή μεταφοράς των δεδομένων πρέπει να λειτουργεί και με τις δύο φορές, αυτό σημαίνει πως πρέπει να υπάρχει η δυνατότητα αποστολής δεδομένων από τον master στον slave και το αντίστροφο, για να επιτευχθεί αυτό το χαρακτηριστικό η γραμμή των δεδομένων αποτελείται από τουλάχιστον δύο γραμμές, MOSI και MISO. Ο όρος MOSI είναι συντομογραφία του Master Out/ Slave In και εξυπηρετεί την αποστολή δεδομένων από τον master στον slave ενώ αντίστοιχα ως MISO ορίζεται η συντομογραφία Master In/Slave Out για να δηλωθεί η μεταφορά δεδομένων από τον slave προς τον master. Παραπάνω, αναφέρθηκε πως το ρολόι του διαδρόμου ελέγχεται από τον master, επομένως ο εκάστοτε master πρέπει να υπολογίζει πως οι παλμοί του ρολογιού επαρκούν όχι μόνο για την αποστολή δεδομένων από τον master στο slave αλλά και για την αντίστροφη διαδικασία όπως φαίνεται παρακάτω. Το γεγονός αυτό διαφοροποιεί το SPI πρωτόκολλο από τις ασύγχρονες μεθόδους επικοινωνίας που επιτρέπουν την μεταφορά δεδομένων, ανεξαρτήτου φοράς, σε ακαθόριστες χρονικές στιγμές. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό της γραμμής δεδομένων του SPI bus είναι η γραμμή επιλογής slave συσκευής (Slave Select ή SS), μέσω της συγκεκριμένης γραμμής ο master δίνει εντολή στον εκάστοτε slave της επιλογής του να ενεργοποιηθεί με σκοπό να μεταδώσει ή να λάβει δεδομένα.



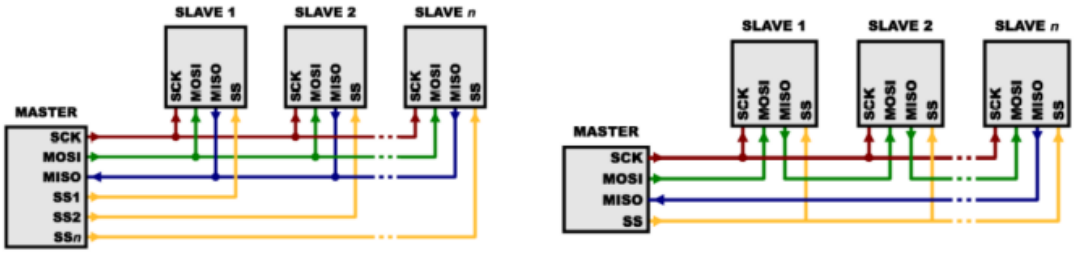
Εικόνα 5.2: Σύγχρονη επικοινωνία μεταξύ συσκευών κατά I2C [2]



Εικόνα 5.3: Λειτουργία SPI πρωτοκόλλου [2]

Μια επιπλέον διαφορά μεταξύ SPI και I2C είναι ο τρόπος σύνδεσης πολλών slave στον ίδιο διάδρομο, στην περίπτωση του I2C υπάρχει μοναδικός τρόπος σύνδεσης, αφού κάθε σειρά δεδομένων αποστέλλεται, αφού έχει γίνει η δήλωση του παραλήπτη, ενώ στην περίπτωση του SPI διαδρόμου προκύπτουν δύο μέθοδοι σύνδεσης. Για τον πρώτο τρόπο σύνδεσης απαιτείται πλήθος SS γραμμών ίσο με το πλήθος των slave έτσι ώστε να ενεργοποιείται ένας την φορά και να μονοπωλεί τις γραμμές μεταφοράς δεδομένων. Σε περίπτωση που δεν υπάρχουν αρκετές διαθέσιμες γραμμές από την πλευρά του master, η λύση αυτή μπορεί να πραγματοποιηθεί με την βοήθεια ενός δυαδικού αποκωδικοποιητή που θα δέχεται σαν είσοδο n γραμμές και θα βγάζει σαν

έξοδο 2^n . Ο δεύτερος τρόπος σύνδεσης προϋποθέτει την αλυσιδωτή σύνδεση των MOSI γραμμών των slave και την σύνδεση όλων των SS στην ίδια γραμμή. Έτσι με την ενεργοποίηση της κοινής SS όλοι οι slave ενεργοποιούνται ταυτόχρονα και τα δεδομένα από τον master μεταφέρονται διαδοχικά σε κάθε slave. Η παραπάνω μέθοδος σύνδεσης είναι αποδοτική μόνο στην περίπτωση που δεν υπάρχουν αποστολές δεδομένων από τις slave συσκευές προς τον master αφού όπως φαίνεται, η MISO έξοδος του master συνδέεται μόνο με τον τελευταίο slave [2].



Εικόνα 5.4: Μέθοδοι σύνδεσης πολλών slave στο ίδιο SPI bus [2]

Συγκρίνοντας τις δυο μεθόδους επικοινωνίας που παρουσιάστηκαν παραπάνω προκύπτει πως η χρήση I2C είναι σαφώς γρηγορότερη καθώς έχει την δυνατότητα να φέρει 8 bit πληροφορίας παράλληλα σε αντίθεση με την SPI η οποία χρησιμοποιώντας μόνο μια γραμμή (MISO ή MOSI) και αναγκάζεται να μεταφέρει ένα bit την φορά αξιοποιώντας έναν καταχωρητή ολίσθησης. Παρά το γεγονός πως και οι δύο μέθοδοι επιτρέπουν την σύνδεση πολλών slave συσκευών, ο SPI διάδρομος εισάγει την προβληματική πως όλες οι επικοινωνίες ελέγχονται από τον master. Ενώ από πλευράς υλικού ο διάδρομος SPI παρουσιάζει μικρότερη πολυπλοκότητα αφού απαιτεί λιγότερες γραμμές μεταφοράς δεδομένων, υπό την συνθήκη ότι δεν βρίσκονται συνδεδεμένοι πολλοί slave (υπενθυμίζεται πως κάθε slave απαιτεί δική του SS γραμμή).

Συγκρίνοντας τις δυο μεθόδους επικοινωνίας που παρουσιάστηκαν παραπάνω προκύπτει πως η χρήση I2C είναι σαφώς γρηγορότερη καθώς έχει την δυνατότητα να φέρει 8 bit πληροφορίας παράλληλα σε αντίθεση με την SPI η οποία χρησιμοποιώντας μόνο μια γραμμή (MISO ή MOSI) και αναγκάζεται να μεταφέρει ένα bit την φορά αξιοποιώντας έναν καταχωρητή ολίσθησης. Παρά το γεγονός πως και οι δύο μέθοδοι επιτρέπουν την σύνδεση πολλών slave συσκευών, ο SPI διάδρομος εισάγει την προβληματική πως όλες οι επικοινωνίες ελέγχονται από τον master. Ενώ από πλευράς υλικού ο διάδρομος SPI παρουσιάζει μικρότερη πολυπλοκότητα αφού απαιτεί λιγότερες γραμμές μεταφοράς δεδομένων, υπό την συνθήκη ότι δεν βρίσκονται συνδεδεμένοι πολλοί slave (υπενθυμίζεται πως κάθε slave απαιτεί δική του SS γραμμή).

5.2 Πρωτόκολλο One-Wire

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, δύο ιδιαίτερα σημαντικά πρωτόκολλα επικοινωνίας μεταξύ του Arduino και των διαφόρων αισθητήρων είναι τα SPI και I2C πρωτόκολλα παρόλα αυτά άξιο αναφοράς είναι και το One-Wire πρωτόκολλο το οποίο εξασφαλίζει την επικοινωνίας με

αισθητήρες που χρησιμοποιούν πακέτα πληροφορίας διαφόρων χωρητικοτήτων. Ως πρωτόκολλο αναπτύχθηκε από την Dallas Semiconductor Corp με σκοπό την επικοινωνία σε χαμηλούς ρυθμούς μετάδοσης σε συνδυασμό με την οικονομία στην χρήση ακροδεκτών και την έλλειψη γραμμής ρολογιού.

Η βάση της one-wire επικοινωνίας είναι ένα σειριακό πρωτόκολλο το οποίο απαιτεί μονάχα μία γραμμή μεταφοράς δεδομένων και ένα επίπεδο γείωσης, η γείωση χρησιμοποιείται ως επίπεδο αναφοράς προκειμένου οι διάφορες συσκευές να “βλέπουν” τα δυναμικά σε μια κοινή βάση. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό είναι η εφαρμογή της master-slave λογική στην σύνδεση και επικοινωνία μεταξύ των εκάστοτε βαθμίδων. Για την εκκίνηση της επικοινωνίας, η κύρια συσκευή (master) έχει την ευθύνη της αποστολής ενός εναρκτήριου σήματος στην slave συσκευή με την οποία πρόκειται να επικοινωνήσει. Στην συνέχεια η slave συσκευή δηλώνει πως έλαβε το σήμα και είναι έτοιμη για αποστολή δεδομένων, η δήλωση αυτή γίνεται μέσω σήματος το οποίο αντιστοιχεί σε λογικό 0 δεδομένης χρονικής διάρκειας. Έπειτα, έχοντας εγκαταστήσει τον δίαυλο επικοινωνίας πραγματοποιείται η αποστολή των δεδομένων και αντίστοιχα η λήψη τους από την επεξεργαστική μονάδα που εκτελεί χρέη κύριας συσκευής. Με την ολοκλήρωση της αποστολής ο slave υποχρεούται να στείλει μήνυμα τερματισμού με σκοπό την ενημέρωση της κύριας μονάδας και την ελευθέρωση του διαδρόμου. Να σημειωθεί πως στον ίδιο διάδρομο δύναται να βρίσκονται παραπάνω από μία συσκευή για αυτόν τον λόγο έχει σημασία η ελευθέρωση του διαδρόμου με το πέρας της μετάδοσης των δεδομένων. Τέλος, σχετικά με την ταυτοποίηση των συσκευών που λειτουργούν βάσει του one-wire πρωτοκόλλου αναφέρεται πως διαθέτουν μια μοναδική, εργοστασιακή ταυτότητα η οποία δεν μπορεί να αλλάξει. Η ταυτότητα αυτή έχει μέγεθος 64 bit όπου το ελάχιστο σημαντικό byte δηλαδή τα τελευταία 8bit υποδηλώνουν τον τύπο της συσκευής, ενώ το μέγιστα σημαντικό byte είναι σταθερό για όλες τις one-wire συσκευές.

Προχωρώντας οι συσκευές που συμμετέχουν στο παρόν πρωτόκολλο χαρακτηρίζονται ως συσκευές ανοιχτής διαρροής (open drain), το γεγονός αυτό συνεπάγεται πως η χρήση pull up αντιστάσεων είναι επιτακτική. Όπως αναλύεται στην συνέχεια της εργασίας, οι pull up αντιστάσεις τοποθετούνται προκειμένου να εξασφαλίσουν την διατήρηση των κατάλληλων δυναμικών για την κατανόηση των σημάτων από τις συσκευές. Έτσι, προκύπτει το συμπέρασμα πως η απουσία τους από το σχηματικό διάγραμμα και κατ' επέκταση από την πραγματική συνδεσμολογία του κυκλώματος αποβαίνει καταστροφική για τον one-wire δίαυλο επικοινωνίας. Επιπρόσθετα, οι one-wire συσκευές παρουσιάζουν μια ιδιαιτερότητα ως προς τον τρόπο τροφοδοσίας τους. Υπάρχουν δύο τρόποι με τους οποίους μπορεί να επιτευχθεί η τροφοδοσία της συσκευής με τάση, ο ένας είναι η εξωτερική σύνδεση του ακροδέκτη τροφοδοσίας με την κατάλληλη τάση, ουσιαστικά απαιτούνται τρεις ακροδέκτες(τροφοδοσίας, δεδομένων, γείωσης), ενώ ο δεύτερος τρόπος επιτυγχάνεται με την βοήθεια παρασιτικών φαινομένων και απαιτεί την χρήση μόνο δύο γραμμών για την επίτευξη της επικοινωνίας, της γραμμής μεταφοράς και της γείωσης. Χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής του one-wire πρωτοκόλλου σε συνδυασμό με την παρασιτική τροφοδότηση της slave συσκευής είναι το iButton, μια συσκευή που αναπτύχθηκε από την εταιρεία Maxim Integrated. Κάθε iButton φέρει μια μοναδική ψηφιακή διεύθυνση των 64 bit. Ουσιαστικά είναι ένα ατσάλινο περίβλημα το οποίο περιέχει ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα,

σκοπός του περιβλήματος είναι η προστασία του κυκλώματος από τις περιβαλλοντολογικές συνθήκες. Σαν συσκευή, το iButton έχει την ικανότητα να λειτουργήσει ως μια μορφή ηλεκτρονικής ταυτότητας αλλά και ως μέσο αποθήκευσης δεδομένων, για παράδειγμα μπορεί να εφαρμοστεί ως ένα ψηφιακό πορτοφόλι για την πραγματοποίηση μικρών συναλλαγών.

Συμπερασματικά, το παρόν πρωτόκολλο επικοινωνίας είναι ένα μέσο μεταφοράς δεδομένων με σειριακό τρόπο το οποίο ανταποκρίνεται εξαιρετικά σε εφαρμογές που απαιτούν οικονομία στην χρήση των ακροδεκτών καθώς επιτυγχάνει την λειτουργία του με δύο ή τρεις ακροδέκτες. Η έναρξη και η λήξη της επικοινωνίας γίνεται βάσει της αποστολής σημάτων ώστε να εξασφαλίζεται η λειτουργικότητα του διαύλου. Εφαρμόζει την master-slave λογική και χαρακτηρίζεται ως open drain με αποτέλεσμα να απαιτεί την τοποθέτηση pull up αντιστάσεων, ενώ όσον αφορά την εκάστοτε τάση τροφοδοσίας παρέχει την δυνατότητα χρήσης εξωτερικής τάσης τροφοδοσίας αλλά και παρασιτικής τάσης τροφοδοσίας [3].

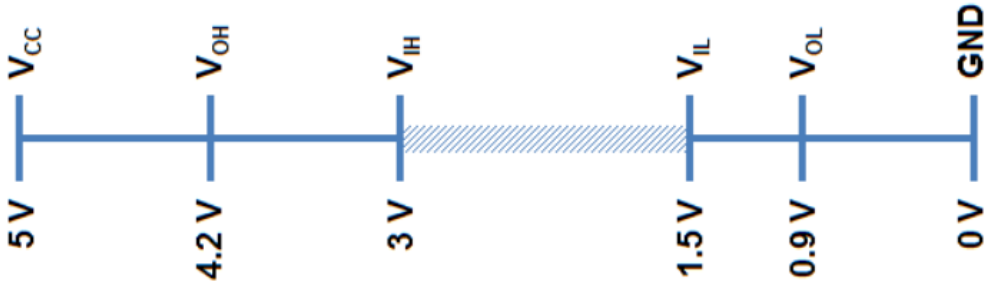
Εικόνα 5.5: iButton [3]

5.3 Pull up Αντιστάσεις

Η παρούσα εργασία πραγματεύεται την σύνδεση διαφόρων βαθμίδων με μια κεντρική επεξεργαστική μονάδα γεγονός που απαιτεί την χρήση ψηφιακή λογικής για την επικοινωνία μεταξύ των κυκλωμάτων. Ως συνέπεια προκύπτει η ανάγκη χρήσης pull up αντιστάσεων για την εξασφάλιση της ορθής λειτουργίας των διαφόρων ακροδεκτών και την διατήρηση των κατάλληλων τιμών τάσης.

Αρχικά, οφείλουμε να ορίσουμε τι εννοούμε με την έννοια της ψηφιακής λογικής. Όπως είναι γνωστό ο επεξεργαστής της κεντρικής μονάδας (Arduino) έχει την ικανότητα αναγνώρισης δύο καταστάσεων, των καταστάσεων της δυαδικής λογικής δηλαδή τις τιμές 0 και 1. Οι τιμές αυτές όμως, αναφέρονται στο λογικό επίπεδο, ενώ σε φυσικό επίπεδο μεταφράζονται ως εξής, το

λογικό 0 εννοεί πως δεν υπάρχει δυναμικό στο σημείο σε αντίθεση με το λογικό 1 που υποδεικνύει την ύπαρξη κάποιου επιπέδου τάσης. Συγκεκριμένα, λόγω της φύσης των υλικών και της επιρροής που ασκείται στα εκάστοτε κυκλώματα από το περιβάλλον δεν μπορεί να θεωρηθεί πως το λογικό 0 αντιστοιχεί στην τάση των 0V ενώ το λογικό 1 αντιστοιχεί σε μια δεδομένη μη μηδενική τιμή τάσης, για τον λόγο αυτό ορίζονται δύο διαστήματα τάσεων τα οποία αντιστοιχούν στην δυαδική λογική.



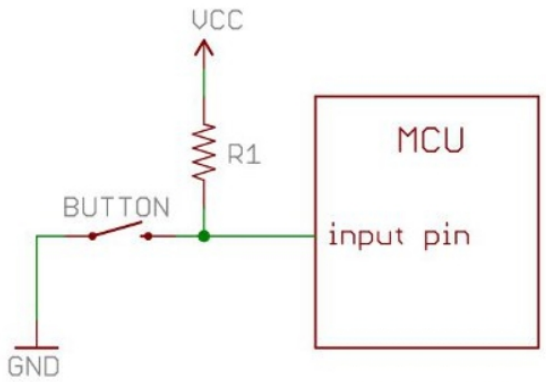
Εικόνα 5.6: Αντιστοίχιση τιμών τάσης σε λογικές τιμές [8]

Στην περίπτωση του Arduino Mega 2560 οι τάσεις από 0.9V εώς 1.5V θεωρούνται λογικό 0 (LOW) ενώ οι τάσεις από 3V εώς 4.2V θεωρούνται λογικό 1 (HIGH).

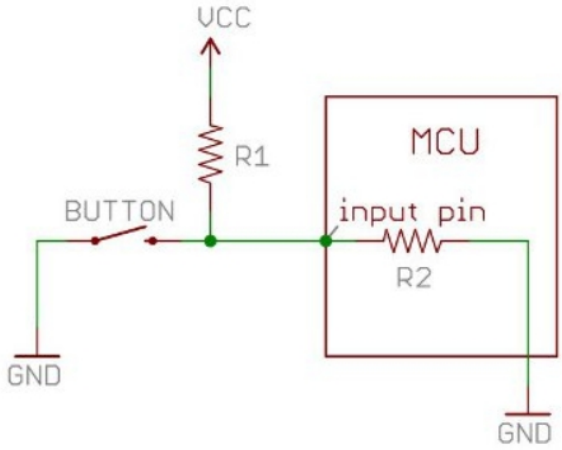
Για την καλύτερη κατανόηση της ανάγκης χρήσης αντιστάσεων υποθέτουμε την ύπαρξη μιας επεξεργαστικής μονάδας (MicroController Unit ή MCU) όπου ένας ακροδέκτης της βρίσκεται συνδεδεμένος με ένα κανονικά-ανοιχτό κομβίο (Normally Open Button, NO). Το κομβίο έχει το ένα άκρο του συνδεδεμένο με την MCU και το άλλο άκρο του γειωμένο. Σε αυτήν την περίπτωση εάν η επεξεργαστική μονάδα προβεί στην ανάγνωση της κατάστασης του ακροδέκτη το αποτέλεσμα της είναι αμφίβολο. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι διότι ο ακροδέκτης βρίσκεται μετέωρος (floating) καθώς σχηματίζει ένα ανοιχτοκύκλωμα με την γείωση. Προκειμένου να προληφθεί αυτή η κατάσταση πραγματοποιείται σύνδεση του ακροδέκτη με pull up ή pull down αντίσταση, δηλαδή με μια αντίσταση που έχει το ένα της άκρο στον υπό μελέτη ακροδέκτη και το άλλο της άκρο στην τάση τροφοδοσίας ή στην γείωση αντίστοιχα. Άξιο σημείωσης είναι το γεγονός πως η μέθοδος αυτή επιφέρει μια μικρή κατανάλωση ισχύος καθώς η αντίσταση που συνδέθηκε διαρρέεται από κάποιο ρεύμα. Στην περίπτωση που το κομβίο είναι ανοιχτό η εφαρμογή της αντίστασης εξασφαλίζει την ροή ρεύματος προς την MCU με αποτέλεσμα ο ακροδέκτης να βρίσκεται σε κατάσταση HIGH(λογικό 1), ενώ για κλειστό κομβίο προκύπτει κατεύθυνση του ρεύματος προς την γείωση και ανάγνωση LOW (λογικού 0) από τον επεξεργαστή. Είμαστε υποχρεωμένοι να υπογραμμίσουμε πως εάν δεν υπήρχε η αντίσταση αλλά μια απλή βραχυκύκλωση του ακροδέκτη με την τάση τροφοδοσίας τότε παρότι θα παρουσιαζόταν λογικό 1 στην περίπτωση του ανοιχτού διακόπτη, το κλείσιμο του κομβίου θα ήταν καταστροφικό καθώς θα προκαλούσε βραχυκύκλωση της τάσης τροφοδοσίας με την γείωση.

8 Πηγή: https://learn.sparkfun.com/tutorials/digital-to-analog

Η τιμή των αντιστάσεων καθορίζεται από δύο βασικούς παράγοντες. Αρχικά για κλειστό κομβίο πρέπει να επιλεχθεί τιμή αντίστασης που να επιτρέπει την ροή μιας αποδεκτής τιμής ρεύματος η οποία μπορεί να γίνει ανεκτή από το σύστημα χωρίς να προκαλέσει την οποιαδήποτε καταστροφή. Αντίθετα, για ανοιχτό κομβίο η τιμή της αντίστασης καθορίζει την τάση του ακροδέκτη η οποία όπως αναφέρθηκε παραπάνω θα πρέπει να βρίσκεται εντός ορίων ώστε να αναγνωστεί ως λογικό 1 (HIGH) από τον επεξεργαστή. Η τιμή της αντίστασης πρέπει να ικανοποιεί ταυτόχρονα τις δύο παραπάνω συνθήκες, ενώ δεν πρέπει να αγνοείται πως η γραμμή μεταφοράς του σήματος του ακροδέκτη διαθέτει κάποια αντίσταση η οποία κυμαίνεται από 100k εώς 1MΩ έτσι η αντίσταση της γραμμής μεταφοράς δημιουργεί έναν διαιρέτη τάσης.



Εικόνα 5.7: Δημιουργία λογικού 1 (high) μέσω pull-up αντίστασης [4]



Εικόνα 5.8: Διαιρέτης τάσης μεταξύ pull up και εσωτερικής αντίστασης MCU [4]

Προκειμένου να κατανοηθεί η επίδραση του διαιρέτη τάσης στην επιλογή pull up αντίστασης θεωρούμε R1 ίση με 1MΩ, R2 ίση με 1MΩ και Vcc ίση με 5V, επομένως λόγω του διαιρέτη τάσης η τιμή του δυναμικού στον κοινό ακροδέκτη των δύο αντιστάσεων προκύπτει από την παρακάτω εξίσωση.

$$V = Vcc * R1/(R1 + R2) \qquad (1)$$

Για το παράδειγμα μας η τιμή αυτή είναι 2.5V η οποία δεν αντιστοιχεί σε καμία λογική κατάσταση. Για την αποφυγή αντίστοιχων περιστατικών μπορεί να εφαρμοστεί σαν γενικός κανόνας πως η pull up αντίσταση πρέπει να έχει τιμή μικρότερη του 1/10 της τιμής της αντίστασης της γραμμής μεταφοράς. Μια ακόμα πιθανή επιπλοκή από την μη ορθή χρήση pull up αντιστάσεων είναι η εισαγωγή καθυστερήσεων στο μεταδιδόμενο σήμα, η οποία συμβαίνει για

υψηλές τιμές αντίστασης. Το φαινόμενο αυτό βασίζεται στο γεγονός πως το σύστημα που τροφοδοτεί τον ακροδέκτη διαθέτει κάποια χωρητικότητα, η οποία σε συνδυασμό με την pull up αντίσταση λειτουργεί ως RC φίλτρο το οποίο χρειάζεται κάποιο χρόνο να φορτιστεί και να αποφορτιστεί.

Τέλος, όσον αφορά τον αναλυτικό υπολογισμό, της τιμής της pull up αντίστασης, υπογραμμίζεται πως μπορεί να πραγματοποιηθεί με απλή εφαρμογή του νόμου του Ohm εάν γνωρίζουμε την επιθυμητή τιμή του ρεύματος διαρροής της αντίστασης. Για παράδειγμα, αν επιθυμούμε 1mA ρεύματος σε ένα σύστημα με τάση τροφοδοσίας ίση με 5V, εφαρμόζοντας τον νόμο του Ohm προκύπτει αντίσταση 5kΩ.

$$V = I * R \rightarrow R = V/I \rightarrow R = 5V/1mA \rightarrow R = 5kOhm \quad (2)$$

Από την άλλη μεριά η χρήση του νόμου του Ohm δεν συμπεριλαμβάνει την αντίσταση της γραμμής μεταφοράς έχοντας ως αποτέλεσμα την παραγωγή μιας προσεγγιστικής λύσης. Εν κατακλείδι είναι δυνατός ένας προσεγγιστικός υπολογισμός της τιμής της pull up αντίστασης αλλά η άγνοια της πραγματικής τιμής της αντίστασης της γραμμής μεταφοράς όπως επίσης και της χωρητικότητα της εκάστοτε βαθμίδας μας αναγκάζει να πειραματιστούμε με την τιμή των pull up αντιστάσεων για την επίτευξη μιας αξιοπρεπούς ποιότητας σήματος [4].

5.4 Μετατροπή σήματος από Αναλογικό σε Ψηφιακό

Η διαδικασία μετατροπής του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό ή αντίστοιχα του ψηφιακού σε αναλογικό έχει ιδιαίτερη σημασία για την αλληλεπίδραση μεταξύ διαφόρων συστημάτων, χάριν συντομίας οι μετατροπές αυτές αναγράφονται ως ADC (Analog-Digital-Conversion) και DAC (Digital-Analog-Conversion).

Σε μια προσπάθεια αναλυτικότερης περιγραφής της διαδικασίας μετατροπής ενός σήματος αξίζει να υπενθυμίσουμε ότι οι μικροεπεξεργαστές λειτουργούν κατά ψηφιακό τρόπο που σημαίνει πως είναι ικανοί να αναγνωρίσουν δύο λογικές καταστάσεις, το λογικό 0 και το λογικό 1. Οι λογικές αυτές καταστάσεις αντιστοιχούν σε κάποια εύρη τάσεων όπως έχει ήδη αναφερθεί στο κομμάτι των pull up αντιστάσεων. Ανατρέχοντας στην εικόνα 5.6 αντιλαμβανόμαστε ότι για το Arduino Mega 2560 το λογικό 1 αντιστοιχεί στο εύρος 3 εώς 5 Volt, ενώ το λογικό 0 στο εύρος 0 εώς 1,5 Volt, παρόλα αυτά πρέπει να αναρωτηθούμε τι θα συμβεί εάν το σήμα εισόδου βρίσκεται στο εύρος 1,5 με 3 Volt. Επίσης τι διαδικασία πρέπει να ακολουθηθεί στην περίπτωση χρήσης ενός αναλογικού αισθητήρα, για τους μικροεπεξεργαστές που λειτουργούν υπό την τάση 5Volt το σήμα αυτό αντιστοιχεί σε μια τιμή τάσης από 0,01Volt έως και 4,99Volt. Την απάντηση, στα δυο αυτά ερωτήματα, έρχονται να δώσουν οι διαδικασίες

DAC και ADC οι οποίες υλοποιούνται μέσω των αντίστοιχων κυκλωμάτων μετατροπής και βασίζονται στις παρακάτω εξισώσεις.

