

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
«Σύστημα μέτρησης άγχους»



Του φοιτητή
Χαριτούδη Γιάννη
Αρ. Μητρώου: 51818Μ

Επιβλέπων
Σαπουνίδης Θεοδόσιος
Επίκουρος Καθηγητής

Οκτώβριος 2021

Τίτλος Δ.Ε. Σύστημα μέτρησης άγχους
Κωδικός Δ.Ε. 21151
Ονοματεπώνυμο φοιτητή Χαριτούδης Γιάννης
Ονοματεπώνυμο εισηγητή Σαπουνίδης Θεοδόσιος
Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 3/9/2020
Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 17/10/2021

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών «Εφαρμοσμένα Ηλεκτρονικά Συστήματα» στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Χαριτούδη Γιάννη που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητα και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

«Αφιερωμένη στην σύζυγό μου Δέσποινα, και στα παιδιά μου Φωτεινή και Ορέστη»

Πρόλογος

Τα περιστατικά άγχους αυξάνονται όλο ένα και περισσότερο παγκοσμίως. Οι επιπτώσεις του στρες στον άνθρωπο είναι ποικίλες και επηρεάζουν διάφορες πτυχές της καθημερινότητας. Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκε και θα κατασκευάστηκε μια διάταξη, που παρέχει την δυνατότητα καταγραφής βιοσημάτων. Σκοπός της μελέτη συγκεκριμένα είναι αρχικά η ανίχνευση του άγχους, και μετέπειτα αν είναι εφικτό ο υπολογισμός των επίπεδων του από διάφορες δραστηριότητες. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης και καταγραφής βιοσημάτων χαμηλού κόστους, όπου τα δεδομένα θα συλλέγονται μέσω μιας φιλικής προς τον χρήστη φορητής συσκευής. Το σύστημα έχει τη δυνατότητα να βγει στην αγορά με την μορφή ενός Smartwatch.

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να εξετασθεί εάν και σε ποιο βαθμό μπορεί να μετρηθεί το άγχος. Για την επίτευξη του στόχου μελετήθηκε, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ηλεκτρονική συσκευή καταγραφής των βιοσημάτων που σχετίζονται με το άγχος που βιώνει ένα άτομο. Οι επιλεγμένοι μη επεμβατικοί αισθητήρες θα συλλέγουν σε πραγματικό χρόνο τα σήματα της γαλβανικής απόκρισης του δέρματος (GSR), την θερμοκρασία του δέρματος στα δάχτυλα του χεριού (SKT) και τον καρδιακό ρυθμό (HR) με την χρήση μικροελεγκτή ESP32. Όλα τα μέρη του συστήματος και κυρίως οι αισθητήρες είναι χαμηλού κόστους και κυκλοφορούν στο εμπόριο. Το σύστημα θα επεξεργαστεί κατάλληλα τα δεδομένα ώστε να στέλνονται ασύρματα σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και παράλληλα θα τα καταγράφει σε εξωτερική κάρτα μνήμης SD με την ημερομηνία και την ώρα που πάρθηκαν. Βασικό χαρακτηριστικό της συσκευής είναι το μικρό μέγεθος για να μπορεί να φορεθεί άνετα στο χέρι. Ταυτόχρονα, έγινε μελέτη προκειμένου να έχει χαμηλή κατανάλωση ισχύος και ικανοποιητική αυτονομία με την επαναφορτιζόμενη μπαταρία που επιλέχθηκε. Τέλος, με το πρόγραμμα MATLAB γίνεται επεξεργασία και οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων ώστε να μπορούν να εξαχθούν συμπεράσματα σχετικά με ανίχνευση και ποσοτικοποίηση του άγχους.

«Stress monitoring device»

«Giannis Charitoudis»

Abstract

The purpose of this thesis is to examine whether stress can be measured and to what extent. To achieve this goal, an electronic device was implemented to monitor, stress-related biomarkers. Selected non-invasive sensors collect important data in real-time of the skin galvanic response (GSR), the skin temperature (SKT), and the heart rate (HR) using the ESP32 microcontroller. All parts of the proposed system and especially the sensors are low-cost and commercially available. The system is capable of processing and wireless transfer data to a computer, and at the same time record on an external SD memory card with a timestamp for easy identification when a certain event occurred. A major advantage of this sampling device is the small size which makes it comfortable to wear next to the skin. Powered by a rechargeable battery with sufficient capacity, and provides great autonomy due to low power consumption. Finally, the MATLAB application process the collected information and exports graphs featuring the detected anxiety.

Ευχαριστίες

Πρώτα απ' όλα θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα την οικογένεια μου, που μου στάθηκε κατά τη διάρκεια της φοίτησης και εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας. Ακόμα θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στον επιβλέποντα καθηγητή κ. Σαπουνίδη Θεοδόση που εμπνεύστηκε το θέμα και συνέβαλε ουσιαστικά στην ολοκλήρωση της μεταπτυχιακής μου εργασίας αλλά και σε όλα τα άτομα που με τον τρόπο τους βοήθησαν σε αυτό το έργο.

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract	vii
Ευχαριστίες	viii
Περιεχόμενα	ix
Κατάλογος Εικόνων	xi
Κατάλογος Σχημάτων	xii
Κατάλογος Πινάκων.....	xii
Συντομογραφίες.....	xiii
Κεφάλαιο 1ο: Ορισμός του άγχους	1
1.1 Επιπτώσεις του στρες στον άνθρωπο	2
1.2 Στρεσογόνοι παράγοντες.....	3
Κεφάλαιο 2ο: Βιοσημάτα	4
2.1 Κατηγορίες σημάτων.....	4
2.2 Είδη βιοσημάτων.....	5
2.2.1 Γαλβανική απόκριση δέρματος - GSR	7
2.2.2 Θερμοκρασία δέρματος - SKT	10
2.2.3 Καρδιακός ρυθμός - HR.....	11
Κεφάλαιο 3ο: Κύκλωμα κατασκευής-Hardware	13
3.1 Γενική περιγραφή του κυκλώματος	13
3.2 Μικροελεγκτής ESP32	13
3.3 Αισθητήρες κυκλώματος.....	14
3.3.1 Αισθητήρας GSR.....	16
3.3.2 Αισθητήρας SKT	18
3.3.3 Αισθητήρας PPG-HR	19
3.4 Αισθητήρας για περιβαλλοντικές μετρήσεις	21
3.5 Διαχείριση ισχύος.....	21
3.5.1 Τροφοδοτικό - LDO	21
3.5.2 Μπαταρία και φορτιστής.....	23
3.6 Περιφερειακά της συσκευής.....	26
3.6.1 Ρολόι πραγματικού χρόνου	26

3.6.2	Οθόνη γραφικών και πλήκτρα.....	27
3.6.3	Κάρτα SD.....	27
3.7	Σχηματικά.....	27
3.8	Ανάλυση της λειτουργίας.....	30
Κεφάλαιο 4ο: Λογισμικό - Software		31
4.1	Visual studio code	31
4.2	Διάγραμμα ροής κώδικα ESP32.....	32
4.3	Σχεδίαση και εκτύπωση κυτίου.....	33
4.4	Εικόνες της κατασκευής.....	34
Κεφάλαιο 5ο: Επεξεργασία και ανάλυση δεδομένων		37
5.1	Περιγραφή της δοκιμασίας του άγχους.....	37
5.2	Επεξεργασία δεδομένων στο MATLAB	38
5.3	Αποτελέσματα πειραμάτων	41
5.3.1	1 ^ο πείραμα.....	43
5.3.2	2 ^ο πείραμα.....	44
5.3.3	3 ^ο πείραμα.....	45
5.3.4	4 ^ο πείραμα.....	46
5.3.5	5 ^ο πείραμα.....	47
5.3.6	6 ^ο πείραμα.....	48
5.3.7	7 ^ο πείραμα.....	49
5.3.8	8 ^ο πείραμα.....	50
5.3.9	9 ^ο πείραμα.....	51
5.3.10	10 ^ο πείραμα.....	52
Κεφάλαιο 6ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης.....		53
6.1	Συμπεράσματα.....	53
6.2	Προτάσεις μελλοντικής βελτίωσης	53
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		54

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1 Painting entitled Anxiety, 1894, by Edvard Munch [2].	1
Εικόνα 1.2 Στρες [5].	2
Εικόνα 2.1 Διακριτό σήμα χρόνου με δειγματοληψία [7].	4
Εικόνα 2.2 Απεικόνιση βιοσημάτων [8].	5
Εικόνα 2.3 Βιοσήματα [6].	6
Εικόνα 2.4 Ανατομία δέρματος [10].	7
Εικόνα 2.5 Προτεινόμενη θέση ηλεκτροδίων [14].	9
Εικόνα 2.6 Θερμοκρασία σώματος και άκρων [17].	10
Εικόνα 3.1 ESP32 [22].	14
Εικόνα 3.2 Κατηγορίες αισθητήρων [23].	15
Εικόνα 3.3 Ηλεκτρόδια μέτρησης αγωγιμότητας.	16
Εικόνα 3.4 Τελεστικός ενισχυτής AD8515.	17
Εικόνα 3.5 Σήματα από παλμογράφο.	18
Εικόνα 3.6 Αισθητήρας θερμοκρασία δέρματος MAX30205.	19
Εικόνα 3.7 Αισθητήρας καρδιακών παλμών MAX30100.	20
Εικόνα 3.8 Τοποθέτηση αισθητήρων.	20
Εικόνα 3.9 Αισθητήρας θερμοκρασία και υγρασίας περιβάλλοντος BME280.	21
Εικόνα 3.10 LDO σταθεροποιητής τάσης.	22
Εικόνα 3.11 Αποτελέσματα μετρήσεων διάρκειας μπαταρίας.	25
Εικόνα 3.12 Φορτιστής μπαταρίας MCP73831.	25
Εικόνα 3.13 Απεικόνιση σημάτων του διαύλου PC.	26
Εικόνα 3.14 Επεξήγηση μερών της συσκευής.	30
Εικόνα 4.1 Visual Studio Code.	31
Εικόνα 4.2 Σχεδίαση κυτίου στο Fusion 360.	33
Εικόνα 4.3 Εκτύπωση κυτίου σε 3D Printer.	34
Εικόνα 4.4 Η δυο εκδόσεις της κατασκευής.	34
Εικόνα 4.5 Εσωτερική απεικόνιση.	35
Εικόνα 4.6 Τρόπος τοποθετήσεων συσκευής.	35
Εικόνα 4.7 Σύνδεση με τους αισθητήρες.	35
Εικόνα 4.8 Τοποθέτηση κάρτας SD.	36
Εικόνα 5.1 Περιβάλλον Matlab.	39
Εικόνα 5.2 Δείγμα πρώτης γραφικής απεικόνιση.	40
Εικόνα 5.3 Δείγμα συσχέτισης βιοσημάτων.	41
Εικόνα 5.4 Γραφικής απεικόνιση 1 ^{ου} πειράματος.	43
Εικόνα 5.5 Γραφικής απεικόνιση 2 ^{ου} πειράματος.	44
Εικόνα 5.6 Γραφικής απεικόνιση 3 ^{ου} πειράματος.	45
Εικόνα 5.7 Γραφικής απεικόνιση 4 ^{ου} πειράματος.	46
Εικόνα 5.8 Γραφικής απεικόνιση 5 ^{ου} πειράματος.	47
Εικόνα 5.9 Γραφικής απεικόνιση 6 ^{ου} πειράματος.	48
Εικόνα 5.10 Γραφικής απεικόνιση 7 ^{ου} πειράματος.	49
Εικόνα 5.11 Γραφικής απεικόνιση 8 ^{ου} πειράματος.	50
Εικόνα 5.12 Γραφικής απεικόνιση 9 ^{ου} πειράματος.	51
Εικόνα 5.13 Γραφικής απεικόνιση 10 ^{ου} πειράματος.	52

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 2.1 Σύνθεση ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας [12]	8
Σχήμα 2.2 Σχηματικό GSR σε υποθετικό ερέθισμα [13]	9
Σχήμα 2.3 Μια τυπική κυματομορφή του PPG[18]	11
Σχήμα 2.4 PPG και ECG [20]	12
Σχήμα 3.1 Μπλοκ διάγραμμα του συστήματος.....	13
Σχήμα 3.2 Σχηματικό διάγραμμα αγωγιμότητας.....	17
Σχήμα 3.3 Μέθοδος λειτουργίας του αισθητήρα MAX30100 [26].....	19
Σχήμα 3.4 Σύγκριση διαφορετικών μπαταριών [30].....	24
Σχήμα 3.5 Σχηματικό διάγραμμα DS1302	26
Σχήμα 3.6 Οθόνη και πλήκτρα.....	27
Σχήμα 3.7 Κάρτα SD.....	27
Σχήμα 3.8 Πρώτο σχηματικό ηλεκτρονικού κυκλώματος A.....	28
Σχήμα 3.9 Δεύτερο σχηματικό ηλεκτρονικού κυκλώματος.....	29
Σχήμα 4.1 Διάγραμμα ροής κώδικα Esp32	32
Σχήμα 5.1 Επικοινωνίας απλής μορφής.....	38
Σχήμα 5.2 Επικοινωνίας σε πραγματικό χρόνο.....	38

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Κατανάλωση ρεύματος σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας	23
--	----

Συντομογραφίες

Δ.Ε.	Διπλωματική Εργασία
ΔΙΠΙΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
PPG	Photoplethysmogram
EDA	Electrodermal Activity
GSR	Galvanic Skin Response
HRV	Heart Rate Variability
SKT	Skin Temperature
HR	Heart Rate
SCL	Skin Conductance Level
SCR	Skin Conductance Response
SPI	Serial Peripheral Interface
I ² C	Inter-Integrated Circuit
UART	universal asynchronous receiver-transmitter
ADC	Analog-to-digital converter
LDO	low-dropout regulator
CC	Constant current
CV	Constant voltage
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock
RTC	Real time clock
PLA	Polylactic acid
SD	Secure Digital
SMT	Surface mount technology

Κεφάλαιο 1ο: Ορισμός του άγχους

Το άγχος είναι ένα συχνό συναίσθημα που μπορεί να βιώσει ο άνθρωπος κατά τη διάρκεια της ζωής του. Το άγχος είναι μια σωματική και ψυχική αντίδραση, ουσιαστικά είναι ο αμυντικός μηχανισμός του ανθρώπινου οργανισμού καθώς προσπαθεί να προσαρμοστεί κατάλληλα ώστε να αντιμετωπίσει την οποιαδήποτε απειλή. Ο καθένας μας μπορεί να έρθει αντιμέτωπος με στρεσογόνους παράγοντες και καταστάσεις. Για παράδειγμα είναι φυσιολογικό να αισθάνεται κάποιος ανήσυχος κατά την μετάβαση σε μια συνέντευξη ή κατά την έναρξη μιας νέας εργασίας. Αυτό το είδος άγχους είναι μεν δυσάρεστο αλλά μπορεί να παρακινήσει το άτομο να προβεί σε σημαντικές αλλαγές στην ζωή του και να εξελιχθεί. Άτομα που βιώνουν αγχώδεις διαταραχές κυριεύονται από πολλά συναισθήματα όπως, ο φόβος, η κούραση και ο θυμός τα οποία είναι μερικά από αυτά που κυριαρχούν και δεν επιτρέπουν στο άτομο να λειτουργεί με προσοχή και συγκέντρωση. Ο όρος άγχος ή στρες προέρχεται από το ρήμα ἄγγω που στην αρχαία ελληνική γλώσσα σημαίνει σφίγγω ή πνίγω [1].



Εικόνα 1.1 Painting entitled Anxiety, 1894, by Edvard Munch [2].

Κάθε άτομο αντιλαμβάνεται με διαφορετικό τρόπο το στρες. Το πιο συνηθισμένο είναι το φυσιολογικό άγχος (καλό άγχος) που δημιουργεί ένα συναίσθημα που εμφανίζεται και υποχωρεί κατά διαστήματα και δεν επηρεάζει σημαντικά την καθημερινή ζωή ενός ατόμου. Η βασική διαφορά μεταξύ του φυσιολογικού άγχους και της αγχώδους διαταραχής (κακού άγχους) είναι ότι στην περίπτωση της αγχώδους διαταραχής, το άτομο κυριεύεται από φόβο, αγωνία και υπερβολική ανησυχία. Ως αποτέλεσμα αυτού είναι να νιώθει έντονη δυσφορία που σε ορισμένες περιπτώσεις η κατάσταση είναι μη διαχειρίσιμη και διαταράσσει την ικανότητα του να λειτουργεί φυσιολογικά στην καθημερινή του ζωή.

Παρακάτω περιγράφονται ενδεικτικά μερικά από τα συμπτώματα άγχους:

- Συναισθήματα πανικού και σύγχυσης.
- Πονοκέφαλος, πόνος στο στήθος.
- Αδυναμία, κόπωση και δυσκολία στην αναπνοή.
- Κρύα ή ιδρωμένα χέρια.
- Δυσκολία στην συγκέντρωση.
- Κακή διάθεση.
- Γρήγορη αναπνοή και αυξημένος καρδιακός ρυθμός.

Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας εκτιμά ότι κατά τη διάρκεια καταστάσεων έκτακτης ανάγκης, 1 στα 5 άτομα επηρεάζονται από κατάθλιψη και άγχος. Το διάστημα από το 1990 έως και το 2013, ο αριθμός των ατόμων που έπασχαν από κατάθλιψη ή και άγχος αυξήθηκε κατά σχεδόν 50%, από 416 εκατομμύρια σε 615 εκατομμύρια [3].

1.1 Επιπτώσεις του στρες στον άνθρωπο

Όπως αναφέρεται και παραπάνω, το άγχος είναι μια φυσιολογική αντίδραση που λαμβάνει χώρα στο σώμα. Παρακάτω περιγράφονται και αναλύονται περιληπτικά οι τρεις κατηγορίες στις οποίες χωρίζεται το στρες σχετικά με την επίδρασή του στο σώμα και όχι στο ίδιο το αγχωτικό γεγονός [4].

- **Θετικό στρες (Positive stress)**
Η θετική απόκριση στο στρες είναι ένα φυσιολογικό και ουσιαστικό μέρος της υγιούς ανάπτυξης. Μικρές προκλήσεις που δημιουργούν θετικό άγχος είναι για παράδειγμα η συνάντηση με νέους ανθρώπους ή η πρώτη μέρα στο σχολείο.
- **Ανεκτό στρες (Tolerable stress)**
Αναφέρετε σε πιο σοβαρά γεγονότα που προκύπτουν και έχουν σοβαρότερες επιπτώσεις. Συνήθως συνδέεται με κάποιο αναπάντεχο γεγονός, όπως για παράδειγμα η απώλεια κάποιου αγαπημένου προσώπου. Η σωστή αντιμετώπιση δεν επιφέρει μακροχρόνια προβλήματα.
- **Τοξικό στρες (Toxic stress)**
Μπορεί να συμβεί όταν για παράδειγμα ένα παιδί βιώνει συχνές αντίξοες καταστάσεις που σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να είναι και ισχυρές, όπως σωματική ή συναισθηματική κακοποίηση, χρόνια παραμέληση, έκθεση σε βία και ενδοοικογενειακά προβλήματα. Χωρίς την άμεση και απαραίτητη αντιμετώπιση αυξάνετε ο κίνδυνος εμφάνισης κάποιας ψυχικής ασθένειας, όπως το άγχος.



Εικόνα 1.2 Στρες [5]

1.2 Στρεσογόνοι παράγοντες

Οι παράγοντες που προκαλούν στρες χωρίζονται σε δυο κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν παράγοντες που προέρχονται από εξωγενή ή εξωτερικά ερεθίσματα και συνδέονται με γεγονότα που ο άνθρωπος δεν έχει σχεδόν καθόλου τον έλεγχο τους. Στην δεύτερη κατηγορία οι παράγοντες προέρχονται από ενδογενή ή εσωτερικά ερεθίσματα, όπως αβεβαιότητα, ανασφάλεια, φόβο και γενικά ερεθίσματα που προέρχονται από το μυαλό.

Παρακάτω αναφέρονται οι τύποι των στρεσογόνων παραγόντων και καταστάσεων που χρησιμοποιούνται στην μελέτη της ψυχοφυσιολογίας [6].

- **Φυσικός (Physical)**
Έντονη σωματική δραστηριότητα, στέρηση ύπνου και κόπωση.
- **Περιβαλλοντική (Environmental)**
Ακραίες συνθήκες θερμοκρασίας, υψηλά επίπεδα υγρασίας, χαμηλό οξυγόνο και υψηλά επίπεδα διοξειδίου του άνθρακα.
- **Εργασιακή (Mental / task related)**
Απαιτήσεις και προϋποθέσεις στην εργασία που επηρεάζουν τις γνωστικές ικανότητες του ατόμου, τις γρήγορες αλλαγές ή τις αντιφατικές οδηγίες.
- **Κοινωνική (Social)**
Διαταραχές στις κοινωνικές αλληλεπιδράσεις, ανεπιθύμητοι κοινωνικοί ρόλοι, κριτική και αυτοκριτική.
- **Ψυχολογική / συναισθηματική (Psychological / emotional)**
Διαταραχές στην προσωπική ζωή, έντονες συναισθηματικές καταστάσεις και ψυχική διαταραχή που επηρεάζει την καθημερινή λειτουργία.
- **Χρόνιος (Chronic)**
Σοβαρές οικονομικές δυσκολίες, κακές συνθήκες διαβίωσης, εργασιακή ανασφάλεια και δυσκολίες γάμου.
- **Τραυματικός (Traumatic)**
Μνήμες από παρελθοντική τραυματική εμπειρία που μεταφέρεται στη συνείδηση και εξακολουθεί να επηρεάζει την ψυχοσυναισθηματική κατάσταση ενός ατόμου.

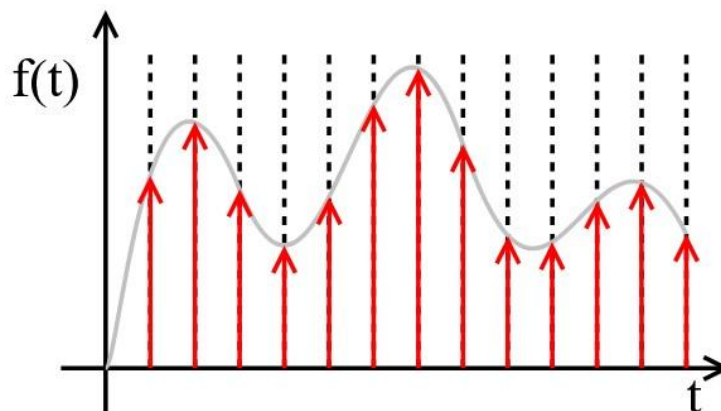
Κεφάλαιο 2ο: Βιοσήματα

Ένα σήμα είναι μια συνάρτηση που μεταφέρει πληροφορίες σχετικά με ένα φαινόμενο. Μπορεί να θεωρηθεί ότι είναι το αποτέλεσμα της μέτρησης μεταβαλλόμενων φυσικών μεγεθών. Ο ανθρώπινος οργανισμός παράγει μια μεγάλη ποικιλία σημάτων, τα οποία πολλές φορές δεν είναι άμεσα αξιοποιήσιμα διότι καλύπτονται από την παρουσία άλλων σημάτων ή κάποιας εξωτερικής πηγής θορύβου.

2.1 Κατηγορίες σημάτων

Τα σήματα διακρίνονται σε δύο κατηγορίες

- Τα **συνεχούς χρόνου** στα οποία η μεταβλητή του χρόνου λαμβάνει συνεχόμενες τιμές και πολλές φορές αναφέρονται και ως αναλογικά σήματα.
- Τα **διακριτού χρόνου** τα οποία είναι σήματα που λαμβάνουν τιμές σε διακριτά χρονικά διαστήματα και λέγονται αλλιώς και ψηφιακά σήματα.



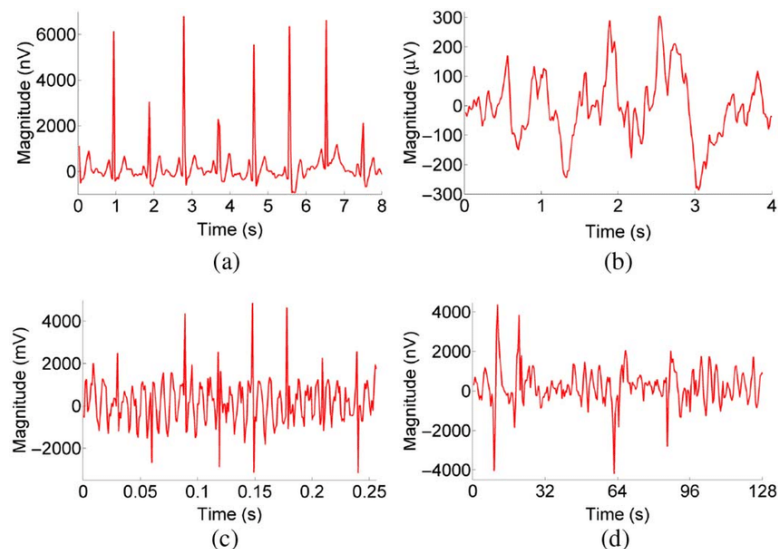
Εικόνα 2.1 Διακριτό σήμα χρόνου με δειγματοληψία [7]

Στον ανθρώπινο οργανισμό υπάρχει πληθώρα βιοσημάτων που παράγονται από τα όργανα και τους ιστούς. Τα βιολογικά σήματα (ή βιοσήματα) φέρουν πληροφορίες από διαφορετικές δραστηριότητες και γεγονότα. Η πληροφορία των σημάτων μπορεί να είναι οποιασδήποτε μορφής, μπορούν να ερμηνευτούν ως ηλεκτρικά, χημικά, κινητικά ή και μηχανικά σήματα ανάλογα με το βιολογικό γεγονός που τα παράγει. Όλοι οι ζωντανοί οργανισμοί παράγουν βιοσήματα. Τα βιοσήματα μας παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την βιολογική δραστηριότητα που λαμβάνει χώρα σε διαφορετικά σημεία και όργανα του ανθρώπινου σώματος.

