



ΔΙΕΘΝΕΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΤΗΣ ΕΛΛΑΔΟΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Σχεδίαση και υλοποίηση ψηφιακών ιατρικών
θερμομέτρων»



Του φοιτητή
Ξηρογιάννη Ιωάννη
Αρ. Μητρώου: 518099

Επιβλέπων
Κιοσκερίδης Ιορδάνης
Βαθμίδα: Καθηγητής

Ημερομηνία 14/09/2025

Τίτλος Δ.Ε. Σχεδίαση και υλοποίηση ψηφιακών ιατρικών θερμομέτρων

Κωδικός Δ.Ε. 24272

Όνοματεπώνυμο φοιτητή Ιωάννης Ξηρογιάννης

Όνοματεπώνυμο εισηγητή Ιορδάνης Κιοσκερίδης

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 23/10/2024

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 14/09/2025

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της 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 Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Ξηρογιάννη Ιωάννη 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 απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

«Αφιέρωση»

Θέλω να αφιερώσω αυτή την πτυχιακή εργασία στους γονείς μου και στην κοπέλα μου που με στήριξαν κατά την διάρκεια των σπουδών μου.

Πρόλογος

Η επιλογή του θέματος της παρούσας πτυχιακής εργασίας δεν ήταν τυχαία, αλλά αποτέλεσμα ενδιαφέροντος και ανάγκης να συνδυάσω τις γνώσεις που απέκτησα κατά τη διάρκεια των σπουδών μου με μια εφαρμογή που έχει πραγματική αξία στον τομέα της υγείας αλλά και στην καθημερινότητα των ανθρώπων. Επιπλέον η εφαρμογή των μικροελεγκτών σε συνεργασία με τους αισθητήρες θερμοκρασίας ήταν μια πολύ ενδιαφέρουσα προσέγγιση. Κατά την διάρκεια της εργασίας γίνανε πολλές αλλαγές τόσο στο τεχνικό όσο και στο θεωρητικό κομμάτι. Παρόλο που η λειτουργία ενώ θερμομέτρου φαίνεται απλή και εύκολη, οι τεχνολογίες και το μαθηματικό-φυσικό μέρος της θερμομέτρησης έχουν μεγάλο αντίκτυπο στο τελικό αποτέλεσμα.

Περίληψη

Η παρούσα πτυχιακή εργασία έχει ως αντικείμενο τη σχεδίαση και υλοποίηση ιατρικών θερμομέτρων, με στόχο την ανάπτυξη αξιόπιστων και ακριβών συσκευών μέτρησης της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος. Η θερμομέτρηση αποτελεί βασική διαδικασία στην ιατρική πράξη και η ανάγκη για εύχρηστα και αποδοτικά όργανα καθιστά σημαντική την αξιοποίηση νέων τεχνολογιών στον τομέα αυτό. Στην εργασία παρουσιάζονται δύο διαφορετικές υλοποιήσεις: ένα θερμόμετρο υπερύθρων με την χρήση του αισθητήρα MLX90614, που επιτρέπει την ανέπαφη μέτρηση θερμοκρασίας, και ένα θερμόμετρο επαφής με τον αισθητήρα DS18B20, το οποίο έχει την χρήση των κλασσικών θερμομέτρων επαφής που έχουμε σπίτι μας. Και στις δύο περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν μικροελεγκτές ESP32-S3, αισθητήρες θερμοκρασίας και οθόνες απεικόνισης αποτελεσμάτων, ενώ ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στη σωστή τροφοδοσία, στη φορητότητα των συσκευών και στη βελτίωση των αποτελεσμάτων των μετρήσεων μέσω του κώδικα. Η μεθοδολογία περιλάμβανε τον σχεδιασμό των κυκλωμάτων, την ανάπτυξη και τον έλεγχο του λογισμικού, καθώς και δοκιμές σε πραγματικές συνθήκες. Συμπερασματικά, η εργασία ανέδειξε τη δυνατότητα αξιοποίησης σύγχρονων μικροελεγκτών και αισθητήρων για τη δημιουργία ιατρικών θερμομέτρων χαμηλού κόστους, τα οποία μπορούν να αποτελέσουν αξιόπιστη λύση σε καθημερινές εφαρμογές υγείας.

«Design and implementation of digital medical thermometers»

«Ioannis Xirogiannis»

Abstract

The present thesis focuses on the design and implementation of medical thermometers, aiming at the development of reliable and accurate devices for measuring human body temperature. Temperature measurement is a fundamental procedure in medical practice, and the need for user-friendly and efficient instruments highlights the importance of employing modern technologies in this field. Two different implementations are presented in this work: an infrared thermometer using the MLX90614 sensor, which enables non-contact temperature measurement, and a contact thermometer with the DS18B20 sensor, which reflects the operation of the classical contact thermometers commonly used at home. In both cases, ESP32-S3 microcontrollers, temperature sensors, and display screens were employed, with particular emphasis placed on proper power supply, device portability, and the improvement of measurement results through code optimization. The methodology included the design of the circuits, the development and testing of the software, as well as experiments under real conditions. In conclusion, the study highlighted the potential of modern microcontrollers and sensors in creating low-cost medical thermometers that can serve as reliable solutions in everyday healthcare applications.

Ευχαριστίες

Θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, την κοπέλα μου και τους φίλους μου που με βοήθησαν και με στήριξαν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας αλλά και για το μεγάλο και δύσκολο ταξίδι μου ως φοιτητής. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου για τη καθοδήγησή που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης.

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract	vii
Ευχαριστίες	viii
Περιεχόμενα	ix
Κατάλογος Σχημάτων	xi
Κατάλογος Πινάκων.....	xii
Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή	1
Κεφάλαιο 2ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	2
2.1 Θερμοκρασία και θερμότητα.....	2
2.1.1 Η θερμότητα ως μορφή ενέργειας	2
2.1.2 Τρόποι μετάδοσης της θερμοκρασίας	2
2.2 Ιστορία της Θερμομέτρησης	3
2.3 Η θερμοκρασία στο ανθρώπινο σώμα.....	5
2.4 Θερμορύθμιση του σώματος	5
2.4.1 Θερμικά διαμερίσματα	6
2.4.2 Ρόλος του Υποθαλάμου και Θερμοϋποδοχέων	6
2.4.3 Μηχανισμοί Παραγωγής Θερμότητας.....	6
2.4.4 Μηχανισμοί Απώλειας Θερμότητας.....	7
2.4.5 Κιρκαδικές Διακυμάνσεις.....	7
2.4.6 Παράγοντες που Επηρεάζουν τη Θερμοκρασία	7
2.4.7 Προσαρμογές σε Περιβαλλοντικές Συνθήκες	7
2.4.8 Συνέπειες Διαταραγμένης Θερμορύθμισης	8
2.5 Τύποι θερμομέτρων.....	8
2.5.1 Θερμόμετρο υδραργύρου	8
2.5.2 Ηλεκτρονικό ψηφιακό θερμομόμετρο	9
2.5.3 Θερμόμετρο τυμπανικής μεμβράνης.....	10
2.5.4 Θερμόμετρο Υπέρυθρων	11
2.5.5 Θερμόμετρο υγρών κρυστάλλων	12
2.5.6 Θερμόμετρο-Πιπίλα (Pacifier Thermometer).....	13
2.5.7 Έξυπνα θερμομόμετρα	14
2.6 Τεχνολογίες αισθητήρων θερμοκρασίας	15