.

$$\frac{Resolution\ of\ the\ ADC}{System\ Voltage} = \frac{ADC\ Reading}{Analog\ Voltage\ Measured}$$

$$\frac{1023}{5} = \frac{ADC\ Reading}{Analog\ Voltage\ Measured} \qquad (3)$$

Οι μετατροπείς ADC κρίνονται απαραίτητοι για τα περισσότερα συστήματα μικροεπεξεργαστών, κατά συνέπεια είναι σύνηθες να ενσωματώνονται στα συστήματα αυτά ώστε να μην απαιτείται χρήση εξωτερικών κυκλωμάτων. Στην περίπτωση του Arduino Mega 2560 οι ADC μετατροπείς έχουν ως είσοδο τους αναλογικούς ακροδέκτες A0 έως A7, επομένως οποιαδήποτε τιμή τάσης παρουσιαστεί σε κάποιον αναλογικό ακροδέκτη θα μετατραπεί σε μια ψηφιακή τιμή από το 0 εώς το 1023 [5].

5.5 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] Learn.sparkfun.com. (2018). *I2C - learn.sparkfun.com*. [online] Available at: https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c/introduction.

[2] “Serial Peripheral Interface (SPI) - learn.sparkfun.com.” [Online]. Available: https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi.

[3] “What Is an iButton Device? - Application Note - Maxim.” [Online]. Available: https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/3808.

[4] “Pull-up Resistors - learn.sparkfun.com.” [Online]. Available: https://learn.sparkfun.com/tutorials/pull-up-resistors.

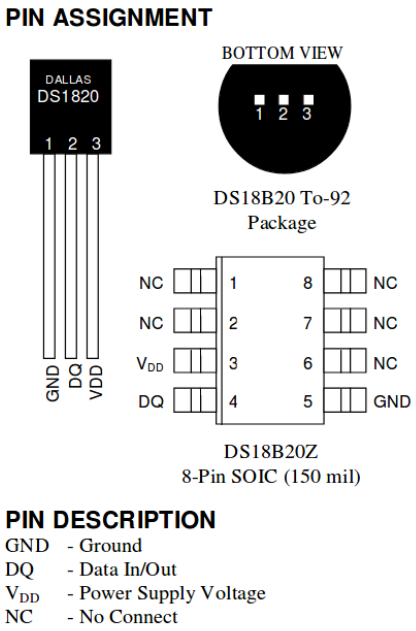
[5] “Analog vs. Digital - learn.sparkfun.com.” [Online]. Available: https://learn.sparkfun.com/tutorials/analog-vs-digital.

6. Κατασκευαστικό Μέρος

6.1 Θερμοκρασία Σώματος

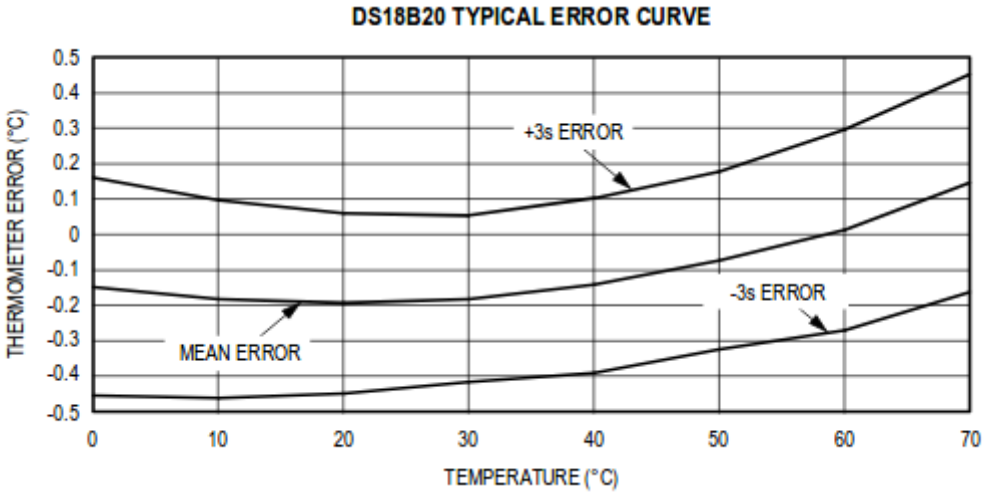
Όπως είναι γνωστό ένα από τα βασικότερα βιοσήματα είναι η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος, η οποία υπό κανονικές συνθήκες διατηρείται στο διάστημα των 36,5-37,5 βαθμών Celsius στην περιοχή της μασχάλης. Από την μέτρηση της θερμοκρασίας σώματος μπορεί να γίνει αντιληπτό εάν ένα άτομο βρίσκεται σε κατάσταση πυρετού, με θερμοκρασία σώματος μεγαλύτερη από το φυσιολογικό όριο, κατάσταση που υποδεικνύει την μόλυνση του οργανισμού από βακτήριο ή ιό. Επιπροσθέτως η θερμοκρασία σώματος είναι μέτρο αναγνώρισης της κατάστασης υποθερμίας, στην οποία η τιμή της θερμοκρασίας όντας μικρότερη του φυσιολογικού ορίου λόγω του ότι το σώμα εκπέμπει περισσότερη θερμότητα σε σχέση με την απορροφούμενη, μια κατάσταση που εάν δεν προληφθεί άμεσα μπορεί να επιφέρει θάνατο. Τέλος, υπάρχει και η κατάσταση της υπερθερμίας ή θερμοπληξίας κατά την οποία η θερμοκρασία σώματος ξεπερνά το άνω φυσιολογικό όριο αλλά δεν προκαλείται από μικροοργανισμούς γεγονός που απαιτεί διαφορετική θεραπεία και έχει να κάνει με την υπερβολική έκθεση του σώματος σε υψηλές θερμοκρασίες [1].

Αναγνωρίζοντας λοιπόν την ανάγκη λήψης μετρήσεων της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος προέκυψε η επιλογής ενός αισθητήρα θερμοκρασίας ικανού να αλληλεπιδράσει με την προγραμματιζόμενη πλακέτα (Arduino Mega 2560). Επιπρόσθετα ο αισθητήρας αυτός πρέπει να διατηρεί χαμηλό κόστος και όσο το δυνατόν υψηλότερη αξιοπιστία προκειμένου να ανταπεξέλθει στις ανάγκες του συστήματος.



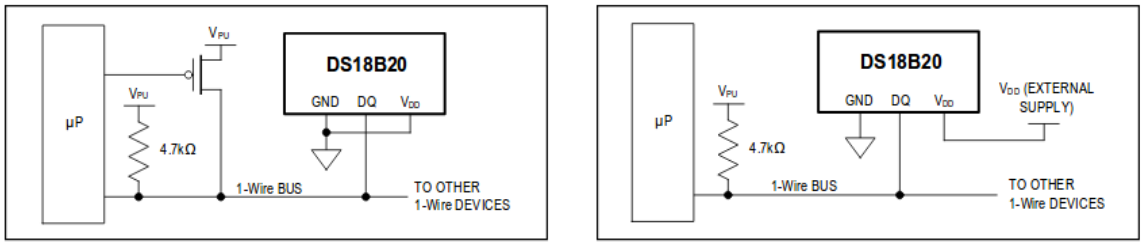
Εικόνα 6.1: DS18B20 pin assignment [2]

Με βάση τα παραπάνω, έγινε η επιλογή του αισθητήρα DS18B20 της εταιρίας Dallas Semiconductor. Ιδιαίτερη σημασία δόθηκε στο γεγονός πως ο συγκεκριμένος αισθητήρας απαιτεί μόνο ένα καλώδιο προκειμένου να αλληλεπιδράσει με το Arduino, ενώ οι ενεργειακές του ανάγκες καλύπτονται από το Arduino χωρίς να χρειάζεται κάποιο περαιτέρω κύκλωμα τροφοδοσίας. Πιο συγκεκριμένα, για το DS18B20 για την λειτουργία του απαιτεί τάση τροφοδοσίας μεταξύ 3.0V και 5.0V. Ακόμα, υπάρχει μηδενική κατανάλωση ισχύος από την πλευρά του αισθητήρα θερμοκρασίας, όταν το σύστημα βρίσκεται σε κατάσταση αναμονής, γεγονός που συμβάλλει θετικά στην ενεργειακή του απόδοση. Αξιοσημείωτο πλεονέκτημα του ολοκληρωμένου είναι η ανοχή που παρουσιάζει σε συνδυασμό με καλώδια μεγάλου μήκους. Τέλος, σημειώνεται πως το εύρος λειτουργίας του ξεπερνάει κατά πολύ τις ανάγκες του συστήματος καθώς το ολοκληρωμένο DS18B20 δύναται να λειτουργήσει σε θερμοκρασίες από -55 εώς +125 βαθμούς Celsius. Παρ' όλα αυτά έχει ιδιαίτερη σημασία η αναφορά των μειονεκτημάτων της συγκεκριμένης επιλογής ώστε να είναι ξεκάθαρες οι προσδοκίες του εκάστοτε χρήστη από την συσκευή. Το βασικότερο μειονέκτημα του αισθητήρα είναι η ακρίβεια του, η οποία κυμαίνεται μεταξύ +/- 0.5 βαθμούς Celsius για εύρος θερμοκρασιών από -10 εώς +85 βαθμούς Celsius καθώς επίσης και το γεγονός ότι δεν διαθέτει κάποια πιστοποίηση για ιατρική χρήση.



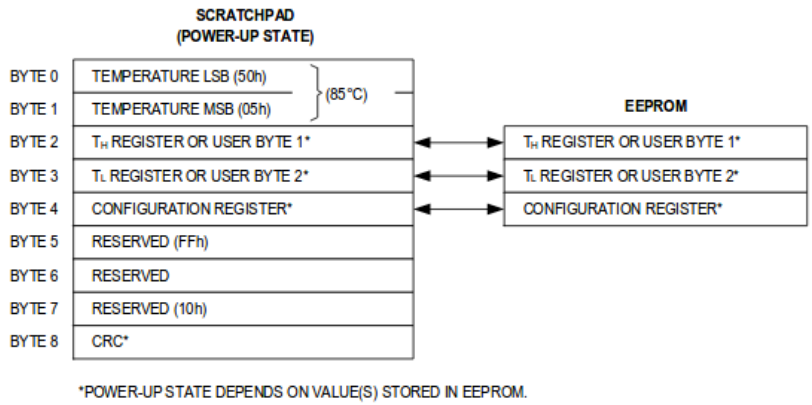
Εικόνα 6.2: Καμπύλη κανονικής απόδοσης DS18B20 [2]

Όσον αφορά την τροφοδοσία του DS18B20 υπάρχουν δύο τρόποι, ο ένας τρόπος είναι η απευθείας σύνδεση του ακροδέκτη τροφοδοσίας(V_{DD}) με εξωτερική πηγή τάσης, ενώ ο δεύτερος τρόπος είναι η παρασιτική τροφοδότηση. Στη βάση της λογικής ότι δεν χρειάζεται να γίνει οικονομία στα χρησιμοποιούμενα pin του Arduino, όπως επίσης δεν έχει υπάρξει κάποιος περιορισμός της γραμμής τροφοδοσίας των 5V, επιλέχθηκε ο πρώτος τρόπος σύνδεσης, δηλαδή η απευθείας σύνδεσης του V_{DD} με την γραμμή των 5V που παρέχεται από την προγραμματιζόμενη πλακέτα. Παραμένει, βέβαια, ανοιχτή η προοπτική χρήσης παρασιτικής τροφοδότησης, δηλαδή τροφοδότησης του ολοκληρωμένου μέσω της γραμμής DQ με την βοήθεια τρανζίστορ, στην περίπτωση μελλοντικής τροποποίησης του συστήματος. Τονίζεται το γεγονός πως και στις δύο περιπτώσεις είναι απαραίτητη η χρήση pull up αντίστασης των 4,7kΩ [2].



Εικόνα 6.3: Μέθοδοι τροφοδοσίας αισθητήρα DS18B20 [2]

Η χρήση του ψηφιακού αισθητήρα θερμοκρασίας DS18B20 εισάγει την ανάγκη εφαρμογής του 1-Wire πρωτοκόλλου επικοινωνίας, το οποίο εξασφαλίζει την ορθή μεταφορά δεδομένων από και προς την συσκευή. Ουσιαστικά αξιοποιεί την λογική master-slave, όπου ως master είναι η προγραμματιζόμενη πλακέτα (Arduino) και ως slave ο αισθητήρας ενός καλωδίου. Για την έναρξη επικοινωνίας με τον αισθητήρα, η κύρια συσκευή στέλνει σήμα reset pulse και ο αισθητήρας με την σειρά του απαντάει με χρήση του presence pulse, κατ΄ αυτόν τον τρόπο η κύρια συσκευή (master) αναγνωρίζει πως ο αισθητήρας βρίσκεται συνδεδεμένος στο bus και είναι έτοιμος προς χρήση. Για την αποστολή δεδομένων από τον αισθητήρα προς την κύρια συσκευή χρησιμοποιούνται τα σήματα write 0 και write 1 για την αποστολή λογικών 0 και 1 αντίστοιχα. Τα σήματα αυτά έχουν ελάχιστη διάρκεια 60μS ενώ 1μS απαιτείται για την εναλλαγή σημάτων. Αντίστοιχα, για την ανάγνωση δεδομένων γίνεται χρήση των σημάτων read 0 και read 1 τα οποία λειτουργούν όπως τα σήματα write με την διαφορά ότι η κύρια συσκευή είναι αυτή που ζητάει τα δεδομένα.



Εικόνα 6.4: 9 bytes πληροφορίας αισθητήρα DS18B20 [2]

Προκειμένου να επιτευχθεί η επικοινωνία μεταξύ Arduino και DS18B20 αξιοποιείται η βιβλιοθήκη OneWire η οποία αναπτύχθηκε για την αλληλεπίδραση αισθητήρων ενός καλωδίου (π.χ. DS18B20, DS18S20, DS2438, DS1822) καθώς επίσης και η βιβλιοθήκη DallasTemperature. Κάθε 1-Wire συσκευή χαρακτηρίζεται από μια ROM διεύθυνση 64-bit στην οποία 8-bit αναφέρονται στην οικογένεια της συσκευής, 48-bit στο σειριακό της αριθμό και 8-bit στο CRC το οποίο χρησιμοποιείται για την επιβεβαίωση της συνοχής των δεδομένων. Έτσι, η αποστολή εντολών στην slave συσκευή προϋποθέτει την αναγνώρισή της μέσω της διεύθυνσης ROM. Με την ολοκλήρωση της ανάγνωσης της διεύθυνσης ROM, μπορεί να γίνει ξεκάθαρη η οικογένεια της συσκευής που βρίσκεται σε κατάσταση λειτουργίας, έτσι γίνεται έλεγχος των 8 πρώτων bit

της διεύθυνσης και έπειτα από τον καθορισμό της οικογένεια της συσκευής μπορεί να εκκινηθεί η διαδικασία της ανάγνωσης.

Η ανάγνωση των δεδομένων απαιτεί την απόκτηση 9 Bytes από τον αισθητήρα DS18B20 από τα οποία τα πρώτα δυο περιέχουν την πληροφορία που μας ενδιαφέρει. Η αριθμητική τιμή της θερμοκρασίας περιέχεται στα ελάχιστα σημαντικά bit του πρώτου Byte 0 και στα περισσότερο σημαντικά bit του Byte 1. Για αυτόν τον λόγο απαιτούνται 16 bit για την αποθήκευση των τεσσάρων δεκαεξαδικών ψηφίων που αποτελούν την τιμή της θερμοκρασίας τα οποία προκύπτουν από την αριστερή ολίσθηση κατά 8 bit του Byte 1 σε συνδυασμό με το λογικό OR με το Byte 0.

Τέλος, ο μετασχηματισμός της δεκαεξαδικής τιμής σε δεκαδική παρέχει μια κατανοητή τιμή η οποία δύναται να εκφραστεί σε βαθμούς Celsius ή σε κάποια άλλη μονάδα μέτρησης.

Όπως σημειώθηκε παραπάνω, υπάρχουν ορισμένες βιβλιοθήκες ικανές να διαχειριστούν όλες τις απαιτούμενες ενέργειες για την παραγωγή της τιμής της θερμοκρασίας σε μια μορφή κατανοητή από τον χρήστη.

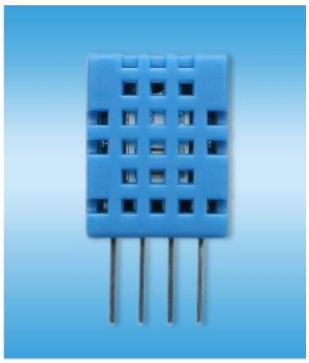
6.2 Θερμοκρασία και Υγρασία Περιβάλλοντος

Η γνώση των περιβαλλοντολογικών συνθηκών κάτω από τις οποίες πραγματοποιούνται οι μετρήσεις των βιοσημάτων επιτρέπει την καλύτερη κατανόηση των αποτελεσμάτων των βιομετρήσεων. Επιπρόσθετα, είναι γνωστό, πως η τιμή των εκτιμώμενων σφαλμάτων των αισθητήρων και κατ' επέκταση η ακρίβεια των μετρήσεων επηρεάζεται από τις περιβαλλοντολογικές συνθήκες που επικρατούν. Με βάση τα παραπάνω αποφασίστηκε η χρήση ενός αισθητήρα ικανού να λάβει μετρήσεις που σχετίζονται τόσο με την θερμοκρασία όσο και με την σχετική υγρασία του περιβάλλοντος.

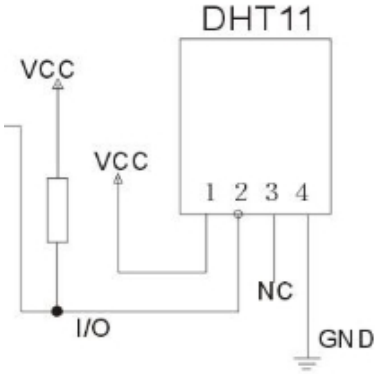
Ένας από τους πλέον γνωστούς, οικονομικούς αλλά και φιλικούς προς χρήση αισθητήρες είναι ο DHT11, η συγκεκριμένη βαθμίδα, στην πιο απλή της μορφή, όπως προβάλλεται στην παρακάτω εικόνα, διατίθεται στην αγορά στην τιμή του ενός δολαρίου,. Η βαθμίδα DHT11 αποτελεί μέλος της οικογένειας αισθητήρων DHTxx στην οποία συμπεριλαμβάνονται και οι αισθητήρες DHT22, DHT21. Η προαναφερθείσα ομάδα κυκλωμάτων αναπτύχθηκε και παράχθηκε από την AOSONG, μια εταιρεία με έδρα την Guangzhou της Λαϊκής Δημοκρατίας της Κίνας που δραστηριοποιείται στην ανάπτυξη και παραγωγή ηλεκτρονικών αισθητήρων μέτρησης θερμοκρασίας, υγρασίας, ποσότητας αερίων μαζών καθώς επίσης και αισθητήρων μέτρησης ροής.

Όσον αφορά τις μετρήσεις του αισθητήρα γνωστοποιείται πως εκφράζονται με ψηφιακό τρόπο, για την λήψη της θερμοκρασίας γίνεται χρήση ενός NTC θερμίστορ, ουσιαστικά το θερμίστορ παρουσιάζει αλλαγές στην αγωγιμότητά του συναρτήσει της θερμοκρασίας, ενώ για την μέτρηση της υγρασίας εφαρμόζεται μια μεταβαλλόμενη αντίσταση η τιμή της οποίας εξαρτάται από την εκτιμώμενη υγρασία του περιβάλλοντος. Σχετικά με τα λειτουργικά χαρακτηριστικά του DHT11 οφείλει να αναφερθεί πως η μέτρηση της σχετικής υγρασίας παρουσιάζει σφάλμα 5% υπό συνθήκη λειτουργίας 25 βαθμών Celsius, ενώ το αντίστοιχο σφάλμα του NTC θερμίστορ είναι της τάξης των +/- 2 βαθμών Celsius. Αναφορικά με τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά σημειώνεται πως η συσκευή λειτουργεί με σταθερή τάση τροφοδοσίας

στο εύρος των 3.5 με 5.5V ενώ απαιτεί ρεύμα τροφοδοσίας ίσο με 0.3mA σε συνθήκη λειτουργίας και 60μA όταν βρίσκεται υπό συνθήκη αναμονής. Επιπλέον, η συχνότητα δειγματοληψίας της βαθμίδας DHT11 δίνεται προσεγγιστικά στα 0,5 Hz. Τέλος, παρά την ύπαρξη τεσσάρων ακροδεκτών για την ορθή λειτουργία του κυκλώματος απαιτείται η σύνδεση των τριών. Ένας ακροδέκτης αντιστοιχεί στην θετική τάση τροφοδοσίας (Vdd) και όπως είναι αναμενόμενο, ένας δεύτερος ακροδέκτης αντιστοιχεί στην αρνητική τάση τροφοδοσίας, που σε αυτήν την περίπτωση αντιστοιχεί στην γείωση (GND). Ο τρίτος λειτουργικός ακροδέκτης λειτουργεί σαν διάδρομος για την σειριακή μεταφορά των δεδομένων ο οποίος λόγω της χρήσης ψηφιακής λογικής απαιτεί την σύνδεση pull up αντίστασης για την εξασφάλιση της ορθής επικοινωνίας μεταξύ DHT11 και επεξεργαστικής μονάδας. Για την καλύτερη κατανόηση της συνδεσμολογίας των ακροδεκτών δίνεται το σχηματικό διάγραμμα της εικόνας 6.6.

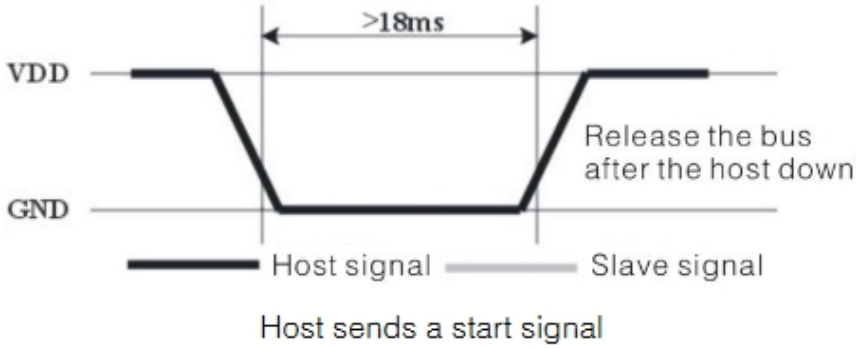


Εικόνα 6.5: Αισθητήρας θερμοκρασίας και υγρασίας DHT11 [3]



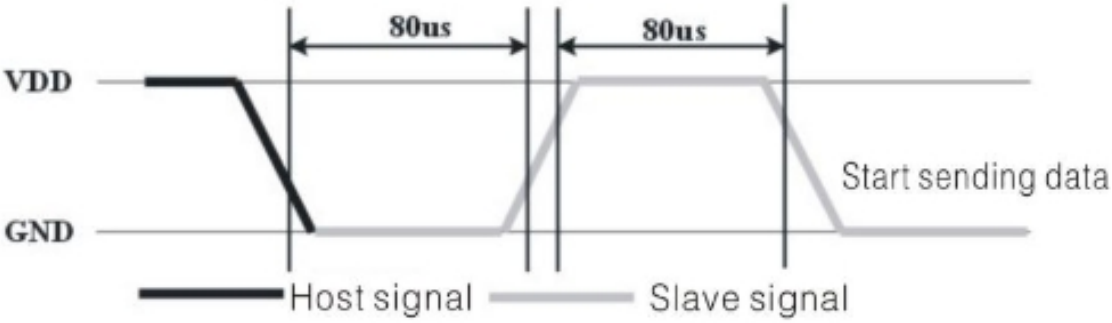
Εικόνα 6.6: Συνδεσμολογία αισθητήρα DHT11 [3]

Ολοκληρώνοντας την ανάλυση της συνδεσμολογίας του αισθητήρα με την MCU προκύπτει η ανάγκη ανάλυσης του τρόπου επικοινωνίας μεταξύ αισθητήρα και κεντρικής επεξεργαστικής μονάδας. Παρατηρώντας ότι η βαθμίδα DHT11 παρέχει μονάχα μια γραμμή για την μεταφορά των δεδομένων προκύπτει το συμπέρασμα ότι ο δίαυλος επικοινωνίας μεταξύ των δύο συσκευών εφαρμόζει το σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας One-Wire όπως ακριβώς συμβαίνει και στην περίπτωση του αισθητήρα θερμοκρασίας DS18B20. Αναλυτικότερα, ως πρώτο βήμα εκκίνησης της διαδικασίας μεταφοράς δεδομένων θεωρείται η ενεργοποίηση του DHT11 και η αναμονή χρονικού διαστήματος τουλάχιστον ενός δευτερολέπτου ώστε να περατωθεί η ασταθής κατάσταση του αισθητήρα και να βρεθεί σε κατάσταση αναμονής. Κατά την ασταθή κατάσταση δεν μπορεί να γίνει λήψη εντολών από τον αισθητήρα και κατ' επέκταση δεν μπορεί να υπάρξει δίαυλος επικοινωνίας. Ως δεύτερο βήμα η master συσκευή στέλνει σήμα εκκίνησης στο slave DHT11, το σήμα αυτό είναι ένα λογικό 0 με διάρκεια τουλάχιστον 18ms, με την λήψη του σήματος γίνεται επαναφορά σε λογικό 1. Το λογικό 0 γίνεται αντιληπτό από τον αισθητήρα, αφού λόγω της pull up αντίστασης υπό συνθήκη ηρεμίας ο ακροδέκτης του αισθητήρα διατηρεί λογικό 1.



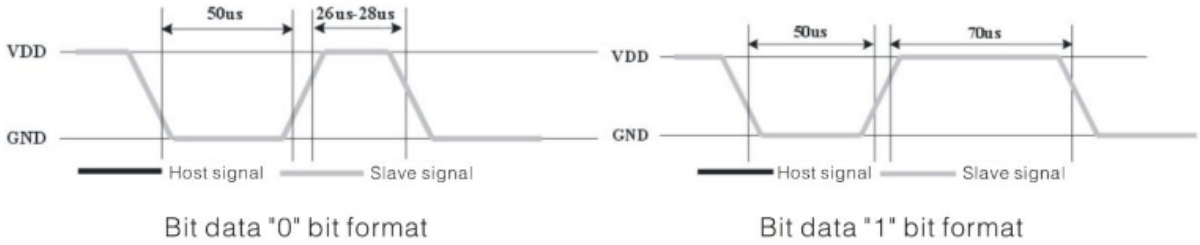
Εικόνα 6.7: Εναρκτήριο σήμα επικοινωνίας [3]

Έπειτα, εάν και εφόσον το εναρκτήριο σήμα ληφθεί και κατανοηθεί από τον αισθητήρα, η γραμμή μεταφοράς δεδομένων επανέρχεται σε λογικό 0 για χρονικό διάστημα 80μs και μεταβαίνει σε λογικό 1 για άλλα 80μs δηλώνοντας κατά αυτόν τον τρόπο ότι είναι έτοιμη για αποστολή δεδομένων.