Η λήψη των βιοσημάτων πραγματοποιείται με έναν μηχανισμό που ονομάζεται αισθητήρας. Για κάθε κατηγορία ηλεκτρικών ή μηχανικών σημάτων χρησιμοποιούνται αντίστοιχες τεχνικής και τεχνολογίας αισθητήρες για την καταγραφή τους. Τα ηλεκτρόδια είναι αισθητήρες που τοποθετούνται σε διάφορα μέρη του σώματος και έχουν την ικανότητα να συλλέγουν τα σήματα μετατρέποντας τα σε ηλεκτρικά. Στην εικόνα 2.2 απεικονίζονται ενδεικτικά κάποια σήματα. Σχεδόν πάντα είναι απαραίτητη η επεξεργασία τους πριν αναλυθούν. Με την βοήθεια ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, τα σήματα

μετατρέπονται από την αναλογική τους μορφή στην ψηφιακή. Ο αισθητήρας καταγράφει το σήμα το οποίο στην συνέχεια θα πρέπει να ενισχυθεί, να φιλτραριστεί και να απομονωθεί από τον θόρυβο και τα άλλα σήματα που μπορεί να το καλύπτουν. Στην συνέχεια το σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακή μορφή με την μέθοδο της ψηφιοποίησης που αποτελείται από τα στάδια της δειγματοληψίας του κβαντισμού και της κωδικοποίησης.

Τα σήματα αντλούνται χρησιμοποιώντας δυο βασικούς μηχανισμούς εφαρμογής στον οργανισμό, τους διεισδυτικούς (επεμβατικούς) και τους μη διεισδυτικούς (μη επεμβατικούς) αισθητήρες. Ένα παράδειγμα μη επεμβατικού τρόπου μέτρησης είναι, όταν ο γιατρός με το στηθοσκόπιο μπορεί να ακούσει την κάρδια και να μετρήσει τους χτύπους της. Όπως και ένα ιατρικό μηχάνημα μπορεί να καταγράψει ταυτόχρονα ολόκληρη την δραστηριότητα της καρδιάς με τον ίδιο τρόπο. Για τον επεμβατικό τρόπο μπορεί να αναφερθεί σαν παράδειγμα η μέτρηση του σακχάρου στο αίμα. Στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιήθηκαν μη επεμβατικοί αισθητήρες για την απόκτηση και καταγραφή των επιλεγμένων βιοσημάτων.



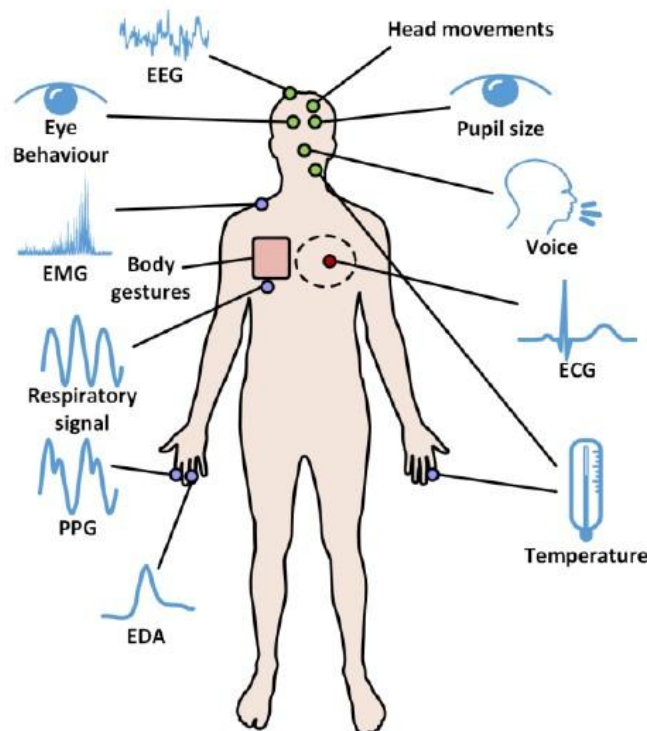
Εικόνα 2.2 Απεικόνιση βιοσημάτων [8]

2.2 Είδη βιοσημάτων

Τα φυσικά βιοσήματα είναι σήματα που δημιουργούνται από διαφορετικές σωματικές δραστηριότητες, όπως για παράδειγμα οι κινήσεις των ματιών, του κεφαλιού, και των άκρων του σώματος. Επίσης οι εκφράσεις του προσώπου και της φωνή θεωρούνται και αυτά φυσικά βιοσήματα.

Τα φυσιολογικά σήματα σχετίζονται άμεσα με τις ζωτικές λειτουργίες του σώματος (εικόνα 2.3). Παρακάτω αναφέρονται μερικά από αυτά [6], τα οποία έχουν μια συσχέτιση με το άγχος. Δηλαδή μεταβάλλουν τα χαρακτηριστικά τους όταν το άτομο βιώνει κάποιου είδους συναισθηματική διέγερση.

- EEG Electroencephalogram - Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Σε αυτό τα σήματα παράγονται από την ηλεκτρική δραστηριότητα των κυττάρων του εγκεφάλου.
- EMG Electromyography - Ηλεκτρομυογράφημα. Παραγόμενα σήματα που προσδιορίζουν τη λειτουργία των περιφερειακών νευρών και των μυών.
- ECG Electrocardiogram - Ηλεκτροκαρδιογράφημα. Απεικονίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς.
- PPG Photoplethysmogram - Φωτοπληθυσμογράφημα. Μέθοδος που προσδιορίζει οπτικά και αντιπροσωπεύει τον όγκο μεταβολής του αίματος στον ιστό.
- EDA Electrodermal Activity - Ηλεκτροδερμική δραστηριότητα. Είναι η ιδιότητα του ανθρώπινου σώματος που προκαλεί συνεχείς μεταβολές στα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του δέρματος.
- GSR- Galvanic Skin Response - Γαλβανική Απόκριση του Δέρματος. Εμπίπτει στον όρο της EDA και αναφέρετε στην αλλαγή της ηλεκτρικής αγωγιμότητας του δέρματος λόγω της εφίδρωσης.
- HRV Heart Rate Variability - Μεταβλητότητας Καρδιακού Ρυθμού. Αφορά τη μεταβλητότητα στο χρόνο μεταξύ των καρδιακών παλμών.
- BP Blood Pressure - Αρτηριακή Πίεση Αίματος. Είναι μετρούμενο μέγεθος που προσδιορίζει την πίεση που εφαρμόζεται στα τοιχώματα των αγγείων λόγω της κυκλοφορίας του αίματος.
- SKT Skin Temperature - Θερμοκρασία δέρματος. Είναι η θερμοκρασία του δέρματος μετρούμενη συνήθως στα άκρα.
- RP Respiration Rate - Ρυθμός της Αναπνοής. Είναι ο αριθμός των αναπνοών που παίρνει ένα άτομο ανά λεπτό.
- HR Heart Rate - Καρδιακός Ρυθμός. Είναι η ταχύτητα του καρδιακού παλμού που μετράται με τον αριθμό των συσπάσεων της καρδιάς ανά λεπτό (bpm).



Εικόνα 2.3 Βιοσήματα [6]

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκαν όλα τα πιθανά βιοσήματα που θα μπορούσαν να αξιοποιηθούν ώστε να καταστεί δυνατή η ανίχνευση του άγχους. Πραγματοποιήθηκε εκτεταμένη μελέτη των σημάτων, των πιθανών τρόπων ανίχνευσης και καταγραφής τους, καθώς και των αισθητήρων που συναντώνται στο εμπόριο. Βασικός σκοπός είναι η τελική κατασκευή που θα προκύψει να έχει τον χαρακτηρισμό μιας οικονομικής φορητής συσκευής (wearable) που θα έχει τη δυνατότητα να μετρά με όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια τα σήματα και μετέπειτα μέσω ανάλυσης να καταστεί εφικτός ο προσδιορισμός των επιπέδων του άγχους.

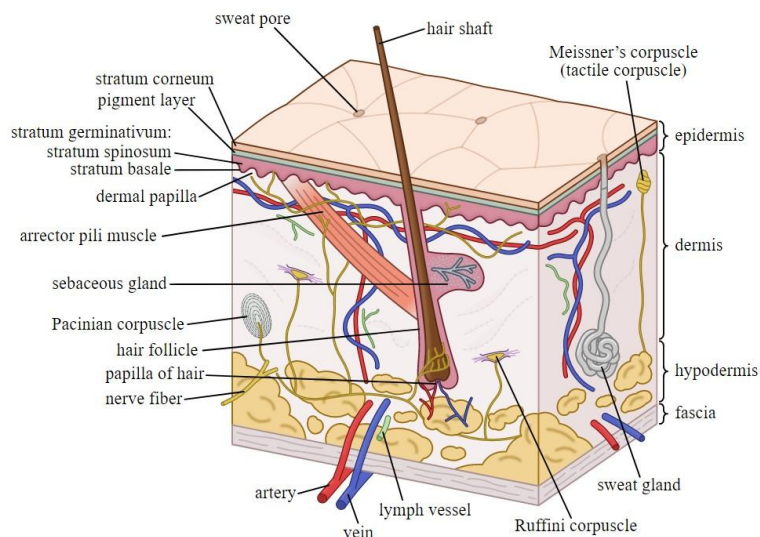
Ο χρήστης που θα την φορέσει θα υποβληθεί σε κάποιες δοκιμασίες, για αυτό είναι σημαντικό η συσκευή να είναι φιλική προς τον χρήστη και να υπάρχει σχετική ελευθερία κινήσεων χωρίς να περιορίζεται από πολύπλοκα καλώδια και αισθητήρια. Θα πρέπει να δοθεί έμφαση στο μέγεθος και στον τρόπο σύνδεσης των αισθητήρων. Σαν τελική επιλογή προς μέτρηση επιλέχθηκαν τα παρακάτω τρία βιοσήματα:

- HR- Καρδιακός ρυθμός, τον οποίο θα εξάγουμε από την μέθοδο PPG.
- GSR- Γαλβανική απόκριση του δέρματος.
- SKT- Θερμοκρασία δέρματος μετρούμενη στα άκρα.

Ο καρδιακός ρυθμός, η αγωγιμότητα και η θερμοκρασία του δέρματος γενικά χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση και ταξινόμηση του στρες [9]. Παρακάτω παρουσιάζεται μια εκτενέστερη περιγραφή των χαρακτηριστικών των τριών σημάτων και η τεχνική που εφαρμόστηκε για την καταγραφής τους.

2.2.1 Γαλβανική απόκριση δέρματος - GSR

Το ανθρώπινο δέρμα είναι το μεγαλύτερο όργανο στο σώμα και είναι ένα από τα πιο περίπλοκα. Έχει πολλαπλούς ρόλους στη διατήρηση της ζωής και της υγείας. Το δέρμα χωρίζεται σε τρία στρώματα που είναι γνωστά ως επιδερμίδα, χόριο και υποδόριο ιστό (εικόνα 2.4) και μαζί επιτρέπουν στο δέρμα να λειτουργεί αποτελεσματικά.



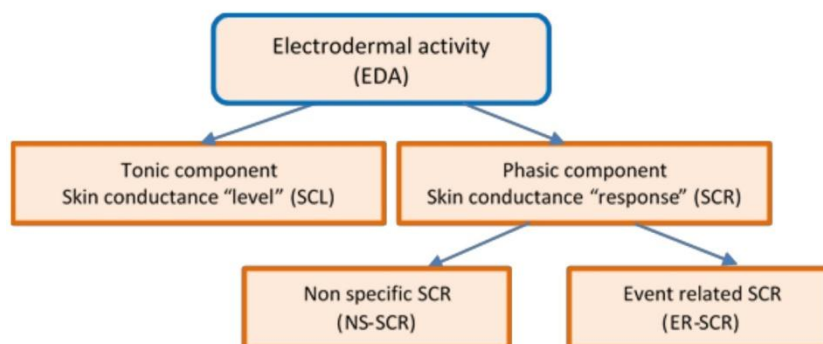
Εικόνα 2.4 Ανατομία δέρματος [10]

Ο Charles Féré το 1888 διαπίστωσε ότι με τη εφαρμογή ενός χαμηλού ηλεκτρικού σήματος σε δυο ηλεκτρόδια τοποθετημένα στο δέρμα, παρατηρήθηκαν στιγμιαίες μεταβολές στην αντίσταση του δέρματος ως απόκριση σε εξωτερικά ερεθίσματα διαφόρων τύπων συμπεριλαμβανομένων των οπτικών και των ακουστικών [11]. Η ανάλυση του GSR βασίζεται στην ιδιότητα που έχει το δέρμα να μεταβάλλει την αντίστασή του ανάλογα με την δραστηριότητα των ιδρωτοποιών αδένων του δέρματος. Ανιχνεύοντας αυτές τις αλλαγές μπορεί να προσδιοριστεί η ένταση της συναισθηματικής κατάστασης.

Από τους συγκεκριμένους αδένες εκκρίνεται ο ιδρώτας με την διαδικασία που ονομάζεται εφίδρωση και η οποία ρυθμίζεται από το Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα (ANS). Οι δυναμικές αλλαγές στην ψυχοφυσιολογία εκφράζονται άμεσα στη ενυδάτωση του δέρματος. Ειδικότερα, εάν ο συμπαθητικός κλάδος (SNS) του αυτόνομου νευρικού συστήματος διεγείρεται έντονα, τότε αυξάνεται και η δραστηριότητα στους ιδρωτοποιούς αδένες, οι οποίοι με τη σειρά τους αυξάνουν την αγωγιμότητα του δέρματος και το αντίστροφο.

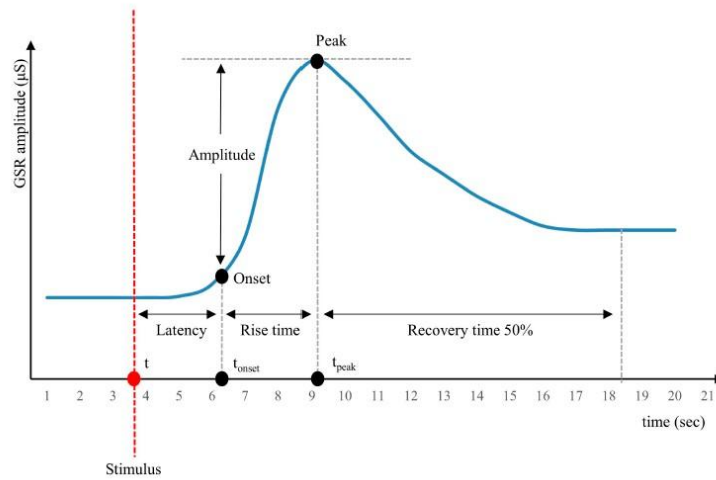
Υπάρχουν δυο βασικές κατηγορίες που χαρακτηρίζουν την αγωγιμότητας του δέρματος EDA.

- Η τονική αγωγιμότητα, η οποία είναι το βασικό επίπεδο αγωγιμότητας του δέρματος. Σχετίζεται με το συνολικό επίπεδο και χαρακτηρίζεται από αργές μεταβολές με την πάροδο του χρόνου. Το πιο συνηθισμένο μέτρο είναι το επίπεδο αγωγιμότητας δέρματος Skin Conductance Level (SCL).
- Στο δεύτερο μέρος έχουμε τη φασική κατάσταση που αναφέρεται στα ταχύτερα μεταβαλλόμενα στοιχεία του σήματος και ονομάζεται Skin Conductance Response (SCR).



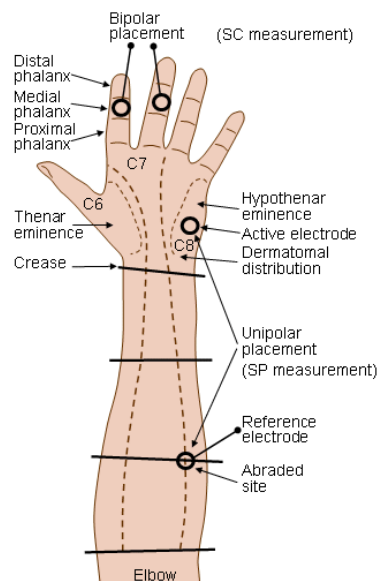
Σχήμα 2.1 Σύνθεση ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας [12]

Τα ερεθίσματα στα οποία αποκρίνεται το δέρμα και η αγωγιμότητα του είναι πολλαπλά. Τα επίπεδα διέγερσης τείνουν να είναι χαμηλότερα όταν ένα άτομο βρίσκεται σε χαμηλή συναισθηματική κατάσταση ή κοιμάται. Αντίθετα παρατηρούνται αυξημένα επίπεδα διέγερσης όταν για παράδειγμα κάποιος ασχολείται με μια απαιτητική εργασία όπως την επίλυση πολλών μαθηματικών προβλημάτων ή γενικά περιβάλλεται από έντονα συναισθήματα. Σαν αποτέλεσμα αυτού, το επίπεδο της καμπύλης όπως διακρίνεται στο σχήμα 2.2 θα ανεβεί και στη συνέχεια θα μειώνεται σταδιακά με την απόκριση να διαρκεί από λίγα δευτερόλεπτα έως μερικά λεπτά.



Σχήμα 2.2 Σχηματικό GSR σε υποθετικό ερέθισμα [13]

Η απόκριση της αγωγιμότητας του δέρματος όπως αναφέρθηκε αποτελεί ένδειξη ψυχολογικής ή φυσιολογικής διέγερσης. Μεταβάλλεται ανάλογα με την ποσότητα του ιδρώτα που εκκρίνεται από τους αδένες. Οι συγκεκριμένοι αδένες καλύπτουν το μεγαλύτερο μέρος του σώματος και είναι ιδιαίτερα πυκνοί στην περιοχή των δαχτύλων της παλάμης και τα πέλματα των ποδιών. Τοποθετώντας δυο ηλεκτρόδια στα δάχτυλα του ενός χεριού μπορεί να καταγραφεί η συνεχή διακύμανση στα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του δέρματος. Τα ηλεκτρόδια που θα κατασκευαστούν, θα είναι επαναχρησιμοποιούμενα και θα εφάπτονται στα δάχτυλα του χεριού όπου θα πρέπει να παραμένουν σταθερά σε όλη την διάρκεια των μετρήσεων. Στο ένα ηλεκτρόδιο θα εφαρμοστεί σταθερή χαμηλή τάση και στο δεύτερο ηλεκτρόδιο θα μετρηθεί το ρεύμα που διαρρέετε από το ένα δάχτυλο στο άλλο.



Εικόνα 2.5 Προτεινόμενη θέση ηλεκτροδίων [14]

Γνωρίζοντας την τάση και το ρεύμα στο δεύτερο ηλεκτρόδιο και με την εφαρμογή του νόμου του Ohm (εξίσωση 2.1) υπολογίζεται η αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων.

$$R = \frac{V}{I} \quad (2.1)$$

Η μονάδα μέτρησης της αγωγιμότητας είναι τα Siemens (S) και είναι το αντίστροφο της αντίστασης. Από την εξίσωση 2.2 παρατηρείται ότι το Siemens είναι ίσο με το αντίστροφο ενός ohm. Όπου G η αγωγιμότητα, I το ρεύμα και V η τάση. Η μονάδα Siemens για την αγωγιμότητα G ορίζεται από την εξίσωση 2.3 [15]. Τέλος, παρατηρείται ότι τα επίπεδα αγωγιμότητας είναι διαφορετικά για κάθε άνθρωπο και κυμαίνονται από 2 έως 25 μ S περίπου.

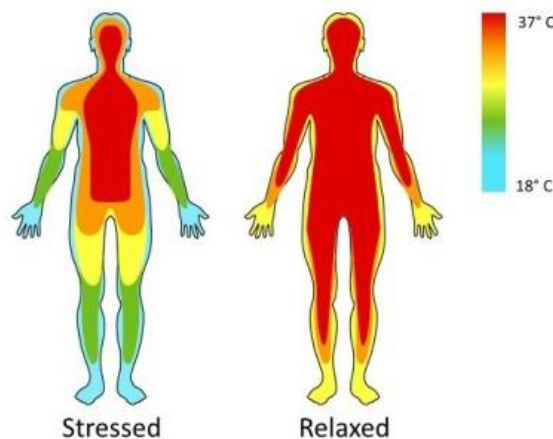
$$G = \frac{1}{R} = \frac{I}{V} \quad (2.2)$$

$$[S] = [\Omega^{-1}] \quad (2.3)$$

2.2.2 Θερμοκρασία δέρματος - SKT

Το δεύτερος βιοσήμα που επιλέχθηκε προς μέτρηση και αξιολόγηση είναι η θερμοκρασία του δέρματος. Η κανονική θερμοκρασία του ανθρώπινου δέρματος στον κορμό του σώματος κυμαίνεται μεταξύ 33,5 και 36,9 °C. Η θερμοκρασία ενός υγιούς ατόμου κυμαίνεται καθ' όλη τη διάρκεια της ημέρας, είναι πιο δροσερή το πρωί και πιο ζεστή το απόγευμα, και για θερμοκρασία άνω των 38 °C ορίζεται ως εμπύρετος κατάσταση. Γενικά η θερμοκρασία του δέρματος είναι χαμηλότερη στα άκρα και υψηλότερη στον πυρήνα του σώματος όπως η μασχάλη.

Μελέτες αναφέρουν ότι η καταγραφή της θερμοκρασίας του δέρματος δεν αποτελεί σαφή ένδειξη της εσωτερικής θερμοκρασίας του σώματος. Έρευνες έχουν δείξει ότι σε καταστάσεις πίεσης και στρες υπήρχε σημαντική αύξηση της θερμοκρασίας του πυρήνα και ειδικότερα στην περιοχή του προσώπου που αποδίδεται σε ψυχολογικό στρες. Σύμφωνα όμως με άλλες μελέτες γίνεται αναφορά ότι υπάρχει μείωση της θερμοκρασίας στην επιφάνεια των δακτύλων [16]. Άρα η θερμοκρασία του δέρματος (SKT) είναι ένας παράγοντας για την αξιολόγηση του άγχους.



Εικόνα 2.6 Θερμοκρασία σώματος και άκρων [17]

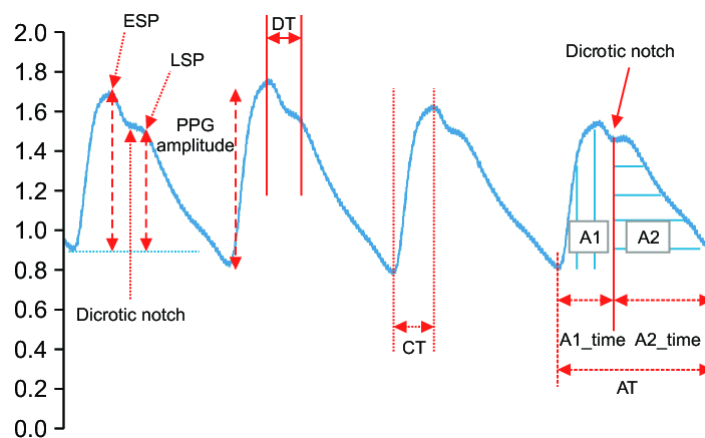
Το άγχος προκαλεί αγγειοσυστολή, δηλαδή τα αιμοφόρα αγγεία συστέλλονται και το αίμα μετατοπίζεται μακριά από τα χέρια προκαλώντας μια γρήγορη πτώση της θερμοκρασίας των ακρών. Αυτή η μετατόπιση της ροής του αίματος μπορεί να μετρηθεί μέσω της θερμοκρασίας των χεριών και των ποδιών υποδεικνύοντας την περιφερειακή θερμοκρασία. Σε αντίθετη περίπτωση όσο υψηλότερη είναι η θερμοκρασία τόσο λιγότερο περιορισμένα είναι τα αγγεία υποδηλώνοντας μια κατάσταση χαλάρωσης [17].

Με την καταγραφή της περιφερειακής θερμοκρασίας των ακρών και με την συνολική εικόνα των άλλων βιοσημάτων θα πραγματοποιηθεί μελέτη και προσδιορισμός για το αν είναι αξιοσημείωτη αυτή η μικρή μεταβολή της θερμοκρασίας και αν υπάρχει η δυνατότητα να προσδιορίσει καταστάσεις άγχους.