2.6.1	Θερμίστορ.....	15
2.6.2	Θερμοζεύγος.....	17
2.6.3	Αισθητήρες υπέρυθρων	21
2.6.4	Υπέρυθρη Κάμερα.....	22
Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση ιατρικών θερμόμετρων		23
3.1	Εισαγωγή.....	23
3.2	Κοινά εξαρτήματα.....	23
3.2.1	Μικροελεγκτές ESP32.....	23
3.2.2	Οθόνη OLED 0.91’’	29
3.2.3	Gravity Digital Buzzer.....	31
3.2.4	Tact Switch 12x12mmx7.5mm.....	32
3.2.5	Μπαταρία Li-Po 3.7V 400mAh.....	33
3.2.6	Μονάδα φόρτισης μπαταρίας λιθίου 1A-TP4056.....	33
3.3	Ψηφιακό θερμόμετρο επαφής.....	35
3.3.1	Αισθητήρας Θερμοκρασίας DS18B20	35
3.3.2	Υλοποίηση ψηφιακού θερμόμετρου επαφής	38
3.3.3	Κώδικας Ιατρικού θερμομέτρου επαφής	40
3.4	Θερμόμετρο υπέρυθρων.....	42
3.4.1	Αισθητήρας MLX90614.....	42
3.4.2	Υλοποίηση θερμόμετρου υπέρυθρων.....	44
3.4.3	Κώδικας κατασκευής.....	46
3.5	Σύγκριση των δύο Θερμομέτρων	48
3.6	Κόστος εξαρτημάτων	49
Κεφάλαιο 4ο: Συμπεράσματα και μελλοντικές προτάσεις		49
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		51

Κατάλογος Σχημάτων

Εικόνα 2. 1 Μονάδες μέτρησης θερμοκρασίας.....	4
Εικόνα 2. 2 Θερμόμετρο υδραργύρου.....	8
Εικόνα 2. 3 Ψηφιακό θερμόμετρο επαφής.....	10
Εικόνα 2. 4 Ψηφιακό θερμόμετρο τυμπάνου.....	11
Εικόνα 2. 5 Θερμόμετρο Υπέρυθρων.....	12
Εικόνα 2. 6 Θερμόμετρο πιπίλα για μωρά.....	13
Εικόνα 2. 7 Έξυπνα θερμόμετρα με επικοινωνία μέσω εφαρμογής κινητού τηλεφώνου.....	14
Εικόνα 2. 8 Διάφορες μορφές αισθητήρων θερμίστορ του εμπορίου.....	15
Εικόνα 2. 9 Εκθετική καμπύλη θερμοκρασίας-αντίστασης.....	16
Εικόνα 2. 10 Απλοποιημένη λειτουργία θερμοζεύγους.....	18
Εικόνα 2. 11 Διάγραμμα θερμοζεύγους AD8495.....	20
Εικόνα 3. 1 Διάγραμμα πρωτοκόλλων και ακροδεκτών ESP32 C3 mini.....	24
Εικόνα 3. 2 Κύρια μέλη ESP32C3 mini.....	24
Εικόνα 3. 3 Διαστάσεις ESP32 C3 mini.....	25
Εικόνα 3. 4 Λογότυπο εταιρείας Espressif Systems.....	25
Εικόνα 3. 5 Σχηματικό επεξεργαστή Esp32-C3 FH4.....	26
Εικόνα 3. 6 Διάγραμμα πρωτοκόλλων και ακροδεκτών ESP32 s3 mini.....	27
Εικόνα 3. 7 Λογότυπο της εταιρίας Waveshare Electronics.....	27
Εικόνα 3. 8 Σχηματικό επεξεργαστή ESP32-S3FH4R2.....	28
Εικόνα 3. 9 Επάνω και κάτω όψη οθόνης OLED.....	30
Εικόνα 3. 10 Σχηματικό OLED module.....	30
Εικόνα 3. 11 Gravity Digital Buzzer της εταιρείας DFRobot.....	31
Εικόνα 3. 12 Σχηματικό Buzzer.....	32
Εικόνα 3. 13 Button/Switch.....	32
Εικόνα 3. 14 Μπαταρία LI-Po 3.7V.....	33
Εικόνα 3. 15 TP4056.....	33
Εικόνα 3. 16 Σχηματικό Ολοκληρωμένου TP4056.....	35
Εικόνα 3. 17 Διάγραμμα ροής DS18B20.....	36
Εικόνα 3. 18 Μορφές αισθητήρα DS18B20.....	37
Εικόνα 3. 19 Σχηματικό Ιατρικού ψηφιακού θερμομέτρου επαφής.....	38
Εικόνα 3. 20 Ολοκληρωμένη κατασκευή θερμομέτρου επαφής.....	39
Εικόνα 3. 21 Βασικά σημεία κώδικα για μέτρηση θερμοκρασίας.....	41
Εικόνα 3. 22 Διάγραμμα ροής Κώδικα αισθητήρα.....	42
Εικόνα 3. 23 Αισθητήρας MLX90614.....	43
Εικόνα 3. 24 Μπλοκ διάγραμμα MLX90614.....	44
Εικόνα 3. 25 Σχηματικό θερμομέτρου υπέρυθρων.....	45
Εικόνα 3. 26 Ολοκληρωμένη κατασκευή θερμομέτρου υπέρυθρων.....	46
Εικόνα 3. 27 Κώδικας για τις μετρήσεις του αισθητήρα.....	47
Εικόνα 3. 28 Διάγραμμα ροής μετρήσεων.....	48

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3. 1 Διαφορές μικροελεγκτών ESP32 C3 με ESP32 S3	28
Πίνακας 3. 2 Κατάλογος συνδέσεων θερμομέτρου επαφής.....	38
Πίνακας 3. 3 Κατάλογος συνδέσεων θερμομέτρου υπέρυθρων.....	45
Πίνακας 3. 4 Τιμές μετρήσεων θερμομέτρων	Error! Bookmark not defined.

Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή

Η μέτρηση της θερμοκρασίας αποτελεί μία από τις πιο βασικές και θεμελιώδεις διαδικασίες στον χώρο της ιατρικής διάγνωσης και παρακολούθησης της υγείας. Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος λειτουργεί ως δείκτης της φυσιολογικής λειτουργίας του οργανισμού και η παραμικρή απόκλιση από τα φυσιολογικά όρια μπορεί να αποτελεί ένδειξη ύπαρξης παθολογικών καταστάσεων, όπως λοιμώξεις, φλεγμονές ή άλλες διαταραχές του μεταβολισμού. Για τον λόγο αυτό, τα θερμόμετρα αποτελούν ένα από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα εργαλεία τόσο στην κλινική πράξη όσο και στην καθημερινότητα των ανθρώπων.

Από τα πρώτα γυάλινα θερμόμετρα υδραργύρου που χρησιμοποιούνταν για περισσότερους από δύο αιώνες, μέχρι την ανάπτυξη των σύγχρονων ηλεκτρονικών και υπέρυθρων θερμομέτρων, η τεχνολογία έχει εξελιχθεί σημαντικά, με κύριους στόχους την αύξηση της ακρίβειας, τη μείωση του χρόνου μέτρησης και την ενίσχυση της ασφάλειας του χρήστη. Η σταδιακή απόσυρση των θερμομέτρων υδραργύρου, λόγω της τοξικότητας του υδραργύρου και της επικινδυνότητας σε περίπτωση θραύσης, οδήγησε στην ανάπτυξη νέων τεχνολογιών βασισμένων σε αισθητήρες θερμίστορ, θερμοζεύγη, καθώς και σε αισθητήρες υπέρυθρης ακτινοβολίας. Τα ψηφιακά θερμόμετρα, τα θερμόμετρα επαφής, αλλά και τα θερμόμετρα υπέρυθρων χωρίς επαφή, έχουν πλέον καταστεί απαραίτητα στην καθημερινή ιατρική πρακτική.