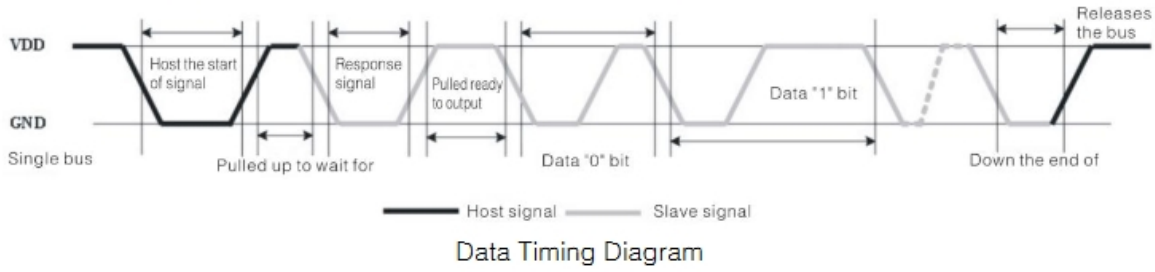
Εικόνα 6.8: Απάντηση slave στο εναρκτήριο σήμα [3]

Στην περίπτωση του DHT11 ως μεταφορά δεδομένων θεωρείται η αποστολή 40 bit πληροφορίας, ουσιαστικά αναφερόμαστε σε αποστολή 5 Bytes. Το πρώτο byte πληροφορίας περιέχει το ακέραιο μέρος της μετρηθείσας υγρασίας, ενώ το δεύτερο byte αναφέρεται στο δεκαδικό μέρος της ίδιας μέτρησης. Η ίδια λογική ισχύει για το τρίτο και τέταρτο byte πληροφορίας αλλά αυτήν την φορά οι τιμές αναφέρονται στην μέτρηση της θερμοκρασίας. Το πέμπτο byte είναι το byte ισοτιμίας (parity byte) το οποίο προκύπτει ως το δυαδικό άθροισμα των τεσσάρων πρώτων bytes. Το byte ισοτιμίας λειτουργεί ως μέτρο σύγκρισης δυο διαδοχικών μετρήσεων καθώς η σύγκριση 8 bit είναι σαφώς ταχύτερη από την σύγκριση 32 bit πληροφορίας. Κατά την μετάδοση του πακέτου δεδομένων, ως λογικό 0 θεωρείται η αποστολή λογικού 0 για 50μs και λογικού 1 για 26 με 28μs ενώ σαν λογικό 1 θεωρείται η αποστολή λογικού 0 για 50μs και στην συνέχεια λογικού 1 για 70μs, όπως ακριβώς παρουσιάζεται στο παρακάτω σχήμα.



Εικόνα 6.9: Χρονική διάρκεια λογικών σημάτων [3]

Τέλος, η περάτωση της αποστολής των 40 bit πληροφορίας συνεπάγεται την αποστολή σήματος τερματισμού έτσι ώστε να κλείσει ο δίαυλος επικοινωνίας και να ελευθερωθεί ο διάδρομος. Το σήμα τερματισμού είναι ένα λογικό 0 για 50μs έτσι ώστε λόγο της pull up αντίστασης η τιμή του ακροδέκτη να βρεθεί στο λογικό 1 [3].



Εικόνα 6.10: Χρονισμός συνολικής επικοινωνίας [3]

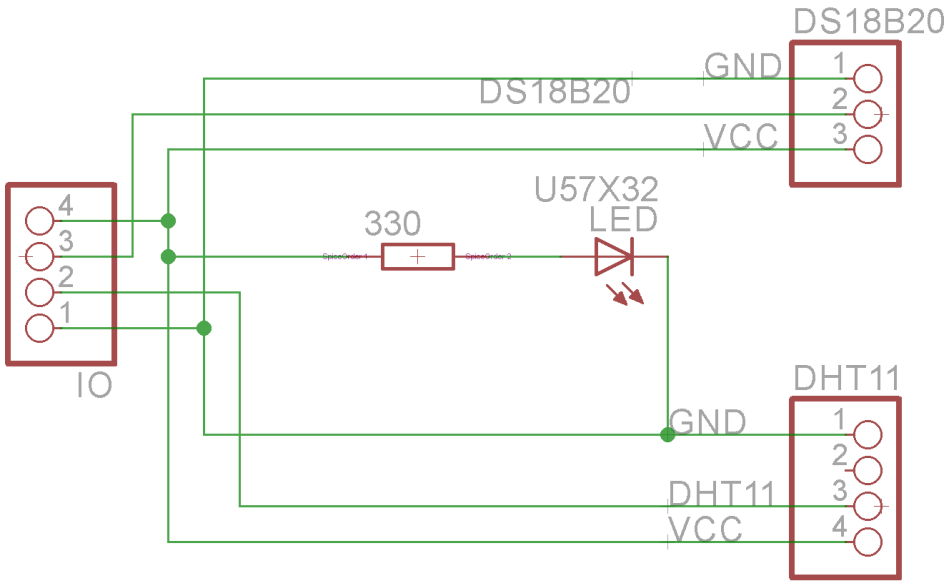
Αντιλαμβανόμενοι το τρόπο επικοινωνίας στην master-slave συνδεσμολογία μεταξύ DHT11 και MCU όπου στην δεδομένη περίπτωση ως MCU λειτουργεί το Arduino Mega 2560, προχωράμε στην υλοποίηση της επικοινωνίας μέσω λογισμικού. Για την υλοποίηση του διαύλου επικοινωνίας έχει αναπτυχθεί από την Adafruit η βιβλιοθήκη DHT.h η οποία παρέχει όλες τις απαραίτητες συναρτήσεις για την λήψη και την μεταφορά των δεδομένων. Οι πλέον σημαντικές συναρτήσεις της βιβλιοθήκης είναι η readHumidity( ) και η readTemperature( ) η οποία απουσία ορίσματος υπολογίζει την θερμοκρασία σε βαθμούς Celsius ενώ με όρισμα true επιστρέφει το αποτέλεσμα σε βαθμούς Fahrenheit. Προκειμένου να επιτευχθεί ένα κομψό αποτέλεσμα από άποψη κώδικα, ο υπολογισμός των μεγεθών πραγματοποιείται σε μια συνάρτηση τύπου struct η οποία καλείται από το κεντρικό μέρος του προγράμματος. Σημειώνεται πως στο περιβάλλον Arduino IDE μια συνάρτηση έχει την δυνατότητα να επιστρέψει το πολύ μια τιμή, για αυτόν τον λόγο επιλέχθηκε ο τύπος της συνάρτησης να είναι struct καθώς επιθυμείται η επιστροφή δύο τιμών (υγρασίας και θερμοκρασίας).

6.3 Σχεδίαση PCB

6.3.1 Εισαγωγή

Η ολοκλήρωση της κατασκευής του πρότυπου συστήματος δημιούργησε την ανάγκη για την ανάπτυξη μιας πακεταρισμένης ηλεκτρονικής πλακέτας η οποία στοχεύει στην βελτίωση της διαδικασίας λήψης και επεξεργασίας των βιοσημάτων. Όπως έχει ήδη παρουσιαστεί, το πρότυπο του συστήματος αναπτύχθηκε πάνω σε διάτρητη πλακέτα στην οποία οι διάφορες ενώσεις πραγματοποιήθηκαν με χρήση λεπτών καλωδίων. Η παραπάνω μέθοδος ανάπτυξης παρότι παρουσιάζει υψηλή ευελιξία, καθώς η αλλαγή της συνδεσμολογίας είναι μια σχετικά εύκολη διαδικασία, έχει μειωμένη ανοχή στον θόρυβο γεγονός που επηρεάζει την ποιότητα της πληροφορίας. Επίσης είναι μια τεχνική η οποία απαιτεί την χειρονακτική ενασχόληση του κατασκευαστή, με βάση την παραπάνω παρατήρηση προκύπτει εύκολα το συμπέρασμα πως δεν δύναται να χρησιμοποιηθεί ως μέθοδος μαζικής παραγωγής.

6.3.2 Τυπωμένο κύκλωμα θερμοκρασίας σώματος και περιβαλλοντολογικών συνθηκών

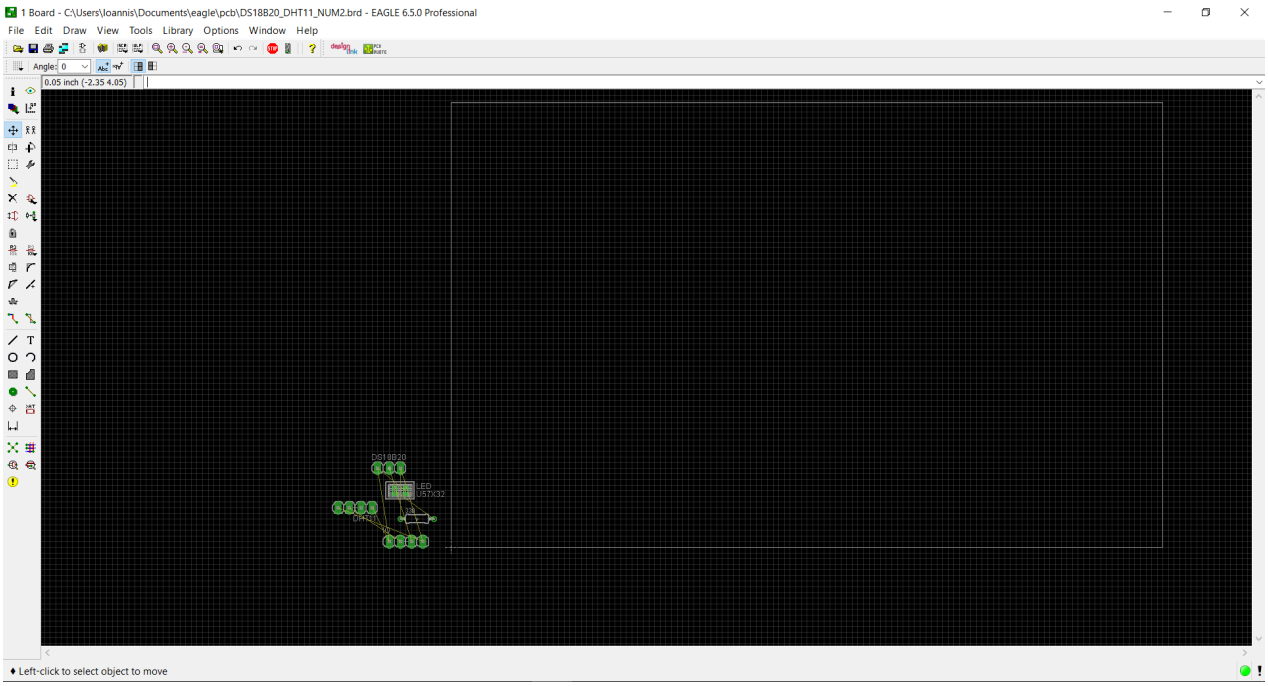


Εικόνα 6.11: Σχηματικό διάγραμμα κυκλώματος

Μια από τις κύριες βαθμίδες του συνολικού συστήματος είναι η βαθμίδα μέτρησης της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος και των περιβαλλοντολογικών συνθηκών. Η δεδομένη βαθμίδα είναι υπεύθυνη για την λήψη των δεδομένων που αφορούν την θερμοκρασία σώματος μέσω του αισθητήρα DS18B20 αλλά και την υγρασίας και θερμοκρασίας περιβάλλοντος μέσω του αισθητήρα DHT11. Όπως και το υπόλοιπο σύστημα έτσι και η βαθμίδα αυτή αρχικά σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε πάνω σε διάτρητη πλακέτα. Αναλυτικότερα, το κύκλωμα της

διάτρητης πλακέτας δέχεται στην είσοδο του τις απαραίτητες τάσεις τροφοδοσίας για την λειτουργία των δύο αισθητήρων, δηλαδή τάση τροφοδοσίας ίση με 5V και έναν ακροδέκτη γείωσης για σύνδεση των γειώσεων των αισθητήρων με την γείωση του Arduino. Η κοινή γείωση εξασφαλίζει πως όλες οι συσκευές λειτουργούν υπό τα ίδια επίπεδα τάσης συμβάλλοντας κατά αυτόν τον τρόπο στην αποφυγή συγχύσεων της ψηφιακής λογικής. Ενώ στην έξοδο της διάτρητης πλακέτας βρίσκονται συνδεδεμένοι άλλοι δύο ακροδέκτες που είναι υπεύθυνοι για την ορθή μεταφορά των δεδομένων. Ουσιαστικά ο ένας ακροδέκτης μεταφέρει το σήμα από τον αισθητήρα μέτρησης της θερμοκρασίας σώματος, ενώ ο δεύτερος ακροδέκτης μεταφέρει τα δεδομένα που λαμβάνει ο αισθητήρας DHT11. Επιπρόσθετα, έχει τοποθετηθεί ένα LED προκειμένου να φωτοβολεί όταν ο η πλακέτα βρίσκεται σε λειτουργία, η χρήση του LED συνεπάγεται την τοποθέτηση μια αντίστασης οδήγησης των 330 Ohm. Η κατασκευή τόσο της διάτρητης πλακέτας όσο και του τυπωμένου κυκλώματος βασίστηκε σε σχηματικό διάγραμμα το οποίο σχεδιάστηκε με την βοήθεια του λογισμού CADsoft Eagle.

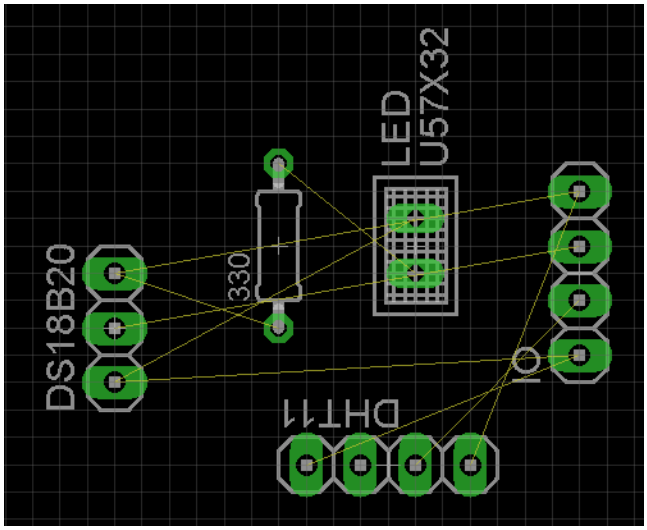
Ως λογισμικό σχεδίασης τυπωμένων κυκλωμάτων το Eagle παρέχει την δυνατότητα μετατροπής του σχηματικού διαγράμματος σε PCB διάγραμμα, η μετατροπή γίνεται κατά αυτόματο τρόπο σχεδιάζοντας ένα κύκλωμα στην μορφή που παρουσιάζεται στην εικόνα6.12.



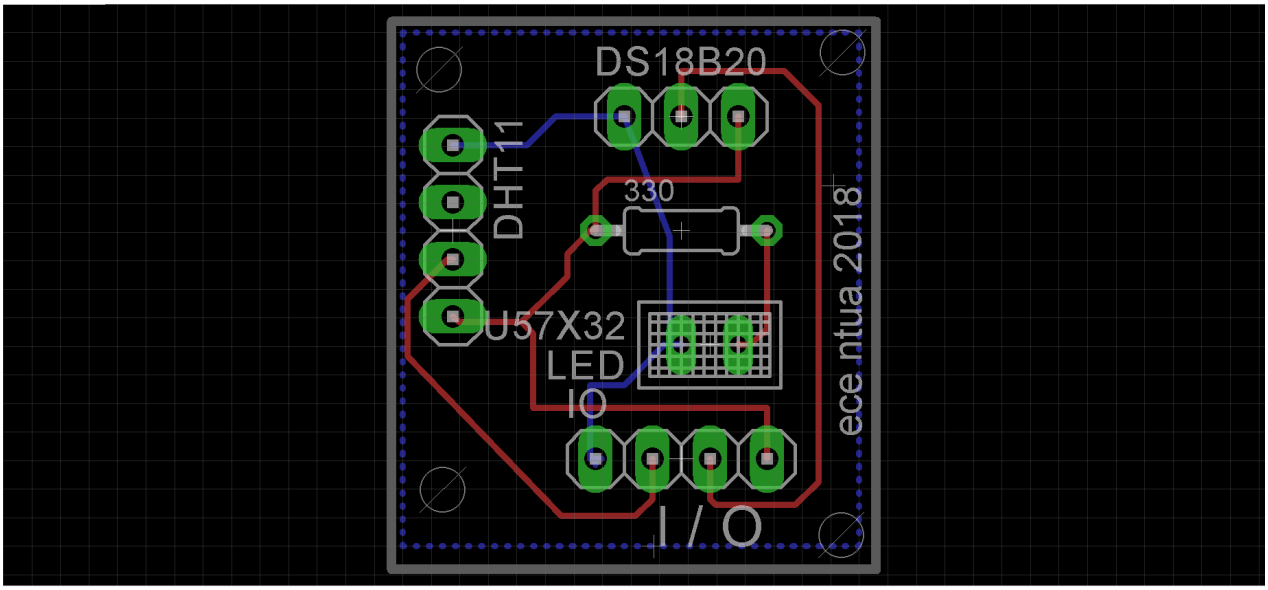
Εικόνας 6.12: Εκκίνηση σχεδίασης PCB στο λογισμικό EAGLE

Στην συνέχεια είναι απαραίτητη η μεταφορά των διαφόρων εξαρτημάτων εντός του περιφραγμένου χωρίου και η τοποθέτηση τους στην επιθυμητή διάταξη. Για την ολοκληρωμένη πλακέτα των αισθητήρων DS18B20 και DHT11 επιλέχθηκε η διάταξη που παρουσιάζεται στην εικόνα. Η επιλογή της δεδομένης διάταξης έγινε με γνώμονα την μείωση του συνολικού εμβαδού του τυπωμένου κυκλώματος καθώς το κόστος κατασκευής εξαρτάται από το εμβαδόν της επιφανείας που καταλαμβάνεται. Προκειμένου να ολοκληρωθεί ο σχεδιασμός του τυπωμένου κυκλώματος απαιτείται η σχεδίαση των αγωγών δρόμων, ως αγωγοί δρόμοι ορίζονται τα μέσα

σύνδεσης των ακροδεκτών μέσω των οποίων πραγματοποιείται η μεταφορά ρεύματος. Ουσιαστικά οι αγωγοί δρόμοι αποτελούν τυπωμένα καλώδια στην επιφάνεια της πλακέτας. Για τις ανάγκες της βαθμίδας χρησιμοποιήθηκαν δύο επίπεδα αγωγών δρόμων, το πρώτο επίπεδο το οποίο βρίσκεται στην πάνω όψη της πλακέτας και συμβολίζεται με κόκκινο χρώμα περιγράφει τις γραμμές τροφοδοσίας τάσης αλλά και τις γραμμές μεταφοράς δεδομένων. Αντίθετα, οι μπλε αγωγοί δρόμοι είναι οι γραμμές της γείωσης.

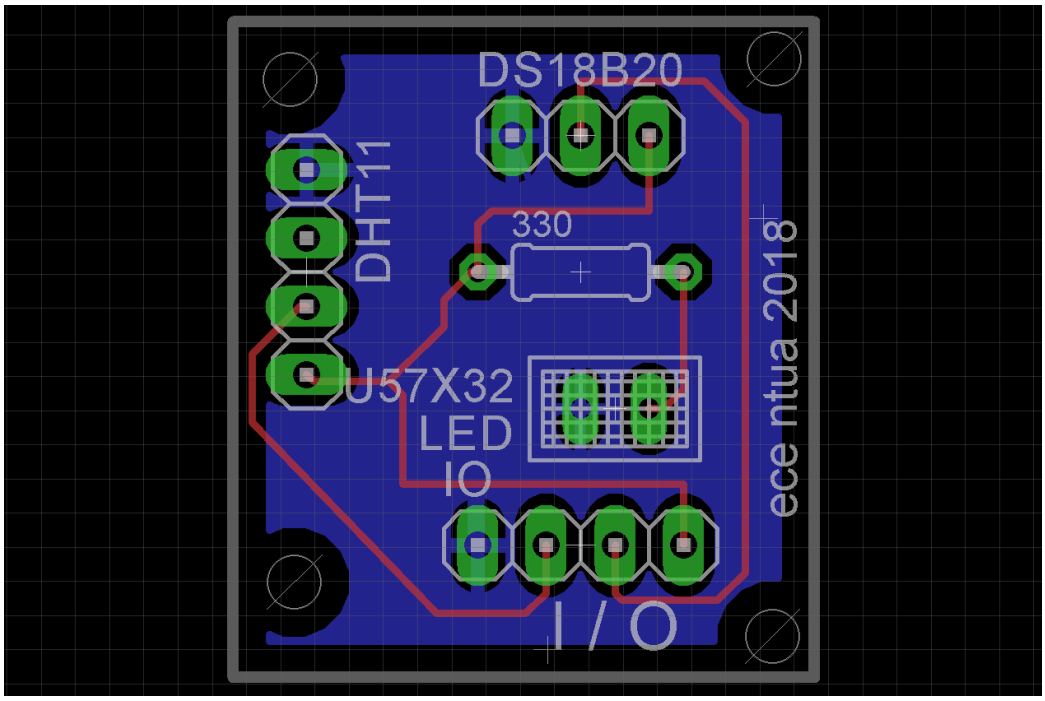


Εικόνα 6.13: Τοποθέτηση εξαρτημάτων για την δρομολόγηση των αγωγών δρόμων



Εικόνα 6.14: Ολοκληρωμένο PCB διάγραμμα χωρίς ground plane

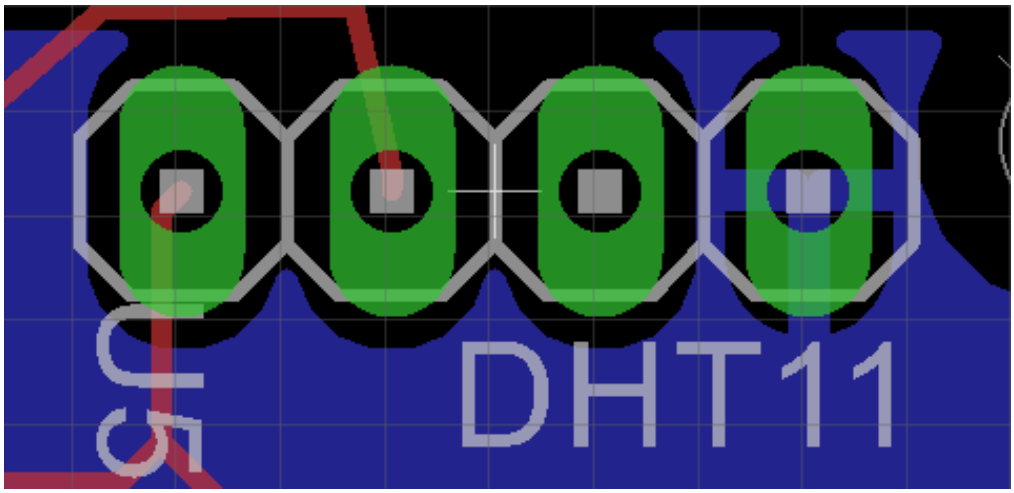
Με το πέρας της σχεδίασης των αγώγιμων διαδρομών έγινε και η τοποθέτηση οπών στα άκρα του τυπωμένου κυκλώματος, οι οπές αποσκοπούν στην στερέωση της πλακέτας πάνω σε κάποια βάση ή ολοκληρωμένο κύκλωμα με σκοπό την σταθερότητα. Λόγω του περιορισμένου εμβαδού ως διάμετρος των οπών επιλέχθηκαν τα 2mm. Σε αυτό το σημείο είναι απαραίτητο να τονιστεί πως ο παραπάνω σχεδιασμός δεν διαφέρει και πολύ από την διάτρητη πλακέτα, διότι δεν παρέχει κάποια περαιτέρω ηλεκτρομαγνητική προστασία από εξωτερικούς παράγοντες ούτε προστατεύει το κύκλωμα από το φαινόμενο του διαμήκους κουτσομπολιού (cross talk). Να αναφερθεί ότι ως cross talk εννοείται η υπερπήδηση του σήματος από μια γραμμή μεταφοράς σε μια γειτονική της, μέσω επαγωγής, με αποτέλεσμα την εισαγωγή θορύβου από την μία γραμμή στην άλλη αλλά και την δημιουργία χωρητικοτήτων και αυτεπαγωγών μεταξύ δύο αγωγών δρόμων. Την λύση των φαινομένων αυτών έρχεται να δώσει η τοποθέτηση επιπέδου γης (ground plane) δηλαδή η εφαρμογή μιας σχετικά μεγάλης επιφάνειας χαλκού ως μέσο γείωσης. Το επίπεδο γης εξασφαλίζει την απορρόφηση των σημάτων που λόγω επαγωγής υπερπηδούν από την γραμμή τους ενώ ταυτόχρονα λειτουργεί ως μια ασπίδα ηλεκτρομαγνητικής προστασίας για την πάνω επιφάνεια της πλακέτας. Η εφαρμογή του επιπέδου γης φαίνεται με μπλε χρώμα στην εικόνα 6.15.



Εικόνα 6.15: Ολοκληρωμένο PCB διάγραμμα με ground plane

Ένα ενδιαφέρον σημείο στον σχεδιασμό είναι η διατήρηση των αποστάσεων μεταξύ του επιπέδου γης και των διαφόρων ακροδεκτών, οι ακροδέκτες συμβολίζονται με πράσινο χρώμα. Οι αποστάσεις αυτές είναι ιδιαίτερα χρήσιμες παρότι δεν έχουν καμία ηλεκτρική σημασία. Η αναγκαιότητα της χρήσης τους πηγάζει από την ανάγκη περιορισμού της μετάδοσης θερμότητας κατά την κόλληση των εξαρτημάτων. Εάν δεν υπήρχε η απόσταση μεταξύ ακροδέκτη και γης τότε θα παρουσιαζόταν μεγάλο ποσοστό απορρόφησης της θερμότητας που εκπέμπει το κολλητήρι από την επιφάνεια της γείωσης, διότι ως μεταλλική επιφάνεια έχει χαμηλή θερμική αντίσταση.

Κατά συνέπεια θα ήταν αδύνατη η ανάπτυξη της απαιτούμενης θερμοκρασίας στην περιοχή του ακροδέκτη για την τήξη του καλάι άρα δεν θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί η κόλληση μεταξύ του ακροδέκτη του κυκλώματος και του ακροδέκτη του εκάστοτε εξαρτήματος.



Εικόνα 6.16: Σύνδεση ground plane και ακροδέκτη γείωσης

6.4 Απεικόνιση αποτελεσμάτων

Ως μέσο απεικόνισης χρησιμοποιήθηκε μια έγχρωμη TFT οθόνη 3,5 ιντσών με ανάλυση 480x320 pixels της εταιρίας Adafruit. Επιπλέον χαρακτηριστικό της συγκεκριμένης οθόνης είναι πως δύναται να λειτουργήσει ως οθόνη αφής και κατά αυτό τον τρόπο αυξάνονται οι δυνατότητες της καθώς επίσης και οι προοπτικές του συνολικού συστήματος.