2.2.3 Καρδιακός ρυθμός - HR

Ο καρδιακός ρυθμός ενός ανθρώπου είναι ένας αριθμός που αντιστοιχεί στο πόσες φορές χτυπάει η καρδιά του μέσα σε ένα λεπτό. Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός για ενήλικες κυμαίνεται από 60 έως 100 παλμούς ανά λεπτό. Τα παιδιά τείνουν να έχουν υψηλότερους καρδιακούς παλμούς από τους ενήλικες. Ο καρδιακός ρυθμός είναι το μόνο βιοσήμα που μπορεί να μετρηθεί από τον ίδιο τον άνθρωπο χωρίς κάποιο εξωτερικό αισθητήρα ή όργανο. Μια απλή τεχνική είναι η τοποθέτηση του δείκτη και του μεσαίου δαχτύλου του ενός χεριού στον καρπό του αλλού. Με αυτό τον τρόπο λαμβάνεται μια ένδειξη των παλμών μετρώντας τον αριθμό τους σε διάστημα 15 δευτερόλεπτων και πολλαπλασιάζοντας αυτόν τον αριθμό με το 4 δίνοντας μας το αποτέλεσμα των παλμών ανά λεπτό. Η καλύτερη χρονική στιγμή για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού ηρεμίας είναι αμέσως μετά το πρωινό ξύπνημα.

Για την μέτρηση του καρδιακού ρυθμού χρησιμοποιήθηκε η τεχνική της φωτοπλασματογραφίας PPG. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί μια πηγή υπέρυθρου φωτός και αντίστοιχα έναν ανιχνευτή για τη μέτρηση του όγκου του αίματος στο δέρμα και τον υποδόριο ιστό του. Στην ουσία ανιχνεύει και υπολογίζει τον αριθμό των καρδιαγγειακών παλμών που μεταδίδονται μέσω του σώματος. Ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα της τεχνικής που αναφέρθηκε είναι ότι ο αισθητήρας είναι μη επεμβατικός και τοποθετείται εύκολα στα δάχτυλα του χεριού. Το παλμικό οξύμετρο βασίζεται σε αυτόν τον τρόπο λειτουργίας.

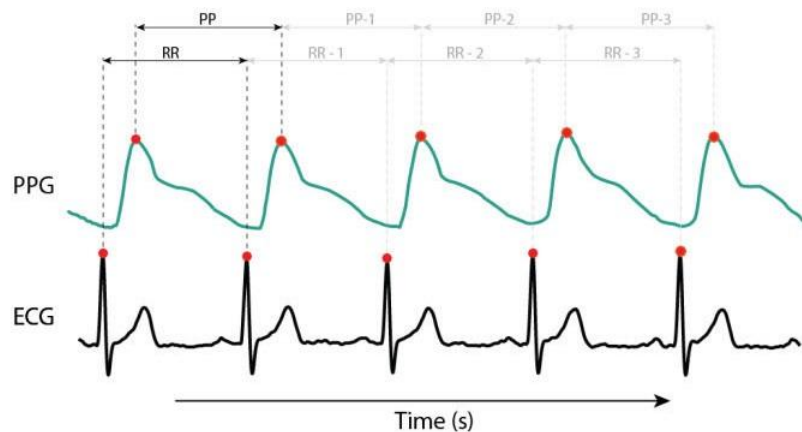


Σχήμα 2.3 Μια τυπική κυματομορφή του PPG[18]

Στο σχήμα 2.3 παρουσιάζεται μια τυπική κυματομορφή των παλμών του PPG. Από τον παλμό μπορούν να εξαχθούν τα βασικά χαρακτηριστικά του όπως: το πλάτος, η κλίση και η συχνότητα του. Οι δυο κύριες φάσεις του παλμού είναι η ανοδική και η καθοδική φάση όπου ανάμεσα τους διακρίνεται μια χαρακτηριστική εγκοπή που εμφανίζεται κατά την διάρκεια της καθόδου του παλμού. Συγκεκριμένα για ποιο ειδικευμένη ανάλυση μπορούν να μετρηθούν και τα παρακάτω μεγέθη. ESP: early systolic peak, LSP: late systolic peak, DT: delta time, CT: crest time, AT: area time. [19]

Στο σχήμα 2.4 διακρίνονται τα σήματα ECG και PPG ταυτόχρονα. Ο στιγμιαίος καρδιακός ρυθμός υπολογίζεται με τη χρήση του διαστήματος R-R στο ECG σήμα. Ο χρόνος μεταξύ των παλμών μετράται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) και ονομάζεται R-R interval. Τα ίδια στοιχεία μπορούμε να εξαχθούν και από το PPG σήμα, εφαρμόζοντας την εξίσωση 2.4 και να υπολογιστούν οι καρδιακοί παλμοί ανά λεπτό (HR).

$$HR = \frac{1000 * 60}{RR \text{ interval in ms}} \quad (2.4)$$

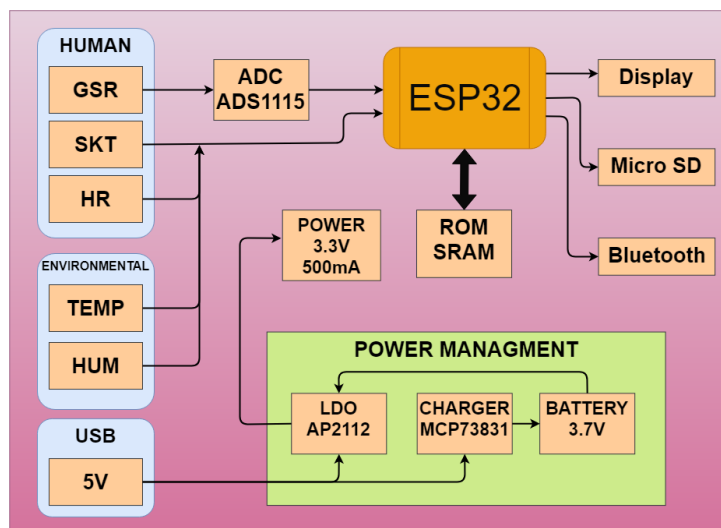


Σχήμα 2.4 PPG και ECG [20]

Κεφάλαιο 3ο: Κύκλωμα κατασκευής-Hardware

3.1 Γενική περιγραφή του κυκλώματος

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να εξετασθεί εάν και σε ποιο βαθμό μπορεί να μετρηθεί το άγχος. Για την επίτευξη του στόχου μελετήθηκε, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ηλεκτρονική συσκευή καταγραφής των βιοσημάτων που σχετίζονται με το άγχος που βιώνει ένα άτομο. Οι επιλεγμένοι μη επεμβατικοί αισθητήρες θα συλλέγουν σε πραγματικό χρόνο τα σήματα της γαλβανικής απόκρισης του δέρματος (GSR), την θερμοκρασία του δέρματος στα δάχτυλα του χεριού (SKT) και τον καρδιακό ρυθμό (HR) με την χρήση μικροελεγκτή ESP32. Όλα τα μέρη του συστήματος και κυρίως οι αισθητήρες είναι χαμηλού κόστους και κυκλοφορούν στο εμπόριο. Το σύστημα θα επεξεργαστεί κατάλληλα τα δεδομένα ώστε να στέλνονται ασύρματα σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και παράλληλα θα τα καταγράφει σε εξωτερική κάρτα μνήμης SD με την ημερομηνία και την ώρα που πάρθηκαν. Βασικό χαρακτηριστικό της συσκευής είναι το μικρό μέγεθος για να μπορεί να φορεθεί άνετα στο χέρι. Ταυτόχρονα, έγινε μελέτη προκειμένου να έχει χαμηλή κατανάλωση ισχύος και ικανοποιητική αυτονομία με την επαναφορτιζόμενη μπαταρία που επιλέχθηκε. Τέλος, με το πρόγραμμα MATLAB γίνεται επεξεργασία και οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων ώστε να μπορούν να εξαχθούν συμπεράσματα σχετικά με ανίχνευση και ποσοτικοποίησης του άγχους.



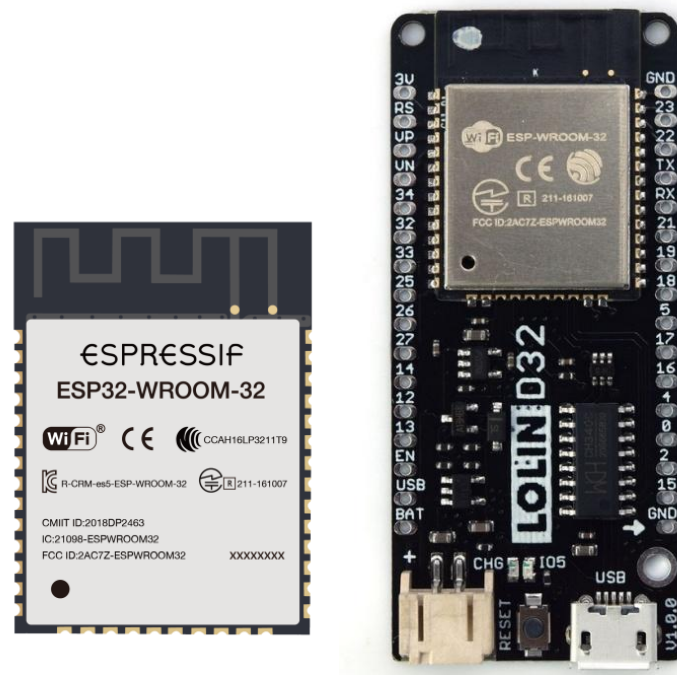
Σχήμα 3.1 Μπλοκ διάγραμμα του συστήματος

3.2 Μικροελεγκτής ESP32

Ο Μικροελεγκτής είναι ένα προγραμματιζόμενο ολοκληρωμένο κύκλωμα που αποτελείται από έναν ή περισσότερους πυρήνες επεξεργασίας. Διαθέτει ενσωματωμένη μνήμη Flash για αποθήκευση των εντολών του προγράμματος που θα εκτελεί, μνήμη RAM για την προσωρινή αποθήκευση και διαχείριση των δεδομένων καθώς επίσης και πολλά ενσωματωμένα περιφερειακά εισόδου και εξόδου. Οι μικροελεγκτές χρησιμοποιούνται οπουδήποτε απαιτείται έλεγχος και κυρίως σε ενσωματωμένα συστήματα και εφαρμογές, σε αντίθεση με τους μικροεπεξεργαστές που συναντώνται σε προσωπικούς υπολογιστές.

Ο ESP32 είναι ένας μικροελεγκτής χαμηλού κόστους και χαμηλής κατανάλωσης ιδανικός για φορητά συστήματα. Βασίζεται στον μικροεπεξεργαστή Tensilica Xtensa LX6 σε έκδοση μονού και διπλού πυρήνα. Είναι εξοπλισμένος με πολλές περιφερειακές διασυνδέσεις SPI, I²C, UART, αλλά και ασύρματη τεχνολογία WiFi και Bluetooth. Το ESP32 δημιουργήθηκε και αναπτύχθηκε από την Espressif Systems [21]. Στην παρούσα εργασία αξιοποιήθηκε το αναπτυξιακό lolin32 (εικόνα 3.1.) που βασίζεται στον ESP32. Μερικά από τα κύρια χαρακτηριστικά του περιγράφονται παρακάτω:

- CPU: Xtensa dual-core (or single-core) 32-bit LX6 microprocessor
- Memory: 320 KiB RAM, 448 KiB ROM
- Wireless connectivity: Wi-Fi: 802.11 b/g/n, Bluetooth: v4.2 BR/EDR and BLE
- Peripheral interfaces: DAC, SPI, I²C I2S UART
- Security: Secure boot, Flash encryption
- Power management: ndividual power domain for RTC, 5 μ A deep sleep current



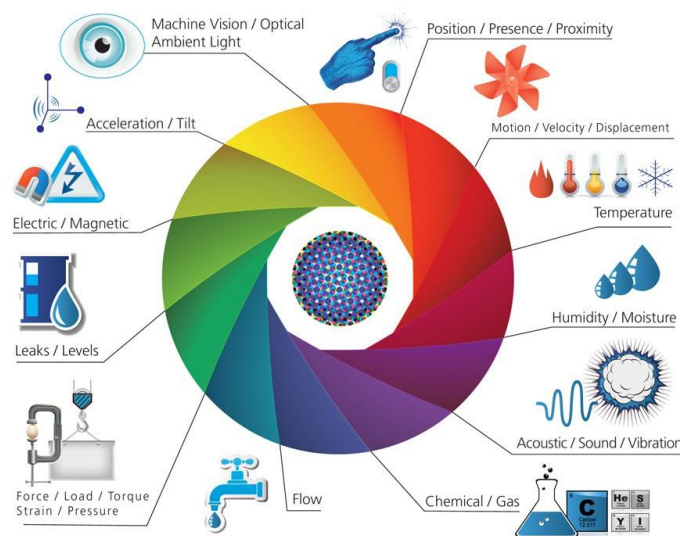
Εικόνα 3.1 ESP32 [22]

3.3 Αισθητήρες κυκλώματος

Ο αισθητήρας είναι μία συσκευή που ανιχνεύει ένα φυσικό μέγεθος και τις μεταβολές του και ταυτόχρονα παράγει ένα μετρήσιμο ηλεκτρικό σήμα. Οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται σε πολλά αντικείμενα καθημερινής χρήσης. Τους συναντούμε να μετράμε απλά μεγέθη όπως η θερμοκρασία του χώρου, έως και μετρήσεις σε πολύπλοκα εξειδικευμένα συστήματα.

Από μόνος του ένας αισθητήρας θεωρείται μη αξιοποιήσιμος. Σε πολλές εφαρμογές είναι απαραίτητη μια ηλεκτρονική διάταξη προσαρμογής για την διασύνδεση και ρύθμιση του αισθητήρα ώστε να αξιοποιηθεί με διάφορους τρόπους ανάλογα με την εφαρμογή και το πεδίο των μετρήσεων. Στην σχεδίαση και υλοποίηση μιας μετρητικής διάταξης θα πρέπει να είναι γνωστές εξαρχής οι ιδιότητες των αισθητήρων που θα χρησιμοποιηθούν. Τα χαρακτηριστικά ενός αισθητήρα είναι πολλά και διαφορετικά. Παρακάτω αναφέρονται τα κυρία χαρακτηριστικά που πρέπει να πληροί ένας αισθητήρας για να χαρακτηριστεί αξιόπιστος.

- Να έχει μεγάλη ευαισθησία και διακριτική ικανότητα στο φαινόμενο που μέτρα.
- Να έχει ανοχή στις μεταβολές άλλων φυσικών φαινομένων στο πεδίο των μετρήσεων.
- Να μην ολισθαίνει, τροποποιεί και εισάγει σφάλμα στο μετρούμενο φαινόμενο.
- Να έχει γραμμικότητα και ευστάθεια για μεγάλο χρονικό διάστημα.
- Να μην καθυστερεί η αλλαγή της εξόδου ως προς την είσοδο.



Εικόνα 3.2 Κατηγορίες αισθητήρων [23]

Όπως αναφέρθηκε και πριν, οι αισθητήρες ως ανιχνευτές (detector) παρέχουν πληροφορίες για ένα φαινόμενο. Επίσης κατηγοριοποιούνται και ταξινομούνται με βάση κάποια κριτήρια τα όποια περιγράφονται παρακάτω:

- **Παθητικός:** Ο παθητικός αισθητήρας δεν απαιτεί εξωτερική πηγή ενέργειας για να παρακολουθεί ένα φαινόμενο.
- **Ενεργός:** Ο ενεργός αισθητήρας απαιτεί μια εξωτερική πηγή τροφοδοσίας για την παραγωγή του σήματος εξόδου.
- **Αναλογικός:** Ο αναλογικός αισθητήρας παράγει ένα αναλογικό σήμα. Για την σύνδεση του με τον μικροελεγκτή είναι απαραίτητη η χρήση ενός μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC).
- **Ψηφιακός:** Ο ψηφιακός αισθητήρας είναι γενικά απλός και παράγει ένα διακριτό σήμα για την επικοινωνία του και χρησιμοποιεί κάποιο πρωτόκολλο επικοινωνίας όπως το Serial Peripheral Interface (SPI) ή Inter-Integrated Circuit (I²C).
- **Μέθοδο ανίχνευσης:** Βασίζεται στη μέθοδο και την τεχνική που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση, η οποία μπορεί να είναι μηχανική, χημική, οπτική, μαγνητική, κινητική, ηλεκτρική κτλ. (Εικόνα 3.2).

3.3.1 Αισθητήρας GSR

Για την μέτρηση της γαλβανικής απόκρισης του δέρματος κατασκευαστήκαν δυο ηλεκτρόδια (εικόνα 3.3) που τοποθετούνται στα δάχτυλα του χεριού. Εφαρμόζοντας σταθερή χαμηλή τάση στο ένα από αυτά, μπορεί να μετρηθεί η ηλεκτρική αντίσταση μεταξύ των δυο σημείων. Τα ηλεκτρόδια κατασκευαστικά είναι ίδια στην εσωτερική πλευρά και συγκεκριμένα στο κάτω μέρος τοποθετήθηκε μια μικρή αγωγίμη επιφάνεια από λεπτά φύλλα χαλκού που εφάπτονται στο δέρμα. Από τις αγωγίμες επιφάνειες εξέρχονται καλώδια που μεταφέρουν τα σήματα και συνδέονται με την κατασκευή μέσω τετραπολικού βύσματος ήχου 3,5 χιλιοστών. Χρησιμοποιήθηκε αυτοκόλλητη ταινία velcro για να είναι επαναχρησιμοποιούμενα και να προσαρμίζονται εύκολα σε διαφορεικά μεγέθη δαχτύλων.



Εικόνα 3.3 Ηλεκτρόδια μέτρησης αγωγιμότητας

Ο ένας ακροδέκτης εφαρμόζει χαμηλή τάση 3.3Volt στο ένα δάχτυλο, ενώ ο άλλος μετρά τη διαφορά της τάσης. Για να μετρηθεί η διαφορά αυτή στον δεύτερο ακροδέκτη, τοποθετήθηκε μία αντίσταση προς την γείωση του κυκλώματος. Με αυτόν τον τρόπο δημιουργήθηκε ένας διαιρητής τάσης που αποτελείται από μια σταθερή γνωστή αντίσταση και μια άγνωστη συνεχώς μεταβαλλόμενη που είναι του δέρματος.

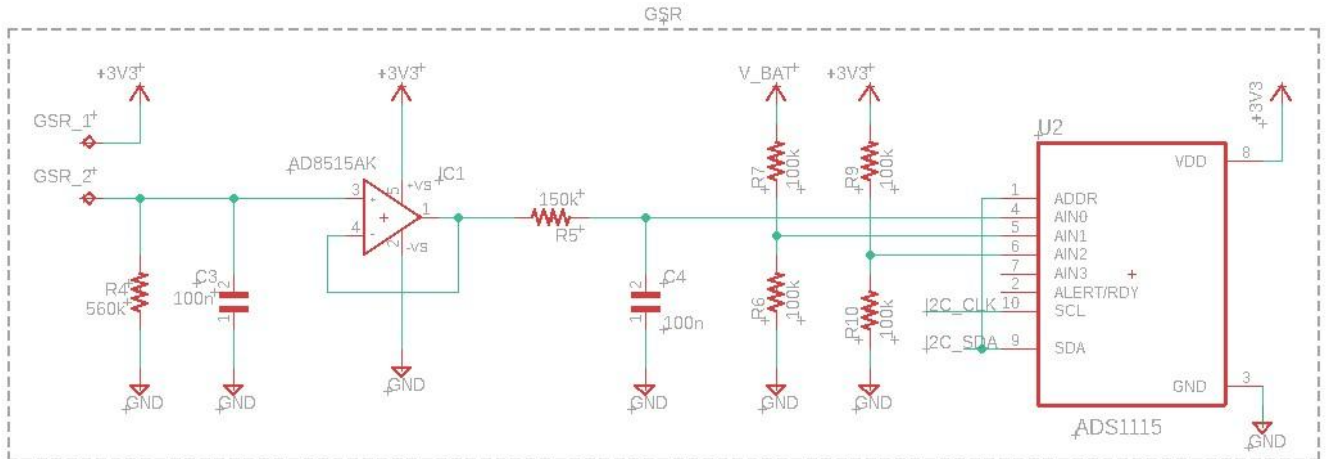
Γνωρίζοντας την τάση τροφοδοσίας V_{cc} του διαιρέτη και την τάση εξόδου V_{out} που προκύπτει από την αντίσταση που υπάρχει μεταξύ των δυο ηλεκτροδίων και έχοντας γνωστή την σταθερή αντίσταση R_4 (σχήμα 3.2) μπορούμε να υπολογίσουμε την αντίσταση R_{skin} με την εφαρμογή της εξίσωσης 3.1. Η βασική αρχή είναι ότι το κύκλωμα διαβάζει στην πραγματικότητα την τάση της αντίστασης που δημιουργείται μεταξύ των ηλεκτροδίων και όχι του σώματος.

$$R_{skin} = \left(\frac{V_{cc} - V_{out}}{V_{out}} \right) R_4 \quad (3.1)$$

Στο σχήμα 3.2 διακρίνεται το τμήμα του κυκλώματος που μετρά την αγωγιμότητα. Η παραγόμενη τάση εφαρμόζεται στην μη αναστρέφουσα είσοδο ενός τελεστικού ενισχυτή που είναι σε συνδεσμολογία ακόλουθου τάσης, δηλαδή η τάση εξόδου είναι ίση και συμφασική με την τάση εισόδου. Ο τελεστικός ενισχυτής AD8515 είναι ένας ενισχυτής rail-to-rail εισόδου και εξόδου, μπορεί να λειτουργήσει από τάση τροφοδοσίας 1,8 V και το χαμηλό ρεύμα κατανάλωσης τον καθιστά ιδανικό για εφαρμογές με μπαταρία. Στην έξοδο του τελεστικού υπάρχει ένα RC χαμηλοπερατό φίλτρο που επιτρέπει τη διέλευση σημάτων χαμηλής συχνότητας και μειώνει το πλάτος εξασθενώντας τα σήματα που έχουν συχνότητες μεγαλύτερες από την συχνότητα αποκοπής. Από τις εξισώσεις 3.2 και 3.3 υπολογίζεται η συχνότητα αποκοπής και η σταθερά χρόνου του φίλτρου.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 150 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 10,615 \text{ Hz} \quad (3.2)$$

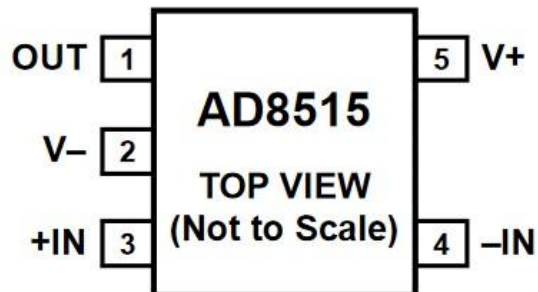
$$T = RC = 150 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9} = 0,015 \text{ Sec} \quad (3.3)$$



Σχήμα 3.2 Σχηματικό διάγραμμα αγωγιμότητας

Χαρακτηριστικά AD8515 [24]:

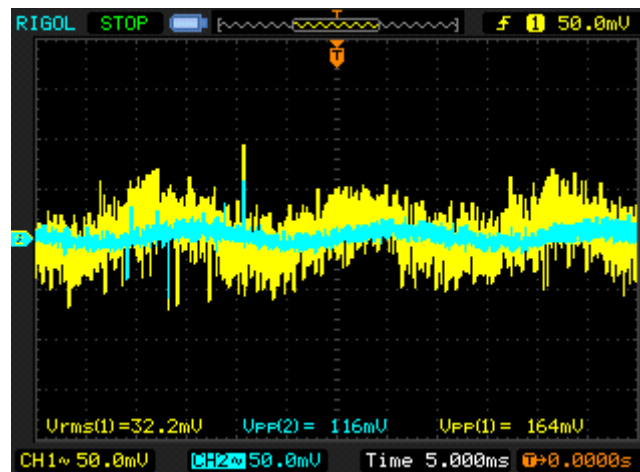
- Single supply operation: 1.8 V to 5 V
- Offset voltage: 6 mV maximum
- Slew rate: 2.7 V/μs Bandwidth: 5 MHz
- Rail-to-rail input and output swing
- Low input bias current: 2 pA typical
- Low supply current @ 1.8 V: 450 μA maximum



Εικόνα 3.4 Τελεστικός ενισχυτής AD8515

Στην εικόνα 3.5 διακρίνεται η μέτρηση που πραγματοποιήθηκε με παλμογράφο στο σήμα πριν και μετά το φίλτρο. Με κίτρινο χρώμα είναι το σήμα από την έξοδο του τελεστικού ενισχυτή και με γαλάζιο φαίνεται το βελτιωμένο σήμα που μετρήθηκε αμέσως μετά το φίλτρο. Αφού φιλτραριστεί εφαρμόζεται στην είσοδο ενός ADC για να μετατραπεί από αναλογικό σήμα σε ψηφιακό. Ο ADS1115 παρέχει υψηλή ακρίβεια μέτρησης 16-bit Delta-sigma ($\Delta\Sigma$) με δειγματοληψία 860 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο είναι χαμηλής κατανάλωσης και ο διάυλος επικοινωνίας με τον μικροελεγκτή υλοποιείται σε I²C.