Η ανάγκη για πιο αξιόπιστες, γρήγορες και εύχρηστες συσκευές μέτρησης έγινε ιδιαίτερα εμφανής τα τελευταία χρόνια, ιδίως με την εμφάνιση πανδημιών όπως αυτή της COVID-19, όπου ο γρήγορος έλεγχος της θερμοκρασίας σε μαζικό επίπεδο αποτέλεσε κρίσιμο εργαλείο για την πρόληψη και την αντιμετώπιση της μετάδοσης. Σε αυτό το πλαίσιο, η τεχνολογία των υπέρυθρων αισθητήρων βρέθηκε στο επίκεντρο του ενδιαφέροντος, καθώς επιτρέπει την άμεση και χωρίς επαφή μέτρηση της θερμοκρασίας, ελαχιστοποιώντας τον κίνδυνο μόλυνσης και διευκολύνοντας τη διαδικασία ελέγχου μεγάλου αριθμού ατόμων.

Η παρούσα πτυχιακή εργασία επικεντρώνεται στη σχεδίαση και υλοποίηση ιατρικών θερμομέτρων με τη χρήση μικροελεγκτών και σύγχρονων αισθητήρων θερμοκρασίας. Συγκεκριμένα, παρουσιάζεται η ανάπτυξη συστημάτων που αξιοποιούν τόσο αισθητήρες επαφής όσο και αισθητήρες υπέρυθρων, με στόχο τη συγκριτική αξιολόγηση της απόδοσης, της ακρίβειας και της ευχρηστίας τους. Μέσω της χρήσης πλακετών μικροελεγκτών, όπως το ESP32, επιτυγχάνεται η διαχείριση των μετρήσεων, η επεξεργασία των δεδομένων και η παρουσίασή τους σε κατάλληλες οθόνες, ενώ παράλληλα δίνεται η δυνατότητα για περαιτέρω επεκτασιμότητα και ενσωμάτωση πρόσθετων λειτουργιών.

Η συμβολή της εργασίας έγκειται αφενός στην εκπαιδευτική αξία της ανάπτυξης ενός ολοκληρωμένου συστήματος μέτρησης θερμοκρασίας και αφετέρου στη διερεύνηση της αξιοπιστίας και των περιορισμών που παρουσιάζουν οι διάφορες κατηγορίες αισθητήρων. Στα επόμενα κεφάλαια παρουσιάζεται αρχικά το θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά τη θερμοκρασία γενικά αλλά και συγκεκριμένα στο ανθρώπινο σώμα και τα είδη θερμομέτρων. Στη συνέχεια αναλύεται ο σχεδιασμός και η υλοποίηση των δύο θερμομέτρων που κατασκευάστηκαν, με έμφαση στους αισθητήρες, το λογισμικό και τα κυκλώματα. Τέλος, διατυπώνονται τα συνολικά συμπεράσματα και προτείνονται ιδέες για μελλοντικές βελτιώσεις.

Κεφάλαιο 2ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Θερμοκρασία και θερμότητα

Η θερμοκρασία εκφράζει το επίπεδο θερμικής ενέργειας ενός συστήματος και αντικατοπτρίζει την ένταση της κίνησης των μικροσκοπικών του σωματιδίων. Όταν τα μόρια κινούνται πιο αργά, η θερμοκρασία είναι χαμηλή, ενώ η γρήγορη κίνηση αντιστοιχεί σε υψηλότερες θερμοκρασίες. Στο Διεθνές Σύστημα Μονάδων (SI), η θερμοκρασία μετριέται σε Kelvin (K): το 0 K είναι το απόλυτο μηδέν, η θεωρητική κατάσταση στην οποία παύει κάθε μοριακή κίνηση. Στην καθημερινή ζωή χρησιμοποιούμε συχνότερα τους βαθμούς Κελσίου ($^{\circ}\text{C}$), όπου το 0°C αντιστοιχεί στο σημείο τήξης του πάγου και το 100°C στο σημείο βρασμού του νερού σε πίεση 1 atm. Σε ορισμένες χώρες χρησιμοποιούνται ακόμη οι βαθμοί Φαρενάιτ ($^{\circ}\text{F}$), όπου 32°F είναι το σημείο πήξης του νερού και 212°F το σημείο βρασμού του [5].

2.1.1 Η θερμότητα ως μορφή ενέργειας

Η θερμότητα (Q) είναι μορφή ενέργειας που μεταφέρεται από ένα σώμα σε άλλο λόγω διαφοράς θερμοκρασίας. Στο SI η θερμότητα μετριέται σε Joule (J), ενώ χρησιμοποιείται και η θερμίδα (cal), η οποία ορίζεται ως η ενέργεια που απαιτείται για να αυξηθεί η θερμοκρασία 1 g νερού κατά 1°C . Οι δύο μονάδες σχετίζονται με τον τύπο:

$$1\text{cal} \approx 4.168\text{J}$$

Η ροή θερμότητας πραγματοποιείται πάντοτε από το θερμότερο προς το ψυχρότερο σώμα, μέχρι να επιτευχθεί θερμική ισορροπία [5].

2.1.2 Τρόποι μετάδοσης της θερμοκρασίας

Η μεταφορά θερμότητας μπορεί να γίνει με τρεις βασικούς μηχανισμούς:

- **Αγωγή (Conduction):** Παρατηρείται σε στερεά και υγρά όταν υπάρχει διαφορά θερμοκρασίας. Η σχέση που τη διέπει είναι ο νόμος του Fourier:

$$q = -\lambda \frac{dT}{dx}$$

όπου q είναι η πυκνότητα ροής θερμότητας (W/m^2), λ ο συντελεστής θερμικής αγωγιμότητας (W/mK) και dT/dx η κλίση της θερμοκρασίας.

- **Συναγωγή (Convection):** Εμφανίζεται όταν η μεταφορά γίνεται ανάμεσα σε επιφάνεια στερεού και ρευστό σε κίνηση (π.χ. αέρας ή νερό). Η θερμική ροή περιγράφεται από τον νόμο του Newton:

$$q = h(T_s - T_{\infty})$$

- **Ακτινοβολία (Radiation):** Κάθε σώμα με θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η εκπεμπόμενη θερμική ισχύς δίνεται από τον νόμο Stefan–Boltzmann:

$$q = \varepsilon\sigma T^4$$

όπου ε είναι ο συντελεστής εκπομπής της επιφάνειας (0–1), $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{W}/(\text{m}^2\text{K}^4)$ η σταθερά Stefan–Boltzmann και T η θερμοκρασία σε Kelvin [5].

Συμπερασματικά Η θερμοκρασία και η θερμότητα αποτελούν στενά συνδεδεμένες έννοιες όπου η πρώτη περιγράφει την ενεργειακή κατάσταση ενός συστήματος, ενώ η δεύτερη εκφράζει τη ροή ενέργειας ανάμεσα σε σώματα που βρίσκονται σε διαφορετική θερμική κατάσταση. Η κατανόηση των δύο αυτών μεγεθών είναι απαραίτητη όχι μόνο για την περιγραφή φυσικών φαινομένων, αλλά και για εφαρμογές που εκτείνονται από την καθημερινή ζωή έως την ιατρική διάγνωση και τη βιομηχανία.