Η λειτουργία της οθόνης βασίζεται σε ενσωματωμένο ολοκληρωμένο κύκλωμα έτσι ώστε να περιορίζεται η κατανάλωση πόρων της κεντρικής μονάδας (Arduino) για την διαχείριση της. Το κύκλωμα αυτό είναι το HX8357-D00/D01 που συνδυάζει την οδήγηση των εισερχόμενων σημάτων και της τάσης τροφοδοσίας ώστε να οδηγήσει μια TFT-LCD οθόνη με μέγιστο αριθμό 320x480 RGB pixel. Από ενεργειακή σκοπιά, η χρήση HX8357-D00/D01 επιτρέπει την αξιοποίηση λογισμικού για τον περιορισμό της κατανάλωσης ισχύος, κατά αυτόν τον τρόπο κατακτιέται η δυνατότητα τροφοδότησης της με συσσωρευτή. Ένα άλλο ενδιαφέρον χαρακτηριστικό της είναι η δυνατότητα λειτουργίας της με δύο τρόπους, ο πρώτος τρόπος είναι η χρήση του I2C διαδρόμου όπου απαιτούνται 8 bit ψηφιακών γραμμών και 4 ή 5 ψηφιακών γραμμών για τον έλεγχο των διαδικασιών read και write, ουσιαστικά η χρήση του I2C διαδρόμου απαιτεί τουλάχιστον 12 γραμμές. Για τον δεύτερο τρόπο σύνδεσης αξιοποιείται ο διάδρομος SPI, η χρήση του SPI συμβάλει στην εξοικονόμηση ψηφιακών γραμμών καθώς απαιτούνται μόνο 4 ή 5 ψηφιακές γραμμές (SPI data in, data out, clock, select, and d/c). Όπως είναι λογικό ,όμως, παρά την εξοικονόμηση ψηφιακών γραμμών, η χρήση SPI bus είναι πιο αργή σε σχέση με την μέθοδο των 8 bit. Τέλος, η αξιοποίηση της οθόνης αφής απαιτεί την λειτουργία τεσσάρων επιπλέον γραμμών, δύο ψηφιακών και δύο αναλογικών. Για την διαχείριση της οθόνης μέσω λογισμικού έχει αναπτυχθεί μια πληθώρα βιβλιοθηκών από την εταιρία Adafruit. Η βιβλιοθήκη Adafruit_HX8357 υποστηρίζει την σύνδεση και διαχείριση της οθόνης μέσω του SPI πρωτοκόλλου, ενώ η βιβλιοθήκη TFTLCD αναφέρεται σε σύνδεση τύπου I2C. Τέλος για την

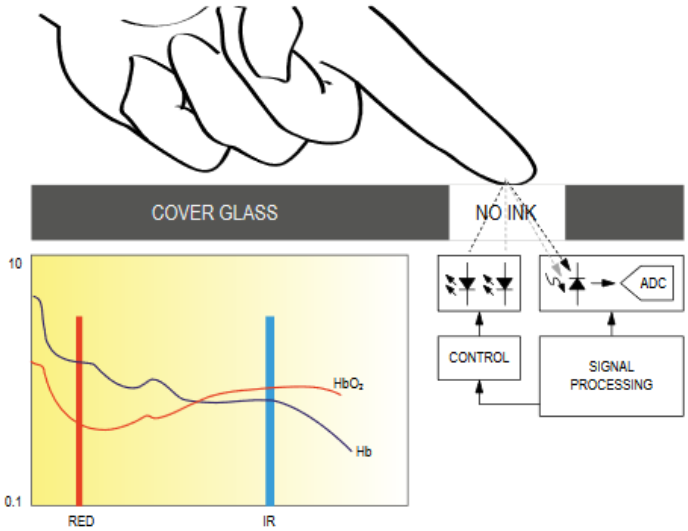
ενεργοποίηση και αξιοποίηση της λειτουργίας αφής χρειάζεται η βιβλιοθήκη Adafruit_TouchScreen. Από τεχνική άποψη, η οθόνη μπορεί να τροφοδοτηθεί με τάση 3.3V ή 5V και έτσι γίνεται συμβατή με τις γραμμές τροφοδοσίας του Arduino. Τέλος, υπογραμμίζεται πως το όλο σύστημα της οθόνης διαθέτει υποδοχή SD κάρτας μνήμης επιτρέποντας έτσι την αποθήκευση δεδομένων ή την προβολή των αποθηκευμένων δεδομένων στην οθόνη [4].

Εν κατακλείδι, η συγκεκριμένη επιλογή έχει την ικανότητα να λειτουργήσει τροφοδοτούμενη από συσσωρευτή αφού διατηρεί χαμηλά επίπεδα ενεργειακής κατανάλωσης, επιτρέποντας την χρήση της στο φορητό σύστημα λήψης μετρήσεων. Διατηρεί ικανότητα επικοινωνίας με άλλες συσκευές μέσω I2C αλλά και SPI διαδρόμου δημιουργώντας έναν αντιστάθμισμα ταχύτητας επικοινωνίας και απαιτούμενων γραμμών μεταφοράς. Είναι ένα προϊόν το οποίο χρήζει άριστης υποστήριξης από την κατασκευάστρια εταιρία σε επίπεδο λογισμικού, η οποία παρέχει τις απαραίτητες βιβλιοθήκες για τον έλεγχο της οθόνης. Η υποδοχή κάρτας μνήμης είναι ένα χαρακτηριστικό που αυξάνει τις προοπτικές λειτουργίας του συστήματος αφού εισάγει την δυνατότητα αποθήκευσης δεδομένων αλλά και την ικανότητα εισαγωγής δεδομένων στο σύστημα.

6.5 Κορεσμός Οξυγόνου και Καρδιακοί Παλμοί ανά λεπτό

6.5.1 Εισαγωγή

Ένα από τα βασικότερα βιολογικά σήματα του ανθρώπου είναι το πλήθος των καρδιακών του παλμών ανά ένα ορισμένο χρονικό διάστημα, η συνηθέστερη μέτρηση αναφέρεται σε καρδιακούς παλμούς ανά λεπτό. Ένα άλλο εξίσου σημαντικό βιολογικό σήμα είναι ο κορεσμός του οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα (spO2), μέσω της συγκεκριμένης μέτρησης είναι εφικτή η λήψης μιας πρώτης εικόνας για την αναπνευστική αλλά και καρδιολογική κατάσταση του υπό μελέτη ατόμου [5]. Όσον αφορά τις τιμές των παραπάνω μεγεθών αναφέρεται πως υπό συνθήκες ηρεμίας ένας ενήλικος διατηρεί 60-100 παλμούς ανά λεπτό ενώ 70-130 για παιδιά αναλόγως με την ηλικία τους. Υπό κανονικές συνθήκες η τιμή του κορεσμού οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα είναι κατ ελάχιστον 95 τοις εκατό.



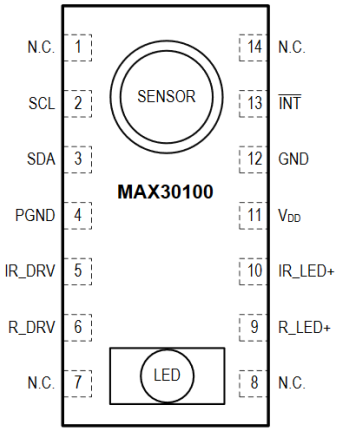
Εικόνα 6.17: Αρχή λειτουργίας αισθητήρα MAX30100 [6]

Για την μέτρηση των δύο αυτών βιοσημάτων επιλέχθηκε το ολοκληρωμένο MAX30100 που αναπτύχθηκε από την εταιρία Maxim Integrated. Το σύστημα αυτό στοχεύει στην ακριβή μέτρηση των παραπάνω σημάτων μέσω δυο διόδων LED και ενός αισθητήρα φωτός. Το παρόν κύκλωμα λειτουργεί υπό τάση 1,8V και 3,3V παρουσιάζοντας χαμηλή κατανάλωση ισχύος ακόμα και σε λειτουργία αναμονής ως αποτέλεσμα το MAX30100 λειτουργεί άψογα τροφοδοτούμενο από συσσωρευτή. Η πλειοψηφία των αισθητήρων μέτρησης κορεσμού οξυγόνου συμπεριλαμβανομένου και του MAX30100, εκπέμπει φως μέσω των δύο LED διόδων στην επιφάνεια ενός ανθρώπινου δακτύλου και στη συνέχεια μέσω του αισθητήρα φωτός λαμβάνεται η ανακλώμενη ακτινοβολία, υπολογίζοντας με αυτόν τον τρόπο την απορρόφηση του φωτός. Όπως είναι γνωστό από την οπτική ένα ποσοστό των εκπεμπόμενων ακτινών απορροφάται και το υπόλοιπο ανακλάται υπό γωνία ανάκλασης ίση με την γωνία πρόσπτωσης. Σχετικά με τις πηγές φωτός, το ένα LED εκπέμπει σε μήκος κύματος περίπου ίσο με 650nm, ουσιαστικά εκπέμπεται μια δέσμη φωτός κόκκινου χρώματος, ενώ το δεύτερο LED εκπέμπει σε μήκος κύματος 950nm το οποίο βρίσκεται στο υπέρυθρο φάσμα. Όπως αναφέρθηκε, η μέτρηση συνήθως λαμβάνεται από την επιφάνεια του δακτύλου, σε περίπτωση όμως που κάτι τέτοιο δεν είναι εφικτό η μέτρηση μπορεί να ληφθεί από οποιοδήποτε σημείο του ανθρώπινου σώματος στο οποίο το πάχος του δέρματος επιτρέπει την διείσδυση των δύο φωτεινών ακτίνων.

6.5.2 Αισθητήρας MAX30100

Λαμβάνοντας υπόψιν την αρχή λειτουργίας του αισθητήρα MAX30100 και γενικότερα των αισθητήρων μετρήσεως καρδιακών παλμών και κορεσμού οξυγόνου οφείλουμε να αναλύσουμε το τρόπο με τον οποίο πραγματοποιείται η διαχείριση του αισθητήρα στα πλαίσια του συνολικού συστήματος. Σε αντίθεση με άλλα είδη αισθητήρων, η σύνδεση του MAX30100 στο Arduino δεν συνεπάγεται την αυτόματη μέτρηση των δύο μεγεθών με αποτέλεσμα να θεωρείται αναγκαία η ψηφιακή επεξεργασία του λαμβανόμενου σήματος.

Αρχικά σημειώνεται πως ο αισθητήρας λαμβάνει θέση slave σε μια master-slave επικοινωνία με το Arduino αξιοποιώντας τον I2C διάδρομο. Όπως είναι γνωστό, η σύνδεση αυτή απαιτεί την ύπαρξη μιας μοναδικής διεύθυνσης για την slave συσκευή, στην περίπτωση του MAX30100 η διεύθυνση αυτή είναι 0x57. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό είναι πως τα παραγόμενα δεδομένα από τις μετρήσεις του αισθητήρα αποθηκεύονται σε έναν FIFO ακόλουθο (buffer), με δυνατότητα αποθήκευσης 16 μετρήσεων. Κάθε μέτρηση καταλαμβάνει χώρο 4 bytes, από τα bytes αυτά τα πρώτα δύο αναφέρονται στην IR μέτρηση ενώ τα δυο τελευταία στην RED μέτρηση (ως RED μέτρηση εννοείται η μέτρηση της απορρόφησης φωτός για την εκπεμπόμενη ακτινοβολία των 650nm). Υπογραμμίζεται πως η έξοδος της συσκευής έχει υποστεί φιλτράρισμα στις συχνότητες των 50/60 Hz γεγονός ιδιαίτερα σημαντικό καθώς μειώνει την πολυπλοκότητα του λογισμικού για την διαχείριση της, σε περίπτωση που δεν υπήρχε το συγκεκριμένο φίλτρο, η συσκευή θα δεχόταν παρεμβολές από το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο των ρευματοδοτών. Τέλος, η τιμή του ρυθμού δειγματοληψίας σχετίζεται με το πλάτος των εκπεμπόμενων παλμών των LED διότι η επιλογή των παραπάνω καθορίζει το πλήθος των bits για την έκφραση των δεδομένων.



Εικόνα 6.18: MAX30100 pinout [6]

6.5.3 Συνδεσμολογία αισθητήρα

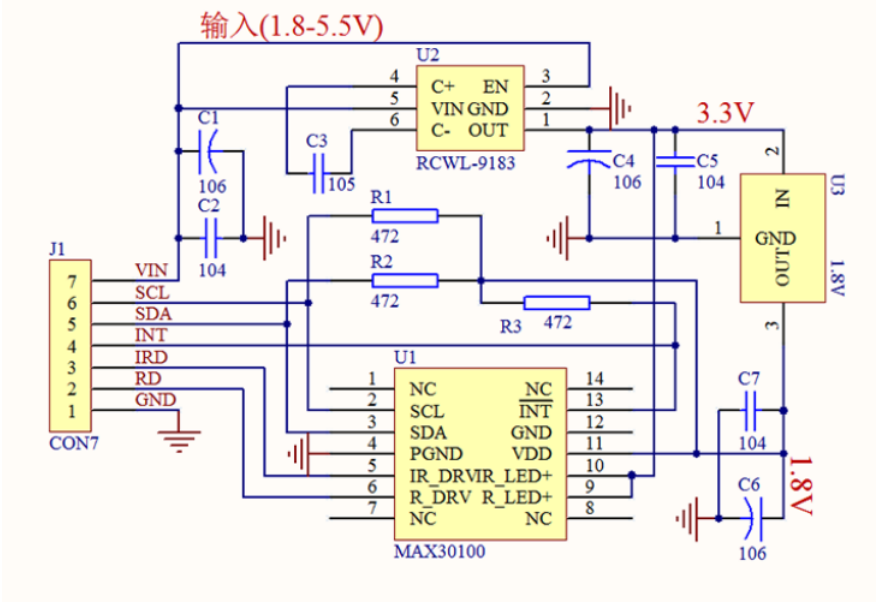
Η πραγματοποίηση της μέτρησης των καρδιακών παλμών αλλά και του ποσοστού του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα δεν πραγματοποιείται με την απευθείας σύνδεση του ολοκληρωμένου MAX30100 στο Arduino καθώς υπάρχει ασυμβατότητα μεταξύ των τάσεων λειτουργίας των δύο συσκευών. Το γεγονός αυτό μας έκανε να προβούμε στην αγορά ενός συστήματος βασισμένο στον αισθητήρα MAX30100 με σκοπό την απευθείας σύνδεση του με την επεξεργαστική μονάδα του υπό κατασκευή συστήματος. Η βαθμίδα αυτή ονομάζεται rcwl-0530 και είναι σχεδιασμένη σύμφωνα με το σχηματικό διάγραμμα της εικόνας 6.20. Ως προς τα λειτουργικά χαρακτηριστικά της βαθμίδας παρατηρείται πως δύναται να δεχτεί τάση τροφοδοσίας από 1.8V έως και 5.5V, η δυνατότητα αυτή επιτρέπει στο κύκλωμα να τροφοδοτείται από πληθώρα συσκευών. Όσον αφορά το Arduino Mega 2560 το οποίο και χρησιμοποιήθηκε στην εργασία, έχει δυνατότητα να τροφοδοτήσει slave συσκευές με τάση 5V ή 3.3V. Στην περίπτωση

του rcwl-0530 επιλέχθηκε η σύνδεση του pin τροφοδοσίας Vin με την τάση τροφοδοσίας 3.3V του Arduino και η σύνδεση του ακροδέκτη GND στην γείωση του Arduino, η επιλογή αυτή αφήνει μεγαλύτερα περιθώρια ανοχής σε σφάλματα της τάσης τροφοδοσίας και ελαχιστοποιείται ο κίνδυνος καταστροφής του ολοκληρωμένου από υπέρταση. Έχει σημασία να σημειωθεί πως το Arduino χρησιμοποιεί δυαδική λογική έπειτα από τον καθορισμό ορισμένων λογικών επιπέδων τάσης, συμπερασματικά οποιαδήποτε τάση μεγαλύτερη των 3V θεωρείται ως λογικό 1 επομένως η τροφοδότηση της συσκευής με τάση τροφοδοσίας 3.3V μας ανάγκασε να ελέγξουμε αν στην έξοδο (SDA, SCL) θα επιτυγχάνονται τάσεις μεγαλύτερες των 3.3V, γεγονός που επαληθεύτηκε μετά από έλεγχο της βαθμίδας rcwl-0530 με το πολύμετρο. Οι ακροδέκτες SDA SCL έχουν να κάνουν με την χρήση του I2C διαδρόμου για τον λόγο αυτό συνδέονται με τους ακροδέκτες SDA SCL του Arduino ενώ οι ακροδέκτες IRD και RD αντιστοιχούν στους ακροδέκτες καθόδου των δύο LED του ολοκληρωμένου MAX30100 και κατά συνέπεια συνδέονται με την γείωση.

Εικόνα 6.19: Πλακέτα
rcwl- 0530[9]

Παρότι η παραπάνω συνδεσμολογία είναι φαινομενικά σωστή και σε συνδυασμό με το παρακάτω σχηματικό διάγραμμα επιτυγχάνει ένα λογικό αποτέλεσμα, υπάρχουν λάθη τόσο σε σχεδιαστικό όσο και σε λειτουργικό επίπεδο. Όπως έχει ήδη αναφερθεί η χρήση pullup αντιστάσεων είναι απαραίτητη στους ακροδέκτες δυαδικής λογικής ώστε να εξασφαλίζεται η εμφάνιση των λογικών τιμών αλλά και η μείωση του θορύβου. Στο παρακάτω σχηματικό φαίνεται πως υπάρχουν pullup αντιστάσεις για τους ακροδέκτες SCL, SDA, INT οι οποίοι δημιουργούν ένα κλάδο μεταξύ του εκάστοτε ακροδέκτη και της τάσης τροφοδοσίας του ολοκληρωμένου, γεγονός που τις καθιστά προβληματικές διότι το ολοκληρωμένο MAX30100 δέχεται τάση τροφοδοσίας ίση με 1.8V ενώ οι ακροδέκτες SDA, SCL και INT έχουν ως άνω όριο τάσης τα 5V. Η χρήση των λανθασμένων pullup αντιστάσεων έχει ως αποτέλεσμα την λήψη λανθασμένων μετρήσεων και ενίοτε την μη πραγματοποίηση μετρήσεων. Το παραπάνω πρόβλημα ξεπεράστηκε με την αφαίρεση των αντιστάσεων R1, R2, R3 και την αντικατάσταση τους με αντιστάσεις των 4,7kΩ σε σύνδεση με την τάση των 5V.

9 Πηγή: https://www.ebay.com/itm/MAX30100-Heart-Rate-Oximeter-Pulse-Sensor-Pulsesensor-Module-For-Arduino/201899467436?hash=item2f022562ac:g:3u4AAOSwW9RafqUm



Εικόνα 6.20: Σχηματικό διάγραμμα πλακέτας rcwl-0530[10]

Σε λειτουργικό επίπεδο, το ρεύμα το οποίο διαρρέει τις φωτοδιόδους ελέγχεται μέσω λογισμικού και έχει ως άνω όριο την τιμή των 50mA. Ένας γενικός κανόνας είναι πως όσο υψηλότερη είναι η τιμή του ρεύματος, τόσο υψηλότερη η εκπεμπόμενη φωτεινή ισχύς και κατά συνέπεια τόσο καλύτερη η μέτρηση της απορρόφησης του φωτός από τον ανθρώπινο ιστό. Στην βάση της παραπάνω λογικής, ως ρεύμα των φωτοδιόδων επιλέχθηκε η τιμή των 50mA τόσο για το LED των 650nm όσο και για το IR LED των 950nm. Παρά την θεωρητικά ορθή επιλογή της τιμή του ρεύματος προέκυψε η ανάπτυξη υψηλής θερμοκρασίας τόσο στο ολοκληρωμένο MAX30100 όσο και στο σύνολο της πλακέτας rcwl-0530. Η θερμοκρασία αυτή είχε ως συνέπεια τον τραυματισμό του ανθρώπινου ιστού ο οποίος εκείνη την στιγμή υποβαλλόταν σε μέτρηση προκαλώντας ένα τοπικό έγκαυμα στο δέρμα. Επιπρόσθετα, σημειώνεται πως η υψηλή θερμοκρασία είναι δυνατό να αποφανθεί καταστροφική και για το ίδιο το κύκλωμα καταστρέφοντας σημαντικά στοιχεία του ή απλά επιταχύνοντας την διαδικασία γήρανσης του υλικού. Το παραπάνω πρόβλημα πηγάζει από το γεγονός πως η σύνδεση των RD και IRD ακροδεκτών στην γη προκαλεί διαφορά δυναμικού μεταξύ των ακροδεκτών ανόδου και καθόδου των φωτοδιόδων ίση με 3.3V η οποία συνεπάγεται υψηλή ροή ρεύματος καθώς η επιθυμητή τιμή της διαφοράς δυναμικού ανόδου καθόδου των LED είναι ίση με περίπου 1V. Για την επίλυση του προαναφερθέντος προβλήματος τοποθετήθηκαν αντιστάσεις των 4,7kΩ μεταξύ των ακροδεκτών

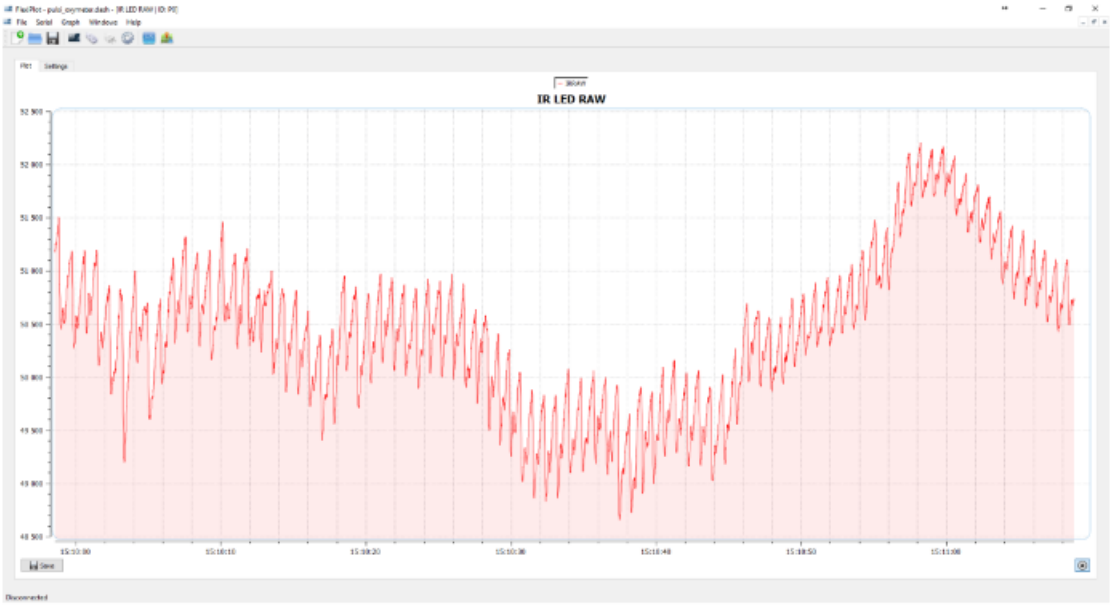
Συμπερασματικά, σε επίπεδο υλικού για την μέτρηση του πλήθους των καρδιακών παλμών αλλά και του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα αξιοποιήθηκε η βαθμίδα rcwl-0530 η οποία είναι βασισμένη στο ολοκληρωμένο κύκλωμα MAX30100. Παρότι το συγκεκριμένο ολοκληρωμένο κύκλωμα είναι μια αξιόπιστη επιλογή για την μέτρηση των δεδομένων

10 Πηγή: https://www.ebay.com/itm/MAX30100-Heart-Rate-Oximeter-Pulse-Sensor-Pulsesensor-Module-For-Arduino/201899467436?hash=item2f022562ac:g:3u4AAOSwW9RafqUm

βιοσημάτων, η βαθμίδα rcwl-0530 έχει αναπτυχθεί για χρήση σε συνδυασμό με βαθμίδες που λειτουργούν υπό τάση 1.8V με αποτέλεσμα να διαθέτει pullup αντιστάσεις οι οποίες δεν ταιριάζουν στην παρούσα εφαρμογή. Ως αποτέλεσμα αφαιρέθηκαν και αντικαταστάθηκαν με αντιστάτες ίδιας τιμής αλλά στην τάση τροφοδοσίας των 5V. Επίσης έπειτα από πειραματισμό με τις δυνατές τιμές του ρεύματος που διαρρέει τις φωτοδιόδους καταλήξαμε στην επιλογή της τοποθέτησης αντιστάσεων στους ακροδέκτες καθόδου των φωτοδιόδων ως βέλτιστη τομή μεταξύ ποιότητας μετρήσεων και θερμοκρασίας.

6.5.4 Αποκοπή DC συνιστώσας

Στη συνέχεια παρατίθεται η γραφική παράσταση των RAW δεδομένων της απορρόφησης της υπέρυθρης ακτινοβολίας στην οποία παρουσιάζονται ταλαντώσεις. Στο γράφημα εκτός από τις ταλαντώσεις παρατηρείται μια DC αντιστάθμιση 50.000 μονάδων. Γίνεται ,λοιπόν, προφανής η ανάγκη ψηφιακής επεξεργασίας του λαμβανόμενου σήματος προκειμένου να επιτευχθεί βελτίωση που θα οδηγήσει στην εξαγωγή συμπερασμάτων.



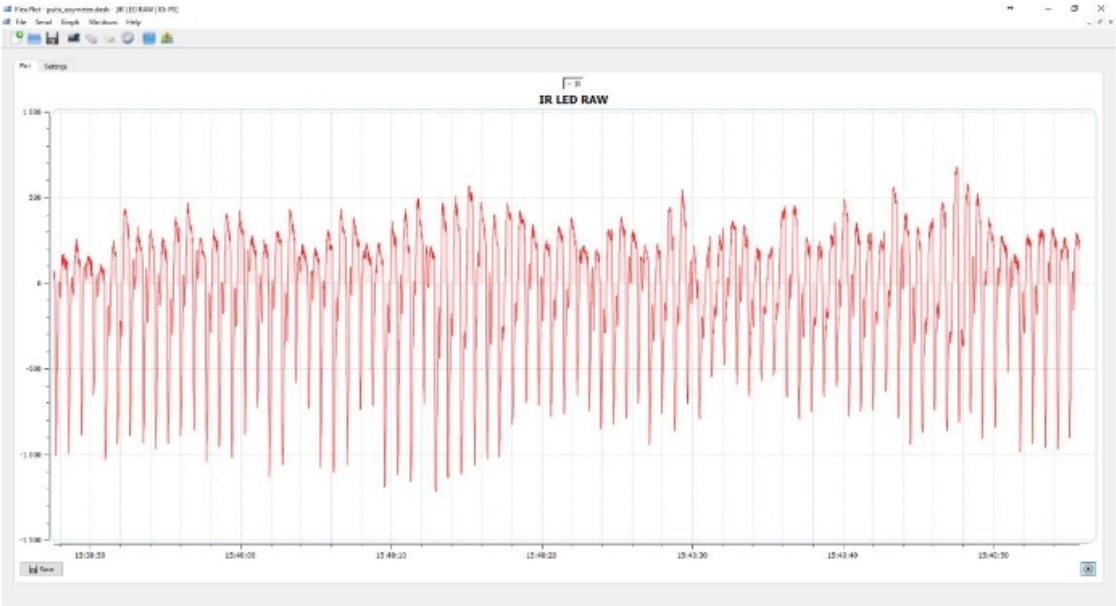
Εικόνα 6.21: RAW IR δεδομένα με εμφανείς ταλαντώσεις [7]

Η επεξεργασία του σήματος ξεκινά από την αφαίρεση της DC αντιστάθμισης που πραγματοποιείται με την βοήθεια της εφαρμογής ενός φίλτρου χαρακτηριζόμενο από τις δύο παρακάτω εξισώσεις

$$w(t) = x(t) + \propto * w(t-1) \quad (4)$$

$$y(t) = w(t) - w(t-1) \quad (5)$$

όπου y(t) είναι η έξοδος του φίλτρου, x(t) η είσοδος, w(t) ενδιάμεσες τιμές οι οποίες δρουν όπως η DC συνιστώσα, όπου α η σταθερά απόκρισης του φίλτρου. Η σταθερά απόκρισης παίρνει τιμές από 0 εώς 1, για α = 0 το φίλτρο δεν επιτρέπει την διέλευση σήματος ενώ για α = 1 η έξοδος του φίλτρου ταυτίζεται με την είσοδο του, επομένως για την αποκοπή της DC συνιστώσας η σταθερά απόκρισης πρέπει να έχει τιμή κοντά στο 1, για αυτό και επιλέχθηκε α = 0.95. Έπειτα από την εφαρμογή του φίλτρου και την αποκοπή της DC συνιστώσας προκύπτει η εξής απόκριση.