Ο ADC διαθέτει συνολικά 4 ξεχωριστές εισόδους. Αξιοποιείται και σε δυο ακόμα περιπτώσεις για να μετρηθούν δυο ακόμα τάσεις. Η πρώτη μέτρηση αφορά την ακριβή τάση τροφοδοσίας VCC του κυκλώματος η οποία εφαρμόζεται στην εξίσωση υπολογισμού του GSR μέσα στον κώδικα του μικροελεγκτή. Ο λόγος είναι για να υπάρχει μεγαλύτερη ακρίβεια στις μετρήσεις. Η δεύτερη μέτρηση αφορά την τάση της μπαταρίας του κυκλώματος και γίνεται για λόγους διαχείρισης της ισχύος ώστε να προειδοποιεί έγκαιρα τον χρήστη ότι τα αποθέματα της μπαταρίας εξαντλούνται και πρέπει να γίνει επαναφόρτιση. Τέλος υπάρχει ένα τελευταίο ελεύθερο κανάλι δειγματοληψίας το οποίο μπορεί να αξιοποιηθεί για τυχόν μελλοντικές επεκτάσεις.



Εικόνα 3.5 Σήματα από παλμογράφο

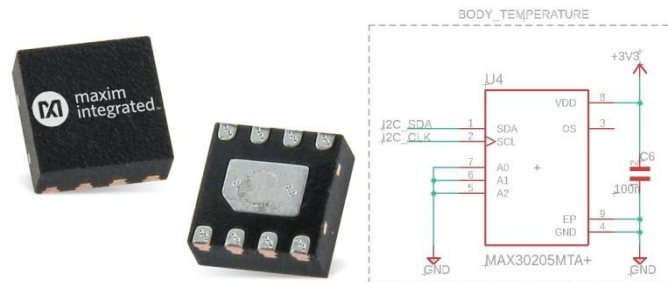
3.3.2 Αισθητήρας SKT

Για την καταγραφή της θερμοκρασίας των ακρών χρησιμοποιήθηκε ένας ψηφιακός αισθητήρας. Συγκεκριμένα η μέτρηση γίνεται τοποθετώντας τον αισθητήρα MAX30205 απευθείας στο δάχτυλο. Ο παραπάνω αισθητήρας είναι ειδικά σχεδιασμένος για να μετρά με ακρίβεια την θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος. Η ακρίβεια που διαθέτει είναι της τάξης του 0.1°C που τον καθιστά ικανό να μπορεί να εντοπίζει τις μικρές διακυμάνσεις της θερμοκρασίας. Μετατρέπει τις μετρήσεις σε ψηφιακή μορφή χρησιμοποιώντας έναν εσωτερικό μετατροπέα υψηλής ανάλυσης ADC sigma-delta ($\Sigma\Delta$).

Δυο από τα κυρία χαρακτηριστικά του είναι η χαμηλή τάση λειτουργίας 3,3V και το πολύ χαμηλό ρεύμα κατανάλωσης της τάξης των 600μΑ. Τον καθιστούν ιδανικό για φορητές συσκευές τροφοδοτούμενες από μπαταρία. Τα σφάλματα θερμοκρασίας λόγω αυτοθέρμανσης του αισθητήρα είναι ελάχιστα λόγω του χαμηλού ρεύματος τροφοδοσίας. Η διασύνδεση με τον μικροελεγκτή γίνεται με το πρωτόκολλο επικοινωνίας I²C. Στην εικόνα 3.6 διακρίνεται ο αισθητήρας και το σχηματικό του διάγραμμα.

Χαρακτηριστικά MAX30205[25]

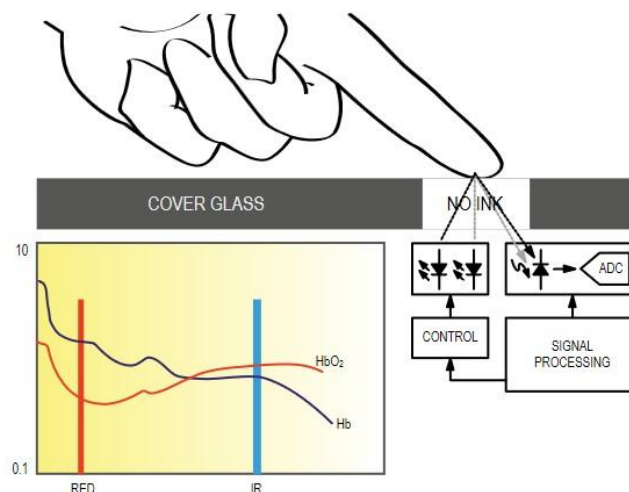
- High Accuracy and Low-Voltage Operation
- 0.1°C Accuracy (37°C to 39°C)
- 16-Bit (0.00390625°C) Temperature Resolution
- 2.7V to 3.3V Supply Voltage Range
- One-Shot and Shutdown Modes Help Reduce Power Usage
- 600μA (typ) Operating Supply Current



Εικόνα 3.6 Αισθητήρας θερμοκρασία δέρματος MAX30205

3.3.3 Αισθητήρας PPG-HR

Για την μέτρηση των καρδιακών παλμών επιλέχτηκε ο αισθητήρας MAX30100 που παρέχει μια ολοκληρωμένη λύση για την παρακολούθηση του καρδιακού ρυθμού και του κορεσμού του οξυγόνου. Η λειτουργία του βασίζεται στην μέθοδο της ανάκλασης (reflective). Δηλαδή δυο πηγές φωτός, ένα κόκκινο και ένα υπέρυθρο Led μαζί με τον ανιχνευτή φωτός είναι τοποθετημένα στην ίδια πλευρά. (σχήμα 3.3). Τα Led εκπέμπουν σε μέρος του σώματος που ο ιστός είναι σχετικά λεπτός και υπάρχει καλή αρτηριακή παλμική ροή του αίματος. Με την παραπάνω μέθοδο δημιουργείτε μία σταθερή ανάκλαση φωτός πίσω στον αισθητήρα λόγω του δακτύλου. Με κάθε καρδιακό παλμό δημιουργείται αύξηση του όγκου του αίματος στο δάχτυλο και αυτό έχει ως αποτέλεσμα περισσότερη ανάκλαση φωτός στον αισθητήρα. Η τάση λειτουργίας κυμαίνεται από 1.8V και διαθέτει ενσωματωμένο ADC μετατροπέα 16-bit sigma delta.

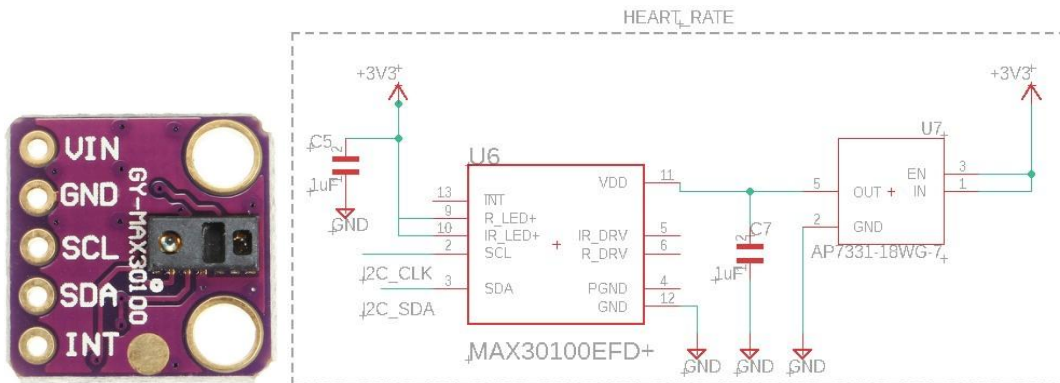


Σχήμα 3.3 Μέθοδος λειτουργίας του αισθητήρα MAX30100 [26]

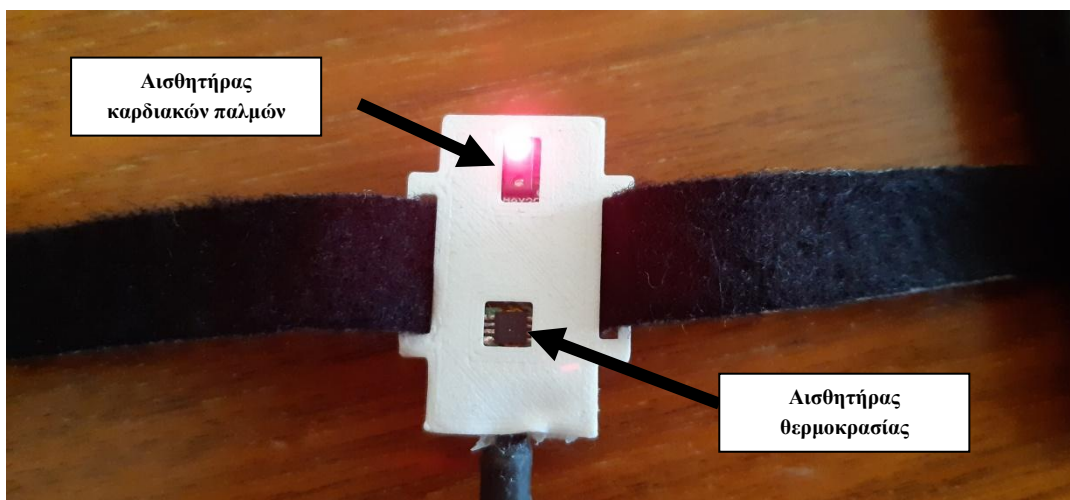
Ως εκ τούτου, παρατηρώντας την κυματομορφή του λαμβανόμενου φωτεινού σήματος εξάγεται το συμπέρασμα πως αποτελείται από κορυφές και κοιλάτες του ανακλώμενου φωτός σε κάθε καρδιακό παλμό. Η απόσταση μεταξύ των δύο κορυφών χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των καρδιακών παλμών. Στην εικόνα 3.7 φαίνεται ο αισθητήρας και το σχηματικό του διάγραμμα.

Χαρακτηριστικά MAX30100 [26]:

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor
- Integrated LEDs, Photo Sensor.
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices
- Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
- Ultra-Low Shutdown Current (0.7 μ A, typ)
- High SNR Provides Robust Motion Artifact Resilience
- Integrated Ambient Light Cancellation
- High Sample Rate Capability
- Fast Data Output Capability



Εικόνα 3.7 Αισθητήρας καρδιακών παλμών MAX30100



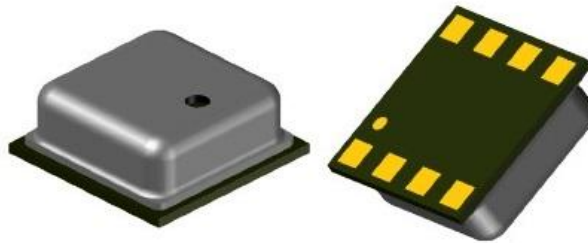
Εικόνα 3.8 Τοποθέτηση αισθητήρων.

3.4 Αισθητήρας για περιβαλλοντικές μετρήσεις

Παράλληλα με τις υπόλοιπες καταγραφές η συσκευή συλλέγει δεδομένα από την ατμόσφαιρα. Σε κάθε κύκλο μετρήσεων καταγράφεται η θερμοκρασία και η σχετική υγρασία του χώρου. Ο BME280 είναι ένας αισθητήρας σχετικής υγρασίας και θερμοκρασίας περιβάλλοντος ειδικά σχεδιασμένος για φορητές εφαρμογές και φορητές συσκευές όπου το μέγεθος και η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας είναι βασικές παράμετροι σχεδιασμού.

Χαρακτηριστικά BME280 [27]

- Supply voltage range: 1.71 V to 3.6 V
- Current consumption 1.8 μ A @ 1 Hz humidity and temperature
- Digital interface I²C (up to 3.4 MHz) and SPI (3 and 4 wire, up to 10 MHz)
- Operating range -40...+85 °C, 0...100 % rel. humidity, 300...1100 hPa
- Response time ($\tau_{t63\%}$) 1 s



Εικόνα 3.9 Αισθητήρας θερμοκρασία και υγρασίας περιβάλλοντος BME280

3.5 Διαχείριση ισχύος

Η διαχείριση ισχύος είναι ένας θεμελιώδης παράγοντας για όλα τα ηλεκτρονικά συστήματα. Είναι ένα περίπλοκο ζήτημα και αξίζει μεγάλης προσοχής από τους σχεδιαστές και προγραμματιστές καθώς πολλές φορές τα φορητά ηλεκτρονικά συστήματα έχουν αυξανόμενες απαιτήσεις κατανάλωσης ενέργειας. Παρακάτω θα αναλυθεί το μέρος του κυκλώματος που διαχειρίζεται την τροφοδοσία, την μπαταρία και τα περιφερειακά συστήματα.

3.5.1 Τροφοδοτικό - LDO

Ο ρυθμιστής τάσης LDO χρησιμοποιείται για την παραγωγή χαμηλότερων τάσεων εξόδου από μια σταθερή πηγή τροφοδοσίας ή μια μπαταρία. Η λειτουργία των κυκλωμάτων απευθείας από την μπαταρίας δεν είναι ο πιο αποτελεσματικός τρόπος. Μεγάλο πλεονέκτημα του LDO έναντι των κλασικών σταθεροποιητών τάσης είναι ότι μπορεί να λειτουργεί απροβλημάτιστα ακόμη και όταν η τάση εισόδου είναι πολύ κοντά στην τάση εξόδου. Συνήθως δεν απαιτείται εξωτερικό πηνίο κάτι που το κάνει ιδανικό σε συσκευές που λειτουργούν με μπαταρία. Η τάση εξόδου είναι ιδανικά σταθερή από διακυμάνσεις, απρόσβλητη από αλλαγές στη θερμοκρασία του περιβάλλοντος και σταθερή με την πάροδο του χρόνου.

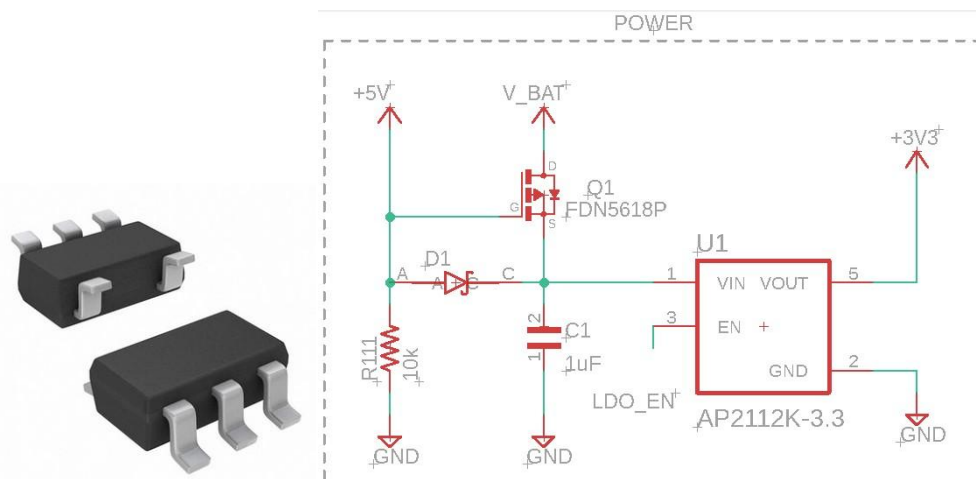
Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά για την ορθή λειτουργία του σταθεροποιητή τάσης LDO είναι η τάση διακοπής VDO (voltage dropout). Η συγκεκριμένη παράμετρος αναφέρεται στην ελάχιστη διαφορά τάσης που πρέπει να διατηρήσει η τάση εισόδου VIN πάνω από την επιθυμητή τάση εξόδου VOUT για σωστή ρύθμιση (εξίσωση 3.4) [28]. Στην περίπτωση που η τάση εισόδου VIN πέσει κάτω από αυτήν την τιμή ο ρυθμιστής θα τεθεί σε λειτουργία διακοπής και δεν θα ρυθμίζει πλέον την επιθυμητή τάση εξόδου. Για τον παραπάνω λόγο όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 3.3.1 πραγματοποιείται συνεχομένη μέτρηση της τάσης της μπαταρίας, ώστε η συσκευή να προειδοποιήσει έγκαιρα για επαναφόρτιση όταν η τάση της μπαταρίας πλησιάζει στα όρια διακοπής του LDO.

Ο επιλεγμένος LDO AP2112 είναι τεχνολογίας CMOS και διαθέτει λειτουργία ενεργοποίησης η οποία ελέγχεται από τον μικροελεγκτή. Είναι προρυθμισμένος σε τάση εξόδου 3,30V και η τάση αποκοπής dropout είναι στα 125 mV με ρεύμα εξόδου στα 300 mA. Στην εικόνα (3.10) διακρίνεται το LDO που σαν είσοδο δέχεται τα 5V της θύρας USB και παράλληλα τα 3,7V της μπαταρίας. Η δίοδος D1 απομονώνει τις 2 πηγές και το τρανζίστορ Q1 λειτουργεί σαν διακόπτης απομόνωσης της μπαταρίας.

$$V_{IN} \geq V_{OUT (nom)} + V_{DO} \quad (3.4)$$

Χαρακτηριστικά του AP2112 [29]

- Output Voltage Accuracy: $\pm 1.5\%$
- Output Current: 600mA (Min.)
- Enable Function to Turn ON/OFF VOUT
- Low Dropout Voltage (3.3V): 250mV (Typ.) @IOUT=600mA
- Low Quiescent Current: 55 μ A (Typ.)



Εικόνα 3.10 LDO σταθεροποιητής τάσης

3.5.2 Μπαταρία και φορτιστής

Όταν σχεδιάζεται ένα φορητό σύστημα τίθεται το ζήτημα εύρεσης της κατάλληλης μπαταρίας. Από πλευράς του κυκλώματος θα πρέπει να γίνει γνωστό από την πρώτη στιγμή η τάση και το μέγιστο ρεύμα που μπορεί να απαιτηθεί κατά την διάρκεια λειτουργίας. Από τα βασικά χαρακτηριστικά μιας μπαταρίας είναι η ονομαστική τάση και η χωρητικότητα της. Η ονομαστική τάση είναι η μετρούμενη τάση σε Volt στους πόλους της μπαταρίας χωρίς να υπάρχει συνδεδεμένο φορτίο.

Η χωρητικότητα μιας μπαταρίας χαρακτηρίζεται σε Ah ή mAh, είναι μια μονάδα μέτρησης που προσδιορίζει με πόση ένταση ρεύματος μπορεί να τροφοδοτήσει ένα κύκλωμα μια πλήρως φορτισμένη μπαταρία για διάστημα μίας ώρας. Για παράδειγμα υπό ιδανικές συνθήκες μια μπαταρία των 2000 mAh θα αποφορτιστεί πλήρως σε μία ώρα με σταθερό φορτίο που καταναλώνει 2000mA ή 2A. Εάν από την ίδια μπαταρία ζητούσαμε συνεχώς 1000mA ή 1A αυτή θα αποφορτιστεί πλήρως σε 2 ώρες (εξίσωση 3.5).

$$\frac{\text{Battery Capacity Ah}}{\text{Current Amp}} = \text{Battery life in H} \quad (3.5)$$

Κατά την διάρκεια σχεδίασης της κατασκευής πραγματοποιήθηκαν δοκιμαστικές μετρήσεις για την συνολική κατανάλωση του ρεύματος σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας ώστε να επιλεγεί μια μπαταρία με τη σωστή χωρητικότητα για μέγιστη δυνατή αυτονομία. Στον πίνακα 1 παρουσιάζονται οι τιμές ρεύματος που μετρήθηκαν σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας. Η μέγιστη δυνατή κατανάλωση που μετρήθηκε είναι στα 150mA.

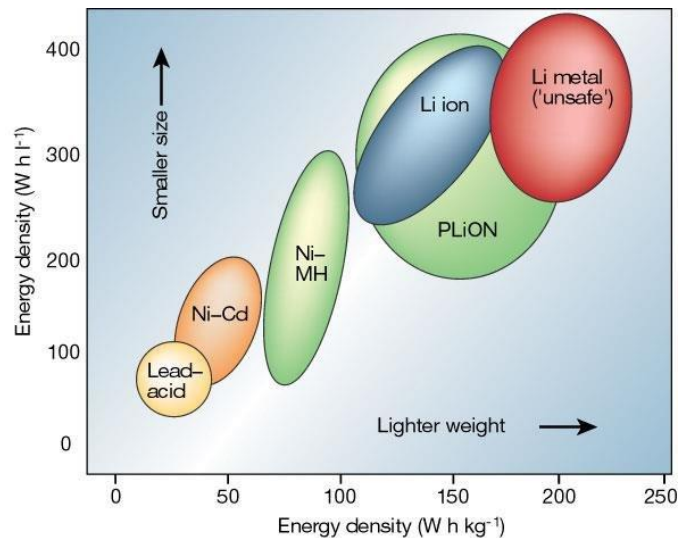
Πίνακας 1. Κατανάλωση ρεύματος σε διαφορετικές καταστάσεις λειτουργίας

Καταστάσεις λειτουργίας	Κατανάλωση
Ενεργοποιημένο Bluetooth και καταγραφή σε κάρτα SD	150 mA
Απενεργοποιημένο Bluetooth και καταγραφή σε κάρτα SD	78 mA
Σε κατάσταση ύπνου – Sleep mode	2.5 mA
Απενεργοποιημένο – Power Off	1.7 μA

Για να μπορέσει μια μπαταρία να αποδώσει την ονομαστική της χωρητικότητα θα πρέπει να φορτιστεί σωστά. Τα ρεύματα φόρτισης ποικίλλουν ανάλογα με τη χωρητικότητα της μπαταρία και με τον ρυθμό φόρτισης C. Είναι σημαντικό να αποθηκευτεί όσο το δυνατόν περισσότερη ενέργεια στην μπαταρία. Για να γίνει αυτό πρέπει το κύκλωμα να μετρά με ακρίβεια το ρεύμα της φόρτισης και όταν αυτό μειωθεί αρκετά, τότε να διακόπτεται η διαδικασία της φόρτισης. Το μέγεθος, το σχήμα και το βάρος της μπαταρίας είναι επίσης κάτι που πρέπει να συμπεριληφθεί στην σχεδίαση διότι καθορίζει τον τελικό όγκο της κατασκευής. Κατά την διαδικασία φόρτισης της συσκευής δεν θα πρέπει να πραγματοποιείται καμιά μέτρηση.

Παρακάτω αναφέρονται μερικοί από τους πιο συνηθισμένους τύπους μπαταριών. Στο σχήμα 3.4 γίνετε μια σύγκριση των μπαταριών.

- Alkaline AA-AAA
- Nickel-Metal-Hybrid Ni-MH
- Nickel-Cadmium Ni-Cd
- Lithium Ion-Polymer Li-Ion LiPo
- Lithium Iron Phosphate LiFePO₄



Σχήμα 3.4 Σύγκριση διαφορετικών μπαταριών [30]

Σχεδόν σε όλες τις παραπάνω μπαταριές είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθεί σταθεροποιητής τάσης. Γενικά οι μπαταριές LiPo μπορούν να κατασκευαστούν σε οποιοδήποτε σχήμα, μέγεθος και χωρητικότητα ανάλογα με τις προδιαγραφές και της ανάγκες που απαιτούνται. Στην κατασκευή αξιοποιήθηκε μία μπαταρία τεχνολογίας LiPo 3,7V και χωρητικότητας 900mA (εικόνα 3.11).

Από την μπαταρία δεν είναι δυνατόν να αξιοποιηθεί η συνολική της χωρητικότητα μέχρι την τάση τερματισμού της λόγω ότι χρησιμοποιούμε τον σταθεροποιητή LDO με τάση εξόδου 3.30V. Οπότε αν μειωθεί η τάση της μπαταρίας κάτω από τα 3.450V, όλη η κατασκευή μπαίνει σε ασταθή λειτουργία και ενδεχόμενος οι μετρήσεις να μην είναι αξιόπιστες. Για να υπολογιστεί η συνολική διάρκεια αυτονομίας με την μέγιστη κατανάλωση σε ρεύμα, μετρήσαμε την μπαταρία με ηλεκτρονικό φορτίο έχοντας την μπαταρία πλήρως φορτισμένη.

Τα αποτελέσματα όπως φαίνονται από το όργανο στην εικόνα 3.11 είναι τα εξής:

- Η μπαταρία φορτίστηκε πλήρως στα 4.12V.
- Το ρεύμα αποφόρτισης ορίστηκε σταθερό στα 150mA με βάση τον πίνακα 1.
- Η τάση τερματισμού ορίστηκε στα 3.450V δηλαδή 150mV πάνω από τάση εξόδου 3.30V
- Η χωρητικότητα που αποδόθηκε είναι 691 mAh
- Η συνολική διάρκεια αυτονομίας υπολογίστηκε σε τεσσεράμισι ώρες περίπου (04:35:18)



Εικόνα 3.11 Αποτελέσματα μετρήσεων διάρκειας μπαταρίας

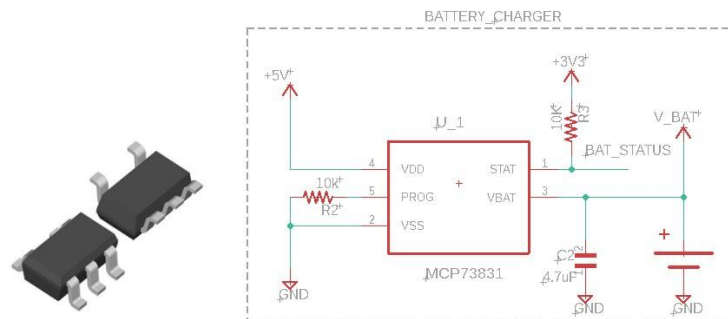
Η φόρτιση της μπαταρίας ανατέθηκε στο MCP73831. Το μικρό του μέγεθος και ο ελάχιστος αριθμός εξωτερικών εξαρτημάτων που απαιτούνται το καθιστούν ιδανικό για φορητές εφαρμογές. Χρησιμοποιεί έναν αλγόριθμο φόρτισης σταθερού προκαθορισμένου ρεύματος από 15mA έως 500mA και σταθερής τάσης 4,20V. Η θύρα USB που υπάρχει στην κατασκευή εκτός από τον προγραμματισμό του μικροελεγκτή θα παρέχει και την τάση για την φόρτιση.