2.2 Ιστορία της Θερμομέτρησης

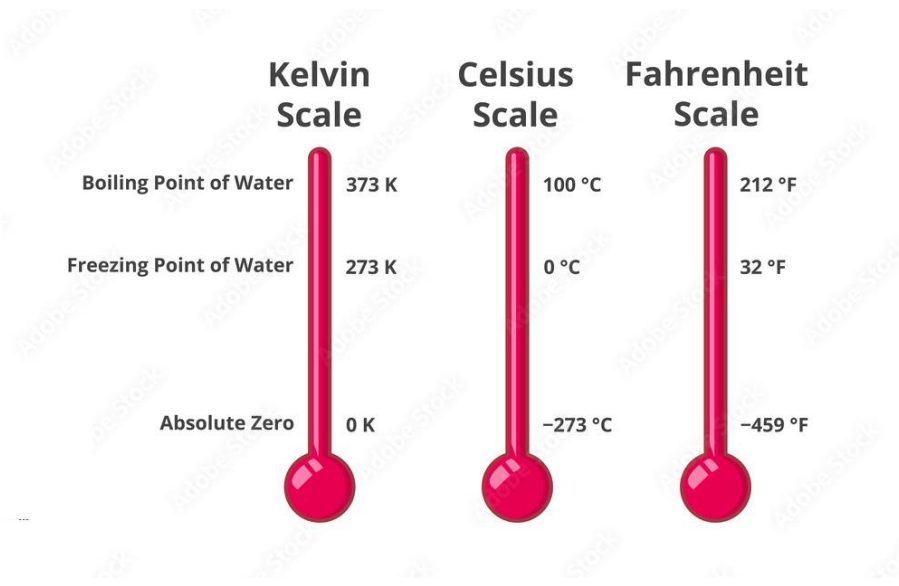
Η ανάγκη για την παρακολούθηση και την μέτρηση της θερμοκρασίας ως μίας ποσότητας προβάλλεται από τα χρόνια της αρχαιότητας και από το ξεκίνημα της ίδιας της ιατρικής σαν επιστήμη. Στα πρώτα στάδια της ιατρικής οι γιατροί βασίζονταν κυρίως στις αισθήσεις τους και πιο συγκεκριμένα στην αφή, ώστε να διαπιστώσουν αν κάποιος ασθενής είχε διαφορετική θερμοκρασία από αυτή που έπρεπε. Ήδη από τον 4^ο αιώνα π.Χ. ο Ιπποκράτης αναφερόμενος στην μέτρηση της θερμοκρασίας ασθενών αναφέρεται στην τοποθέτηση του χεριού του στο μέτωπο ή στο σώμα του ασθενούς. Παρ' όλο την χρησιμότητα αυτής της προσέγγισης για εκείνη την εποχή, ήταν υποκειμενική και περιορισμένη καθώς δεν είχε κάποια ποσοτική αναφορά [1].

Κατά τον 16^ο και 17^ο αιώνα μ.Χ. κάνουν την εμφάνιση τους οι πρώτες συσκευές που μπορούν να θεωρηθούν πρόδρομοι των μετέπειτα θερμομέτρων τα ονομαζόμενα “θερμοσκόπια”. Οι συγκεκριμένες συσκευές αποτελούνταν από ένα γυάλινο σωλήνα με παγιδευμένο αέρα, του οποίου το ένα ήταν βυθισμένο σε υγρό. Με την αλλαγή της θερμοκρασίας, η στάθμη του υγρού μεταβαλλόταν, υποδεικνύοντας ποιοτικά τις αλλαγές (αύξηση/μείωση) της θερμότητας. Το 1610 ο Γαλιλαίος αντικατέστησε το νερό με κρασί, μειώνοντας έτσι την ευαισθησία σε αλλαγές της ατμοσφαιρικής πίεσης που σήμερα η εφεύρεση του είναι γνωστή ως “Το θερμοόμετρο του Γαλιλαίου”. Δύο χρόνια αργότερα, το 1612, ο Ιταλός γιατρός Santorio Santorio ήταν ο πρώτος που πρόσθεσε βαθμίδες στην συσκευή. Στο άκρο της συσκευής εγκατέστησε έναν βολβό με ο οποίος τοποθετούνταν στο στόμα του ασθενή, ενώ στην άλλη άκρη του ήταν ανοιχτό ώστε με την αλλαγή θερμοκρασίας στο σωληνάριο το υγρό που είχε μέσα διαστέλλονταν και άλλαζε την κλίμακα ανάλογα [1].

Το επόμενο σημαντικό βήμα ήρθε το 1654, όταν ο Ferdinand II ανέπτυξε κλειστού τύπου θερμοόμετρα υγρού με αλκοόλη τα οποία δεν επηρεάζονταν από τις μεταβολές της ατμοσφαιρικής πίεσης. Αυτή η κατασκευή ήταν και η πρώτη η οποία αφαιρούσε την ατμοσφαιρική πίεση από την εξίσωση των μετρήσεων. Στη συνέχεια ο Christian Huygens πρότεινε ως δύο σημεία αναφοράς της θερμοκρασίας, το σημείο τήξης του πάγου και του σημείου βρασμού του νερού [1].

Στον 18^ο αιώνα, η θερμομέτρηση γνώρισε ραγδαία εξέλιξη με την εισαγωγή νέων κλιμάκων μέτρησης οι οποίες χρησιμοποιούνται μέχρι και σήμερα. Το 1724, ο Gabriel Fahrenheit ξεκίνησε την παραγωγή θερμομέτρων υψηλής ακρίβειας υδραργύρου τα οποία χρησιμοποιούσαν ως κλίμακα την ομώνυμη κλίμακα Fahrenheit. Για την δημιουργία της κλίμακας αυτής ο Fahrenheit χρησιμοποίησε το πάγωμα του αλατισμένου νερού. Έτσι επέλεξε το σημείο πήξης στους 30°F, το σημείο τήξης στους 212°F και έπειτα επέλεξε τους 96°F ως την υγιή θερμοκρασία για μέτρηση στο ανθρώπινο στόμα. Στη συνέχεια Andres Celsius πρότεινε μια νέα κλίμακα βασισμένη σε δυο σημεία, το σημείο βρασμού (0°C) και το σημείο πήξης του νερού (100°C). Μετέπειτα η κλίμακα αυτή αντιστράφηκε και την ήρθε στην μορφή που την γνωρίζουμε σήμερα. Τέλος το 1848 ο Λόρδος Kelvin ανέπτυξε μία νέα κλίμακα η οποία ορίζει ως την πιο μικρή θερμοκρασία το απόλυτο μηδέν, στο οποίο τα μόρια παύουν να κινούνται, η

συγκεκριμένη κλίμακα δεν χρησιμοποιείτε στην καθημερινότητα αλλά υπάρχει για ερευνητικούς σκοπούς [1].



Εικόνα 2. 1 Μονάδες μέτρησης θερμοκρασίας

Τον 19ο αιώνα, η χρήση του θερμομέτρου στον ιατρικό τομέα αρχίζει και γίνεται όλο και πιο σημαντική. Ο Γερμανός γιατρός Carl Wunderlich, μέσω εκτεταμένων μετρήσεων σε χιλιάδες ασθενείς καταφέρνει να καθορίσει τη μέση φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος στους 37°C, ενώ ανέδειξε την σημασία της συνεχούς παρακολούθησης κατά τη διαδικασία της κλινικής διάγνωσης. Στη συνέχεια, το 1867 ο Sir Thomas Clifford Allbutt σχεδιάζει το πρώτο μικρού μεγέθους κλινικό θερμοόμετρο υδραργύρου, το οποίο μπορούσε να μετρήσει τη θερμοκρασία σε μόλις πέντε λεπτά, καθιστώντας τη διαδικασία πιο πρακτική και προσβάσιμη [1].