Εικόνα 6.22: IR σήμα έπειτα από την αποκοπή της DC συνιστώσας [7]

```
struct fifo_t {
  uint16_t rawIR;
  uint16_t rawRed;
};
dcFilter_t MAX30100::dcRemoval(float x, float prev_w, float alpha)
{
  dcFilter_t filtered;
  filtered.w = x + alpha * prev_w;
  filtered.result = filtered.w - prev_w;

  return filtered;
}
```

Εικόνα 6.23: Κώδικας Arduino για την εφαρμογή του DC φίλτρου [7]

Σε αυτό το σημείο είναι προφανές πως παρότι διατηρήθηκαν οι ταλαντώσεις, μετά την εφαρμογή του φίλτρου το σύστημα ταλαντώνεται γύρω από την τιμή 0 και όχι γύρω από το 50.000 .

6.5.5 Φίλτρο ενδιάμεσης τιμής και φίλτρο Butterworth

Έχοντας εφαρμόσει το φίλτρο για την αποκοπή της DC συνιστώσας προκύπτει η ανάγκη περαιτέρω βελτίωσης του σήματος προκειμένου να περιοριστούν όσο το δυνατόν περισσότερο οι ταλαντώσεις. Με την ολοκλήρωση της εφαρμογής φίλτρων, αναμένεται να προκύψει μια γραφική παράσταση με μορφή καρδιογραφήματος. Το φίλτρο που εφαρμόζεται ονομάζεται φίλτρο ενδιάμεσης τιμής(Mean Median Filter) η λειτουργία του οποίου βασίζεται στον καταμερισμό του συνολικού σήματος σε γειτονιές με την βοήθεια ενός “παραθύρου” όπου κάθε γειτονιά αντικαθίσταται από την τιμή της διαμέσου των στοιχείων της. Χρήζει σημασίας η σημείωση πως η εφαρμογή φίλτρων ενδιάμεσης τιμής είναι μια κλασική αλλά και δημοφιλή διαδικασία που χρησιμοποιείται για την εξομάλυνση ακμών καθώς προσφέρει υψηλό ποσοστό μείωσης του θορύβου με μικρό βαθμό θόλωσης.

Εικόνα 6.24: IR σήμα έπειτα από την εφαρμογή του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής [7]

```
struct meanDiffFilter_t
{
  float values[MEAN_FILTER_SIZE];
  byte index;
  float sum;
  byte count;
};

float MAX30100::meanDiff(float M, meanDiffFilter_t* filterValues)
{
  float avg = 0;

  filterValues->sum -= filterValues->values[filterValues->index];
  filterValues->values[filterValues->index] = M;
  filterValues->sum += filterValues->values[filterValues->index];

  filterValues->index++;
  filterValues->index = filterValues->index % MEAN_FILTER_SIZE;

  if(filterValues->count < MEAN_FILTER_SIZE)
    filterValues->count++;

  avg = filterValues->sum / filterValues->count;
  return avg - M;
}
```

Εικόνα 6.25: κώδικας Arduino για την εφαρμογή του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής [7]

Με την έξοδο του σήματος από το φίλτρο ενδιάμεσης τιμής παρατηρείται σημαντική βελτίωση στην ποιότητα του σήματος καθώς προκύπτει μια κατανοητή μορφή πληροφορίας. Παρόλα αυτά συνεχίζει να υπάρχει ένα ποσοστό θορύβου που εμφανίζεται με την μορφή αρμονικών οι οποίες πρέπει να αποκοπούν. Για την αποκοπή των αρμονικών πραγματοποιείται εφαρμογή βαθυπερατού φίλτρου Butterworth, η χρήση ενός τέτοιου φίλτρου καθιστά αναγκαία την γνώση τόσο της συχνότητας δειγματοληψίας (sampling frequency Fs) όσο και της συχνότητας αποκοπής (cut-off frequency Fc), δηλαδή την συχνότητα πάνω από την οποία δεν θα υπάρχει διέλευση σήματος. Όσον αφορά την συχνότητα δειγματοληψίας, στα πλαίσια της παρούσας εφαρμογής είναι 100Hz, για λόγους πληρότητας αναφέρεται πως η μέγιστη συχνότητα δειγματοληψίας που δύναται να επιτύχει ο αισθητήρας MAX30100 είναι 1kHz. Για την επιλογή κατάλληλης συχνότητας αποκοπής θεωρήθηκε πως η μέγιστη δυνατή αποδεκτή τιμή καρδιακών παλμών είναι 220 παλμοί ανά λεπτό(Beats Per Minute, BPM), η τιμή αυτή αντιστοιχεί σε συχνότητα 3.66Hz επομένως δεν μπορεί να επιλεχθεί συχνότητα αποκοπής μικρότερη των 3.66Hz.

$$\frac{220\ BPM}{60} = 3.66Hz \qquad (6)$$

Το φίλτρο Butterworth λειτουργεί με κανονικοποιημένη συχνότητα Rn.

$$R_n = \frac{F_C}{F_S} \qquad (7)$$

Πειραματικά επιλέχθηκε συχνότητα αποκοπής ίση με 10Hz προκειμένου να επιτευχθεί κανονικοποιημένη συχνότητα Butterworth ίση με 0.1 για την οποία επιτυγχάνεται ικανοποιητικό φιλτράρισμα του εισερχόμενου σήματος [6].

$$F_S = 100Hz \quad (8)$$
$$F_C = 10Hz \quad (9)$$

$$R_n = \frac{100Hz}{10Hz} = 0.1 \quad (10)$$

Εικόνα 6.26: Έξοδος φίλτρου Butterworth όπου Rn = 0.1 [7]

```
struct butterworthFilter_t
{
  float v[2];
  float result;
};

void MAX30100::lowPassButterworthFilter( float x, butterworthFilter_t
* filterResult )
{
  filterResult->v[0] = filterResult->v[1];

  //Fs = 100Hz and Fc = 10Hz
  filterResult->v[1] = (2.452372752527856026e-1 * x) +
(0.50952544949442879485 * filterResult->v[0]);

  //Fs = 100Hz and Fc = 4Hz
  //filterResult->v[1] = (1.367287359973195227e-1 * x) +
(0.72654252800536101020 * filterResult->v[0]); //Very precise
butterworth filter

  filterResult->result = filterResult->v[0] + filterResult->v[1];
}
```

Εικόνα 6.27: Κώδικας Arduino φίλτρου Butterworth[7]

Υπενθυμίζεται πως τα παραπάνω αποτελέσματα προέκυψαν από την χρήση του IR LED του αισθητήρα MAX30100 και αναφέρονται μόνο στο κομμάτι της μέτρησης των καρδιακών παλμών μέσα από την διαδικασία παραγωγής ενός καρδιογραφήματος. Η μέτρηση του πλήθους των καρδιακών παλμών αλλά και η μέτρηση της τιμής του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα παρουσιάζονται στην συνέχεια.

6.5.6 Καταμέτρηση πλήθους καρδιακών παλμών

Περατώνοντας την διαδικασία παραγωγής του καρδιογραφήματος προχωράμε στην καταμέτρηση του πλήθους των καρδιακών παλμών μέσω της καταμέτρησης των κορυφών. Η λογική βάση της διαδικασίας είναι ιδιαίτερα απλή, όταν η τιμή μιας μέτρησης ξεπεράσει ένα συγκεκριμένο κατώφλι το σύστημα ξεκινάει την παρακολούθηση της πορείας του σήματος μέχρι να παρουσιαστεί φθίνουσα πορεία στην τιμή του και σημειώνεται η χρονική στιγμή της παρατήρησης. Με την σημείωση δύο παρατηρήσεών πραγματοποιείται αφαίρεση μεταξύ των δυο τιμών το αποτέλεσμα της οποία υποδεικνύει την καθυστέρηση μεταξύ δύο παλμών. Κατά αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η μέτρηση των καρδιακών παλμών ανά λεπτό. Σε επίπεδο λογισμικού αξιοποιείται η συνάρτηση millis() της γλώσσας Arduino που επιτρέπει την καταγραφή των χρονικών στιγμών σε χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) [6].

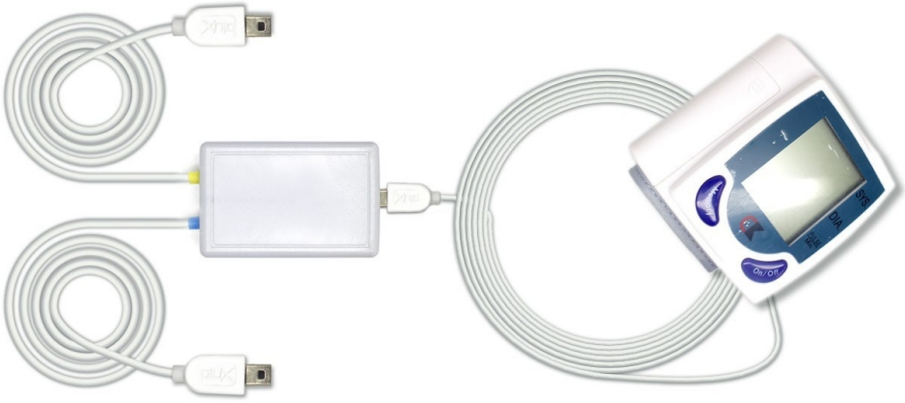
$$BPM = \frac{60000}{current\ beat\ timestamp - previous\ beat\ timestamp} \qquad (11)$$

6.6 Αρτηριακή Πίεση

Ως αρτηριακή πίεση ορίζεται η τιμή της πίεσης που ασκείται στα τοιχώματα των αρτηριών καθώς το αίμα ρέει μέσα από αυτές. Η αρτηριακή πίεση εκφράζεται με την βοήθεια δύο τιμών, της συστολικής και της διαστολικής πίεσης. Συστολική χαρακτηρίζεται η πίεση στα τοιχώματα των αρτηριών καθώς το αίμα φεύγει από την καρδιά, ενώ ως διαστολική ονομάζεται η πίεση που ασκείται μεταξύ δύο καρδιακών παλμών. Μονάδα μέτρησης της αρτηριακής πίεση είναι τα χιλιοστά της στήλης υδραργύρου (mmHg). Όσον αφορά την σημασία της, η αρτηριακή πίεση θεωρείται αξιόπιστος δείκτης της καρδιακής λειτουργίας και του κυκλοφορικού συστήματος καθώς συνδέεται άμεσα με καταστάσεις όπως η ενδοκρανιακή αιμορραγία, η στηθάγχη αλλά και το κοιλιακό αορτικό ανεύρυσμα. Τέλος, η υλοποίηση της μέτρησης απαιτεί την χρήση σφυγμομανομέτρου (πιεσόμετρου) το οποίο μπορεί να είναι μηχανικό, υδραργυρικό ή ηλεκτρονικό.

Το σφυγμομανόμετρο αποτελεί αναπόσπαστο εργαλείο κάθε διαγνωστικού κέντρου αλλά και κάθε μονάδας προ-νοσοκομειακής φροντίδας για τον λόγο αυτό κρίθηκε απαραίτητο να συμπεριληφθεί στο σύστημα που πραγματεύεται η παρούσα διπλωματική εργασία. Αξίζει να αναφερθεί πως η χρήση σφυγμομανομέτρου σε συνδυασμό με Arduino δεν είναι διαδεδομένη με αποτέλεσμα να υπάρχει περιορισμένη ποικιλία ηλεκτρονικών πιεσόμετρων ικανών να επικοινωνήσουν με το Arduino.

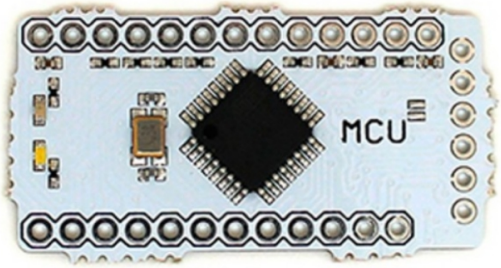
Έπειτα από έρευνα επιλέχθηκε να αγοραστεί το εικονιζόμενο σύστημα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, το οποίο μπορεί να χαρακτηριστεί ως η πλέον ολοκληρωμένη επιλογή για την μέτρησης της αρτηριακής πίεσης αλλά και της ανάγνωσης των τιμών της από την κεντρική επεξεργαστική μονάδα του συστήματος. Το προϊόν αυτό διατίθεται από το ηλεκτρονικό κατάστημα plux το οποίο ειδικεύεται στην πώληση αισθητήρων αλλά και επεξεργαστικών μονάδων προσανατολισμένων σε βιοϊατρικές εφαρμογές.



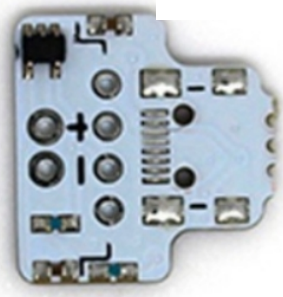
Εικόνα 6.28: Σφυγμομανόμετρο CK101, arduino nano 328p, DAC[11]

Περιγραφικά, το σύστημα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης αποτελείται από έναν ηλεκτρονικό σφυγμομανόμετρο, με εμπορική ονομασία CK 101, το οποίο με την ολοκλήρωση της μέτρησης προβάλλει, στην οθόνη του, τις τιμές της συστολικής πίεσης, της διαστολικής πίεσης καθώς επίσης και το πλήθος των καρδιακών παλμών. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό της συσκευής είναι η δυνατότητα αποθήκευσης των τελευταίων 60 μετρήσεων.

Το περιεχόμενο κάθε νέας μέτρησης μεταφέρεται από το σφυγμομανόμετρο σε μια επεξεργαστική μονάδα βασισμένη στον μικροεπεξεργαστή ATMega328p η οποία επεξεργάζεται κατάλληλα το σήμα , σε ψηφιακή μορφή και εν τέλει το μετατρέπει σε αναλογική μορφή μέσω δύο μονάδων DAC (Digital to Analog Converter). Η μετάδοση του σήματος πραγματοποιείται με χρήση πολύκλωνου καλωδίου, ενώ η σύνδεση των δύο υποβαθμίδων του συστήματος, σφυγμομανομέτρου και επεξεργαστικής μονάδας, υλοποιείται με 8-pin mini usb type B. Η παραπάνω διαδικασία έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή ενός αναλογικού σήματος στην έξοδο του συστήματος μέτρησης αρτηριακής πίεσης το οποίο πρόκειται να διαβαστεί και να επεξεργαστεί από το Arduino Mega2560.



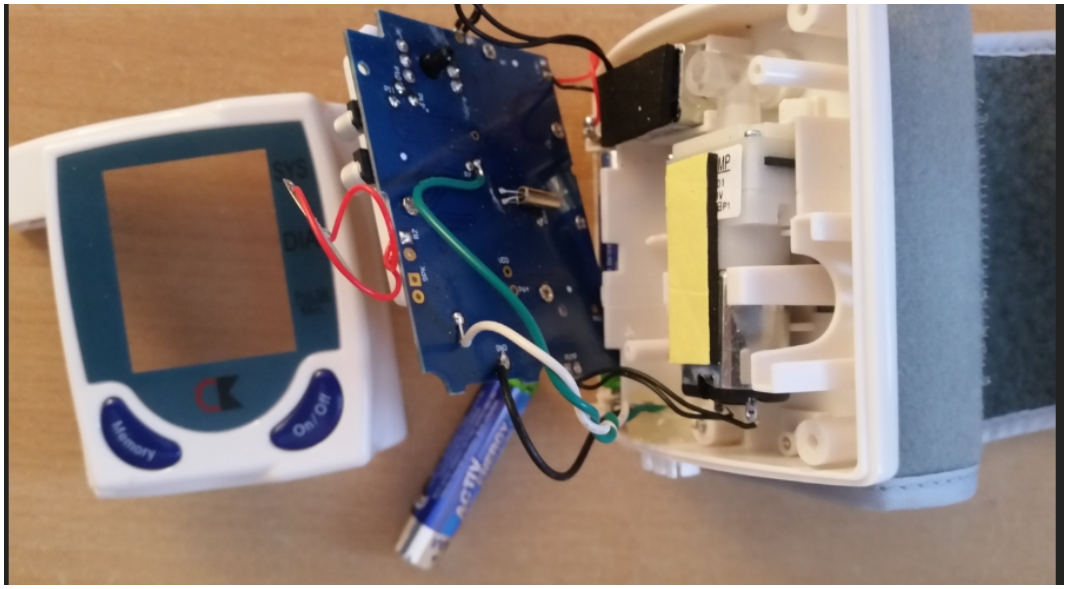
Εικόνα 6.29: Arduino nano 328p[11]



Εικόνα 6.30: Digital to Analog Converter [11]

Εικόνα 6.31: Φωτογραφία συστήματος μετατροπής του UART σήματος του σφυγμομανόμετρου σε δύο Αναλογικά σήματα

Για την λειτουργία του συστήματος απαιτείται η τοποθέτηση 2 AAA μπαταριών συνδεδεμένων σε σειρά οι οποίες προκαλούν διαφορά δυναμικού στα άκρα τους ίση με 3V. Η μεταφορά δεδομένων από την βαθμίδα του σφυγμομανομέτρου προς την επεξεργαστική βαθμίδα του συστήματος γίνεται μέσω ενός αγωγού ο οποίος έχει το ένα του άκρο συνδεδεμένο στον ακροδέκτη P6 του σφυγμομανόμετρο και τον άλλο του ακροδέκτη Rx του μικροεπεξεργαστή ATMega328p. Ουσιαστικά η μετάδοση της πληροφορίας γίνεται μέσω του UART πρωτοκόλλου το οποίο, όπως έχει αναγραφεί παραπάνω, είναι ένα πρωτόκολλο ασύγχρονης μετάδοσης και λήψης δεδομένων μεταξύ δύο συσκευών. Συγκεκριμένα, η συσκευή CK 101 στέλνει ακολουθίες των 10 Bytes στις οποίες τα τέσσερα ελάχιστα σημαντικά Bytes περιέχουν την πληροφορία. Το τέταρτο και το τρίτο ελάχιστα σημαντικά Bytes περιέχουν την τιμή της συστολικής πίεσης, ενώ το δεύτερο ελάχιστα σημαντικό byte περιέχει την τιμή της διαστολικής πίεσης η οποία όντας μικρότερη από την συστολική δύναται να περιγραφεί με ένα μονάχα byte. Τέλος, το ελάχιστα σημαντικό byte μεταφέρει την τιμή των καρδιακών παλμών.

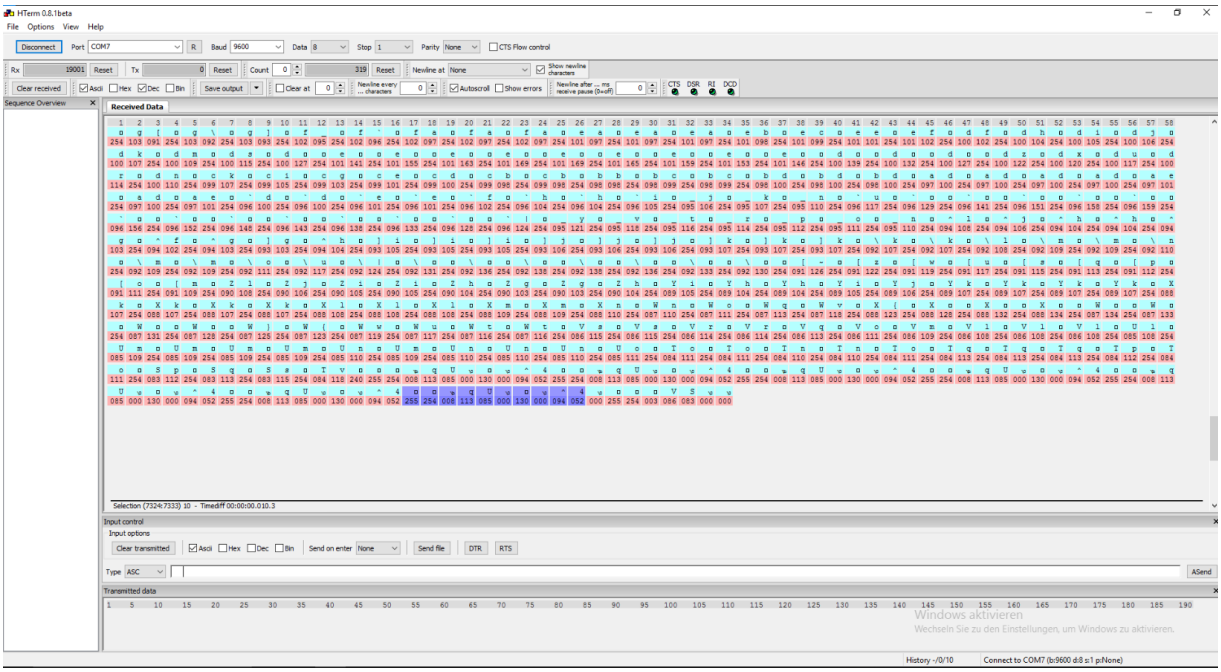


Εικόνα 6.32: Συνδεση ακροδεκτών τροφοδοσίας, γείωσης και ακροδέκτη P6 για την τροφοδότηση του Arduino nano και την μεταφορά του UART σήματος [9]

Συμπερασματικά, το πιεσόμετρο CK 101 διαθέτει τρεις εξόδους οι οποίες λειτουργούν ως είσοδοι για την επεξεργαστική μονάδα, οι γραμμές αυτές είναι η θετική τάση τροφοδοσίας Vcc, η αρνητική τάση τροφοδοσίας (GND) και η γραμμή μεταφοράς δεδομένων P6. Κατά συνέπεια ο μικροεπεξεργαστής ATMega328p τίθεται υπό τάση 3V, τάση που πληροί τις λειτουργικές του προδιαγραφές αφού το συγκεκριμένο μοντέλο λειτουργεί με τάση τροφοδοσίας στο εύρος 1,8-5,5V.

Στην εικόνα 6.33 παρουσιάζεται η μορφή των υπό μεταφορά δεδομένων όπως αυτή προέκυψε από την σύνδεση του ακροδέκτη με ένα logic analyzer. Το ωφέλιμο πακέτο των 10 Bytes έχει υπογραμμιστεί με μπλε χρώμα.

Σε αυτό το σημείο γίνεται κατανοητός ο ρόλος του μικροεπεξεργαστή ATMega328p ο οποίος δέχεται το πακέτο δεδομένων σε μορφή UART και το επεξεργάζεται έτσι ώστε να διατηρήσει μόνο τα ωφέλιμα bytes πληροφορίας. Έπειτα τα δύο bytes που περιέχουν τις τιμές της συστολικής και διαστολής πίεσης δίνονται ως ψηφιακοί έξοδοι από τον μικροεπεξεργαστή μέσω των ψηφιακών ακροδεκτών του, δηλαδή συμβολίζονται από μια αριθμητική τιμή σε δυαδικό σύστημα. Ολοκληρώνοντας, οι δύο τιμές εξόδου του μικροεπεξεργαστή μετατρέπονται σε είσοδοι για τα DAC συστήματα ρόλος των οποίων είναι η αντιστοίχιση της δυαδικής τιμής σε δυναμικό. Εν κατακλείδι, το όλο σύστημα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης διατηρεί τάση τροφοδοσίας ίση με 3V επομένως η έξοδος των DAC βρίσκεται στο εύρος 0-3V.



Εικόνα 6.33: Αποτέλεσματα από την σύνδεση του logic analyzer στον ακροδέκτη P6 του CK101[9]

Η μετατροπή του UART σήματος πληροφορίας σε αναλογικό συνεπάγεται την σύνδεση των ακροδεκτών εξόδου του συστήματος μέτρησης αρτηριακής πίεσης με τους αναλογικούς ακροδέκτες εισόδου του Arduino Mega 2560. Οι αναλογικοί ακροδέκτες του Arduino λειτουργούν ώς μετατροπείς αναλογικού σε ψηφιακού σήματος (ADC, Analog to Digital Converter) μετατρέποντας την τάση εισόδου σε μια αριθμητική τιμή μεταξύ 0-1023. Ιδιαίτερη σημασία δίνεται στο γεγονός πως η ορθή μέτρηση του δυναμικού απαιτεί την ύπαρξη κοινής γείωσης μεταξύ του Arduino Mega 2560 και του ATMga328p. Η μετατροπή γίνεται κατ' αυτόματο τρόπο μέσω της σχέσης:

$$ADC = \frac{1023 * Vin}{5} \quad (12)$$

Τελευταίο βήμα για την ολοκλήρωση της επικοινωνίας μεταξύ σφυγμομανόμετρου και επεξεργαστικής μονάδας Arduino είναι η μετατροπή της ψηφιακής τιμής που προέκυψε από το αναλογικό σήμα σε μορφή κατανοητή από τον άνθρωπο. Το βήμα αυτό θέτει σε εφαρμογή την συνάρτηση μεταφοράς που δίνεται από τον εταιρεία plux [8].

$$\boldsymbol{DIA\ (mmHg) = 0.25 \times 2^{10-nbits} \times ADC - 0.8} \quad (13)$$

$DIA - Diastolic\ Pressure\ in\ mmHg$

$ADC -\ channel\ sample\ in\ bits$

$nbits - channel\ bit\ resolution\ (6\ or\ 10)$

$$\boldsymbol{SYS\ (mmHg) = 0.25 \times 2^{10-nbits} \times ADC - 0.8} \quad (14)$$

$SYS - Systolic\ Pressure\ in\ mmHg$

$ADC -\ channel\ sample\ in\ bits$

$nbits - channel\ bit\ resolution\ (6\ or\ 10)$

Παρατηρείται ότι η τιμή ADC της συνάρτησης μεταφοράς προκύπτει από μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό υπό τάση λειτουργίας ίση με την τάση τροφοδοσίας της συσκευής, κατά συνέπεια για την παραγωγή ενός ορθού αποτελέσματος οφείλουμε να μετατρέψουμε την ADC τιμή, με βάση τα 5V, που διάβασε το Arduino σε ADC τιμή με βάση τα 3V. Η μετατροπή αυτή γίνεται μέσω των σχέσεων:

$$Vin = 5 * \frac{ADC_{3V}}{1023} \rightarrow ADC_{3V} = 1023 * \frac{Vin}{3V} \quad (15)$$

$$ADC = ADC_{3V} \quad (16)$$

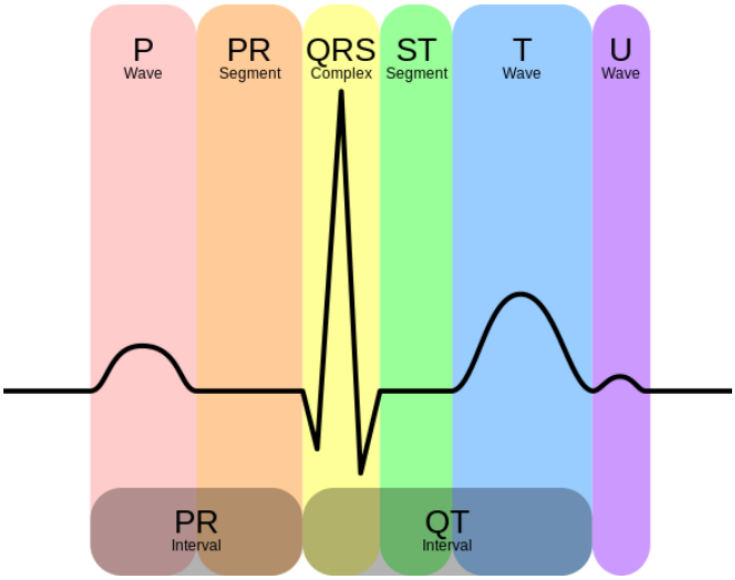
Χρήζει σημείωσης το γεγονός πως το σύστημα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης κάνει χρήση καλωδίων σχετικά μεγάλου μήκους ενώ βρίσκεται σε μικρή απόσταση από άλλα ηλεκτρονικά συστήματα με αποτέλεσμα να είναι επιρρεπές στον θόρυβο. Επιπρόσθετα μια μικρή διακύμανση της τάσης των μπαταριών τροφοδοσίας του σφυγμομανόμετρου CK 101 επιφέρει ελαφρώς αλλοιωμένα αποτελέσματα. Η αλλοίωση αυτή προκύπτει διότι έχει θεωρηθεί πως οι λαμβανόμενες τιμές ADC έχουν βάση τα 3V.