Χαρακτηριστικά του MCP73831 [31].

- Linear Charge Management Controller
- Voltage Regulation Options
- Programmable Charge Current: 15 mA to 500 mA
- Automatic Power-Down
- Thermal Regulation

Ο τρόπος φόρτισης πραγματοποιείται με την μέθοδο CC/CV σταθερού ρεύματος και σταθερής τάσης. Το ρεύμα που επιλέχθηκε για την φόρτιση της εσωτερικής μπαταρίας ορίστηκε στα 100mA. Από την εξίσωση 3.6 που υπάρχει στο φύλλο δεδομένων του κατασκευαστή [31], υπολογίζεται η κατάλληλη αντίσταση που απαιτείται να συνδεθεί. Από τους υπολογισμούς τοποθετήθηκε αντίσταση 10k.

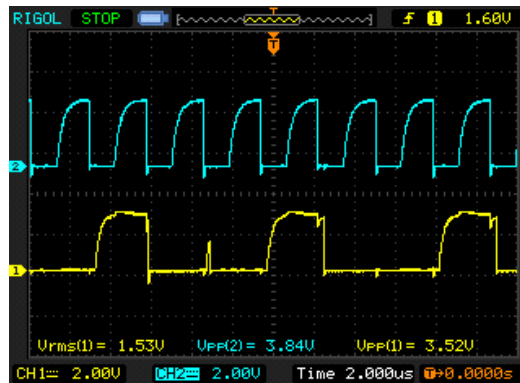
$$I_{REG}(mA) = \frac{1000V}{R_{PROG}(k\Omega)} = \frac{1000V}{10k} = 100mA \quad (3.6)$$



Εικόνα 3.12 Φορτιστής μπαταρίας MCP73831

3.6 Περιφερειακά της συσκευής

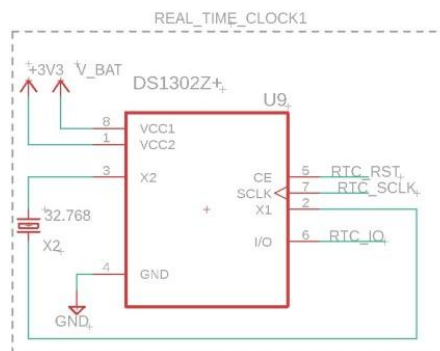
Για την επικοινωνία των αισθητήρων και των περιφερειακών εξαρτημάτων με τον μικροελεγκτή, χρησιμοποιήθηκε το πρωτόκολλο επικοινωνίας I²C. Οι αισθητήρες της θερμοκρασίας του σώματος, των καρδιακών παλμών, των περιβαλλοντολογικών συνθηκών (θερμοκρασία/σχετική υγρασία) και της οθόνης γραφικών είναι συνδεδεμένοι στον ίδιο δίαυλο επικοινωνίας I²C με ορισμένη διαφορετική μοναδική διεύθυνση σε κάθε συσκευή. Τα δεδομένα μεταφέρονται κατά μήκος ενός μόνο καλωδίου SDA και για τον συγχρονισμό όλων όσων βρίσκονται πάνω στην γραμμή υπάρχει το σήμα ρολογιού SCL. Στην εικόνα 3.13 διακρίνονται τα 2 σήματα SDA και SCL μετρημένα με παλμογράφο.



Εικόνα 3.13 Απεικόνιση σημάτων του διαύλου I²C

3.6.1 Ρολόι πραγματικού χρόνου

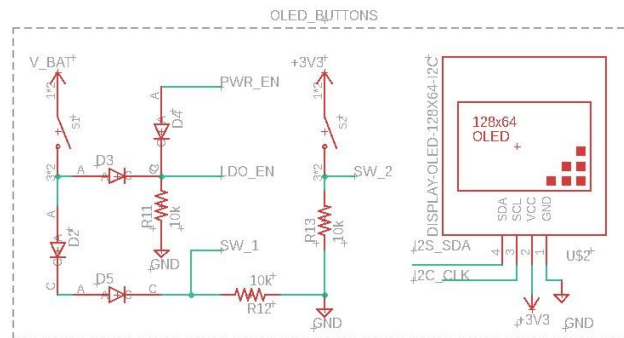
Κατά την διάρκεια των μετρήσεων όλα τα δεδομένα αποθηκεύονται στην κάρτα μνήμης SD και είναι διαθέσιμα προς επεξεργασία με το πρόγραμμα MATLAB, κάτι που θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο. Για την διευκόλυνση στην επεξεργασία των δεδομένων ως προς τον χρόνο και την ημέρα που ελήφθησαν οι μετρήσεις προστέθηκε το ολοκληρωμένο κύκλωμα DS1302 [32]. Είναι ένα κύκλωμα που παρέχει πληροφορίες για την ημερομηνία και την ώρα σε πραγματικό χρόνο μετρώντας δευτερόλεπτα, λεπτά, ώρες, ημέρα, μήνα και έτος. Επικοινωνεί με τον μικροεπεξεργαστή μέσω μιας απλής σειριακής διεπαφής και το ρολόι λειτουργεί είτε σε μορφή 12ωρου είτε 24ωρου με ένδειξη AM/PM. Η σχεδίαση του κυκλώματος έγινε με δεδομένο ότι σε κατάσταση απενεργοποίησης της συσκευής το ρολόι πραγματικού χρόνου συνεχίζει να τροφοδοτείται από την μπαταρία και δεν χάνεται η τρέχουσα ώρα και ημερομηνία σε κάθε εκκίνηση της συσκευής. Στο σχήμα 3.5 διακρίνεται το σχηματικό του με τα απαραίτητα εξωτερικά εξαρτήματα για την λειτουργία του.



Σχήμα 3.5 Σχηματικό διάγραμμα DS1302

3.6.2 Οθόνη γραφικών και πλήκτρα.

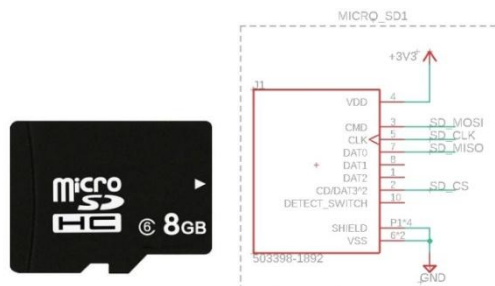
Η οθόνη που διαθέτει η συσκευή είναι τεχνολογίας oled και παρέχει πληροφορίες για την τάση της μπαταρίας, την ημερομηνία και την ώρα αλλά και τις τρέχουσες τιμές από τους αισθητήρες. Υπάρχουν δυο πλήκτρα εξωτερικά προσπελάσιμα από τον χρήστη με σκοπό την παραμετροποίηση των ρυθμίσεων μέσα από το μενού, για παράδειγμα την απενεργοποίηση του Bluetooth ή της οθόνης. Ένα από τα κουμπιά έχει την ιδιότητα εκτός από την πλοήγηση στο μενού, να ενεργοποιεί τη συσκευή όταν αυτή απενεργοποιηθεί από το μενού.



Σχήμα 3.6 Οθόνη και πλήκτρα

3.6.3 Κάρτα SD

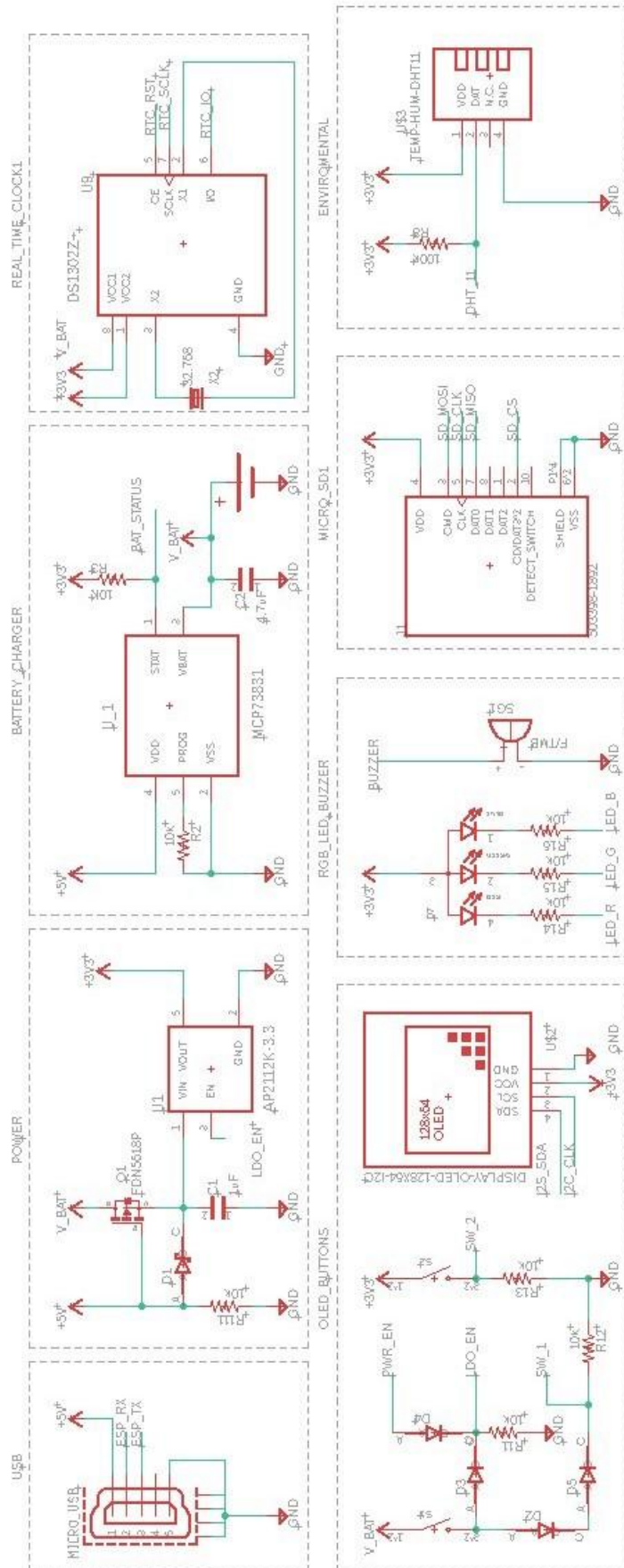
Το τελευταίο και πιο σημαντικό περιφερειακό της συσκευής, είναι αυτό της κάρτας μνήμης SD. Όλες οι μετρήσεις καταγράφονται σε μορφή αρχείου TXT με χρονολογική σειρά. Η ευκολία που προσφέρεται είναι ότι αφαιρώντας την κάρτα και εισάγοντας την στον υπολογιστή μεταφέρονται όλα τα δεδομένα για μια εμπειριστατωμένη ανάλυση και απεικόνιση.



Σχήμα 3.7 Κάρτα SD

3.7 Σχηματικά

Στο πρώτο σχηματικό του ηλεκτρονικού κυκλώματος (σχήμα 3.8) διακρίνεται η μονάδα διαχείρισης της ισχύος που αποτελείται από το LDO και την φόρτιση της μπαταρίας, και όλα τα υπόλοιπα περιφερειακά. Στο δεύτερο σχηματικό (σχήμα 3.8) είναι συγκεντρωμένα όλα τα κυκλωματικά διαγράμματα από τους αισθητήρες της κατασκευής. Όλα σχεδιαστήκαν στο πρόγραμμα EAGLE της Autodesk.



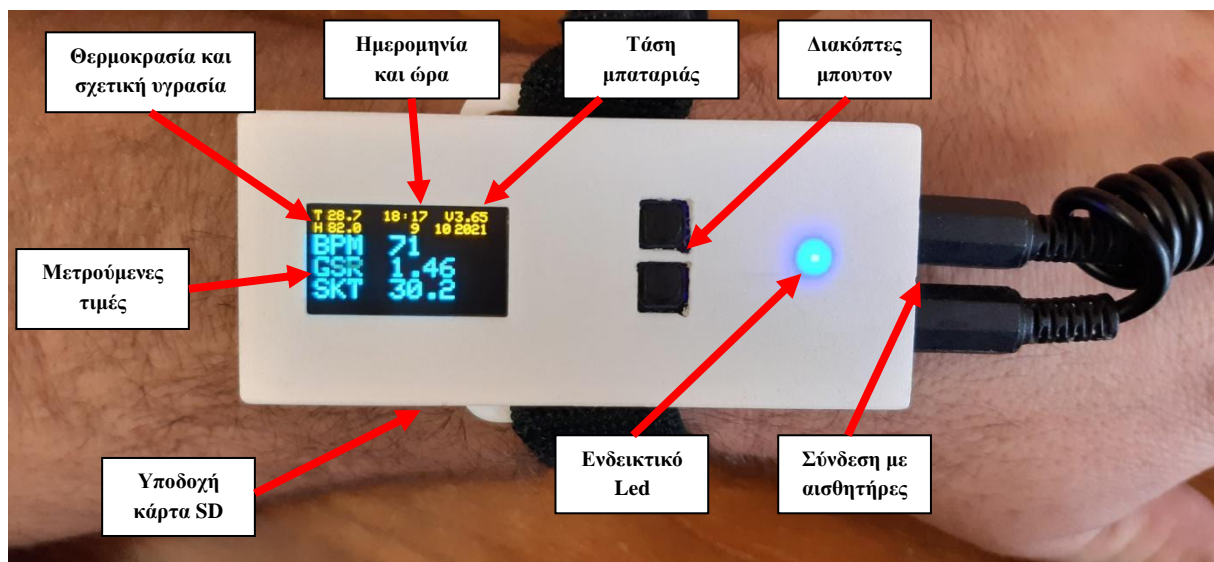
Σχήμα 3.8 Πρώτο σχηματικό ηλεκτρονικού κυκλώματος A

3.8 Ανάλυση της λειτουργίας

Η σχεδίαση και κατασκευή του συστήματος πραγματοποιήθηκε με γνώμονα την ανίχνευση των αλλαγών στα βιοσήματα που παράγει ο ανθρώπινος οργανισμός όταν διέπεται από συναισθηματικό φόρτο, και σαν αποτέλεσμα αυτού είναι η προσπάθεια ποσοτικοποίησης του άγχους.

Όλοι οι άνθρωποι έχουν διαφορετικό ποσοστό εφίδρωσης, θερμοκρασίας και καρδιακού ρυθμού σε κατάσταση ηρεμίας. Τα επίπεδα αγωγιμότητα του δέρματος ποικίλουν από άτομο σε άτομο όταν βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας ή όταν ενεργοποιείται το αυτόνομο νευρικό σύστημα. Οπότε δεν μπορεί να καταστεί δυνατός ο ορισμός των ίδιων επιπέδων τιμών σε καταστάσεις ηρεμίας για όλους τους χρήστες. Για τον παραπάνω λόγο η συσκευή αρχικοποιείται και προσαρμόζεται στα δεδομένα του ατόμου. Αφού η συσκευή τοποθετηθεί στο χέρι και γίνει βέβαιο ότι οι αισθητήρες είναι σωστά τοποθετημένοι, απαιτούνται ελάχιστα λεπτά για να προσαρμοστούν οι αισθητήρες και ενεργοποιείται η συσκευή πατώντας παρατεταμένα το πλήκτρο ενεργοποίησης. Όταν ενεργοποιείται η συσκευή στην οθόνη εμφανίζεται το μήνυμα «ADJUSTMENT WAIT». Από εδώ και περά το εξεταζόμενο άτομο πρέπει να είναι χαλαρό ή να ασχολείται με μια ήπια δραστηριότητα που τον ηρεμεί.

Η παραπάνω διαδικασία είναι μια αυτοματοποιημένη βαθμονόμηση που έχει σχεδιαστεί να εκτελεί η συσκευή πριν από κάθε μέτρηση. Η συσκευή θα πραγματοποιήσει συνολικά 10 δειγματοληπτικές μετρήσεις καταγράφοντας δυο τιμές για κάθε 1 λεπτό. Στο τέλος της διαδικασίας θα υπολογιστεί ο μέσος όρος από όλα τα μετρούμενα μεγέθη. Ο μέσος όρος κάθε τιμής θεωρείται η κατάσταση ηρεμίας – όχι άγχους και καταγράφεται σαν πρώτη καταχώριση στο αρχείο της κάρτας μνήμης. Μόλις τελειώσει η διαδικασία, ηχεί ένας χαρακτηριστικός ήχος και ξεκινά αυτόματα η καταγραφή. Από τα δύο πλήκτρα που υπάρχουν στο πάνω μέρος της συσκευής μπορεί να πραγματοποιηθεί η απενεργοποίησή της ίδιας της συσκευής, της οθόνη και της ασύρματης επικοινωνίας όταν δεν είναι απαραίτητη για την εξοικονόμηση ενέργειας.



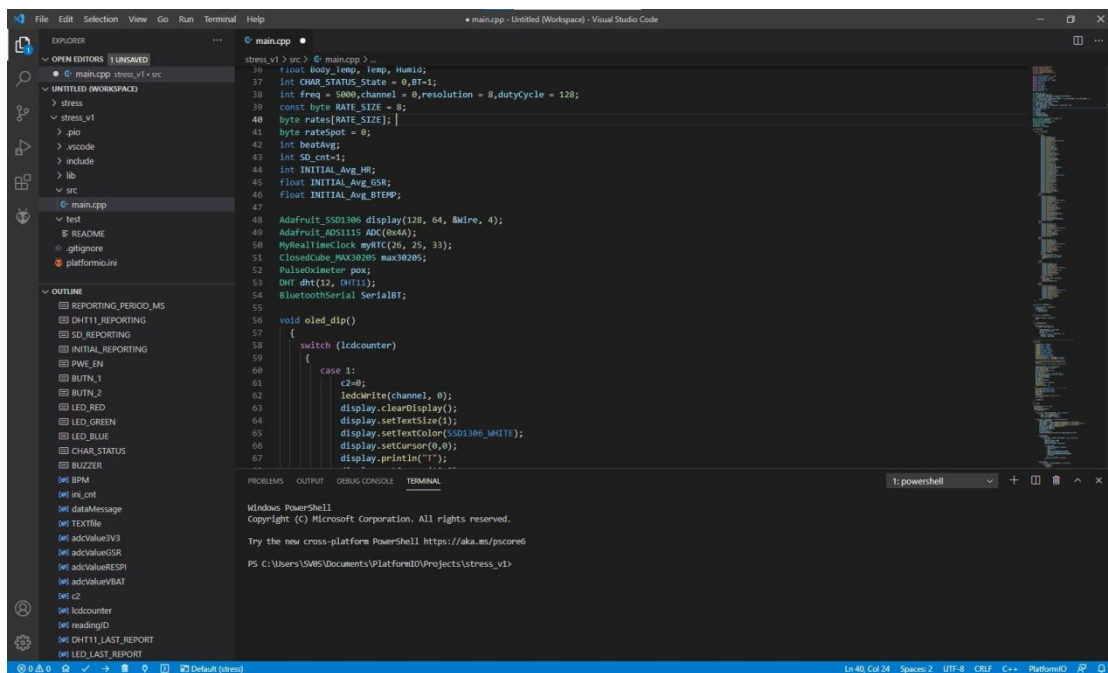
Εικόνα 3.14 Επεξήγηση μερών της συσκευής

Κεφάλαιο 4ο: Λογισμικό - Software

4.1 Visual studio code

Το Visual Studio Code (VS Code) είναι ένα περιβάλλον ανάπτυξης και επεξεργασίας πηγαίου κώδικα από τη Microsoft. Είναι πλούσιο σε λειτουργίες και μπορεί να χρησιμοποιηθεί από διάφορες γλώσσες προγραμματισμού. Δίνει την δυνατότητα προσθήκης extensions που επεκτείνουν τη λειτουργικότητά του σε κάθε επίπεδο. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η προσθήκη PlatformIO για την ανάπτυξη του κώδικα και τον προγραμματισμό του ESP32.

Το PlatformIO είναι ένα cross platform, cross architecture και multi framework επαγγελματικό εργαλείο για μηχανικούς ενσωματωμένων συστημάτων και για προγραμματιστές λογισμικού που υλοποιούν εφαρμογές. Υποστηρίζει επί του παρόντος πάνω από 1000 αναπτυξιακές πλακέτες από κορυφαίους κατασκευαστές [33].



```
RAM: [ = ] 11.5% (used 37600 bytes from 327680 bytes)
Flash: [ ===== ] 71.6% (used 938863 bytes from 1310720 bytes)
esptool.py v3.0
===== [SUCCESS] Took 25.39 seconds =====

Terminal will be reused by tasks, press any key to close it.

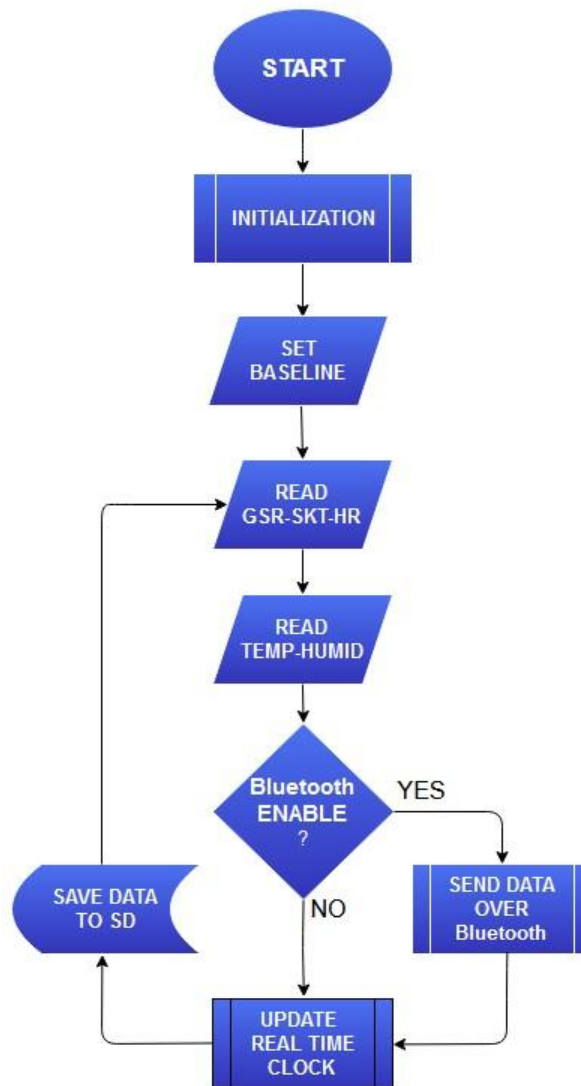
> Executing task in folder stress_v1: C:\Users\SV05\.platformio\penv\Scripts\pio.exe run <

Processing lolin32 (platform: espressif32; board: lolin32; framework: arduino)
```

Εικόνα 4.1 Visual Studio Code

4.2 Διάγραμμα ροής κώδικα ESP32

Στο σχήμα 4.1 απεικονίζεται το διάγραμμα ροής του κώδικα που εκτελείται στον ESP32 και θα περιγράψουμε παρακάτω. Κατά την ενεργοποίηση της συσκευής αρχικοποιούνται οι μεταβλητές και ενεργοποιούνται τα περιφερειακά συστήματα. Η πρώτη εντολή που εκτελεί είναι η διαδικασία της βαθμονόμησης των αρχικών τιμών από τα βιοσήματα. Αφού ολοκληρωθεί η βαθμονόμηση στον χρήστη η συσκευή μπαίνει σε ένα βρόγχο όπου με την σειρά της διαβάζει τις τιμές από τους αισθητήρες GSR, SKT, HR και τις περιβαλλοντικές συνθήκες θερμοκρασίας και σχετικής υγρασίας. Στο επόμενο βήμα εφόσον είναι ενεργοποιημένη η επιλογή Bluetooth από το μενού, θα γίνεται αποστολή των δεδομένων στην απομακρυσμένη συνδεδεμένη συσκευή που είναι ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής που εκτελεί το πρόγραμμα MATLAB για απεικόνιση και ανάλυση σε πραγματικό χρόνο. Τέλος η τρέχουσα ημερομηνία και ώρα του RTC ανανεώνεται σε επίπεδο δευτερόλεπτων και όλα μαζί καταγράφονται με χρονολογική σειρά και αύξοντα αριθμό δειγμάτων στην κάρτα μνήμης SD.