Επιπρόσθετα στον 20^ο αιώνα, η τεχνολογική εξέλιξη οδήγησε στην ανάπτυξη των πρώτων ηλεκτρονικών θερμομέτρων τα οποία πρόσφεραν γρηγορότερη μέτρηση και ευκολότερη ανάγνωση των αποτελεσμάτων. Επιπλέον την δεκαετία του 1960, εισήχθησαν τα θερμοόμετρα υπέρυθρων και τα θερμοόμετρα αυτιού προσφέροντας τη δυνατότητα θερμομέτρησης χωρίς επαφή με τον ασθενή [1].

Πλέον στον 21^ο αιώνα, η μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος έχει επεκταθεί εκμεταλλευόμενη τις καινοτομικές τεχνολογίες της εποχής. Από θερμοόμετρα που ενσωματώνουν την υπέρυθρη θερμογραφία μέχρι και συσκευές ενσωματωμένες με WI-FI και Bluetooth για δυνατότητες ασύρματε επικοινωνίας. Οι σύγχρονες αυτές συσκευές συνδυάζουν υψηλή ακρίβεια, ταχύτητα και δυνατότητα αποθήκευσης για μελλοντική ανάλυση δεδομένων, καθιστώντας τη μέτρηση θερμοκρασίας πιο εύχρηστη σε ένα τεράστιο δίκτυο συστημάτων υγείας [1].

Συμπερασματικά η ιστορική πορεία των θερμομέτρων αποδεικνύει την συνεχή ανάγκη για εξέλιξη στον κλάδο της ιατρικής και παράλληλα την σημαντικότητα της θερμομέτρησης στην διαγνωστική διαδικασία. Με την τεχνολογία να προσφέρει νέα εργαλεία για την βελτιστοποίηση και την ανάπτυξη καινούργιων συσκευών να βελτιώνει την ακρίβεια, την ασφάλεια και την ευκολία χρήσης ως προς το ιατρικό προσωπικό αλλά μέχρι και τον πιο ανειδίκευτο χρήστη [1].

2.3 Η θερμοκρασία στο ανθρώπινο σώμα

Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος δεν είναι μια απλή αριθμητική τιμή, αλλά ένας δυναμικός δείκτης της λειτουργίας του οργανισμού. Αντικατοπτρίζει την ισορροπία ανάμεσα στη θερμότητα που παράγεται μέσω του μεταβολισμού και εκείνη που χάνεται στο περιβάλλον. Από πολύ νωρίς στην ιστορία της ιατρικής, η μέτρησή της θεωρήθηκε βασικό εργαλείο για την κατανόηση της υγείας και της ασθένειας. Σήμερα γνωρίζουμε ότι η «φυσιολογική θερμοκρασία» ποικίλλει σημαντικά ανάλογα με παράγοντες όπως η ηλικία, το φύλο, ο ρυθμός μεταβολισμού, αλλά κυρίως το σημείο όπου γίνεται η μέτρηση. Η σύγχρονη έρευνα, μέσα από μεγάλες συστηματικές ανασκοπήσεις, έρχεται να επαναπροσδιορίσει τι θεωρείται φυσιολογικό, αμφισβητώντας την παραδοσιακή τιμή των 37 °C που είχε καθιερωθεί τον 19ο αιώνα [1].

2.4 Θερμορύθμιση του σώματος

Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος αποτελεί μια βασική φυσιολογική παράμετρο, η οποία είναι στενά συνδεδεμένη με την ομοιόσταση και την σωστή λειτουργία του οργανισμού. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, η κεντρική θερμοκρασία (core temperature) διατηρείται γύρω στους 37°C, με φυσιολογικές διακυμάνσεις της τάξης $\pm 0.5^\circ\text{C}$ οι οποίες σχετίζονται με τον καρδιακό ρυθμό, τη σωματική δραστηριότητα διάφορους ορμονικούς παράγοντες. Η θερμοκρασία αυτή είναι αποτέλεσμα μίας δυναμικής ισορροπίας μεταξύ της παραγωγής θερμότητας από τον ανθρώπινο μεταβολισμό και της απώλειας λόγω διαφόρων περιβαλλοντικών παραγόντων [3].

Η συστηματική ανασκόπηση των Geneva και συνεργατών (2019) ανέλυσε 36 μελέτες που περιλάμβαναν περισσότερους από 7600 υγιείς ενήλικες και έδειξε ότι η μέση θερμοκρασία σώματος είναι χαμηλότερη από τις παραδοσιακά αποδεκτές τιμές. Συγκεκριμένα, ο γενικός μέσος όρος καταγράφηκε στους 36.59 °C, δηλαδή χαμηλότερα από τον «κλασικό» μέσο όρο των 36.8 °C που συχνά αναφέρεται στη βιβλιογραφία. Αυτό το εύρημα αναδεικνύει ότι η φυσιολογική θερμοκρασία δεν είναι ένα απόλυτο νούμερο, αλλά κυμαίνεται σε συγκεκριμένα όρια ανάλογα με το σημείο μέτρησης και τα χαρακτηριστικά του ατόμου [4].

Το σημείο μέτρησης αποτελεί καθοριστικό παράγοντα διαφοροποίησης. Οι ορθικές μετρήσεις παρουσιάζουν τις υψηλότερες τιμές (περίπου 37.04 °C), ενώ οι στοματικές (36.57 °C) και οι τυμπανικές (36.64 °C) βρίσκονται σε ενδιάμεσο επίπεδο. Η χαμηλότερη μέση τιμή προκύπτει από τη μασχालιάια μέτρηση (35.97 °C), γεγονός που εξηγεί γιατί αυτή η μέθοδος θεωρείται λιγότερο αξιόπιστη για ακριβή κλινική εκτίμηση. Αξιοσημείωτο είναι και το ότι η μέτρηση της θερμοκρασίας στα ούρα κατέγραψε μέση τιμή 36.61 °C, ωστόσο τα δεδομένα αυτής της κατηγορίας θεωρούνται περιορισμένα και μεθοδολογικά αμφιλεγόμενα [4].

Η ηλικία αποτελεί επίσης σημαντικό παράγοντα. Οι ενήλικες άνω των 60 ετών παρουσιάζουν κατά μέσο όρο χαμηλότερη θερμοκρασία (36.5 °C) σε σχέση με τους νεότερους (<60 ετών), οι οποίοι εμφανίζουν μέση τιμή 36.69 °C. Αυτή η μείωση αποδίδεται στη φυσιολογική ελάττωση του μεταβολισμού και στη μειωμένη ικανότητα θερμορύθμισης που συνοδεύει τη γήρανση. Το εύρημα αυτό έχει κλινική σημασία, καθώς οι ηλικιωμένοι συχνά δεν αναπτύσσουν «υψηλό πυρετό» σε περιπτώσεις λοίμωξης, γεγονός που μπορεί να δυσκολέψει τη διάγνωση [3].

Όσον αφορά το φύλο, η ανάλυση δεν έδειξε ουσιαστικές διαφορές. Αν και παρατηρήθηκαν μικρές αποκλίσεις (π.χ. οι γυναίκες εμφάνισαν ελαφρώς χαμηλότερη μέση θερμοκρασία), οι διαφορές αυτές δεν κρίνονται κλινικά σημαντικές. Ορισμένες παλαιότερες μελέτες είχαν συνδέσει τις διαφοροποιήσεις με παράγοντες όπως η κατανομή του σωματικού λίπους και οι ορμονικές διακυμάνσεις, ωστόσο τα στοιχεία παραμένουν αντικρουόμενα [3].