6.7 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Ως ηλεκτροκαρδιογράφημα εννοείται η διαδικασία μέτρησης και καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας τη καρδιάς για δεδομένο χρονικό διάστημα. Η μέτρηση των ηλεκτρικών δυναμικών του καρδιακού μυός απαιτεί την χρήση ηλεκτροδίων με την κατάλληλη ευαισθησία, τα οποία τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα συμβολίζεται ως ECG ή EKG και είναι ένα από τα βασικότερα διαγνωστικά μέσα της Ιατρικής επιστήμης καθώς είναι απλό, γρήγορο, οικονομικό και αξιόπιστο.

Κύριος σκοπός του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι η συλλογή πληροφοριών για την δομή και την λειτουργία της καρδιάς, κατά συνέπεια το ECG δύναται να συμβάλει στον εντοπισμό καταστάσεων όπως η αρρυθμία, η υπερτροφική καρδιομυοπάθεια, το μυοκαρδιακό έμφραγμα, η πνευμονική εμβολή, η καρδιακή μαρμαρυγή αλλά και η υπερκαλαιμία. Επιπρόσθετα το ηλεκτροκαρδιογράφημα χρησιμοποιείται για την συνεχή παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας ασθενών κατά την υποβολή τους σε τεστ κοπώσεως, χειρουργικές επεμβάσεις αλλά και κατά την παραμονή τους σε μονάδες εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ).

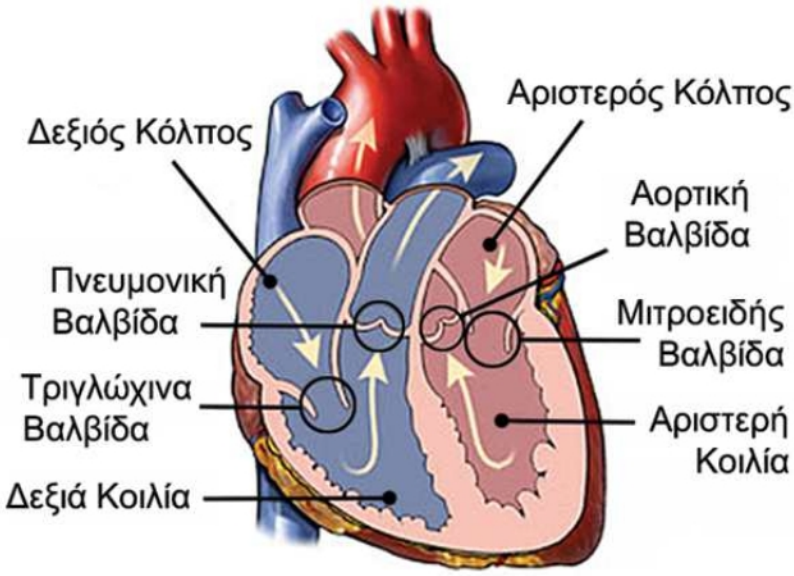
Έχοντας αναγνωρίσει την σημαντικότητα του ECG στην διαγνωστική διαδικασία, προχωράμε στην ανάλυση του λαμβανόμενου ηλεκτρικού σήματος. Στην παρακάτω εικόνα διαγράφεται το ηλεκτρικό σήμα που προκύπτει από τον ηλεκτροκαρδιογράφο, στο σήμα αυτό σημειώνονται δύο περιοχές ενδιαφέροντος, η περιοχή PR και η περιοχή QT.



Εικόνα 6.34: Μορφή Καρδιογραφήματος υπό κανονικές συνθήκες [10]

Αναλυτικότερα, το P είναι το αρχικό κύμα που παράγεται από έναν ηλεκτρικό παλμό ο οποίος διαδίδεται από το δεξί καρδιακό κόλπο στον αριστερό. Το δυναμικό αυτό σηματοδοτεί την άσκηση δυνάμεων με σκοπό την προώθηση του αποξυγονωμένου αίματος από τον δεξί κόλπο, μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στην δεξιά κοιλία. Ταυτόχρονα, το δυναμικό διαδίδεται στον αριστερό καρδιακό κόλπο με αποτέλεσμα την προώθηση οξυγονωμένου αίματος από τον αριστερό κόλπο προς την αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Σημειώνεται πως ο δεξής κόλπος συλλέγει αίμα από το υπόλοιπο αίμα μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας ενώ ο αριστερός κόλπος συλλέγει αίμα από τους πνεύμονες.

Την ολοκλήρωση της PR περιοχή ακολουθεί η έναρξη της δεύτερης περιοχής ενδιαφέροντος, η QT κατά την οποία πραγματοποιείται το κύριο μέρος του μηχανικού έργου της καρδιάς. Συγκεκριμένα, η δεξιά κοιλία προωθεί το αποξυγονομένο αίμα στους πνεύμονες με σκοπό την εκ νέου οξυγόνωση του σε δεύτερο χρόνο ενώ η αριστερή κοιλία προωθεί το ήδη οξυγονωμένο αίμα προς το υπόλοιπο σώμα μέσω της αορτής. Η παραπάνω διαδικασία λαμβάνει χώρα κατά την περίοδο QRS. Στην συνέχεια εμφανίζεται η περίοδος ST κατά την οποία δεν παρουσιάζονται άλλα ηλεκτρικά δυναμικά, είναι μια περίοδος ηρεμίας πριν την επαναπόλωση μέσω του T κύματος. Το T δυναμικό σηματοδοτεί την χαλάρωση των κοιλιών με σκοπό την επαναγέμιση τους με αίμα από τους κόλπους.



Εικόνα 6.35: Ανατομία ανθρώπινης καρδιάς[12]

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα υλοποιείται μέσω ενός μηχανήματος, του ηλεκτροκαρδιογράφου που λαμβάνει τα προαναφερθέντα δυναμικά, τα φιλτράρει, τα ενισχύει και τα προβάλλει σε κάποιο απεικονιστικό μέσο όπως οθόνη ή χαρτί. Το βασικότερο μέρος του ηλεκτροκαρδιογράφου είναι η ενισχυτική του βαθμίδα, στην πραγματικότητα είναι ένας ενισχυτής οργάνων, ο οποίος ενισχύει το διαφορικό σήμα που λαμβάνει στην είσοδο του με κάποια τιμή κέρδους. Η ενίσχυση είναι απαραίτητη διαδικασία καθώς το λαμβανόμενο σήμα έχει πλάτος ορισμένων μικροβόλτ (μV), με αποτέλεσμα να είναι αδύνατη η απευθείας αξιοποίηση του αφού η πλειοψηφία των μικροεπεξεργαστών λειτουργεί στο εύρος 1,8-5V. Ιδιαίτερη σημασία για την ποιότητα του εξαγόμενου σήματος έχει η ανοχή του κυκλώματος στον θόρυβο. Από την στιγμή που η είσοδος του ECG είναι της τάξης των μV, μερικά μV θορύβου επηρεάζουν σημαντικά την ποιότητα των αποτελεσμάτων.

Η παρούσα διπλωματική εργασία, μεταξύ άλλων, περιέχει βαθμίδα ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Για την υλοποίηση της μονάδας ECG αξιοποιείται μια ηλεκτρονική πλακέτα βασισμένη στο ολοκληρωμένο κύκλωμα AD8232, η οποία έχει σχεδιαστεί από την εταιρεία Sparkfun. Η συγκεκριμένη πλακέτα επιλέχθηκε διότι διαθέτει την δυνατότητα να λειτουργήσει σε συνδυασμό με το Arduino MEGA 2560 το οποίο έχει τον ρόλο της κεντρικής μικροεπεξεργαστικής μονάδας του συστήματος μας. Ένας ακόμα λόγος είναι το χαμηλό οικονομικό κόστος το οποίο βέβαια συνεπάγεται την περιορισμένη ανοχή της συσκευής ECG στον θόρυβο όπως επίσης και το γεγονός πως δεν υπάρχει κάποια ιατρική πιστοποίηση της συσκευής. Επιπρόσθετα, είναι μια συσκευή που αδυνατεί να λειτουργήσει σε συνδυασμό με απινιδωτή, χαρακτηριστικό που πρέπει να πληρούν οι ιατρικές μονάδες ECG.

Σχετικά με την συνδεσμολογία της συσκευής, υπογραμμίζεται πως χρειάζονται πέντε ακροδέκτες εκ των οποίων οι δύο είναι ακροδέκτες τροφοδοσίας (3,3V και GND), ένας αναλογικός ακροδέκτης εξόδου (OUTPUT) καθώς επίσης και δύο ακροδέκτες ελέγχου της ορθής

12 Πηγή: http://www.iatrikokentro.gr/iatrikoskosmos/el/content/

τοποθέτησης των ηλεκτροδίων (LO- και LO+). Ο παρακάτω πίνακας δίνει ένα παράδειγμα συνδεσμολογίας του AD8232 με Arduino.

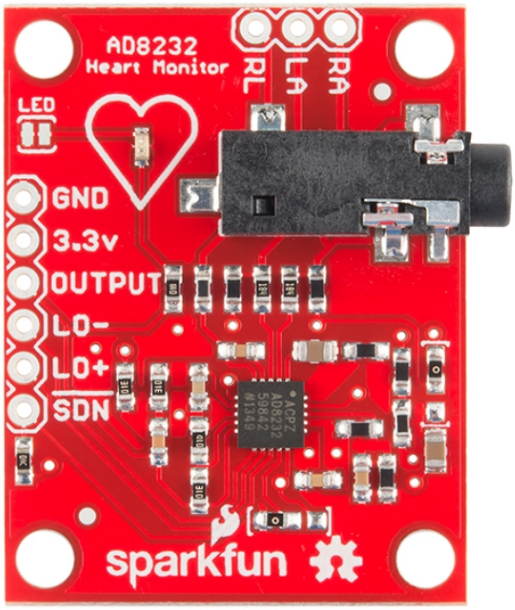
Board Label	Pin Function	Arduino Connection
GND	Ground	**GND**
3.3v	3.3v Power Supply	**3.3v**
OUTPUT	Output Signal	**A0**
LO-	Leads-off Detect -	**11**
LO+	Leads-off Detect +	**10**
SDN	Shutdown	**Not used**

Εικόνα 6.36: Συνδεσμολογία αισθητήρα ηλεκτροκαρδιογραφήματος [10]

Η συγκεκριμένη βαθμίδα απαιτεί την σύνδεση τριών ηλεκτροδίων για την επιτυχή ολοκλήρωση της μέτρησης. Τα δύο ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της μεταξύ τους διαφοράς δυναμικού, ενώ το τρίτο λειτουργεί ως σημείο αναφοράς [10].

Cable Color	Signal
Black	RA (Right Arm)
Blue	LA (Left Arm)
Red	RL (Right Leg)

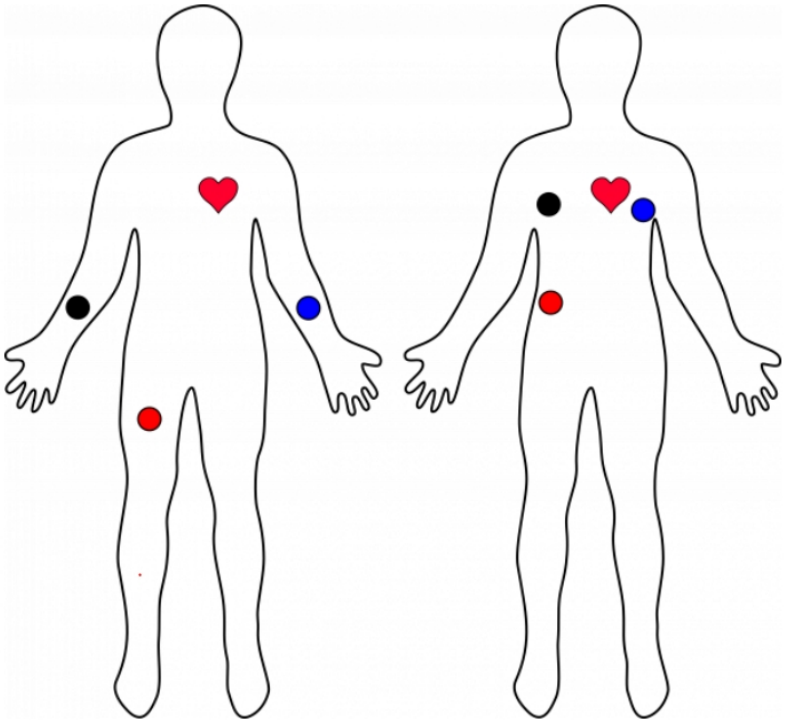
Εικόνα 6.37: Χρωματικός κώδικας ηλεκτροδίων [10]



Εικόνα 6.38: Αισθητήρας καρδιογραφήματος AD8232 [10]

Όπως έχει αναφερθεί, ο ηλεκτροκαρδιογράφος υπολογίζει τα ηλεκτρικά δυναμικά που προκαλούνται κατά τους καρδιακούς παλμούς και τα ενισχύει. Έπειτα, η MCU (Arduino MEGA

2560) δέχεται ως είσοδο το ενισχυμένο σήμα από την έξοδο του AD8232, το σήμα αυτό είναι μια τιμή τάσης μεταξύ 0 και 3,3V.

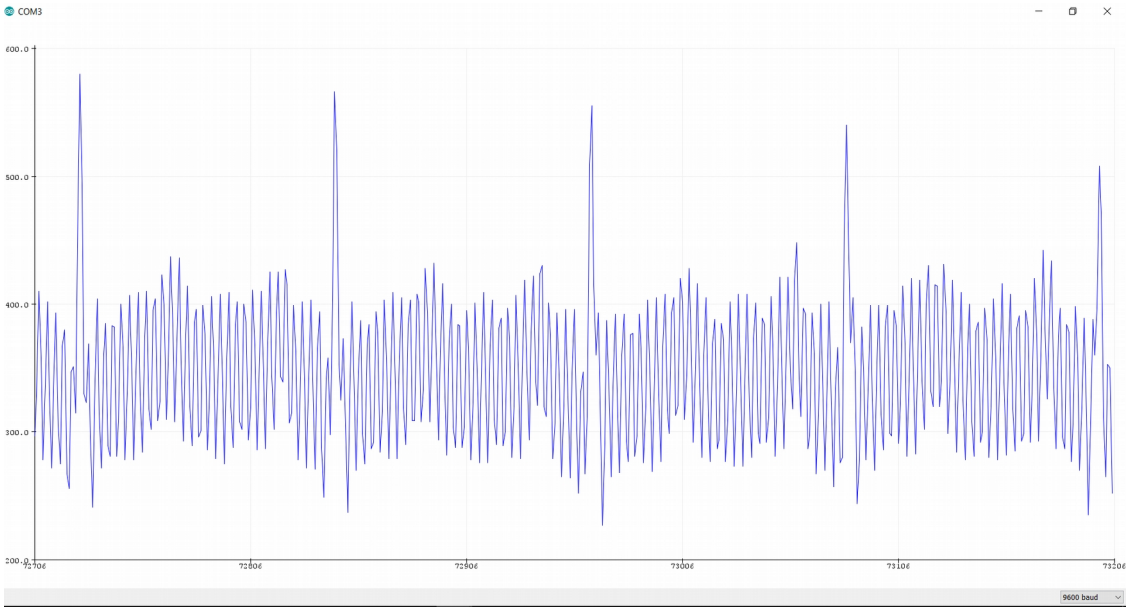


Εικόνα 6.39: Σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων για την λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος [10]

Η σύνδεση γίνεται στον αναλογικό ακροδέκτη A2 του Arduino και η ανάγνωση του σήματος πραγματοποιείται μέσω της εντολής AnalogRead η οποία μετατρέπει την αναλογική τιμή τάσης σε μια διακριτή ακέραια τιμή από το 0 εως το 1023. Η αντιστοίχιση των διακριτών ακέραιων τιμών σε τιμές τάσης υλοποιείται μέσω της σχέσης

$$Voltage = 3,3 * \frac{ADC}{1023} \quad (17)$$

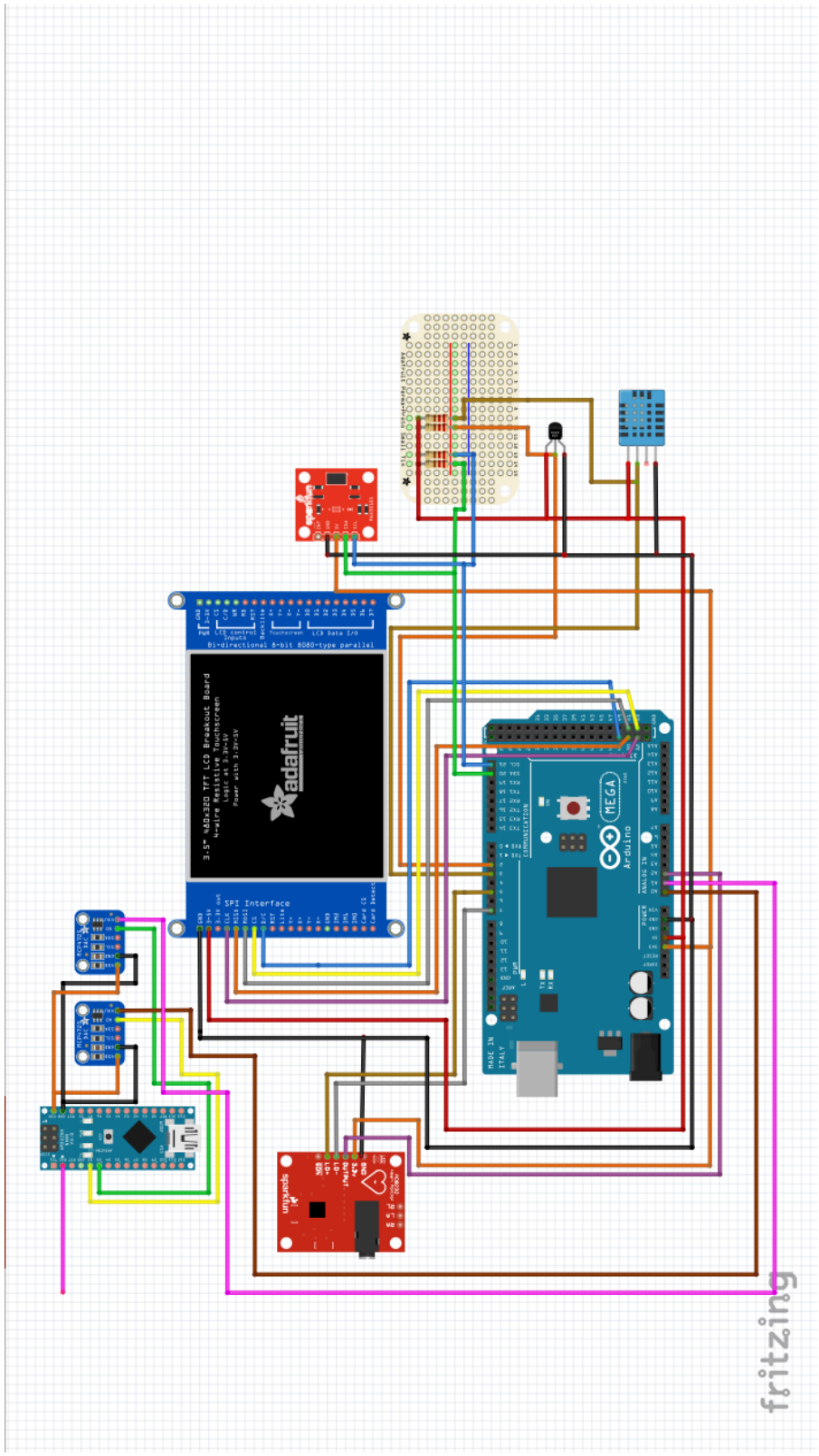
Η σχέση αυτή είναι μια μετατροπή ψηφιακού σε αναλογικό (DAC).



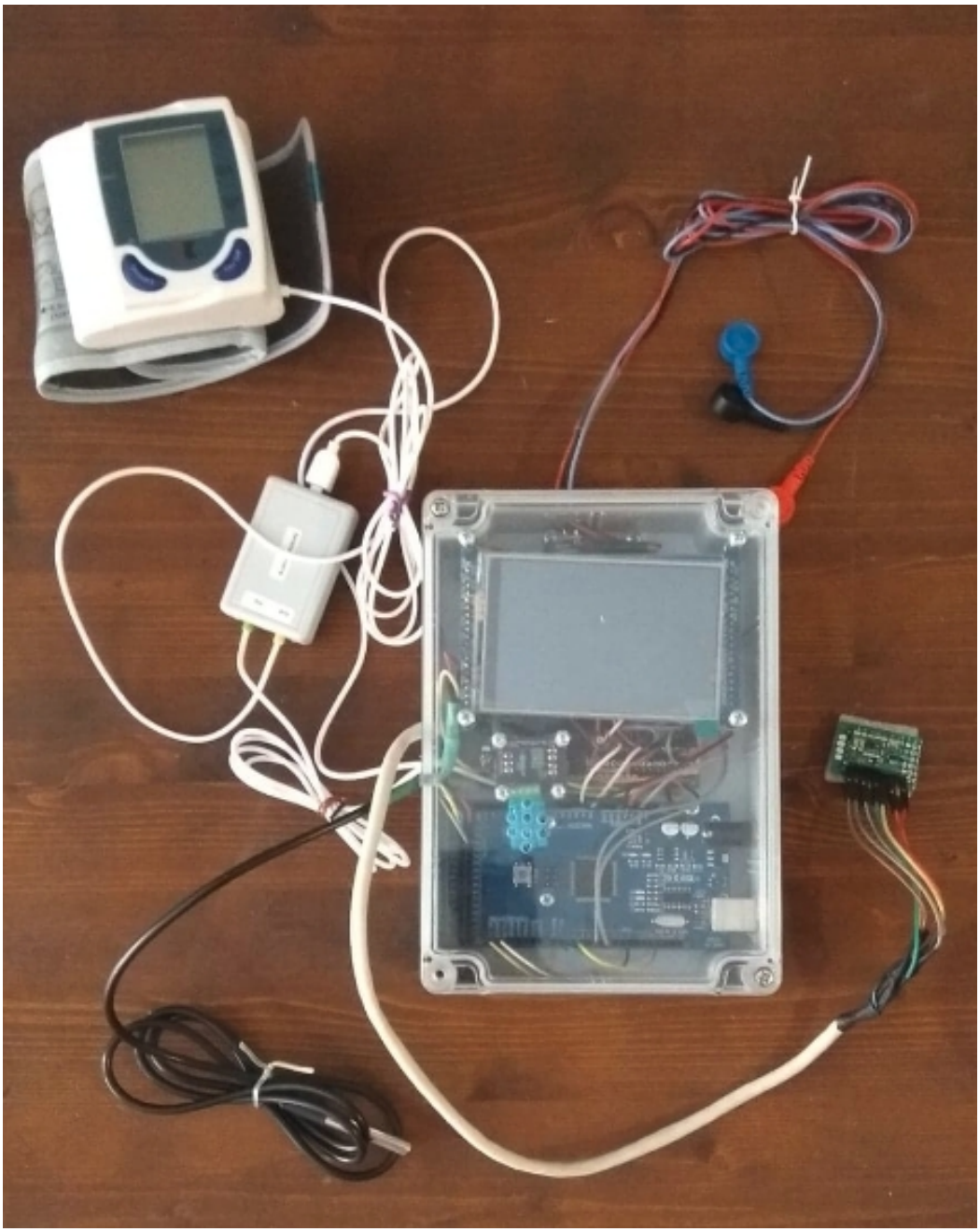
Εικόνα 6.40: Καρδιογράφημα που λήφθηκε από τον αισθητήρα AD8232 το οποίο παρουσιάζει αλλοιώσεις λόγω θορύβου

Ένα μειονέκτημα της δεδομένης μονάδας ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι πως χρησιμοποιεί τρία ηλεκτρόδια για την λήψη των διαφορών δυναμικού σε αντίθεση με άλλες συσκευές ECG που λαμβάνουν τα αντίστοιχα δυναμικά με την βοήθεια έξι ή ακόμα και δέκα ηλεκτροδίων. Ως συνέπεια της παραπάνω διαπίστωσης, προκύπτει πως ο ηλεκτροκαρδιογράφος της εργασίας παρουσιάζει μειωμένη ανοχή στον θόρυβο σε σχέση με άλλες μονάδες, ενώ παράλληλα είναι μη βέλτιστη λύση για την διάγνωση ορισμένων καρδιακών παθήσεων. Παρόλα αυτά διατηρεί ένα άριστο ισοζύγιο ποιότητας τιμής, ενώ το μικρό του μέγεθος σε συνδυασμό με τις ενεργειακές του ανάγκες τον καθιστούν άριστη επιλογή για φορητά διαγνωστικά συστήματα.