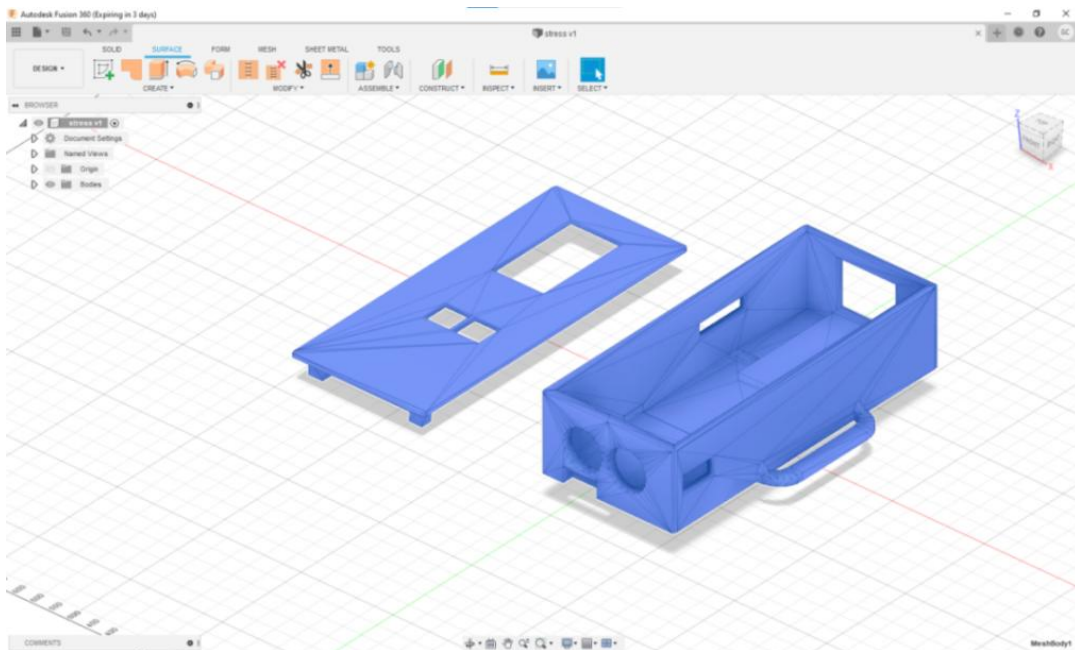


Σχήμα 4.1 Διάγραμμα ροής κώδικα Esp32

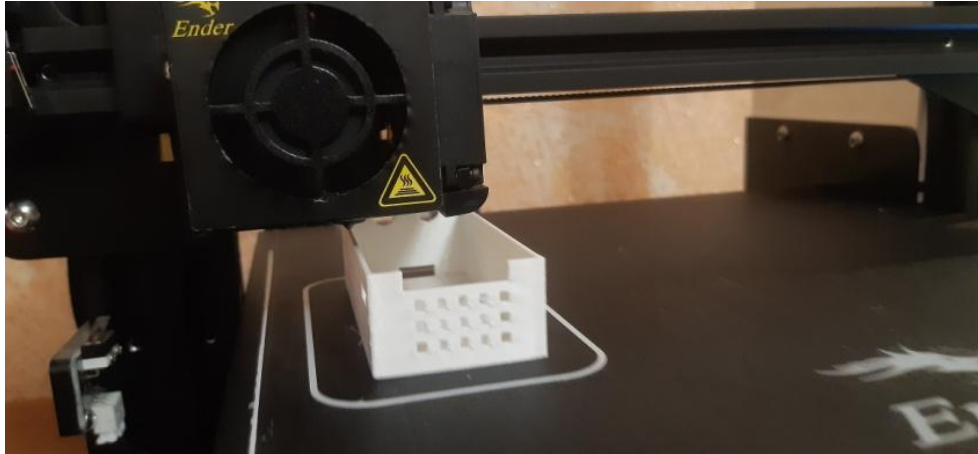
4.3 Σχεδίαση και εκτύπωση κυτίου

Η διαδικασία ανάπτυξης του συστήματος μέχρι και την επίτευξη του τελικού αποτελέσματος απασχόλησε το μεγαλύτερο μέρος της χρονικής διάρκειας της παρούσας εργασίας. Αφού διαπιστώθηκε η ορθή λειτουργία του προτεινόμενου συστήματος μετά από το πέρας δοκιμών το τελικό κύκλωμα τοποθετήθηκε σε κυτίο. Το κυτίο θα πρέπει να είναι λειτουργικό χωρίς να περιορίζει σημαντικά την ελευθερία των χεριών. Σχεδιαστήκαν δύο εκδοχές της κατασκευής με τη μόνη διαφορά να βρίσκεται στην χωρητικότητα και στο σχήμα της εσωτερικής μπαταρίας, κάτι που στην δεύτερη εκδοχή βοήθησε στο να μικρύνει το συνολικό μέγεθος της σε ύψος και μήκος κατά 30%.

Επίσης σχεδιάστηκε και η βάση για τούς αισθητήρες καρδιακών παλμών HR και θερμοκρασίας SKT. Η βάση προσαρμόζεται στο δάχτυλο και συγκρατείται με αυτοκόλλητη ταινία velcro. Η σχεδίαση των δυο τμημάτων υλοποιήθηκε στο πρόγραμμα Fusion 360 και η εκτύπωση έγινε σε 3D εκτυπωτή Ender 3 Pro με υλικό PLA.



Εικόνα 4.2 Σχεδίαση κυτίου στο Fusion 360



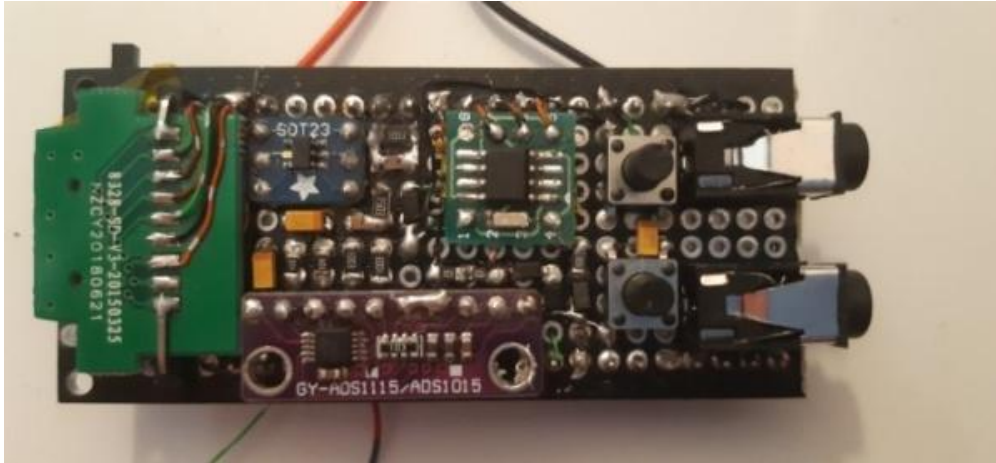
Εικόνα 4.3 Εκτύπωση κυτίου σε 3D Printer

4.4 Εικόνες της κατασκευής

Η πορεία της κατασκευής και δοκιμής του κυκλώματος στα πρώτα στάδια έγινε με τη βοήθεια ράστερ. Όλο το κύκλωμα με τα περιφερειακά του υποσυστήματα αρχικά υλοποιήθηκε πάνω σε ράστερ ώστε να είναι εύκολη η δοκιμή της λειτουργίας του. Στην πορεία των δοκιμών αναπτύχθηκαν δυο εκδοχές της κεντρικής συσκευής. Και στις δυο περιπτώσεις το κύκλωμα είναι ίδιο και συναρμολογήθηκε πάνω σε διάτρητη πλακέτα δόκιμων και όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν είναι SMT τεχνολογίας. Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζονται διάφορες φωτογραφίες από την τελική κατασκευή.



Εικόνα 4.4 Η δυο εκδόσεις της κατασκευής



Εικόνα 4.5 Εσωτερική απεικόνιση



Εικόνα 4.6 Τρόπος τοποθέτησης συσκευής



Εικόνα 4.7 Σύνδεση με τους αισθητήρες



Εικόνα 4.8 Τοποθέτηση κάρτας SD

Κεφάλαιο 5ο: Επεξεργασία και ανάλυση δεδομένων

5.1 Περιγραφή της δοκιμασίας του άγχους

Σε όλα τα στάδια ανάπτυξης πραγματοποιήθηκαν αρκετές δοκιμαστικές μετρήσεις για να προσδιοριστεί αν τα δεδομένα είναι αξιοποιήσιμα για περαιτέρω ανάλυση. Από τις πρώτες μετρήσεις παρατηρήθηκε ότι η συσκευή καταγράφει τα βιοσήματα και μπορεί και ανιχνεύει τις μεταβολές σε ικανοποιητικό επίπεδο. Για την απόκτηση αρκετών δεδομένων έτσι ώστε να μπορούν να εξαχθούν και κάποια πρώτα συμπεράσματα θα πρέπει οι δοκιμασίες και οι καταγραφές να πραγματοποιηθούν σε συμμετέχοντες. Χωρίς την εθελοντική συμμετοχή θα ήταν σχεδόν αδύνατη η απόκτηση των πολύτιμων δεδομένων.

Πριν ξεκινήσει οποιαδήποτε δοκιμασία ο κάθε συμμετέχον ενημερώθηκε σχετικά με την διαδικασία του τεστ και τον τρόπο καταγραφής των δεδομένων. Στο τέλος της ενημέρωσης και αφού καταστεί κατανοητή η διαδικασία κάθε συμμετέχον υπογράφει ένα έγγραφο συναίνεσης ότι τα δεδομένα του που θα καταγράφουν θα χρησιμοποιηθούν ανώνυμα και αποκλειστικά και μόνο για στατιστικούς σκοπούς του πειράματος και της διπλωματικής εργασίας.

Ο κάθε εξεταζόμενος θα πρέπει να αντιμετωπίσει μια κατάσταση στρες ή άγχους, και για τον λόγο αυτό πριν ξεκινήσει η διαδικασία του τεστ γίνεται μια μικρής διάρκειας συνέντευξη ώστε να καταγραφούν κάποια βασικά ατομικά χαρακτηριστικά του εξεταζόμενου. Για παράδειγμα ποιο γεγονός είναι αυτό που τον ηρεμεί και ποιο είναι το βασικό χαρακτηριστικό που τον κάνει να νιώθει έντονη συναισθηματική φόρτιση. Παρακάτω περιγράφονται τα βήματα του τεστ:

- Το πρώτο και σημαντικότερο που πρέπει να γίνει είναι να προσαρμοστούν σωστά τα ηλεκτρόδια με τους αισθητήρες και να τοποθετηθεί η συσκευή στο χέρι του εξεταζόμενου. Δεν πρέπει να είναι τοποθετημένα πολύ σφιχτά στα δάχτυλα αλλά ούτε και χαλαρά, καθώς αυτό μπορεί να επιφέρει μείωση στην ποιότητα και την ακρίβεια των σημάτων.
- Αφού ενεργοποιηθεί η συσκευή ο εξεταζόμενος πρέπει να έρθει σε απολυτή ηρεμία ακούγοντας χαλαρωτική μουσική ή κάνοντας αυτό που τον ηρεμεί για διάστημα 5 λεπτών. Με την διαδικασία αυτή θα καταγραφούν οι τρέχουσες βασικές τιμές (baselines) των βιοσημάτων σε κατάσταση ηρεμίας.
- Σε αυτό το βήμα θα επιχειρήσουμε να φέρουμε τον εξεταζόμενο σε κατάσταση άγχους φέρνοντας τον αντιμέτωπο με το αντικείμενο ή την συνθήκη που του προκαλεί άγχος .
- Η παραπάνω διαδικασία είναι σύντομη και κρατάει μερικά δευτερόλεπτα καταγράφοντας την μεταβολή των σημάτων.
- Το τελευταίο βήμα αποτελεί την επαναφορά του εξεταζόμενου σε κατάσταση ηρεμίας.

5.2 Επεξεργασία δεδομένων στο MATLAB

Το MATLAB είναι ένα ολοκληρωμένο μαθηματικό περιβάλλον προγραμματισμού για την επίλυση μαθηματικών υπολογισμών και ανάλυσης δεδομένων αλλά και πιο σύνθετων λειτουργιών πάνω στην ανάπτυξη αλγορίθμων και την δημιουργία μοντέλων. Χρησιμοποιώντας την υπολογιστική δύναμη ενός σύγχρονου υπολογιστή, συλλέγουμε τα δεδομένα και τα υποβάλλουμε προς επεξεργασία για να καταστούν αξιοποιήσιμα μέσω ανάλυσης. Υλοποιήθηκε κώδικας που αξιοποιεί το MATLAB με δύο διαφορετικές διαδικασίες που περιγράφονται παρακάτω.

- Στην πρώτη περίπτωση όπως διακρίνεται στο σχήμα 5.1 περιγράφεται η διαδικασία όπου ο μικροελεγκτής θα αποθηκεύσει τα δεδομένα στη κάρτα και σε δεύτερο χρόνο θα εισαχθούν χειροκίνητα τα δεδομένα στο MATLAB για να τα διαβάσει.



Σχήμα 5.1 Επικοινωνίας απλής μορφής

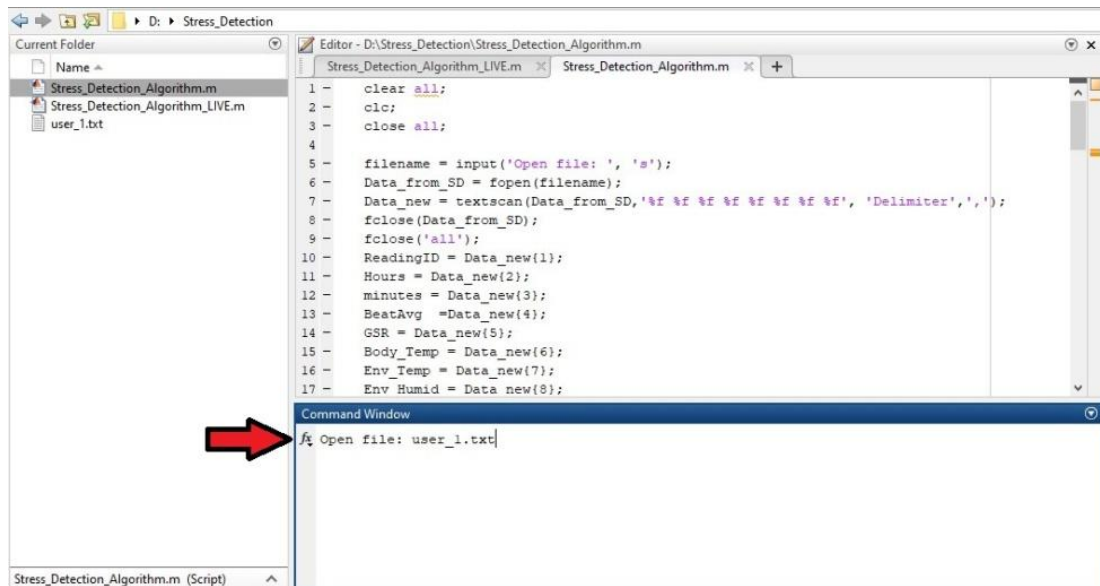
- Στην δεύτερη περίπτωση στο σχήμα 5.2 έχουμε την δυνατότητα της απεικόνισης και επεξεργασίας των δεδομένων σε πραγματικό χρόνο αξιοποιώντας την ασύρματη τεχνολογία του Bluetooth. Όταν εκτελείται το MATLAB συνδέεται μέσω Bluetooth και απεικονίζει σε πραγματικό χρόνο μόνο τα μετρούμενα μεγέθη σε γραφικές παραστάσεις. Αυτό θα μπορεί να βοηθήσει τον ερευνητή να έχει μια ξεκάθαρη εικόνα του εξεταζόμενου χρήστη ώστε να υποβάλει τις κατάλληλες ερωτήσεις και τις δοκιμασίες όταν αυτός το κρίνει απαραίτητο. Σε όλη την παραπάνω διαδικασία γίνεται ταυτόχρονα και η εγγραφή στην κάρτα SD για διασφάλιση των δεδομένων σε περίπτωση αστοχίας. Έχει γίνει υλοποίηση σε επίπεδο κώδικα για αποστολή των δεδομένων και σε συσκευή Android αλλά δεν έχει ολοκληρωθεί και δοκιμαστεί επαρκώς για να ενσωματωθεί, και μεταφέρετε στις μελλοντικές επεκτάσεις.



Σχήμα 5.2 Επικοινωνίας σε πραγματικό χρόνο

Όλα τα δεδομένα όπως αναφέραμε σε προηγούμενο κεφάλαιο αποθηκεύονται σε εξωτερική αφαιρούμενη κάρτα μνήμης SD σε αρχείο της μορφής κειμένου με κατάληξη TXT. Το πλεονέκτημα είναι ότι σε κάθε νέα διαδικασία καταγραφής που θα ξεκινήσει η συσκευή, δεν διαγράφει τυχόν προγενέστερες καταγραφές αλλά συνεχίζει να συμπληρώνει στο ίδιο αρχείο έχοντας μηδενίσει τον αύξοντα αριθμό των καταχωρίσεων και αλλάζοντας την ημερομηνία και την ώρα.

Το αρχείο μεταφέρεται στον τρέχοντα φάκελο του MATLAB μαζί με τα υπόλοιπα αρχεία του προγράμματος για να μπορέσουμε να τα εισάγουμε με αυτοματοποιημένο τρόπο. Η διαδικασία αναγνώρισης των τιμών για κάθε ένα στοιχείο γίνεται αυτόματα από το πρόγραμμα. Τα δεδομένα αποθηκεύονται στην κάρτα SD με συγκεκριμένη διαμόρφωση την όποιο το MATLAB αναγνωρίζει προγραμματιστικά και μετέπειτα χωρίζει τα στοιχεία σε διαφορετικούς πίνακες. Κατά την εκτέλεση του προγράμματος στο Command Window θα ζητηθεί η εισαγωγή του ονόματος του αρχείου προς ανάλυση (Εικόνα 5.1).

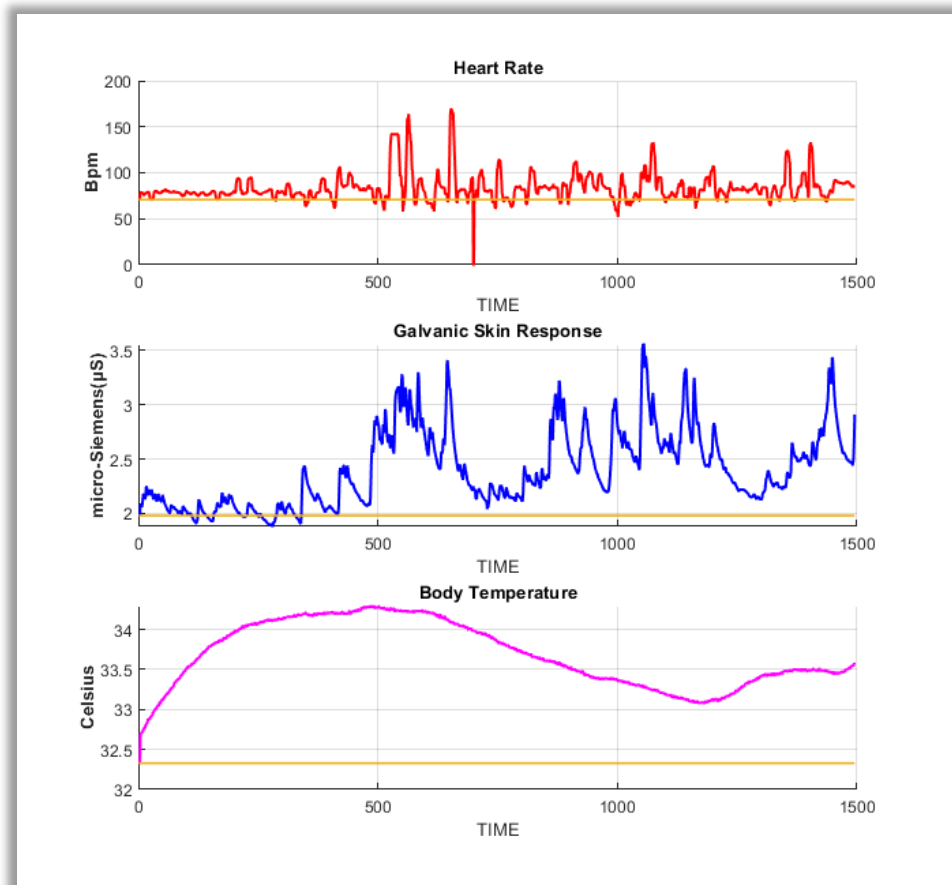


Εικόνα 5.1 Περιβάλλον Matlab

Παρακάτω περιγράφονται αναλυτικά τα βήματα που εκτελεί ο κώδικας στο MATLAB και η επεξήγηση των διαγραμμάτων από τα αποτελέσματα.

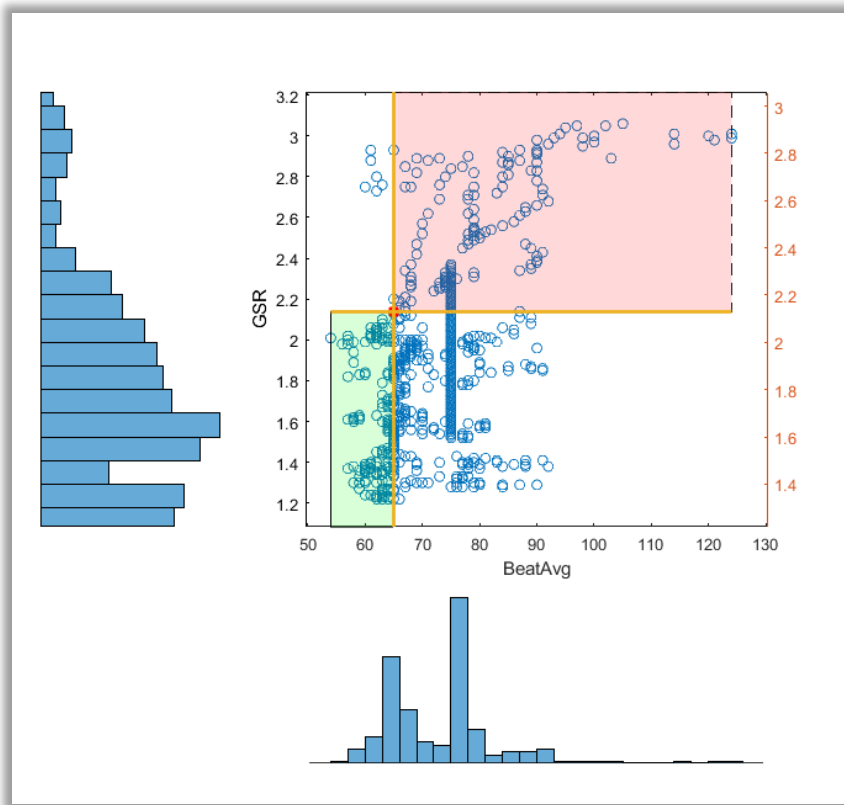
- Κατά την εκτέλεση του κώδικα το πρόγραμμα περιμένει την ονομαστική εισαγωγή του προς ανάλυση αρχείου.
- Αναγνωρίζονται αυτόματα τα μορφοποιημένα δεδομένα από το αρχείο κειμένου και χωρίζονται σε ξεχωριστούς πίνακες διπλής ακρίβειας.
- Αποθηκεύει σε ξεχωριστές μεταβλητές την πρώτη αριθμητική καταχώριση από τους πίνακες των βιοσημάτων.

- Στη πρώτη από τις συνολικά δυο γραφικές παραστάσεις που παράγονται απεικονίζονται τα εξής σήματα όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.2: Με κόκκινο χρώμα είναι ο καρδιακός παλμός, με μπλε η γαλβανική απόκριση του δέρματος και με μοβ χρώμα η θερμοκρασία των δαχτύλων. Και τα τρία σήματα είναι τοποθετημένα το ένα κάτω από το άλλο και συγχρονισμένα ως προς τον χρόνο λήψης. Σε κάθε μια από τις γραφικές παραστάσεις υπάρχει μια κίτρινη γραμμή σχεδιασμένη κατά μήκος η οποία δηλώνει την αρχική τιμή του σήματος όταν ο εξεταζόμενος ήταν σε χαλαρή κατάσταση μη άγχους.



Εικόνα 5.2 Δείγμα πρώτης γραφικής απεικόνιση.

- Στην εικόνα 5.3 απεικονίζεται η δεύτερη γραφική παράσταση που παράγει το πρόγραμμα όπου δημιουργεί ένα διάγραμμα διασποράς και δύο ιστογράμματα που απεικονίζουν τη σχέση μεταξύ της γαλβανική απόκρισης και του καρδιακού ρυθμού. Και εδώ υπάρχουν δυο κίτρινες γραμμές με τις αρχικές τιμές και το σημείο που τέμνονται ξεχωρίζει με μια κόκκινη βούλα. Οι κίτρινες γραμμές χωρίζουν το διάγραμμα σε 4 τεταρτημόρια. Τα σημεία που βρίσκονται στην περιοχή με το πράσινο χρώμα θεωρούνται ότι είναι σε χαλαρή κατάσταση και όσα σημεία βρίσκονται στην κόκκινη περιοχή υποδεικνύουν ότι υπάρχει κάποιου είδους συναισθηματική διέγερση δηλαδή ταυτόχρονη αύξηση της εφίδρωσης και της συχνότητας του καρδιακού παλμού. Τα ιστογράμματα αριστερά και κάτω της γραφικής παράστασης απεικονίζουν την συχνότητα εμφάνισης των τιμών στους αντιστοίχους άξονες. Τέλος για τα υπόλοιπα δυο λευκά τεταρτημόρια μπορεί να ειπωθεί ότι σε εκείνες τις περιοχές το άτομο βρίσκεται σε ήπια δραστηριότητα.