Συνοψίζοντας, η φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος δεν μπορεί να οριστεί με μία μοναδική τιμή, αλλά περιλαμβάνει ένα εύρος που εξαρτάται από την ηλικία και το σημείο μέτρησης, ενώ το φύλο έχει δευτερεύουσα σημασία. Η κατανόηση αυτών των παραγόντων είναι κρίσιμη για τη σωστή ερμηνεία των μετρήσεων και για την ακριβή διάγνωση καταστάσεων όπως η υποθερμία ή ο πυρετός. Το εύρος 36.16–37.02 °C, όπως καταγράφηκε στη συγκεκριμένη ανασκόπηση, αποτυπώνει με μεγαλύτερη ακρίβεια τις φυσιολογικές τιμές στους ενήλικες και προσφέρει μια πιο ασφαλή βάση για κλινική χρήση.

2.4.1 Θερμικά διαμερίσματα

Το ανθρώπινο σώμα μπορεί να χωριστεί σε δύο θερμικά διαμερίσματα:

- **Κεντρικό διαμέρισμα (core)** – περιλαμβάνει τα εσωτερικά όργανα, τον εγκέφαλο, την καρδιά και τους πνεύμονες. Η θερμοκρασία στο διαμέρισμα αυτό είναι αυστηρά ελεγχόμενη και συνήθως ελάχιστα επηρεάζεται από το εξωτερικό περιβάλλον.
- **Περιφερικό διαμέρισμα (shell)** – περιλαμβάνει το δέρμα, τον υποδόριο ιστό και τους επιφανειακούς μύες. Εδώ η θερμοκρασία παρουσιάζει μεγαλύτερες διακυμάνσεις, καθώς επηρεάζεται έντονα από τις εξωτερικές συνθήκες.

Η θερμική επικοινωνία μεταξύ των δύο διαμερισμάτων εξαρτάται από την αιματική ροή. Σε συνθήκες ψύχους, η αγγειοσύσπαση μειώνει την παροχή αίματος στην περιφέρεια, περιορίζοντας την απώλεια θερμότητας. Αντίθετα, σε ζέστη, η αγγειοδιαστολή αυξάνει την αιματική ροή στο δέρμα, ενισχύοντας την αποβολή θερμότητας [3].

2.4.2 Ρόλος του Υποθαλάμου και Θερμοϋποδοχέων

Ο υποθάλαμος είναι ο «θερμοστάτης» του σώματος, υπεύθυνος για την ανίχνευση και ρύθμιση της θερμοκρασίας.

- **Κεντρικοί θερμοϋποδοχείς:** βρίσκονται στον υποθάλαμο και στον νωτιαίο μυελό. Ανιχνεύουν απευθείας τη θερμοκρασία του αίματος.
- **Περιφερικοί θερμοϋποδοχείς:** βρίσκονται κυρίως στο δέρμα και μεταδίδουν πληροφορίες για τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος.

Ο υποθάλαμος συγκρίνει τις πληροφορίες με την επιθυμητή θερμοκρασία-στόχο (set point) και ενεργοποιεί μηχανισμούς για την επαναφορά της θερμοκρασίας στο φυσιολογικό εύρος [3].

2.4.3 Μηχανισμοί Παραγωγής Θερμότητας

Η παραγωγή θερμότητας προκύπτει από διάφορες φυσιολογικές διεργασίες [3]:

1. **Βασικός μεταβολισμός** – οι κυτταρικές διεργασίες παράγουν θερμότητα ακόμη και σε κατάσταση ηρεμίας.
2. **Μυϊκή δραστηριότητα** – η εκούσια άσκηση και το ακούσιο ρίγος αυξάνουν την παραγωγή θερμότητας έως και πέντε φορές σε σχέση με την ηρεμία.
3. **Θερμογένεση μετά από λήψη τροφής** – η διαδικασία πέψης και μεταβολισμού των τροφών αυξάνει την παραγωγή θερμότητας κατά 5–15% για μερικές ώρες.

4. **Μη ρίγη θερμογένεση** – ενεργοποίηση του καφέ λιπώδους ιστού, ιδιαίτερα στα νεογνά, για ταχεία παραγωγή θερμότητας χωρίς μυϊκή δραστηριότητα.

2.4.4 Μηχανισμοί Απώλειας Θερμότητας

Η απώλεια θερμότητας πραγματοποιείται μέσω [3]:

- **Ακτινοβολίας:** μεταφορά θερμικής ενέργειας υπό μορφή υπέρυθρης ακτινοβολίας προς το περιβάλλον, ακόμη και χωρίς άμεση επαφή.
- **Αγωγής:** μεταφορά θερμότητας μέσω άμεσης επαφής με ψυχρότερη επιφάνεια ή αντικείμενο.
- **Συναγωγής:** απομάκρυνση θερμότητας μέσω της κίνησης ρευστών (αέρας, νερό) γύρω από το σώμα.
- **Εξάτμισης:** αποβολή θερμότητας μέσω της εφίδρωσης, με τον ιδρώτα να εξατμίζεται από την επιφάνεια του δέρματος. Σε υψηλή υγρασία, η αποτελεσματικότητα του μηχανισμού αυτού μειώνεται.

2.4.5 Κιρκαδικές Διακυμάνσεις

Η θερμοκρασία σώματος ακολουθεί κιρκαδικό ρυθμό [4]:

- **Ελάχιστη τιμή:** μεταξύ 4:00 και 6:00 το πρωί, όπου μπορεί να πέσει έως και 36,5°C.
- **Μέγιστη τιμή:** αργά το απόγευμα (17:00–19:00), όπου μπορεί να φτάσει έως και 37,5°C.

Οι διακυμάνσεις αυτές επηρεάζονται από ορμονικές εκκρίσεις, όπως η κορτιζόλη και η μελατονίνη.

2.4.6 Παράγοντες που Επηρεάζουν τη Θερμοκρασία

- **Ηλικία:** οι ηλικιωμένοι έχουν μειωμένη ικανότητα ρίγους και εφίδρωσης, ενώ τα νεογνά χάνουν θερμότητα πιο γρήγορα λόγω υψηλής αναλογίας επιφάνειας/μάζας.
- **Φύλο:** οι γυναίκες παρουσιάζουν διακυμάνσεις στη θερμοκρασία λόγω ορμονικών αλλαγών, ιδιαίτερα κατά την ωορρηξία.
- **Φυσική δραστηριότητα:** η άσκηση αυξάνει σημαντικά την θερμοκρασία, ειδικά σε θερμό και υγρό περιβάλλον.
- **Περιβάλλον:** υψηλή θερμοκρασία και υγρασία δυσχεραίνουν την απώλεια θερμότητας, ενώ ο ψυχρός αέρας την επιταχύνει.
- **Παθολογικές καταστάσεις:** πυρετός λόγω λοίμωξης, θερμοπληξία, υποθερμία [4].

2.4.7 Προσαρμογές σε Περιβαλλοντικές Συνθήκες

Σε θερμό περιβάλλον, το σώμα αυξάνει την εφίδρωση και την αγγειοδιαστολή για να αποβάλει θερμότητα. Σε ψυχρό περιβάλλον, η αγγειοσύσπαση και το ρίγος περιορίζουν τις απώλειες και αυξάνουν την παραγωγή θερμότητας. Οι μακροπρόθεσμες προσαρμογές περιλαμβάνουν αύξηση της ικανότητας εφίδρωσης ή ενίσχυση της θερμογένεσης [4].