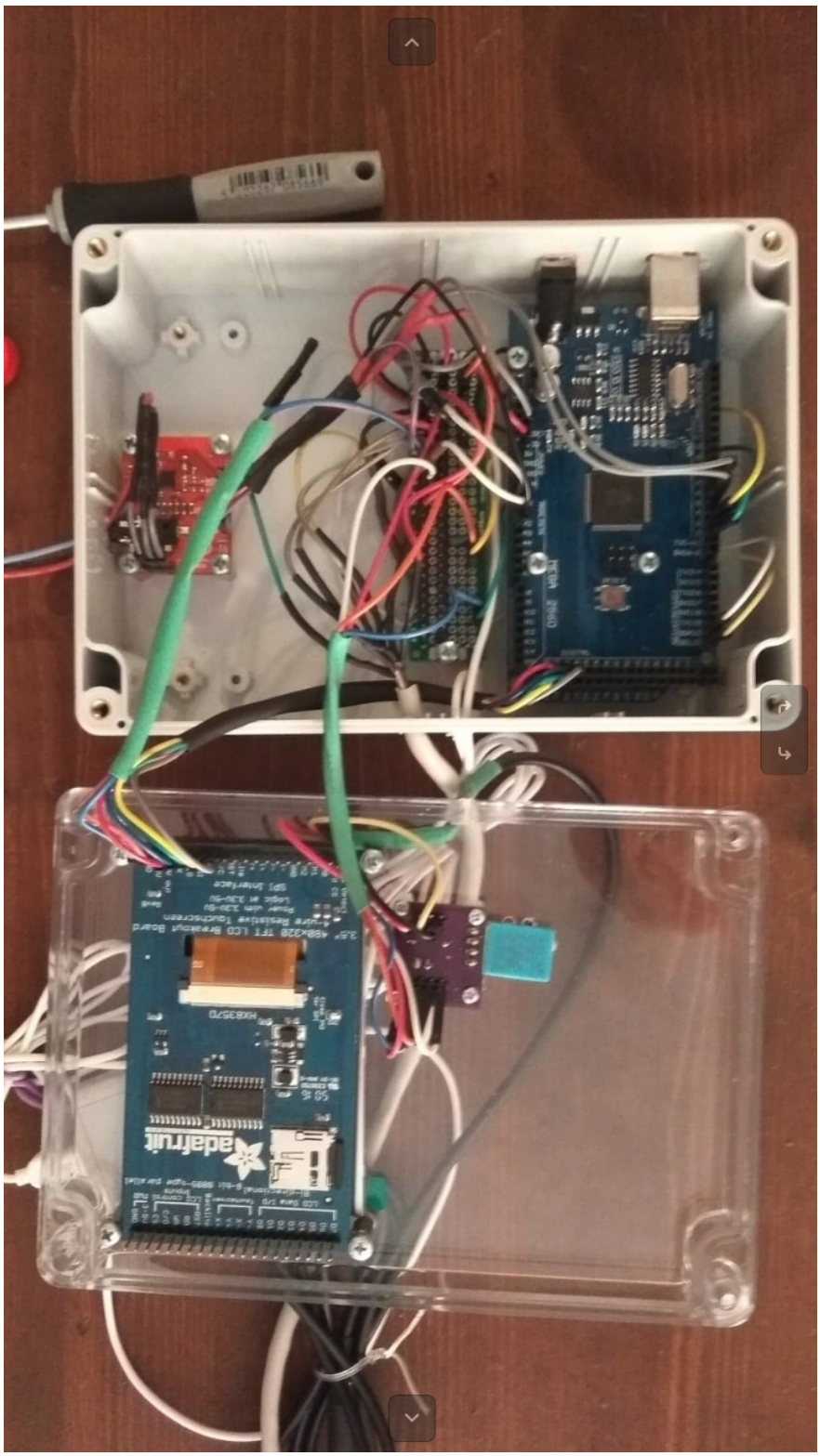
6.8 Σύστημα λήψης βιοσημάτων



Εικόνα 6.41: Σχηματικό διάγραμμα συνολικού συστήματος λήψης βιοσημάτων σχεδιασμένο στο λογισμικό Fritzing



Εικόνα 6.42: Απεικόνιση του συστήματος που αναπτύχθηκε στην διπλωματική εργασία



Εικόνα 6.43: Εσωτερική όψη του συστήματος

Εικόνα 6.44: Κεντρική μονάδα συστήματος

6.9 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] “Temperature VICTOR E . DEL BENE Definition Normal body temperature “

[2] Maxim Integrated, “Datasheet DS18B20,” *Maxim Integr.*, vol. 92, p. 20, 2015.

[3] R. Hartono *et al.*, “Universitas Sumatera Utara 70,” *Current*, vol. 2010, no. November, pp. 1–6, 2010.

[4] D. Hx-d, T. F. T. Mobile, and S. Chip, “Data sheet ” pp. 1–254, 2012.

[5] N. Ignjatovic, M. Vasiljevic, D. Milic, J. Stefanovic, M. Stojanovic, A. Karanikolic, A. Zlatic, G. Djordjevic, S. Zivic, L. Jeremic, I. Djordjevic and R. Jankovic, "Diagnostic importance of pulse oximetry in the determination of the stage of chronic arterial insufficiency of lower extremities", *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, vol. 138, no. 5-6, pp. 300-304, 2010.

[6] Maxim Integrated, “Max30100: Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health,” pp. 1–29, 2014.

[7] R. Strogonovs, I. R. Led, and I. R. Leds, “Implementing pulse oximeter using,” pp. 1–20, 2017.

[8] “Pulse oximeter sensor transfer function (%) = . × − × − . 2 − −,” p. 10.

[9] “Hacking a Blood Pressure Monitor – Edu Steinhorst.” [Online]. Available: https://www.edusteinhorst.com/hacking-a-blood-pressure-monitor/.

[10] “AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide - learn.sparkfun.com.” [Online]. Available: https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide.

7. Εφαρμογή και Έλεγχος συστήματος

7.1 Σκοπός

Όπως γνωρίζουμε, η εργασία αυτή πραγματεύεται την σχεδίαση και ανάπτυξη ενός συστήματος λήψης βιοσημάτων ικανού να μεταφέρεται μέσω ενός μη επανδρωμένου αεροσκάφους προκειμένου να συμβάλει άμεσα και αποτελεσματικά στην αντιμετώπιση επειγόντων περιστατικών. Προκύπτει λοιπόν πως εκτός των υπολοίπων χαρακτηριστικών του, το σύστημα οφείλει να προβάλλει κάποιον σεβαστό βαθμό αξιοπιστίας υπό κάθε συνθήκη. Ο μόνος πρακτικός τρόπος εξέτασης της αξιοπιστίας ενός ηλεκτρονικού συστήματος είναι να τεθεί υπό συνεχή λειτουργία, ενώ παρακολουθείται το κατά πόσο ανταποκρίνεται στον προβλεπόμενο τρόπο λειτουργίας. Παράλληλα, σκοπός της μελέτης της συνεχούς λειτουργίας είναι η εύρεση παραγόντων ικανών να συμβάλλουν στην αλλοίωση και παραποίηση των μετρηθέντων αποτελεσμάτων. Ουσιαστικά το κεφάλαιο αυτό σκοπεύει να εντοπίσει και να καταγράψει τις ιδιαιτερότητες του συστήματος είτε αυτές προκύπτουν από εξωγενείς (π.χ. περιβάλλον, ανατομία συμμετεχόντων) είτε ενδογενείς παράγοντες (π.χ. αρχιτεκτονική συστήματος, συνδεσμολογία). Με γνώμονα τα παραπάνω γίνεται μια απόπειρα ποσοτικοποίησης των χαρακτηριστικών λειτουργίας διαμέσου της εξαγωγής στατιστικών αποτελεσμάτων αλλά και του υπολογισμού των διαφόρων σφαλμάτων.

7.2 Διαδικασία λήψης μετρήσεων

Στην συνέχεια περιγράφεται η διαδικασία βάσει της οποία πραγματοποιήθηκε η λήψη των μετρήσεων. Τα μετρηθέντα μεγέθη ήταν τα εξής, θερμοκρασία σώματος, θερμοκρασία και υγρασία περιβάλλοντος, ποσοστό κορεσμένου οξυγόνου στο αίμα, καρδιακοί παλμοί ανά λεπτό, συστολική και διαστολική πίεση, ενώ έγινε και λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Αρχικά να υπογραμμιστεί πως υπό μέτρηση τέθηκαν μόνο ενήλικες διαφόρων ηλικιών τα χαρακτηριστικά των οποίων παρουσιάζονται στην συνέχεια. Ο λόγος για τον οποίο εξαιρέθηκαν οι ανήλικοι από το συνολικό πληθυσμό των συμμετεχόντων ήταν οι ανατομικές διαφορές ενηλίκων και ανηλίκων οι οποίες ενίοτε απαιτούν την χρήση διαφορετικών αισθητήρων ή ηλεκτροδίων για την λήψη των τιμών των ίδιων μεγεθών. Σχετικά με τον πληθυσμό των ατόμων που έλαβαν μέρος στις μετρήσεις αναφέρεται πως το πλήθος των ανδρών όπως και το πλήθος των γυναικών ήταν 5 άτομα ανά φύλο. Επιπρόσθετα να αναφέρουμε πως το νεότερο δείγμα του πληθυσμού είχε ηλικία 20 έτη ενώ το γηραιότερο δείγμα είχε ηλικία 63 έτη. Από τον πίνακα 7.1 υπολογίζεται με ευκολία τόσο η διάμεσος τιμή της ηλικίας των δειγμάτων, η οποία ισούται με 24 έτη, όσο και η μέση ηλικιακή τιμή, η οποία υπολογίστηκε στα 30,3 έτη. Αναλυτικότερα για τον ανδρικό πληθυσμό το νεότερο δείγμα του πληθυσμού είχε ηλικία 21 έτη, ενώ το γηραιότερο δείγμα είχε ηλικία 63 έτη με διάμεσο τιμή ηλικίας ίση με 24 έτη και μέση ηλικιακή τιμή ίση με 31 έτη. Αντίστοιχα για τον γυναικείο πληθυσμό το νεότερο δείγμα του πληθυσμού είχε ηλικία 20 έτη, ενώ το γηραιότερο δείγμα είχε ηλικία 55 ετών με διάμεσο τιμή ηλικίας ίση με 25 έτη και μέση ηλικιακή τιμή ίση με 29,6 έτη.

Α/Α	1	2	3	4	5	Διάμεσος Τιμή	Μέση Τιμή
Άνδρες	21	23	24	24	63	24	31
Γυναίκες	20	23	25	25	55	25	29,6

Πίνακας 7.1: Ηλικιακά χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε τέσσερεις κύκλους, σε χρονικό διάστημα μιας εβδομάδας λόγω των καθημερινών υποχρεώσεων των συμμετεχόντων, που δεν επέτρεψαν την ολοκλήρωση των μετρήσεων εντός μικρότερου χρονικού διαστήματος ή εντός ενός κύκλου μετρήσεων. Με σκοπό την λήψη των ορθών τιμών συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης, πριν την έναρξη κάθε κύκλου μετρήσεων πραγματοποιήθηκε μέτρηση της τιμής της τάσης τροφοδοσίας του σφυγμομανομέτρου. Το σφυγμομανόμετρο τροφοδοτείται μέσω δύο AAA μπαταριών του 1,5V συνδεδεμένων εν σειρά, η συνολική τάση τροφοδοσίας ισούται με 3V η οποία είναι και η επιθυμητή τιμή τάσης. Παρόλα αυτά είναι λογικό να παρατηρείται μείωση της τάσης τροφοδοσίας λόγω της γήρανσης των μπαταριών, η οποία όμως επιφέρει αλλοιώσεις στην τελική τιμή της αρτηριακής πίεσης που λαμβάνεται από την κεντρική μικροεπεξεργαστική μονάδα, όπως έχει αναλυθεί στην ενότητα 6.6. Κατά συνέπεια, στις περιπτώσεις που η τάση τροφοδοσίας διατηρούσε τιμή μικρότερη των 3V προβήκαμε σε αντικατάσταση των μπαταριών ώστε να διατηρηθεί η επιθυμητή τιμή τάσης. Σχετικά με την τροφοδοσία του συνολικού συστήματος επιλέξαμε να το τροφοδοτήσουμε μέσω USB καλωδίου το οποίο όντας συνδεδεμένο με υπολογιστή επέτρεπε την ταυτόχρονη ανάγνωση των μετρήσεων από την σειριακή οθόνη του λογισμικού Arduino IDE, ενώ ταυτόχρονα εξαλειφόταν κάθε ενεργειακός περιορισμός που θα προέκυπτε από την χρήση μπαταριών, όπως για παράδειγμα ο μέγιστος δυνατός χρόνος λήψης μετρήσεων.

Η λήψη των βιοσημάτων έγινε ενόσω ο συμμετέχων βρισκόταν σε καθιστή στάση, σε κατάσταση ηρεμίας ενώ τονίζεται πως το σύνολο των μετρήσεων πραγματοποιήθηκε στον ίδιο χώρο. Σε κάθε συμμετέχοντα τοποθετήθηκαν αρχικά τα ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με την διάταξη που φαίνεται στην εικόνα 6.39. Έπειτα εφαρμόστηκε το σφυγμομανόμετρο στον αριστερό του καρπό, σειρά είχε η τοποθέτηση του δείκτη του δεξιού χεριού επί της LED φωτεινής πηγής του αισθητήρα MAX30100 προκειμένου να γίνει μέτρηση του ποσοστού κορεσμένου οξυγόνου στο αίμα αλλά και των καρδιακών παλμών ανά λεπτό και τέλος στην περιοχή της δεξιάς μασχάλης τοποθετήθηκε ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20. Η σειρά εφαρμογής των αισθητήρων τηρήθηκε σε κάθε μέτρηση παρότι θεωρητικά θα μπορούσαμε να τοποθετήσουμε τους τρεις πρώτους αισθητήρες με οποιαδήποτε σειρά χωρίς να προκύψουν αλλοιώσεις. Ο λόγος για τον οποίο επιλέξαμε να εφαρμόσουμε την παραπάνω σειρά ήταν καθώς με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος λόγω των καλωδίων τους περιορίζουν την δυνατότητα μετατόπισης του κορμού, ενώ λόγω της εφαρμογής του σφυγμομανόμετρου οι κινήσεις της αριστερής χείρας περιορίζονται, ενώ η τοποθέτηση του δακτύλου επί του LED επεμβαίνει στην ελευθερία κινήσεων της δεξιάς χείρας. Το θερμόμετρο τοποθετείται τελευταίο ώστε να είμαστε βέβαιοι πως δεν θα δεχθεί τριβές από το ανθρώπινο σώμα πριν την εκκίνηση των μετρήσεων. Συμπερασματικά επιλέξαμε τον συνδυασμό εκείνο που

διασφαλίζει πως οι συμμετέχοντες θα δεχθούν την λιγότερο δυνατή χρονική επιρροή στην ελευθερία των κινήσεων τους.

Εικόνα 7.1 : Πραγματοποίηση μετρήσεων ενός εκ των συμμετεχόντων

Χρήζει υπογράμμισης το γεγονός πως οι μετρήσεις έλαβαν χώρα στον ίδιο χώρο. Παρότι το σύστημα πρόκειται να λειτουργήσει σε διαφορετικούς χώρους διαφόρων τύπων,όπως εξωτερικούς ή εσωτερικούς χώρους, υπόγειους ή υπέργειους, επιλέξαμε να ολοκληρώσουμε την διαδικασία των μετρήσεων σε συγκεκριμένο χώρο προκειμένου να διασφαλίσουμε, όσο αυτό είναι εφικτό, πως τα ηλεκτρομαγνητικά χαρακτηριστικά του περιβάλλοντος θα παραμείνουν σταθερά.

Ένας ακόμα παράγοντας που λήφθηκε υπόψιν κατά την διαδικασία πραγματοποίησης των μετρήσεων ήταν ο παράγοντας των περιβαλλοντολογικών συνθηκών. Για κάθε κύκλο μετρήσεων σημειώθηκαν οι τιμές της θερμοκρασίας αλλά και της υγρασίας του περιβάλλοντος προκειμένου να διαπιστωθεί ότι οι διάφοροι αισθητήρες βρίσκονται εντός του φάσματος ορθής λειτουργίας (για παράδειγμα τα ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος θεωρούνται αξιόπιστα για

θερμοκρασίες μεταξύ 0 και 35 βαθμών Celcius) αλλά και να προκύψει μία εκτίμηση των σφαλμάτων.

Ολοκληρώνοντας την σύνδεση του συνόλου των αισθητήρων προχωράμε στην λήψη των τιμών. Σε κάθε συμμετέχοντα αφήσαμε το σύστημα να κάνει δέκα πλήρεις κύκλους μετρήσεων έτσι ώστε να διασφαλιστεί πως οποιαδήποτε άχρηστη πληροφορία έχει διαγραφεί από την μνήμη του συστήματος όπως επίσης και πως οι αισθητήρες έχουν ξεπεράσει το μεταβατικό τους στάδιο. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζεται ο έκτος κύκλος μετρήσεων του συστήματος διότι στατιστικά ήταν και ο κύκλος στον οποίο τα αποτελέσματα των αισθητήρων σταθεροποιήθηκαν. Οι επόμενοι κύκλοι λήφθηκαν με σκοπό να επιβεβαιώσουμε πως οι μετρήσεις παρέμειναν σταθερές.

Α/α	Φύλο	Age	Body Temp (C)	Env. Temp (C)	Env. Hum. (%)	Sp02 %	BPM	SYS. CK.	DIA. CK.	BPM CK.	SYS. ARD	DIA. ARD	ECG
1	Γ	20	36,25	28,00	29,00	97	84,65	94	63	88	97,95	68,7	ok
2	Γ	23	36,44	24,00	80,00	97	79,06	106	67	97	11,7	69,20	ok
3	Γ	25	36,25	23,00	81,00	96	110,3	103	65	105	107,4	71,20	ok
4	Γ	25	36,65	24,00	82,00	96	84,7	122	80	85	126,9	87,95	ok
5	Γ	55	35,88	25,00	80,00	97	77,19	109	68	87	107,9	69,45	ok
6	Α	21	36,00	30,00	27,00	97	64,6	114	78	67	121,7	82,95	ok
7	Α	23	36,88	30,00	26,00	97	89,72	135	93	92	149	96,95	ok
8	Α	24	36,69	28,00	29,00	97	84,42	110	65	87	120,7	66,7	ok
9	Α	24	36,5	27,00	35,00	97	72	119	69	78	125	75	ok
10	Α	63	35,5	30,00	27,00	96	83	182	111	88	193,7	119	ok

Πίνακας 7.2: Αποτέλεσματα μετρήσεων

Χρόνοι Απόκρισης	
DS18B20	300 δευτερόλεπτα
DHT11	Αμελητέος
MAX30100	20 δευτερόλεπτα
BPR	50 δευτερόλεπτα
ECG	Αμελητέος

Πίνακας 7.3: Χρόνοι απόκρισης αισθητήρων

BPM	SYS. CK.	DIA. CK.	BPM CK.	SYS. ARD	DIA. ARD	Διαφορά BPM	Διαφορά SYS	Διαφορά DIA
84,65	94	63	88	97,95	68,7	3,35	3,95	5,7
79,06	106	67	97	11,7	69,20	17,94	9	2,2
110,3	103	65	105	107,4	71,20	5,3	4,4	6,2
84,7	122	80	85	126,9	87,95	0,3	4,9	7,95
77,19	109	68	87	107,9	69,45	9,81	1,1	1,45
64,6	114	78	67	121,7	82,95	2,4	7,7	4,95
89,72	135	93	92	149	96,95	2,28	14	3,95
84,42	110	65	87	120,7	66,7	2,58	10,7	1,7
72	119	69	78	125	75	6	6	6
83	182	111	88	193,7	119	5	11,7	8

Πίνακας 7.4: Διαφορές αρτηριακής πίεσης οθόνης σφυγμομανόμετρου και οθόνης arduino, διαφορά καρδιακών παλμών ανά λεπτό μεταξύ μετρήσεων MAX30100 και CK101

8. Συμπεράσματα, Περιορισμοί και Προτάσεις

8.1 Συμπεράσματα

Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας των μετρήσεων, την συγκέντρωση και την παρατήρηση των τιμών των διαφόρων αισθητήρων προέκυψαν ορισμένα συμπεράσματα σχετικά τον χρόνο απόκρισης αλλά και την ανάγκη βαθμονόμησης ορισμένων αισθητήρων. Επίσης παρατηρήθηκε πως η μη ορθή τοποθέτηση των αισθητήρων επηρεάζει τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Αρχικά, έγινε η παρατήρηση πως όταν η τιμή του αισθητήρα θερμοκρασίας DS18B20, όταν αυτός βρίσκεται σε θερμοκρασία περιβάλλοντος, αποκλίνει από την τιμή της θερμοκρασίας που υπολογίζει ο αισθητήρας DHT11. Η απόκλιση δεν διατηρεί κάποια σταθερή τιμή αλλά κυμαίνεται μεταξύ 1 με 3 βαθμούς Celsius με τον αισθητήρα DHT11 στατιστικά να διατηρεί την υψηλότερη τιμή θερμοκρασίας. Από την Εικόνα 6.2 υπολογίζεται πως ο αισθητήρας DS18B20 διατηρεί τιμή σφάλματος ίση με -0,2 βαθμούς Celsius για περιβάλλον λειτουργίας περίπου 25 βαθμών Celsius. Θεωρούμε λοιπόν πως για την διαφορά των δύο μετρήσεων υπάρχουν δύο πιθανοί λόγοι, από την μια ευθύνεται η βαθμονόμηση του ολοκληρωμένου DHT11 σε συνδυασμό με το σφάλμα των +/- 2 βαθμούς Celsius αλλά και το γεγονός πως βρίσκεται τοποθετημένο εντός του πλαστικού κυτίου το οποίο ,σε κάποιο βαθμό, περιορίζει την έκθεση του στο περιβάλλον ενώ παράλληλα το μήκος καλωδίου του αισθητήρα DS18B20 εισάγει κάποια τιμή αντίστασης μειώνοντας την τάση που διαβάζεται από τον αναλογικό ακροδέκτη του Arduino Mega 2560 με αποτέλεσμα να προβάλλεται μειωμένη η μέτρηση της θερμοκρασίας.

Σχετικά με τον απαιτούμενο χρόνο εξαγωγής των αποτελεσμάτων των αισθητήρων παρατηρήθηκε πως η πλέον χρονοβόρα διαδικασία είναι η λήψη της θερμοκρασίας σώματος, η οποία απαιτεί κατ’ ελάχιστον 5 λεπτά, όταν η μέτρηση πραγματοποιείται σε περιβάλλον περίπου 25 βαθμών Celsius. Όσον αφορά την μέτρηση του ποσοστού κορεσμένου οξυγόνου στο αίμα αλλά και των καρδιακών παλμών ανά λεπτό, υπολογίστηκε πως απαιτούνται τουλάχιστον 20 δευτερόλεπτα δεδομένου πως το δάκτυλο, του ατόμου που υποβάλλεται σε μέτρηση, έχει τοποθετηθεί σωστά. Αντίστοιχα ο χρόνος που απαιτείται για την προβολή των τιμών των αρτηριακών πιέσεων στην οθόνη του συστήματος είναι 53 δευτερόλεπτα. Αναφέρεται πως για το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν υπολογίστηκε χρόνος απόκρισης καθώς θεωρήθηκε αμελητέος. Προκύπτει λοιπόν πως ο διαχειριστής του συστήματος οφείλει να γνωρίζει τους παραπάνω χρόνους και να τους χρησιμοποιεί ως δείκτες της ορθότητας των μετρήσεων αλλά και ως ένα μέσο πρόβλεψης των απαιτούμενων χρονικών διαστημάτων για την λήψη μετρήσεων υπό διαφορετική θερμοκρασία περιβάλλοντος.

Ένα ακόμα συμπέρασμα που εξάγαμε από την διαδικασία ελέγχου του κεφαλαίου 7 είναι η σημασία της ορθής τοποθέτησης του δακτύλου επί του αισθητήρα MAX30100. Το δάκτυλο αφού τοποθετηθεί πρέπει να διατηρεί μια σταθερή και ταυτόχρονα μικρή πίεση στον αισθητήρα, ουσιαστικά απλά να εφάπτεται επί του αισθητήρα χωρίς να μεσολαβεί αέρας μεταξύ αισθητήρα και δακτύλου. Επιπλέον είναι ιδιαίτερα σημαντικό να διατηρείται σε σταθερή θέση καθώς ακόμα

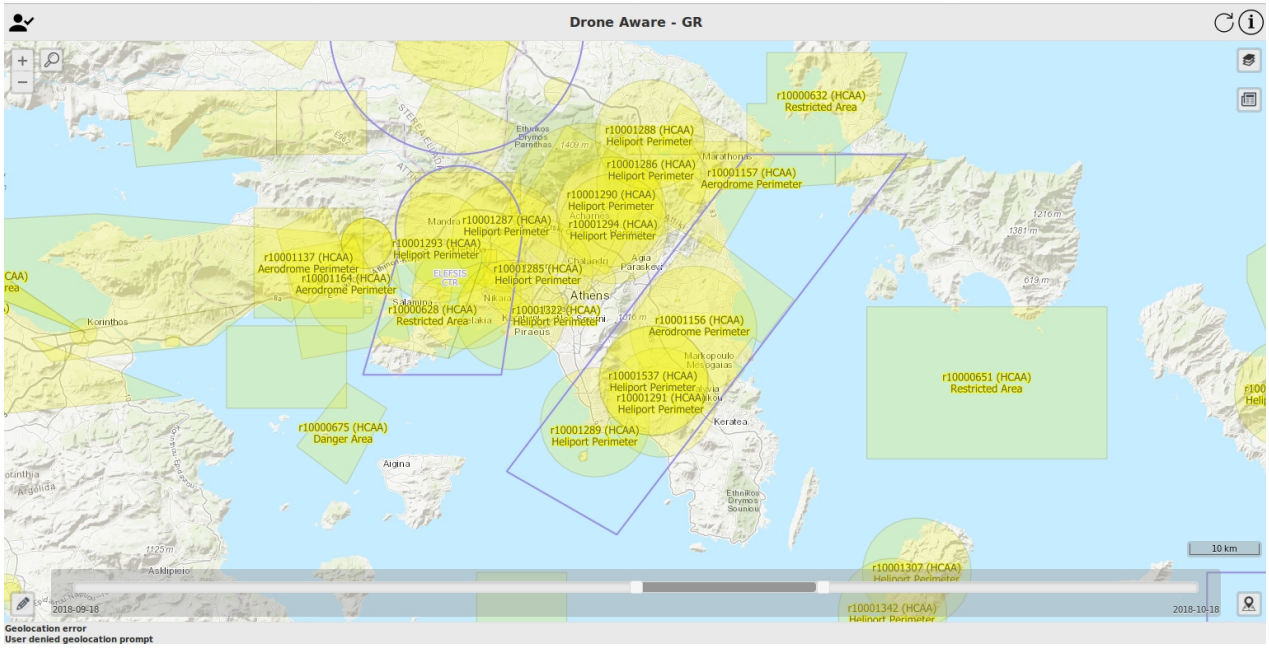
και μικρές μετατοπίσεις επηρεάζουν το τελικό αποτέλεσμα. Λύση στον παραπάνω προβληματισμό θα μπορούσε να δώσει η τρισδιάστατη εκτύπωση μιας βάσης, η οποία θα διασφάλιζε πως το δάκτυλό παραμένει ακίνητο και σε σωστή απόσταση από την επιφάνεια του αισθητήρα.

Στον πίνακα 7.4 απεικονίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων της αρτηριακής πίεσης αλλά και των μετρήσεων των καρδιακών παλμών ανά λεπτό. Είναι προφανές πως παρότι έχουμε μια μέτρηση αρτηριακής πίεσης προκύπτουν δύο ελαφρώς διαφορετικά αποτελέσματα, αυτά που εμφανίζονται στην οθόνη του σφυγμομανομέτρου CK101 και εκείνα που διαβάζονται και απεικονίζονται από την κεντρική μικροεπεξεργαστική μονάδα του συστήματος. Με την βοήθεια του πίνακα 7.4 εξάγουμε πως η μέση τιμή της διαφοράς των συστολικών πιέσεων είναι 7,345 χιλιοστά της στήλης υδραργύρου (mmHg), ενώ για την διαστολική πίεση έχουμε 4,81 mmHg. Οι διαφορές αυτές έχουν δύο πιθανά αίτια, η πρώτη πιθανή αιτία είναι ο θόρυβος ο οποίος αυξάνει το επίπεδο τάσης που διαβάζει το Arduino Mega 2560 στους αναλογικούς του ακροδέκτες, γεγονός που ερμηνεύει πως οι τιμές στην οθόνη του συστήματος είναι μεγαλύτερες από αυτές της οθόνης του σφυγμομανομέτρου. Ως δεύτερη αιτία παρουσιάζεται η πιθανότητα να έχει δοθεί ανακριβής συνάρτηση μεταφοράς της συσκευής, από τον κατασκευαστή του συστήματος μέτρησης της αρτηριακής πίεσης. Επιπρόσθετα, παρατηρήθηκαν αποκλίσεις μεταξύ των τιμών BPM που προκύπτουν από την βαθμίδα MAX30100 αλλά και την βαθμίδα του σφυγμομανομέτρου, η μέση τιμή των διαφορών είναι ίση με 5,496 παλμούς ανά λεπτό. Είναι σημαντικό όμως να αναγραφεί πως οι δύο μετρήσεις για τους καρδιακούς παλμούς πραγματοποιούνται με χρονική διαφορά της τάξης του ενός λεπτού, κατά συνέπεια είναι πιθανό να έχουν μεταβληθεί οι καρδιακοί παλμοί του ατόμου που υποβάλλεται στην μέτρηση και να μην υπάρχει κάποιο πρόβλημα από πλευράς υλικού ή λογισμικού.