Εικόνα 5.3 Δείγμα συσχέτισης βιοσημάτων.

5.3 Αποτελέσματα πειραμάτων

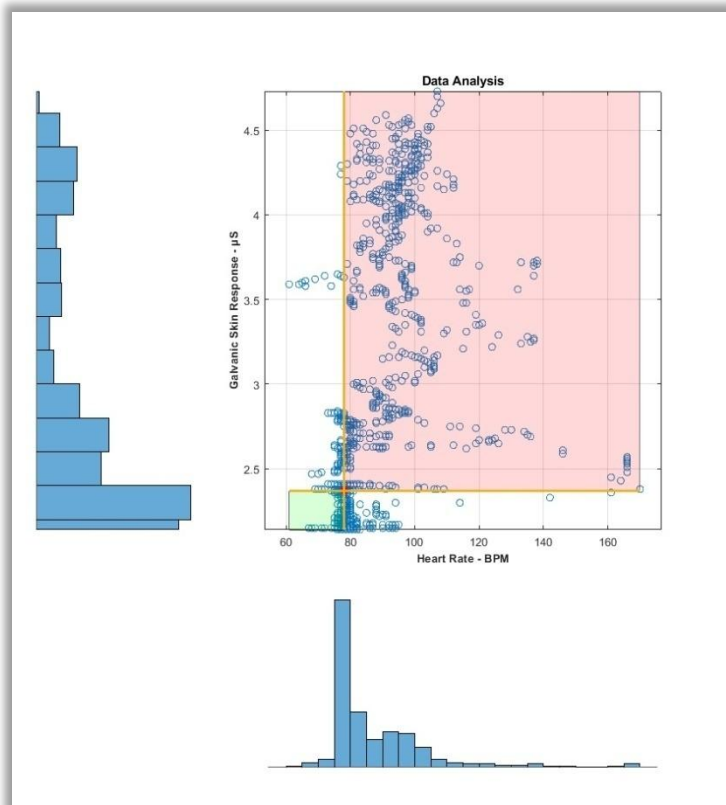
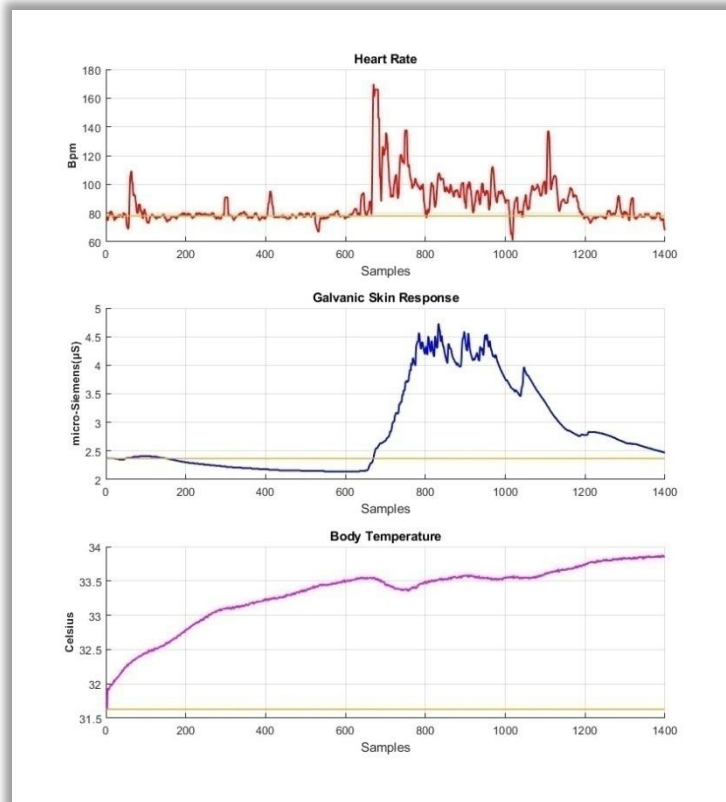
Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των πειραμάτων. Κάποια από τα αποτελέσματα δεν συμπεριλαμβάνονται λόγω λανθασμένης καταγραφής από τη μη σωστή τοποθέτηση των αισθητήρων. Ακολουθούν γραφικές παραστάσεις που πρόέκυψαν μετά από οπτική ανάλυση των δεδομένων. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι τα δεδομένα των βιοσημάτων δεν έχουν υποστεί καμιά επεξεργασία και απεικονίζονται όπως ακριβώς έχουν καταγραφεί από την συσκευή κατά την διάρκεια του τεστ.

Για τα παρακάτω αποτελέσματα από τις διαδικασίες δόκιμης αναφέρεται η κατάσταση του ατόμου που εξεταζόταν. Όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 5.1 η διαδικασία του πειράματος ήταν ίδια. Στις παρακάτω δοκιμές πραγματοποιήθηκε μέτρηση και για αλλά γεγονότα χωρίς την πρόκληση στρες ή άγχους. Δηλαδή καταγράφηκε άπλα η δραστηριότητα του εξεταζομένου άτομο σε κάποια απασχόληση .

- Στο 1^ο πείραμα το εξεταζόμενο άτομο στην αρχή της δοκιμασία βρισκόταν σε κατάσταση ηρεμίας παρακολουθώντας ένα κινηματογραφικό έργο. Από τα αποτελέσματα παρατηρούμε στο δείγμα 630 ταυτόχρονη αύξηση του GSR και του HR όταν το άτομο αγχώθηκε.

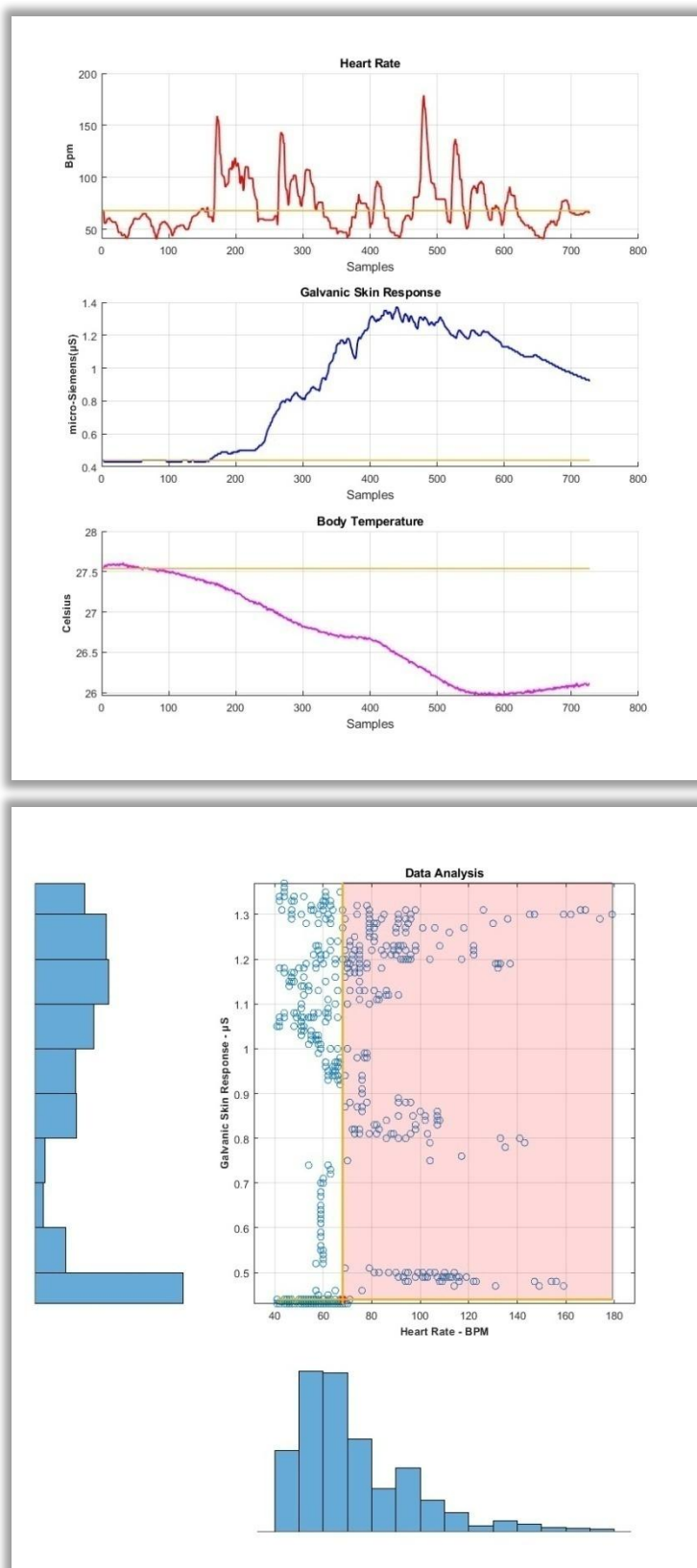
- Στο 2° πείραμα το εξεταζόμενο άτομο μετά την καταγραφή των αρχικών τιμών βρισκόταν σε κατάσταση ήπιας δραστηριότητας. Στο σημείο 100 των δειγμάτων προκλήθηκε ηθελημένα με τεχνητό τρόπο αναστάτωση. Και εδώ παρατηρούμε ταυτόχρονη αύξηση του GSR και του HR.
- Στο 3° πείραμα το άτομο βρισκόταν σε ήρεμη κατάσταση παρακολουθώντας ένα αγαπημένο πρόγραμμα στην τηλεόραση. Και σε αυτή την περίπτωση προκλήθηκε με τεχνητό τρόπο αναστάτωση με στρεσογόνο παράγοντα. Από τα δεδομένα στο σημείο 500 των δειγμάτων παρατηρούμε μια πρώτη απόκριση στα ερεθίσματα που φανερώνει ανησυχία, και στο σημείο 850 την κορύφωση του γεγονότος.
- Στο 4° πείραμα του συστήματος το άτομο βρίσκονταν σε ήπια δραστηριότητα. Κατά την διάρκεια της καταγραφής πραγματοποιήθηκαν συνολικά 2 προσπάθειες να προκληθεί στρες στο εξεταζόμενο άτομο. Δεν παρουσίασε αξιοσημείωτα σημάδια στρες παρόλο που πραγματοποιήθηκε προσπάθεια για το αντίθετο.
- Σε μερικές δοκιμές του συστήματος δεν προκλήθηκε στρες στα εξεταζόμενα άτομα. Σκοπός ήταν η καταγραφή των βιοσημάτων σε ήπια απασχόληση. Στο 5° πείραμα το εξεταζόμενο άτομο παρέμεινε σε κατάσταση ηρεμίας σε όλη την διάρκεια του πειράματος. Στο διάγραμμα διασποράς διακρίνονται αρκετά δεδομένα να βρίσκονται εκτός κόκκινης περιοχής.
- Στο 6° πείραμα καταγράφηκε η δραστηριότητα ενός ατόμου κατά την χρήση διαδικτυακού ηλεκτρονικού παιχνιδιού σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Παρατηρούνται αρκετές διακυμάνσεις του GSR.
- Στο 7° πείραμα η συσκευή τοποθετήθηκε πριν την διαδικασία του ύπνου με σκοπό την καταγραφή της δραστηριότητας. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων το εξεταζόμενο άτομο μετά από κάποια λεπτά μεταβαίνει σε κατάσταση ύπνου. Από τα αποτελέσματα παρατηρείτε σταθερός καρδιακός παλμός και σχεδόν σταθερή η δραστηριότητα του GSR.
- Στο 8° πείραμα η συσκευή κατέγραψε την δραστηριότητα ενός ατόμου που ήταν εν αναμονή ενός αποτελέσματος. Στα μετρούμενα δεδομένα παραιτήθηκε το ίδιο μοτίβο μεταβολής, δηλαδή ταυτόχρονη αύξηση των GSR και HR και οριακή μείωση του SKT.
- Στο 9° πείραμα καταγράφηκε η δραστηριότητα ενός ατόμου σε διαδικασία οδήγησης σε αντίξοες καιρικές συνθήκες. Η καταγραφή πραγματοποιήθηκε κατά την πρωινή μετακίνηση στην εργασία και επικρατούσε ομίχλη με έντονη βροχόπτωση. Από τα αποτελέσματα βλέπουμε αρκετές μεταβολές στον καρδιακό ρυθμό HR και σταθερή αυξητική μεταβολή του GSR. σε αυτό το πείραμα παρατηρήθηκε ότι η θερμοκρασία SKT έχει τον ίδιο ρυθμό μεταβολής με του GSR .
- Στο 10° πείραμα το εξεταζόμενο άτομο βρισκόταν στην αρχή της διαδικασίας του ύπνου και προκλήθηκε αναστάτωση.

5.3.1 1^ο πείραμα



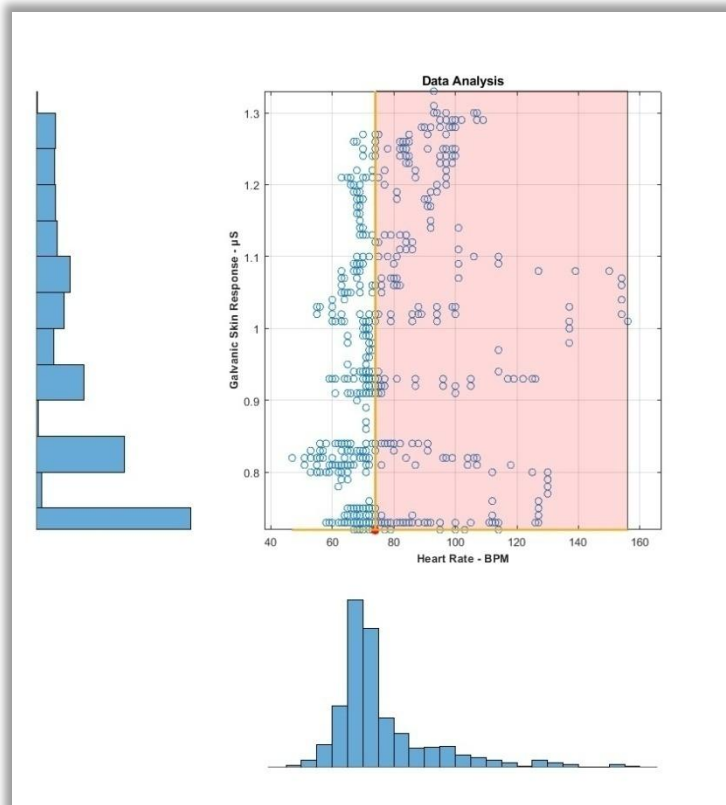
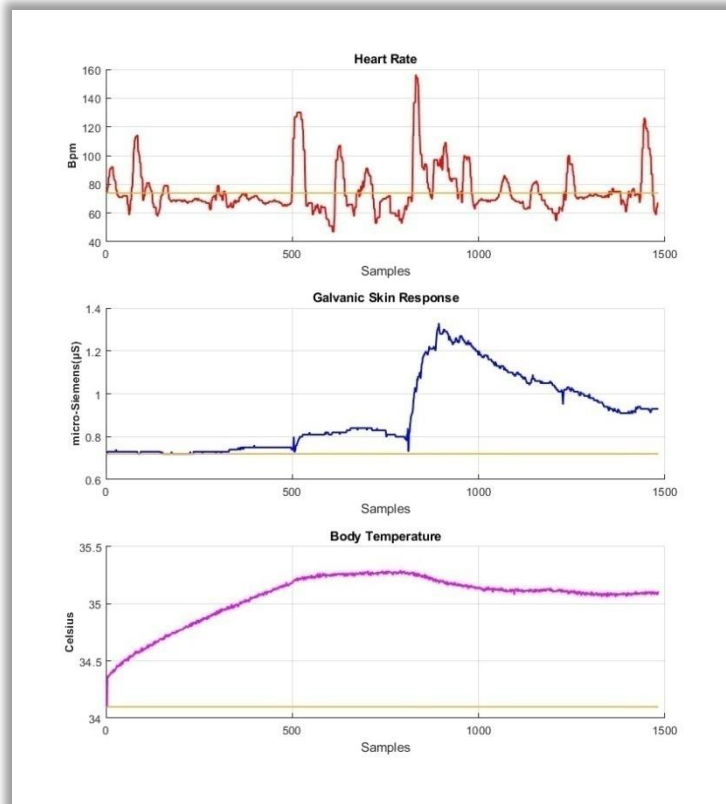
Εικόνα 5.4 Γραφικής απεικόνιση 1^{ου} πειράματος

5.3.2 2^ο πείραμα



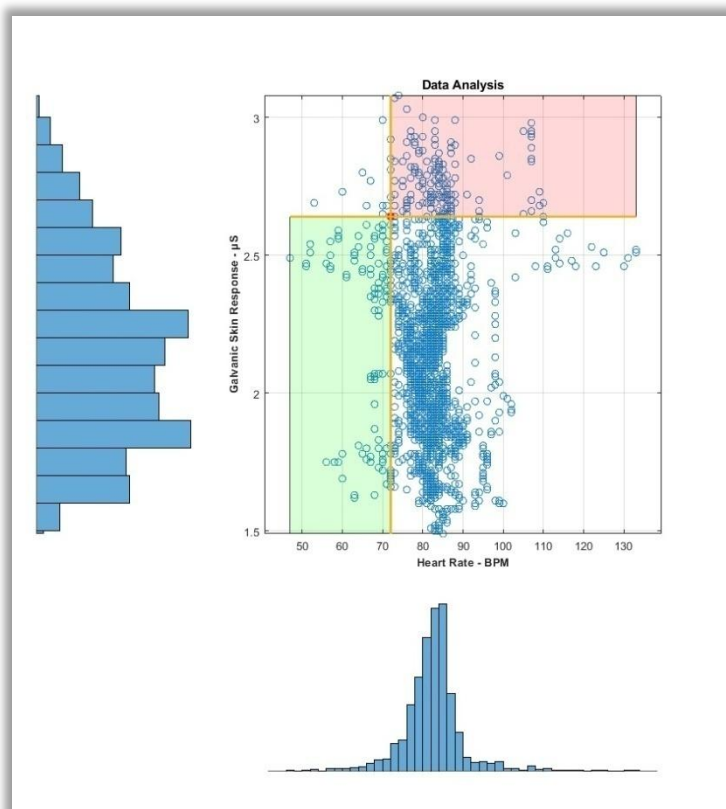
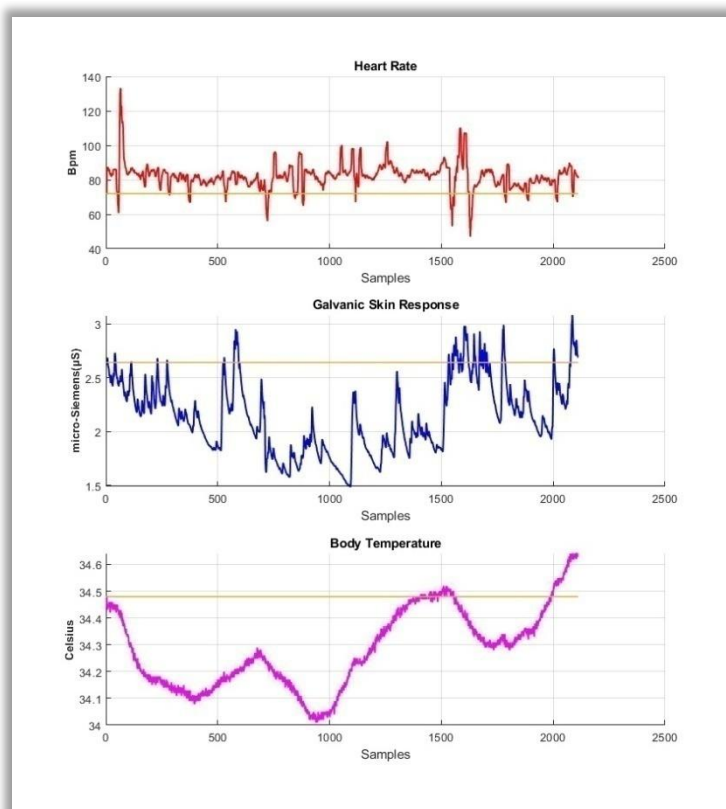
Εικόνα 5.5 Γραφικής απεικόνιση 2^{ου} πειράματος

5.3.3 3^ο πείραμα



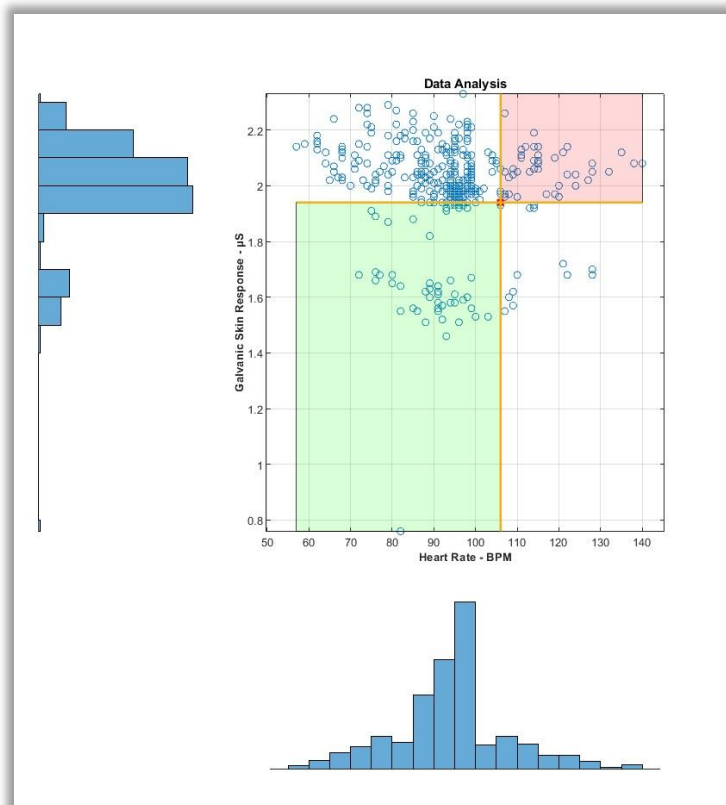
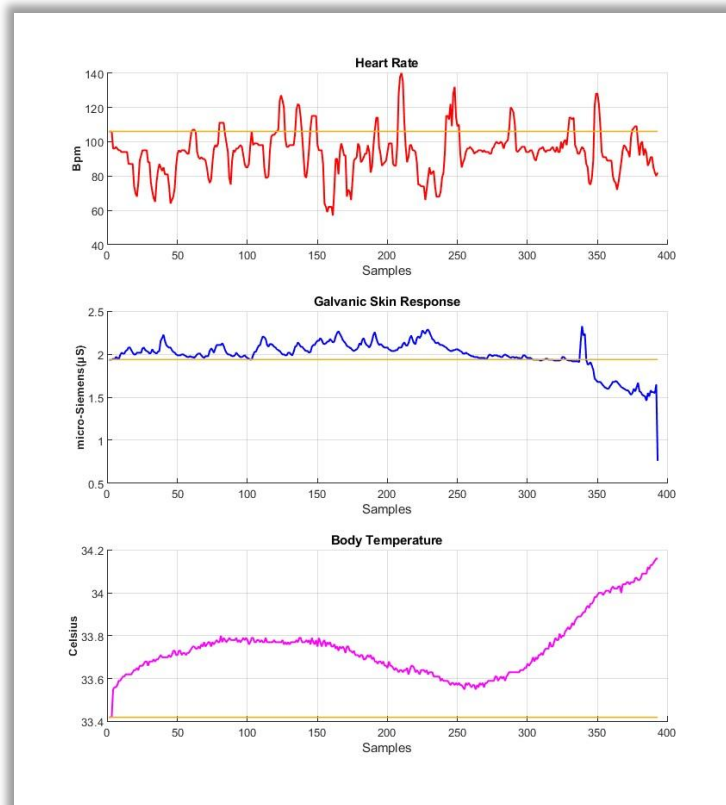
Εικόνα 5.6 Γραφικής απεικόνιση 3^{ου} πειράματος