2.4.8 Συνέπειες Διαταραγμένης Θερμορύθμισης

Η αποτυχία διατήρησης της θερμοκρασίας εντός φυσιολογικών ορίων οδηγεί σε [4]:

- **Υποθερμία:** θερμοκρασία $<35^{\circ}\text{C}$, με κίνδυνο διαταραχής της καρδιακής λειτουργίας και του ΚΝΣ.
- **Υπερθερμία:** θερμοκρασία $>40^{\circ}\text{C}$, μπορεί να προκαλέσει θερμοπληξία και οργανική βλάβη.
- **Πυρετό:** αύξηση της θερμοκρασίας λόγω επαναπροσδιορισμού του set point από τον υποθάλαμο σε απάντηση σε λοιμώξεις.

2.5 Τύποι θερμομέτρων

2.5.1 Θερμόμετρο υδραργύρου



Εικόνα 2. 2 Θερμόμετρο υδραργύρου

Το κλινικό θερμομέτρο υδραργύρου (mercury-in-glass thermometer) αποτελείται από μια μικρή γυάλινη λυχνία (bulb) στο άκρο, η οποία περιέχει υδράργυρο, και από ένα γυάλινο στέλεχος (stem) με έναν πολύ λεπτό εσωτερικό σωλήνα (τριχοειδές). Πάνω στο στέλεχος υπάρχει βαθμονομημένη κλίμακα σε $^{\circ}\text{C}$ ή $^{\circ}\text{F}$, ώστε η θέση της στήλης του υδραργύρου να αντιστοιχεί σε συγκεκριμένη θερμοκρασία [1].

Η λειτουργία του βασίζεται στη θερμική διαστολή του υδραργύρου:

- Όταν η λυχνία έρθει σε επαφή με θερμό σώμα, η θερμοκρασία του υδραργύρου αυξάνεται.
- Ο υδράργυρος, ως υγρό μέταλλο, διαστέλλεται ανάλογα με την αύξηση της θερμοκρασίας και κινείται προς τα πάνω μέσα στο τριχοειδές.
- Το στενό τριχοειδές και η μικρή διατομή αυξάνουν την ακρίβεια της ένδειξης, καθώς ακόμη και μικρές διαστολές οδηγούν σε εμφανή μετατόπιση της στήλης [1].

Στα περισσότερα κλινικά θερμοόμετρα υπάρχει “συστολέας” (constriction) λίγο πάνω από τη λυχνία, που εμποδίζει την άμεση επιστροφή του υδραργύρου όταν αφαιρεθεί το θερμοόμετρο από το σώμα. Με αυτό τον τρόπο, η ένδειξη «παγώνει» και μπορεί να διαβαστεί άνετα μετά τη μέτρηση [1].

Για ακριβή μέτρηση, το θερμοόμετρο πρέπει να παραμείνει στη θέση μέτρησης (π.χ. μασχάλη, στόμα, ορθό) για αρκετό χρόνο ώστε να επιτευχθεί θερμική ισορροπία μεταξύ του υδραργύρου και του σώματος συνήθως 4-8 λεπτά για τη μασχάλη, λιγότερο για το ορθό [1]

Η ακρίβεια του θερμομέτρου εξαρτάται από:

- Την σωστή βαθμονόμηση.
- Την απουσία φυσαλίδων αέρα στη στήλη του υδραργύρου.
- Τη σταθερή τοποθέτηση στο σωστό σημείο μέτρησης.

Αν και τα θερμοόμετρα υδραργύρου θεωρούνταν επί δεκαετίες το “gold standard” για κλινική χρήση, η χρήση τους έχει περιοριστεί σημαντικά λόγω της τοξικότητας του υδραργύρου και του κινδύνου θραύσης.

2.5.2 Ηλεκτρονικό ψηφιακό θερμοόμετρο

Το ηλεκτρονικό ψηφιακό θερμοόμετρο αποτελεί σήμερα έναν από τους πιο διαδεδομένους τύπους κλινικών θερμομέτρων, καθώς έχει αντικαταστήσει σε μεγάλο βαθμό τα παραδοσιακά θερμοόμετρα υδραργύρου λόγω της ασφάλειας, της ταχύτητας και της ευκολίας χρήσης που προσφέρει. Η λειτουργία του βασίζεται σε έναν θερμίστορ (thermistor) ή άλλο ηλεκτρονικό αισθητήρα στο άκρο του θερμομέτρου, ο οποίος μεταβάλλει την ηλεκτρική του αντίσταση ανάλογα με τη θερμοκρασία που ανιχνεύει από τους ιστούς. Το κύκλωμα του θερμομέτρου επεξεργάζεται αυτό το σήμα και εμφανίζει την τελική θερμοκρασία σε μια ψηφιακή οθόνη, συνήθως σε °C ή °F [2].

Τα ηλεκτρονικά θερμοόμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν στοματικά (υπογλώσσια), μασχαλιαία ή ορθικά. Ένα από τα βασικά τους πλεονεκτήματα είναι η πολύ γρήγορη λήψη μέτρησης – συνήθως σε 30 δευτερόλεπτα έως 1 λεπτό – σε σύγκριση με τα 4-8 λεπτά που απαιτεί ένα θερμοόμετρο υδραργύρου. Διαθέτουν επίσης ηχητική ειδοποίηση όταν η μέτρηση ολοκληρωθεί, αφαιρώντας την αβεβαιότητα για το πότε η ένδειξη έχει σταθεροποιηθεί [2].



Εικόνα 2. 3 Ψηφιακό θερμόμετρο επαφής

Για την αποφυγή διασταυρούμενων λοιμώξεων, πολλά μοντέλα χρησιμοποιούν αλλαγή ή απόρριψη καλύμματος/προβλήματος (probe cover), γεγονός που τα καθιστά κατάλληλα για χρήση σε κλινικά περιβάλλοντα με πολλούς ασθενείς. Είναι ανθεκτικά σε πτώσεις, δεν περιέχουν τοξικά υλικά και είναι εύκολα στη μεταφορά [2].

Ωστόσο, η ακρίβεια των μετρήσεων μπορεί να επηρεαστεί από τη λανθασμένη τοποθέτηση, την ανεπαρκή διάρκεια μέτρησης ή εξωτερικούς παράγοντες, όπως πρόσφατη κατανάλωση τροφής ή ποτού στην στοματική μέτρηση. Επίσης, ορισμένα φθηνά μοντέλα παρουσιάζουν διακυμάνσεις στις ενδείξεις αν η μέτρηση γίνει πολύ σύντομα, καθώς η συσκευή καταγράφει την θερμοκρασία «στιγμιαία» και όχι μετά από πλήρη θερμική ισορροπία [2].

2.5.3 Θερμόμετρο τυμπανικής μεμβράνης

Το θερμόμετρο τυμπανικής μεμβράνης είναι μια συσκευή που μετρά τη θερμοκρασία του σώματος μέσω του ακουστικού πόρου, καταγράφοντας την υπέρυθη ακτινοβολία που εκπέμπει η τυμπανική μεμβράνη (τύμπανο του αυτιού). Η μέθοδος αυτή βασίζεται στο γεγονός ότι η τυμπανική μεμβράνη αιματώνεται από τα ίδια αγγεία που τροφοδοτούν το υποθάλαμο – το κέντρο ρύθμισης της θερμοκρασίας του σώματος – γεγονός που επιτρέπει την ακριβή εκτίμηση της «θερμοκρασίας πυρήνα» [2].