Εν κατακλείδι, με βάση τα παραπάνω συμπεράσματα εκτιμάται πως παρότι το σύστημα που κατασκευάστηκε είναι πλήρως λειτουργικό διαθέτει ορισμένα προβλήματα τα οποία πρέπει να τεθούν υπό μελέτη με σκοπό την βελτιστοποίηση του. Η εξασφάλιση της ορθής τοποθέτησης του δακτύλου επί του αισθητήρα MAX30100 έχει μείζονα σημασία προκειμένου να διασφαλιστεί η ορθότητα των αποτελεσμάτων του. Όπως επίσης και η περαιτέρω μελέτη της ανοχής της συσκευής στον θόρυβο καθώς φαίνεται να προκύπτουν αλλοιώσεις τόσο στις μετρήσεις της θερμοκρασίας όσο και στην μεταφορά των τιμών της αρτηριακής πίεσης.

8.2 Περιορισμοί έρευνας

Κατά την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας προέκυψαν αρκετοί περιορισμοί και δυσκολίες οι οποίοι βασίστηκαν κυρίως στην κατασκευαστική φύση της εργασίας αλλά και στο νομικό υπόβαθρο των συστημάτων μη επανδρωμένων αεροσκαφών. Όσον αφορά το κομμάτι των ΣμηΕΑ σημειώνεται πως η κατοχή διπλώματος χειριστή μη επανδρωμένου αεροσκάφους διευκόλυνε την διαδικασία εντοπισμού των σημαντικότερων νομικών περιορισμών, παρόλα αυτά οι περιορισμοί που παρουσιάζονται στην συνέχεια είναι υπαρκτοί και παρακωλύουν την πραγματοποίηση των πτήσεων υπό ορισμένες συνθήκες. Σχετικά με τους κατασκευαστικούς περιορισμούς, υπογραμμίζεται πως εμπίπτουν σε πρακτικά θέματα, όπως οι ασυμβατότητές μεταξύ συσκευών, κατασκευαστικές ασάφειες και οικονομικούς περιορισμούς.



Εικόνα 8.1: Περιορισμοί πτήσεων ΣμηΕΑ στην περιοχή της Αττικής με βάση την ΥΠΑ, στις κίτρινες περιοχές οποιαδήποτε πτήση ΣμηΕΑ προϋποθέτει την ύπαρξη εγκεκριμένου σχεδίου πτήσης[13]

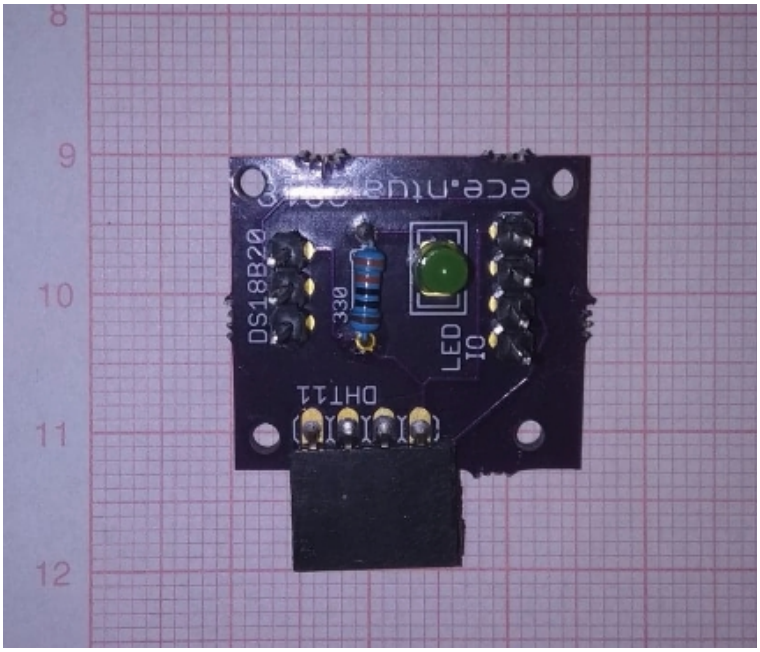
Αναφορικά με τα συστήματα μη επανδρωμένων αεροσκαφών, σημειώνεται πως η εκτεταμένη χρήση τους ανάγκασε τα κράτη να τα εντάξουν σε ορισμένα νομικά πλαίσια. Βασική προϋπόθεση για την πτήση ενός ΣμηΕΑ είναι η κατοχή διπλώματος χειριστή, εφόσον η πτήση γίνεται σε περιοχή που χαρακτηρίζεται από κάποιον περιορισμό πτήσεων. Ο περιορισμός αυτός ξεπεράστηκε με την έκδοση διπλώματος χειριστή, παρόλα αυτά το συγκεκριμένο δίπλωμα δεν πιστοποιεί νυχτερινές πτήσεις, ούτε πτήσεις πάνω από πλήθος. Επιπρόσθετα, ο χειριστής περιορίζεται σε πτήση μέχρι 500 μέτρων από τον σταθμό βάσης καθώς δεν υπάρχει ακόμα πιστοποίηση BVLOS και EVLOS (Beyond Visual line of Sight και Extended Visual line of sight αντίστοιχα). Οι παραπάνω προβληματικές προκύπτουν από το γεγονός πως το νομικό πλαίσιο τέθηκε πρόσφατα σε ισχύ με αποτέλεσμα να μην έχουν ολοκληρωθεί οι διαδικασίες πιστοποίησης των παραπάνω κατηγοριών πτήσης από μέρους της Υπηρεσίας Πολιτικής Αεροπορίας (ΥΠΑ).

Προχωρώντας, στο κατασκευαστικό επίπεδο της διπλωματικής εργασίας προέκυψαν προβλήματα τεχνικής και οικονομικής φύσης. Αρχικά υπογραμμίζεται πως οι ιδανικές επιλογές τηλεπικοινωνιακών βαθμίδων για το σύστημα μας είναι βαθμίδες που λειτουργούν βάσει του LTE δικτύου ή δορυφορικής ζεύξης. Οι βαθμίδες αυτές όμως δεν ευρέως χρησιμοποιούμενες με μικροεπεξεργαστικές μονάδες όπως το Arduino και κατά συνέπεια υπάρχει περιορισμένη ποικιλία επιλογών στην αγορά με απαγορευτικό κόστος. Επιγραμματικά, θα ήταν άστοχη η επιλογή και αγορά μιας βαθμίδας το κόστος της οποίας θα εξισωνόταν με το συνολικό κόστος της υπόλοιπης κατασκευής.

Έπειτα σχεδιάστηκε το τυπωμένο κύκλωμα με σκοπό την επίτευξη καλύτερου κυκλωματικού σχεδιασμού από άποψη εργονομίας και κομψότητας. Στον σχεδιασμό στάθηκε

13 Πηγή: https://dagr.hcaa.gr/#map_page

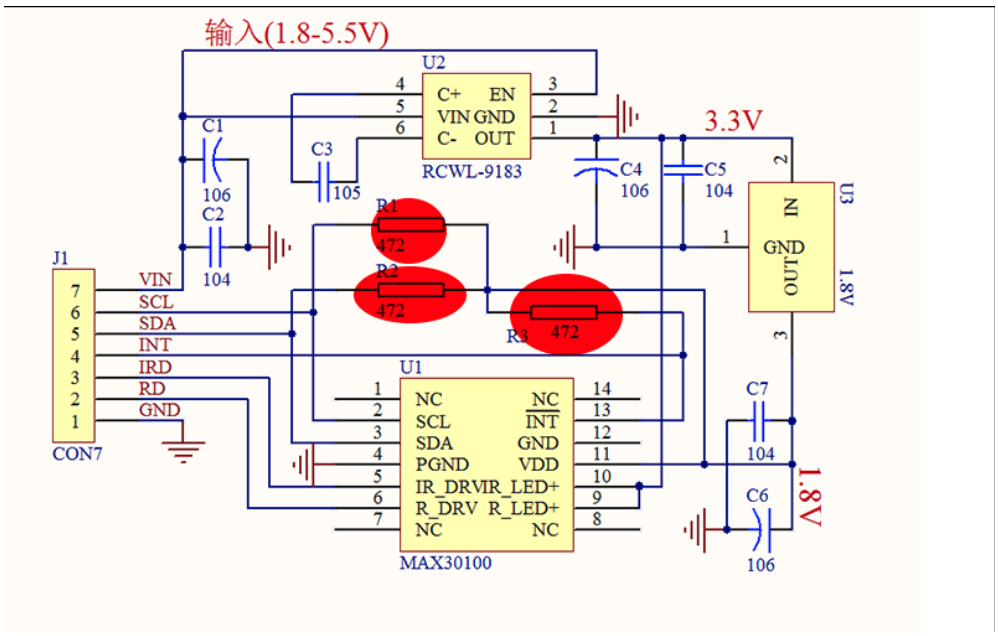
εμπόδιο το συνολικό εμβαδόν που μπορούσαμε να αξιοποιήσουμε, διότι το κόστος εκτύπωσης είναι ανάλογο του εμβαδού της. Όπως έχει αναφερθεί, το χαμηλό κόστος είναι από τους ακρογωνιαίους λίθους της εργασίας για τον λόγο αυτό καταβλήθηκαν προσπάθειες για την σχεδίαση και εκτύπωση του κυκλώματος στην ελάχιστη δυνατή επιφάνεια. Ερευνώντας και σχεδιάζοντας βάσει των κατάλληλων σχεδιαστικών κανόνων καταφέραμε να αποστείλουμε προς εκτύπωση ένα PCB διάγραμμα με εμβαδόν μικρότερο των 6,5 τετραγωνικών εκατοστών. Το κόστος της εκτύπωσης για την ελάχιστη ποσότητα αντιτύπων, τρία τεμάχια, ανήλθε στα 4,3 USD συμπεριλαμβανομένων των εξόδων μεταφοράς καθώς η εταιρεία που ανέλαβε την εκτύπωση στεγάζεται στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής.



Εικόνα 8.2: Απεικόνιση PCB πλακέτα ενότητας 6.3 με σκοπό την αντίληψη των διαστάσεων της

Τα προαναφερθέντα τεχνικοοικονομικά προβλήματα αντιμετωπίστηκαν με σχετική ευκολία καθώς η αναζήτηση στην σχετική βιβλιογραφία, παρότι χρονοβόρα, απέδωσε σε αντίθεση με τα προβλήματα που παρουσιάζονται στην συνέχεια. Κατά την τοποθέτηση και δοκιμή του αισθητήρα μέτρησης του κορεσμένου οξυγόνου στο αίμα παρατηρήθηκε πως η φωτεινή πηγή LED παρείχε ιδιαίτερα υψηλή ισχύ με αποτέλεσμα την τοπική αύξηση της θερμοκρασίας σε σημείο που δεν επέτρεπε την παρατεταμένη τοποθέτηση του δακτύλου επί του αισθητήρα. Παρότι το ολοκληρωμένο MAX30100 επιδέχεται έλεγχο του μέγιστου ρεύματος που διαρρέει το LED μέσω λογισμικού δεν μπορέσαμε να περιορίσουμε το φαινόμενο. Η λύση στο πρόβλημα δόθηκε με την σύνδεση εν σειρά αντιστάσεων μεταξύ της καθόδου των IR, RED LED και της γης, η οποία μείωσε την διαφορά δυναμικού μεταξύ ανόδου και καθόδου μειώνοντας έτσι και την ποσότητα ρεύματος που διαρρέει την φωτεινή πηγή. Ένα ακόμα πρόβλημα του αισθητήρα rcwl-0530 ήταν οι ήδη τοποθετημένες pull-up αντιστάσεις οι οποίες αφορούν τους ακροδέκτες SDA, SCL και INT. Οι αντιστάσεις αυτές παρότι διέθεταν την επιθυμητή τιμή των 4,7kΩ αποδείχθηκε πως ήταν συνδεδεμένες με την τάση τροφοδοσίας των 1,8V του αισθητήρα

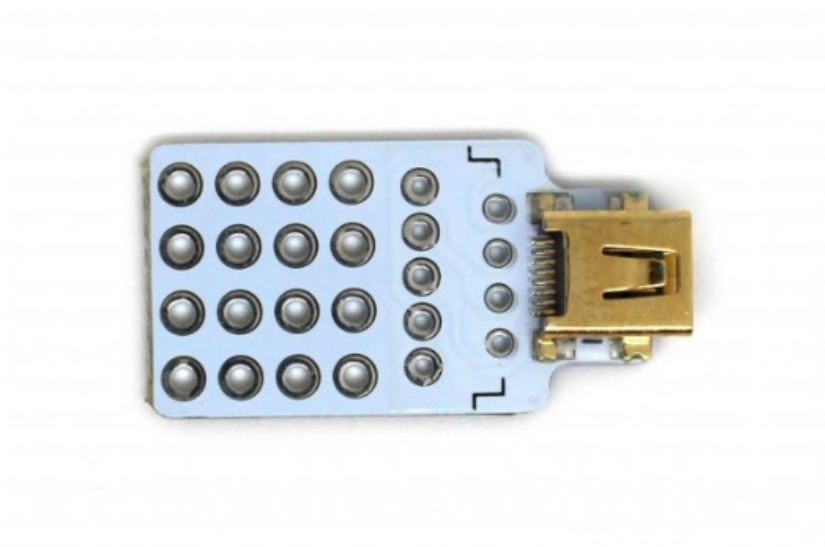
MAX30100. Υπενθυμίζεται πως το Arduino λειτουργεί υπό τάση τροφοδοσίας 5V επομένως η σύνδεση pull up αντιστάσεων σε τάση 1,8V αντί 5V προκαλεί σύγχυση στην ανάγνωση των λογικών τιμών από τον μικροεπεξεργαστή (αναλυτικότερη περιγραφή του φαινομένου υπάρχει στην ενότητα 5.3).



Εικόνα 8.3: Σήμανση pull up αντιστάσεων που αφαιρέθηκαν από τον αισθητήρα μέτρησης κορεσμένου οξυγόνου

Για την επίλυση του προβλήματος αφαιρέθηκαν οι SMD αντιστάσεις και τοποθετήθηκαν εξωτερικών αντιστάσεις των 4,7kΩ συνδεδεμένες με την τάση τροφοδοσίας των 5V.

Προβλήματα παρουσιάστηκαν και κατά την σύνδεση του σφυγμομανομέτρου λόγω σχεδιαστικών αστοχιών, η ευθύνη των οποίων βαραίνει τον κατασκευαστή του συγκεκριμένου συστήματος. Εκ κατασκευής το δεδομένο σύστημα διαθέτει ακροδέκτη τύπου mini usb type B των 8 pin η επιλογή του οποίου είναι πλήρως άστοχη. Ο ακροδέκτης αυτός είναι ιδιαίτερα σπάνιος καθώς χρησιμοποιείται κυρίως σε φωτογραφικές μηχανές σε αντίθεση με τον αντίστοιχο ακροδέκτη των 5 pin που είναι ευρέως διαδεδομένος. Επιπρόσθετα δεν υπήρχε ανάγκη τοποθέτησης ακροδέκτη 8 pin καθώς η λήψη του σήματος της διαστολικής ή συστολικής πίεσης γίνεται με αναλογικό τρόπο, κατά συνέπεια απαιτείται μονάχα ένα καλώδιο για την μεταφορά των μετρήσεων. Η δυσκολία αυτή εξαλείφθηκε όταν γυμνώθηκε το καλώδιο ώστε το σήμα να ληφθεί κατευθείαν από τον χαλκό χωρίς την χρήση mini usb γεγονός που συνέβαλε στην μείωση των εξόδων. Για λόγους πληρότητας αναφέρεται πως αν διατηρούσαμε τα 8 pin mini usb type B θα χρειαζόμασταν δύο από τις εικονιζόμενες πλακέτες (βλέπε εικόνα 8.4) ώστε να υλοποιήσουμε την σύνδεση με το Arduino, κάθε πλακέτα κόστιζε 9 ευρώ χωρίς τον φόρο προστιθέμενης αξίας αλλά και χωρίς τα μεταφορικά έξοδα.



Εικόνα 8.4: Mini usb Type B female breakout board[14]

Ένα μειονέκτημα του σφυγμομανομέτρου που επιλέξαμε να χρησιμοποιήσουμε είναι το μεγάλο μήκος καλωδίων το οποίο εισάγει θόρυβο, όπως επίσης και το γεγονός πως το σήμα λαμβάνεται σε ψηφιακή μορφή βάσει UART πρωτοκόλλου, μετατρέπεται σε αναλογικό και στην συνέχεια ξανά σε ψηφιακό. Η διαδικασία μετατροπής μειώνει την ακρίβεια του αποτελέσματος και σε συνδυασμό με τον θόρυβο παρουσιάζονται μικρές αποκλίσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων που προβάλλονται στην οθόνη του πιεσόμετρου από αυτές που προβάλλονται στο Arduino.

Επιγραμματικά, γίνεται προφανές πως κατά την σχεδίαση και υλοποίηση του συστήματος προέκυψαν ποικίλες προβληματικές. Δυσκολίες εντοπίστηκαν και στο βιβλιογραφικό κομμάτι της εργασίας, όπως αυτό των συστημάτων μη επανδρωμένων αεροσκαφών. Ωστόσο, μετά από την απαραίτητη έρευνα και εργασία αντιμετωπίσαμε με επιτυχία την πλειοψηφία των παραπάνω δυσκολιών, διατηρώντας σε ικανοποιητικό επίπεδο τόσο το περιεχόμενο της εργασίας όσο και την απόδοση του συστήματος.

8.3 Προτάσεις για περαιτέρω έρευνα

Όπως είναι λογικό, το σύστημα λήψης, επεξεργασίας και μετάδοσης βιοσημάτων, που αναπτύχθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία διαθέτει βαθμίδες οι οποίες έχουν την δυνατότητα και την προοπτική περαιτέρω βελτίωσης. Οι προτάσεις που παρουσιάζονται στην συνέχεια στοχεύουν στην βελτιστοποίηση του συστήματος σε σημεία που δεν ταυτίζονται με τους στόχους της εργασίας ή που δεν μελετήθηκαν λόγω της περιορισμένης έκτασης αλλά και του πεπερασμένου διαθέσιμου χρόνου. Τα σημεία αυτά εμπίπτουν στην ανάλυση των ενεργειακών απαιτήσεων της συσκευής, στην βελτιστοποίηση της συνολικής συνδεσμολογίας, στην αύξηση των δυνατοτήτων του συστήματος αλλά και στην μελέτη των ηλεκτρομαγνητικών του χαρακτηριστικών.

14 Πηγή: https://store.plux.info/

Όσον αφορά την τροφοδοσία του συστήματος μέτρησης, είναι γνωστό, πως υλοποιείται μέσω ενός συσσωρευτή ιόντων λιθίου, ο οποίος παρέχει έναν αξιοπρεπή συμβιβασμό μεταξύ αυτονομίας και κόστους, αλλά χαρακτηριστικό του μειονέκτημα είναι το βάρος του. Το αυξημένο βάρος της μονάδας τροφοδοσίας επιδρά άμεσα στην ενεργειακή κατανάλωση του ΣΜΗΕΑ με το οποίο μεταφέρεται και κατά συνέπεια μειώνει τον εκτιμώμενο χρόνο πτήσης άρα και την μέγιστη απόσταση που είναι θα μπορούσε να διανύσει. Συμπερασματικά λοιπόν, η εύρεση ενός εξίσου οικονομικού και ενεργειακά αποδοτικού συσσωρευτή αλλά με μειωμένο βάρος θα επιδρούσε θετικά στα τεχνικά χαρακτηριστικά αλλά και στις δυνατότητα της συσκευής.

Ένα ακόμα σκέλος που χρήζει περαιτέρω μελέτης είναι η συνδεσμολογία του συνολικού συστήματος η οποία σχετίζεται με την κομψότητα της όλης κατασκευής, την εργονομία αλλά κατά κύριο και πλέον σημαντικό λόγο με την ανοχή της κατασκευής στον θόρυβο. Κυκλώματα που χρησιμοποιούν καλώδια με μικρές μεταξύ τους αποστάσεις παρουσιάζουν το φαινόμενο του διαμήκους κουτσομπολιού (crosstalk) όπου το σήμα μεταδίδεται επαγωγικά στους γειτονικούς αγωγούς δρόμους. Επιπροσθέτως, οι μικρές αποστάσεις επιτρέπουν την παρουσίαση χωρητικοτήτων μεταξύ δύο γραμμών μεταφοράς καθώς οι γραμμές λειτουργούν ως οπλισμοί και σε συνδυασμό με το μεταξύ τους διηλεκτρικό (αέρας, υλικό κατασκευής πλακέτας κτλ) δημιουργούνται πυκνωτές. Προβληματική είναι και η χρήση γραμμών μεταφοράς μεγάλου μήκους διότι το αυξημένο μήκος μετατρέπει το καλώδιο σε κεραία ικανή να λάβει σήματα από το περιβάλλον τα οποία λειτουργούν ως θόρυβος. Εν τέλει, παρατηρείται πως ο τρόπος σύνδεσης επηρεάζει δραματικά την ανοχή της συσκεής στον θόρυβο είτε αυτός προέρχεται από το ίδιο το σύστημα είτε από εξωτερικούς παράγοντες. Για τον προαναφερθέντα λόγο κρίνεται απαραίτητη η εισαγωγή περιορισμών για τους αγωγούς δρόμους όσον αφορά το μήκους τους, τις μεταξύ τους αποστάσεις αλλά και τις θωρακίσεις που επιτρέπεται να χρησιμοποιηθούν.

Είναι γνωστό πως εντός της γήινης ατμόσφαιρας γίνεται εκτεταμένη χρήση ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων και γενικότερα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Ο ηλεκτρισμός και ο μαγνητισμός είναι δύο αλληλένδετα φαινόμενα και κατά συνέπεια όπου εμφανίζεται το ένα προκύπτει και το άλλο. Κάθε ηλεκτρική και ηλεκτρονική συσκευή δημιουργεί γύρω της ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, κατά την λειτουργία της, επιπλέον μεγάλο μέρος των τηλεπικοινωνιών λειτουργεί βάσει της μετάδοσης και λήψης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Ως συνέπεια των παραπάνω, το σύστημα που υλοποιήθηκε στην εργασία αυτή, όπως και κάθε άλλη συσκευή, βρίσκεται συνεχώς εκτεθειμένο σε ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες διαφόρων επιπέδων ισχύος και διαφόρων συχνοτήτων. Κρίνεται λοιπόν απαραίτητη η μελέτη της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας της συσκευής, δηλαδή ο έλεγχος της συσκευής για την εναρμόνιση των τεχνικών κανόνων για την προστασία έναντι της ηλεκτρομαγνητικής παρεμβολής και την ορθή λειτουργία των τηλεπικοινωνιακών δικτύων και συσκευών στην Ευρωπαϊκή Αγορά [1].

Ένα ακόμα θέμα που πρέπει να ληφθεί υπόψιν είναι η εισαγωγή νέων αισθητήρων στο σύστημα. Στην βάση της λογικής ότι ο μικροεπεξεργαστής του Arduino Mega 2560 δεν έχει εξαντλήσει τις δυνατότητες του τόσο από άποψη επεξεργαστικής ισχύος όσο και από άποψη μνήμης μένει ανοιχτό το ενδεχόμενο τοποθέτησης επιπλέον βαθμίδων όπως για παράδειγμα μια βαθμίδα ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) ή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG).

Τέλος, βάσει του κεφαλαίου 4 γίνεται αντιληπτό πως όλα τα πρωτόκολλα επικοινωνίας μεταξύ συστήματος και σταθμού βάσης διαθέτουν ορισμένα πλεονεκτήματα αλλά και μειονεκτήματα τα οποία έχουν να κάνουν κυρίως με την εμβέλεια της επικοινωνίας αλλά και την γεωγραφική κάλυψη που δύναται να προσφέρει κάθε πρωτόκολλο. Ως αποτέλεσμα των παραπάνω, κρίνεται απαραίτητη η εφαρμογή τουλάχιστον δύο πρωτοκόλλων ώστε να εξασφαλίζεται η αδιάκοπη μεταφορά δεδομένων από το σύστημα μέτρησης βιοσημάτων στον σταθμό βάσης είτε αυτός είναι κάποια νοσοκομειακή μονάδα είτε κάποιο ανεξάρτητο ιατρείο. Για παράδειγμα ο συνδυασμός WiFi και δορυφορικής επικοινωνίας θα κατοχύρωνε την σύνδεση της συσκευής σε δίκτυα WiFi αστικών περιοχών και γενικά κλειστών χώρων, ενώ η δορυφορική ζεύξη θα έμπαινε σε ισχύ σε περιπτώσεις μέτρησης βιοσημάτων σε υπαίθριους χώρους, σε μη κατοικημένες περιοχές και σε περιοχές υψηλού υψομέτρου. Ένας άλλος συνδυασμός δικτύων ικανός να προσφέρει αντίστοιχα αποτελέσματα είναι η χρήση 4G-LTE δικτύου και δορυφορικής επικοινωνίας. Το LTE δίκτυο είναι ένα ταχέως εξελισσόμενο δίκτυο, ενώ η παρεχόμενη κάλυψη από τις εταιρείες κινητής τηλεφωνίας συνεχώς αυξάνεται καλύπτοντας ολοένα και περισσότερες αστικές αλλά και επαρχιακές περιοχές. Παρόλα αυτά τα συμφέροντα των εταιρειών κινητής τηλεφωνίας περιορίζονται στις κατοικημένες περιοχές με αποτέλεσμα να μην υπάρχει κάλυψη δικτύου στο εκατό τις εκατό της χώρας γεγονός που έρχεται να καλύψει η χρήση δορυφορικής ζεύξης. Γεννάται, λοιπόν, η ανάγκη μελέτης της εφαρμογής τουλάχιστον δύο πρωτοκόλλων επικοινωνίας σε συνδυασμό με το σύστημα λήψης βιομετρήσεων που κατασκευάστηκε στα πλαίσια της εργασίας, η μελέτη αυτή οφείλει να εστιαστεί τόσο σε επίπεδο λογισμικού αλλά κυρίως σε επίπεδο υλικού, διότι η μικροεπεξεργαστική μονάδα του συστήματος διαθέτει περιορισμένες δυνατότητες, ενώ παράλληλα ο παράγοντας του κόστους έχει καθοριστικό ρόλο στην επιλογή των υλικών που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν.

Επιγραμματικά, το σύστημα μέτρησης βιοσημάτων, η κατασκευή του οποίου αποτελεί το θέμα της διπλωματικής εργασίας, διαθέτει περιθώρια βελτίωσης και περαιτέρω έρευνας σε ορισμένα σημεία. Ανοιχτό παραμένει το ζήτημα βελτιστοποίησης της τροφοδοσίας του συστήματος με σκοπό την επίτευξη υψηλότερης ενεργειακής απόδοσης, όπως επίσης και το θέμα μελέτης της ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας αλλά και της ανοχής θορύβου. Ίσης σημασίας είναι η έρευνα των τηλεπικοινωνιακών βαθμίδων που πρόκειται να εφαρμοστούν για την εξασφάλιση της συνεχούς μεταφοράς δεδομένων για την επίτευξη μιας αξιόπιστης και σταθερής τηλεϊατρικής εφαρμογής. Κατά συνέπεια συνίσταται η μελέτη των παραπάνω θεματικών προκειμένου το σύστημα αυτό να φτάσει στο επίπεδο μιας ολοκληρωμένης βιοϊατρικής εφαρμογής με προοπτική τυποποίησης.

8.4 Βιβλιογραφία Κεφαλαίου

[1] “YME.gr.” [Online]. Available: http://www.yme.gr/index.php?tid=305