5.3.4 4^ο πείραμα



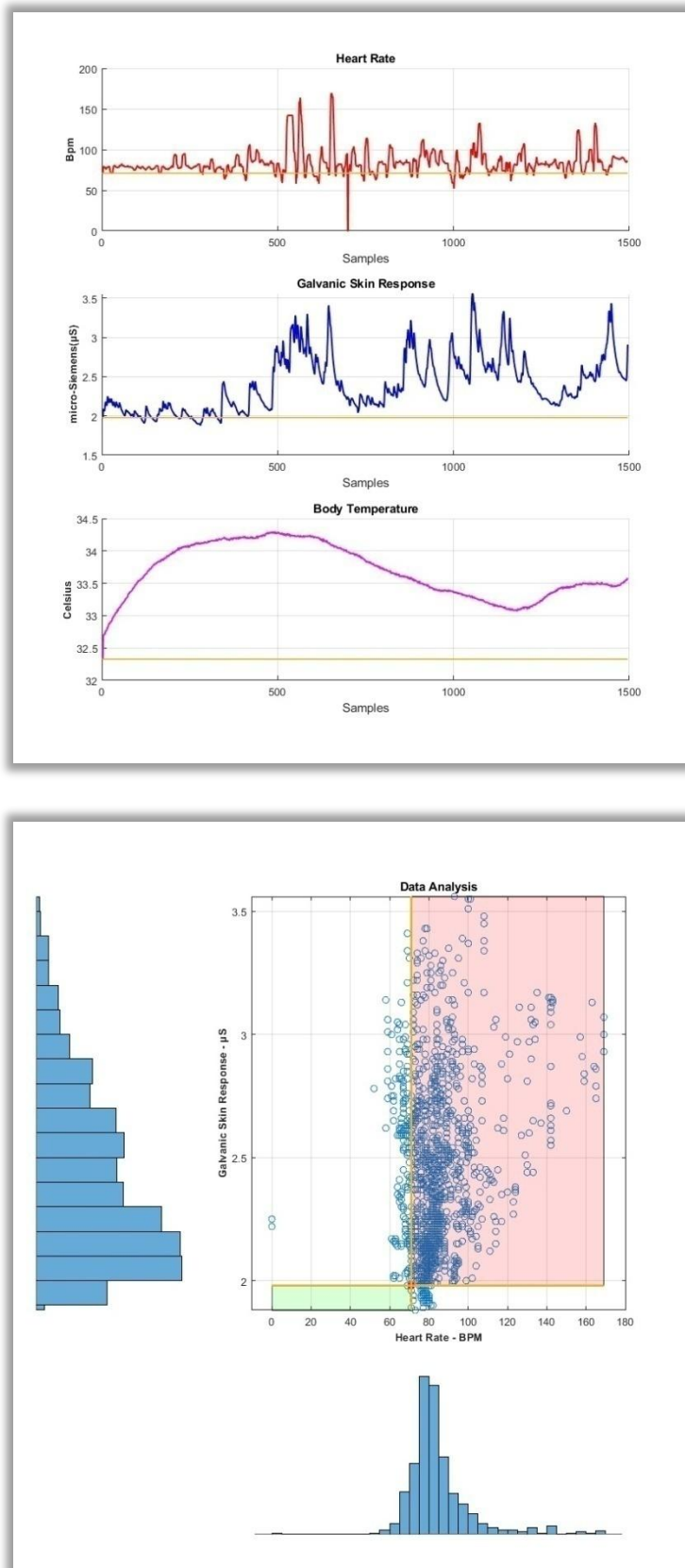
Εικόνα 5.7 Γραφικής απεικόνιση 4^{ου} πειράματος

5.3.5 5^ο πείραμα



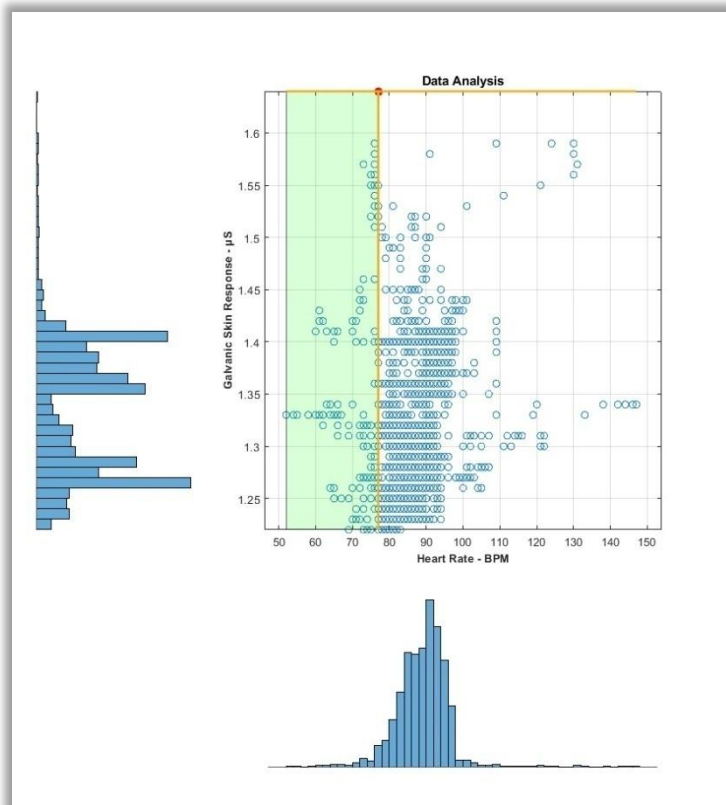
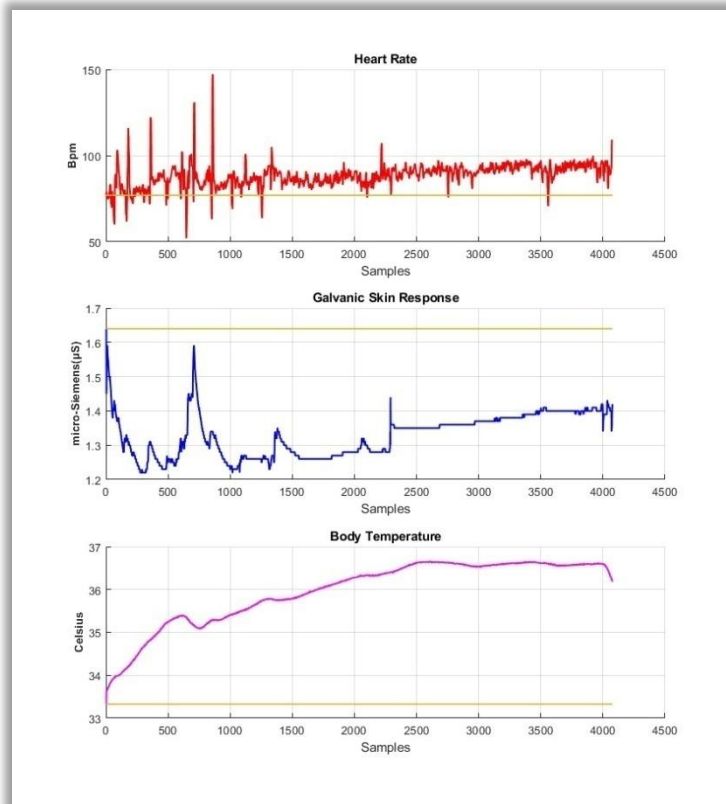
Εικόνα 5.8 Γραφικής απεικόνιση 5^{ου} πειράματος

5.3.6 6° πείραμα



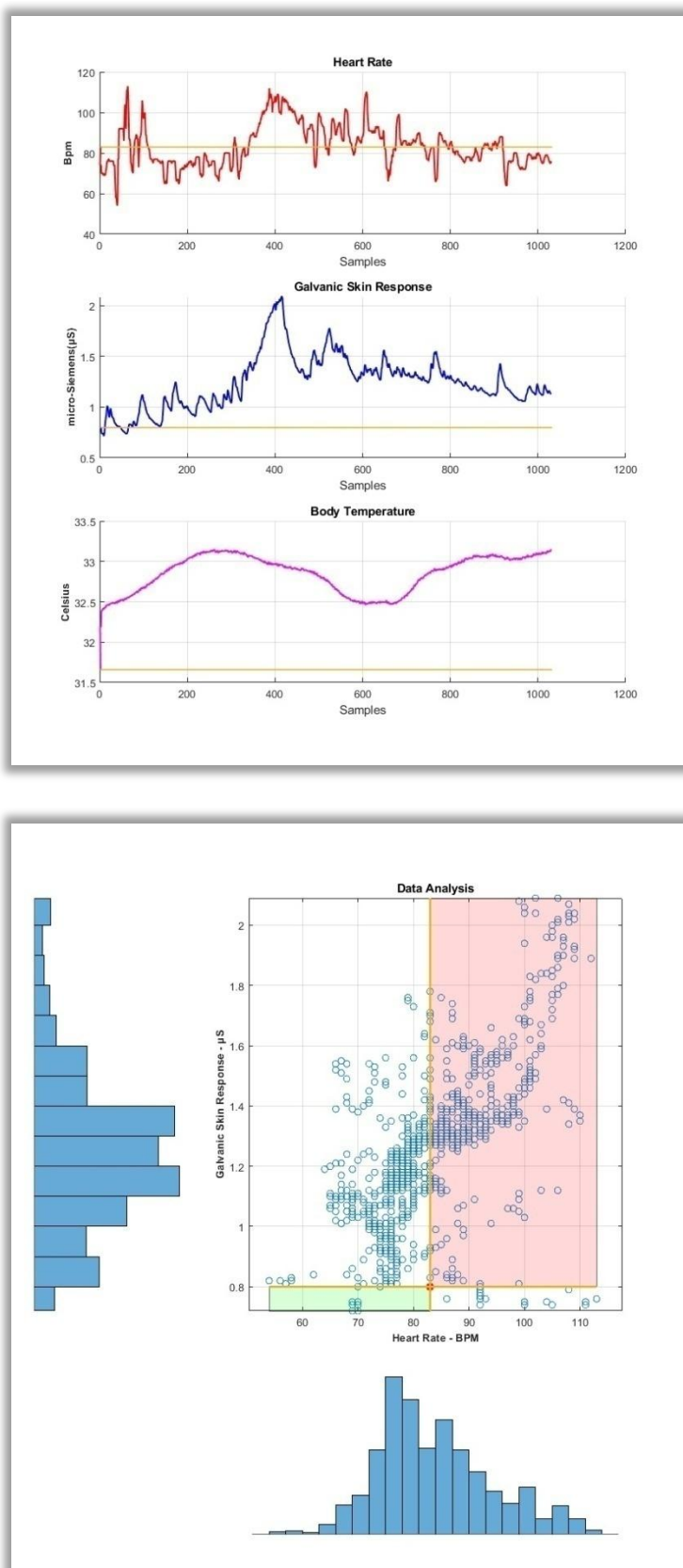
Εικόνα 5.9 Γραφικής απεικόνιση 6^{ου} πειράματος

5.3.7 7^ο πείραμα



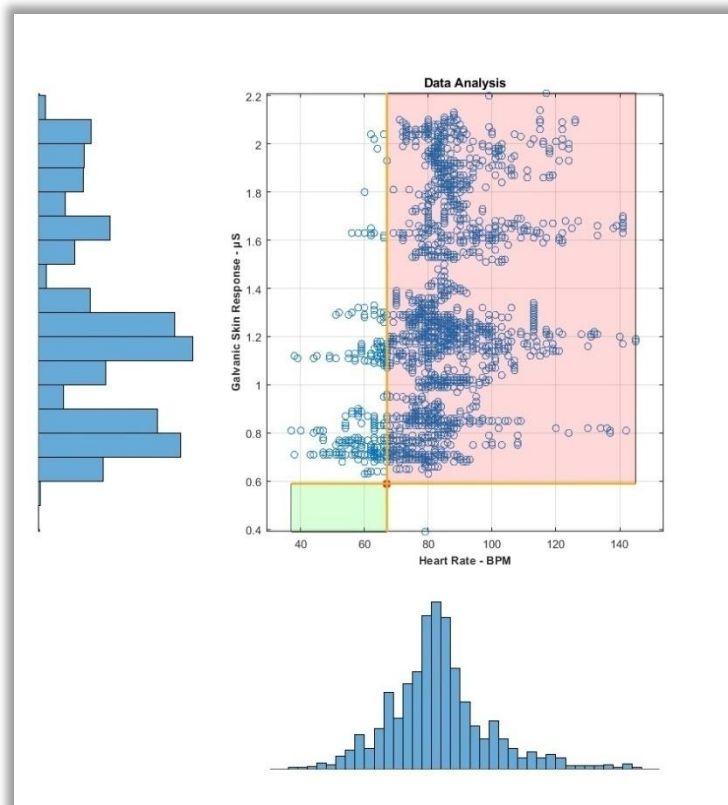
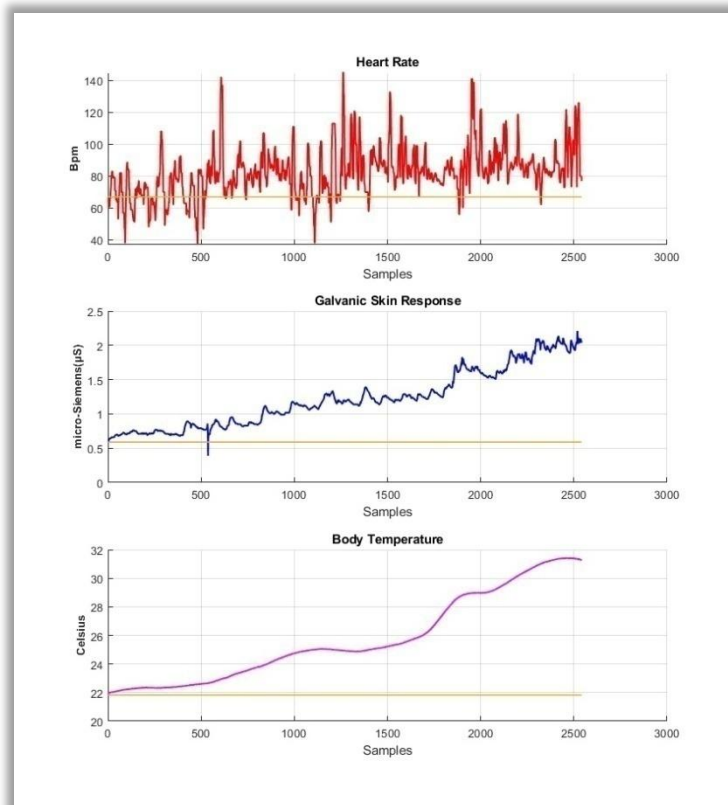
Εικόνα 5.10 Γραφικής απεικόνιση 7^ο πειράματος

5.3.8 8^ο πείραμα



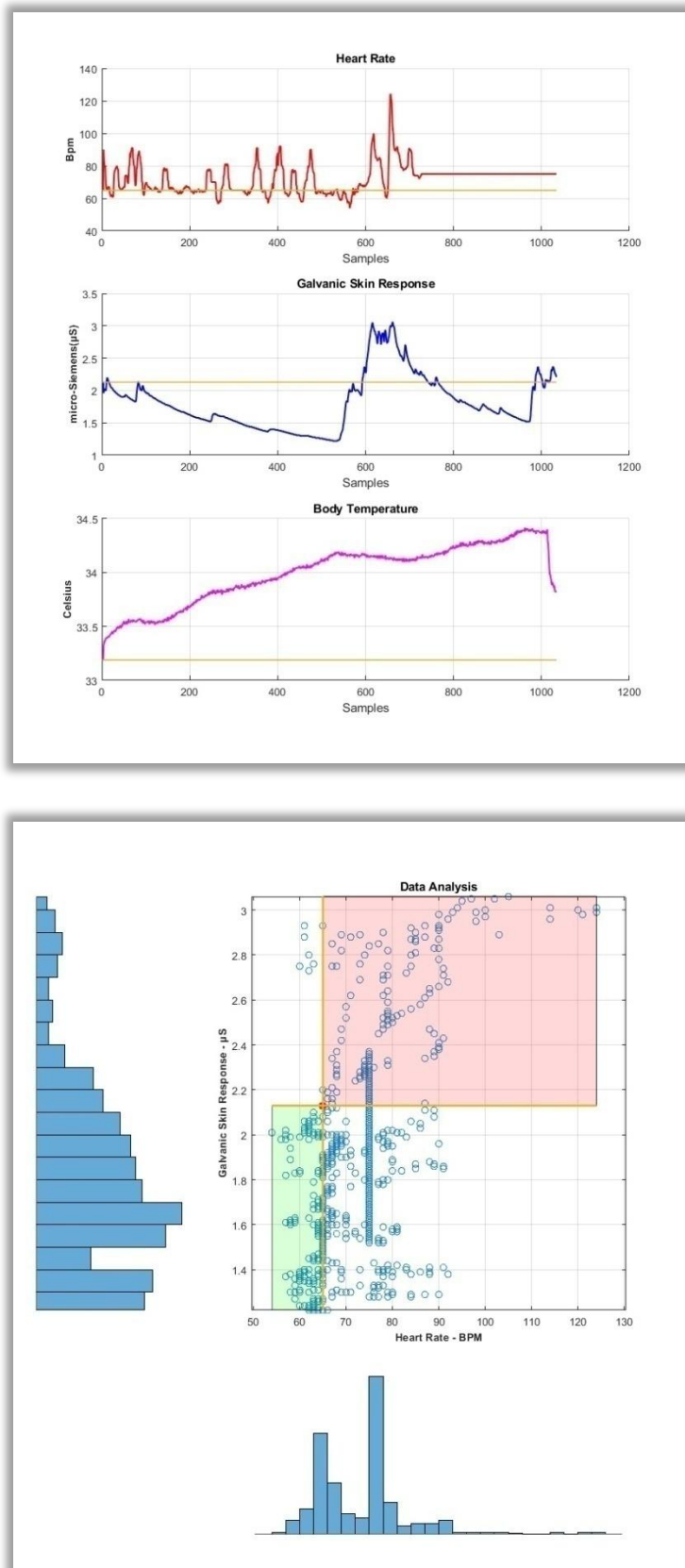
Εικόνα 5.11 Γραφικής απεικόνιση 8^{ου} πειράματος

5.3.9 9^ο πείραμα



Εικόνα 5.12 Γραφικής απεικόνιση 9^{ου} πειράματος

5.3.10 10° πείραμα



Εικόνα 5.13 Γραφικής απεικόνιση 10^{ου} πειράματος

Κεφάλαιο 6ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης

6.1 Συμπεράσματα

Από τα πρώτα αποτελέσματα που αναλύθηκαν με βάση τα δεδομένα που συλλέξαμε, παρατηρήθηκε σχεδόν σε όλες τις περιπτώσεις ομοιότητες ως προς τις μεταβολές των βιοσημάτων. Όταν τα εξεταζόμενα άτομα αγχώθηκαν ή γενικά επηρεάστηκε η συναισθηματική τους κατάσταση από οπτικά και ακουστικά ερεθίσματα παρατηρήθηκε το ίδιο μοτίβο μεταβολής, δηλαδή είχαμε μια αύξηση στον καρδιακό ρυθμό, μια αρκετά σημαντική και απότομη αύξηση της εφίδρωσης στα χέρια και τέλος μια μικρή μείωση της θερμοκρασίας των δαχτύλων.

6.2 Προτάσεις μελλοντικής βελτίωσης

Το συγκεκριμένο αντικείμενο έχει διάφορες προτάσεις ή προοπτικές μελλοντικής έρευνας. Παρακάτω θα αναφέρουμε μερικές επεκτάσεις που θα μπορούσαν να συμπεριληφθούν:

- Στην παρούσα εργασία αν και έγιναν μετρήσεις θερμοκρασίας και σχετικής υγρασίας παράλληλα με τα βιοσήματα, δεν αξιοποιήθηκαν σε κάποια ανάλυση. Ο σκοπός που επιλέχθηκε η καταγραφή αυτών των δεδομένων ήταν να μπορέσουμε να συνυπολογίσουμε το πώς ενδεχόμενος μεταβάλλουν ή επηρεάζουν το άγχος οι περιβαλλοντικές συνθήκες.
- Σε μελλοντική επέκταση μπορούμε να προσθέσουμε επιπλέον βιοσήματα. Για παράδειγμα μπορεί να μετρηθεί και να συμπεριληφθεί η συχνότητα των αναπνοών.
- Μια δεύτερη πρόταση βελτίωσης είναι η σχεδίαση μια ενιαίας πλακέτας PCB, κάτι το οποίο θα βοηθήσει σημαντικά στην μείωση του όγκου της συσκευής κάνοντας την περισσότερο ευέλικτη για πολύωρες συνεχόμενες καταγραφές μεγάλωνοντας το πεδίο της έρευνας.
- Η απόκτηση επιπλέον δεδομένων από περισσότερους εθελοντές θα βοηθούσε σημαντικά για μια καλύτερη και πληρέστερη ερευνά.
- Αξιοποιώντας τα οφέλη της μηχανικής μάθησης και των αλγορίθμων, μπορεί να υλοποιηθεί ένα μοντέλο που θα εκπαιδεύεται από τα δεδομένα και θα παράγει ένα αποτέλεσμα για τα επίπεδα του άγχους.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%86%CE%B3%CF%87%CE%BF%CF%82>
- [2] By Edvard Munch - Google Art Project: pic, Public Domain, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=37623446>
- [3] <https://www.who.int/news/item/13-04-2016-investing-in-treatment-for-depression-and-anxiety-leads-to-fourfold-return>
- [4] <https://developingchild.harvard.edu/science/key-concepts/toxic-stress/>
- [5] <https://pixabay.com/photos/stress-anxiety-depression-unhappy-2902537/>
- [6] G. Giannakakis, D. Grigoriadis, K. Giannakaki, O. Simantiraki, A. Roniotis and M. Tsiknakis, "Review on psychological stress detection using biosignals," in *IEEE Transactions on Affective Computing*, doi: 10.1109/TAFFC.2019.2927337.
- [7] By No machine-readable author provided. Rbj assumed (based on copyright claims). - No machine-readable source provided. Own work assumed (based on copyright claims)., Public Domain, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=870308>
- [8] Wang, Aosen & Lin, Feng & Jin, Zhanpeng & Xu, Wenyao. (2015). A Configurable Energy-Efficient Compressed Sensing Architecture With Its Application on Body Sensor Networks. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*. 12. 1-1. 10.1109/TII.2015.2482946.
- [9] H. Apostolidis and P. Stylianidis, "Designing a mobile bio-feedback device to support learning activities," 2014 International Conference on Interactive Mobile Communication Technologies and Learning (IMCL2014), 2014, pp. 189-194, doi: 10.1109/IMCTL.2014.7011129..
- [10] By Tomáš Kebert & umimeto.org - Own work, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=93271515>
- [11] Widacki, Jan. (2015). Discoverers of the Galvanic Skin Response. *European Polygraph*. 9. 10.1515/ep-2015-0008.
- [12] Petrescu L, Petrescu C, Mitruț O, Moise G, Moldoveanu A, Moldoveanu F, Leordeanu M. Integrating Biosignals Measurement in Virtual Reality Environments for Anxiety Detection. *Sensors*. 2020; 20(24):7088. <https://doi.org/10.3390/s20247088>
- [13] Kyriakou K, Resch B, Sagl G, Petutschnig A, Werner C, Niederseer D, Liedlgruber M, Wilhelm F, Osborne T, Pykett J. Detecting Moments of Stress from Measurements of Wearable Physiological Sensors. *Sensors (Basel)*. 2019 Sep 3;19(17):3805. doi: 10.3390/s19173805. PMID: 31484366; PMCID: PMC6749249.
- [14] Ponnada, Aditya. (2019). Technological considerations for sensor-assisted chronic pain assessment in natural environments. 10.13140/RG.2.2.21112.90884.
- [15] [https://en.wikipedia.org/wiki/Siemens_\(unit\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Siemens_(unit))

- [16] Giannakakis, Giorgos & Grigoriadis, Dimitris & Giannakaki, Katerina & Simantiraki, Olympia & Roniotis, Alexandros & Tsiknakis, Manolis. (2019). Review on psychological stress detection using biosignals. *IEEE Transactions on Affective Computing*. PP. 1-1. 10.1109/TAFFC.2019.2927337.
- [17] <https://www.mindmedia.com/en/solutions/biofeedback/peripheral-temperature-training/>
- [18] Ahn, Jae. (2017). New Aging Index Using Signal Features of Both Photoplethysmograms and Acceleration Plethysmograms. *Healthcare Informatics Research*. 23. 53-59. 10.4258/hir.2017.23.1.53.
- [19] https://en.wikipedia.org/wiki/Heart_rate
- [20] Vandenberg, Thijs & Stans, Jelle & Van Schelvergem, Gertjan & Pelckmans, Caroline & Smeets, Christophe & Lanssens, Dorien & De Cannière, Hélène & Storms, Valerie & Thijs, Inge & Vandervoort, Pieter. (2017). Clinical Validation of Heart Rate Apps: Mixed-Methods Evaluation Study. *JMIR Mhealth Uhealth*. 5. e129. 10.2196/mhealth.7254.
- [21] <https://www.espressif.com/en/products/modules>
- [22] <https://www.wemos.cc/en/latest/d32/d32.html>
- [23] <https://www.postscapes.com/what-exactly-is-the-internet-of-things-infographic/>
- [24] <https://www.analog.com/en/products/ad8515.html#>
- [25] <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30205.pdf>
- [26] <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [27] <https://www.bosch-sensortec.com/products/environmental-sensors/humidity-sensors-bme280/>
- [28] TEXAS INSTRUMENTS LDO Basics
https://www.ti.com/lit/eb/slyy151a/slyy151a.pdf?ts=1619677125532&ref_url=https%253A%252F%252F
52F
- [29] <https://www.diodes.com/part/view/AP2112>
- [30] Shamsi, Mohammad Haris. (2016). Analysis of an electric Equivalent Circuit Model of a Li-Ion battery to develop algorithms for battery states estimation
- [31] <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/MCP73831-Family-Data-Sheet-DS20001984H.pdf>
- [32] <https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/real-time-clocks/DS1302.html>
- [33] <https://docs.platformio.org/en/latest/what-is-platformio.html>