Η συσκευή διαθέτει ένα μικρό αισθητήρα υπέρυθρων στο άκρο ενός λεπτού ανιχνευτή (probe), ο οποίος εισάγεται απαλά στον έξω ακουστικό πόρο μέχρι να βρεθεί απέναντι από την τυμπανική μεμβράνη. Στη συνέχεια, ο αισθητήρας ανιχνεύει την υπέρυθη ακτινοβολία που εκπέμπεται από την επιφάνεια του τυμπάνου και την μετατρέπει σε θερμοκρασιακή ένδειξη, η οποία εμφανίζεται στην οθόνη μέσα σε λίγα δευτερόλεπτα [2].



Εικόνα 2. 4 Ψηφιακό θερμομέτρο τυμπάνου

Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτών των θερμομέτρων είναι η ταχύτητα μια ακριβής μέτρηση μπορεί να ληφθεί σε 1–3 δευτερόλεπτα, σε αντίθεση με τα 6–8 λεπτά που μπορεί να απαιτήσει ένα θερμομέτρο υδραργύρου. Επίσης, είναι γενικά άνετα για τον ασθενή, ειδικά σε παιδιά που δυσκολεύονται να μείνουν ακίνητα για μεγάλο διάστημα [2].

Ωστόσο, η ακρίβεια μπορεί να επηρεαστεί από αρκετούς παράγοντες: η παρουσία κεριού στο αυτί, η λανθασμένη γωνία τοποθέτησης, ή η μη πλήρης ευθυγράμμιση του ανιχνευτή με την τυμπανική μεμβράνη μπορούν να δώσουν χαμηλότερες ή υψηλότερες ενδείξεις. Σε παιδιά κάτω των 7–9 ετών, η ανατομία του ακουστικού πόρου μπορεί να δυσκολέψει τη σωστή τοποθέτηση. Για αυτόν τον λόγο, σε κλινική χρήση συχνά χρησιμοποιούνται προστατευτικά καλύμματα μίας χρήσης στον ανιχνευτή, ώστε να εξασφαλιστεί η υγιεινή και να μειώνεται ο κίνδυνος διασταυρούμενων λοιμώξεων [2].

Παρά τις κάποιες διακυμάνσεις που έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία, πολλά ερευνητικά δεδομένα δείχνουν ότι το θερμομέτρο τυμπανικής μεμβράνης είναι αξιόπιστο και κατάλληλο για γρήγορες εκτιμήσεις, ιδιαίτερα σε περιβάλλοντα όπου η ταχύτητα είναι κρίσιμη, όπως στα επείγοντα περιστατικά και στην παιδιατρική φροντίδα [2].

2.5.4 Θερμόμετρο Υπέρυθρων

Το θερμομέτρο υπέρυθρων χωρίς επαφή είναι μια συσκευή μέτρησης θερμοκρασίας που βασίζεται στην **ανίχνευση υπέρυθρης ακτινοβολίας** από την επιφάνεια του δέρματος, χωρίς να απαιτείται φυσική επαφή με τον ασθενή. Η αρχή λειτουργίας του στηρίζεται στο γεγονός ότι κάθε σώμα με θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν εκπέμπει υπέρυθρη ακτινοβολία. Το NCIT διαθέτει έναν ευαίσθητο αισθητήρα υπέρυθρων που συλλέγει αυτή την ακτινοβολία, τη συγκεντρώνει μέσω οπτικού συστήματος (συνήθως φακός) και την μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα. Το σήμα αυτό επεξεργάζεται ηλεκτρονικά και εμφανίζεται στην οθόνη ως θερμοκρασία σε °C ή °F [2].

Στην κλινική πράξη, η μέτρηση γίνεται από κοντινή απόσταση (συνήθως 1–5 εκατοστά) από το μέτωπο ή την κροταφική περιοχή, που αντιστοιχεί στην πορεία της κροταφικής αρτηρίας. Το όργανο μπορεί να δώσει ένδειξη σε λιγότερο από 2 δευτερόλεπτα, γεγονός που το καθιστά ιδιαίτερα χρήσιμο για **μαζικό έλεγχο** σε χώρους με υψηλή ροή ατόμων, όπως αεροδρόμια, νοσοκομεία ή σχολεία [2].



Εικόνα 2. 5 Θερμόμετρο Υπέρυθρων

Το κύριο πλεονέκτημα του NCIT είναι ότι ελαχιστοποιεί τον κίνδυνο μετάδοσης λοιμώξεων, καθώς δεν απαιτεί απολύμανση μετά από κάθε χρήση, ενώ είναι γρήγορο, εύχρηστο και φορητό. Κατά την πανδημία COVID-19, έγινε ιδιαίτερα δημοφιλές λόγω της δυνατότητας γρήγορου ελέγχου χωρίς φυσική επαφή [2].

Ωστόσο, η ακρίβειά του μπορεί να επηρεαστεί από εξωτερικούς παράγοντες, όπως ο περιβάλλον φωτισμός, η θερμοκρασία του χώρου, η παρουσία ιδρώτα ή μακιγιάζ στο δέρμα, ακόμα και η απόσταση ή η γωνία μέτρησης. Σε ορισμένες μελέτες έχει διαπιστωθεί ότι σε ασθενείς με πυρετό, το NCIT μπορεί να δίνει ελαφρώς χαμηλότερες ενδείξεις σε σχέση με τα θερμόμετρα επαφής (π.χ. μασχालαία ή στοματικά) [2].

Παρά τις μικρές αυτές αποκλίσεις, όταν χρησιμοποιείται σωστά και σε ελεγχόμενες συνθήκες, το NCIT αποτελεί ένα αξιόπιστο, ασφαλές και ταχύ μέσο θερμομέτρησης, ιδανικό για καταστάσεις όπου η υγιεινή και η ταχύτητα αποτελούν προτεραιότητα [2].

2.5.5 Θερμόμετρο υγρών κρυστάλλων

Το θερμόμετρο υγρών κρυστάλλων είναι μια μη επεμβατική συσκευή μέτρησης θερμοκρασίας, η οποία χρησιμοποιεί ειδικά χοληστερικά υγρά κρυσταλλικά υλικά που αλλάζουν χρώμα ανάλογα με τη θερμοκρασία στην οποία εκτίθενται. Οι υγροί κρύσταλλοι είναι ενσωματωμένοι σε μία λεπτή, εύκαμπτη πλαστική ταινία, η οποία φέρει κλίμακα θερμοκρασίας [2].

Η αρχή λειτουργίας του βασίζεται στο γεγονός ότι οι υγροί κρύσταλλοι μεταβάλλουν τη μοριακή τους διάταξη όταν αυξάνεται ή μειώνεται η θερμοκρασία. Αυτή η μεταβολή στη δομή τους επηρεάζει τον τρόπο που ανακλούν το φως, προκαλώντας αλλαγή χρώματος. Το κάθε χρώμα αντιστοιχεί σε συγκεκριμένη θερμοκρασία και η αντιστοίχιση αυτή επισημαίνεται στην κλίμακα του θερμομέτρου [2].

Η χρήση του LCT είναι εξαιρετικά απλή: η ταινία τοποθετείται απευθείας στο δέρμα, συνήθως στο μέτωπο, και μέσα σε 15–30 δευτερόλεπτα εμφανίζεται το αντίστοιχο χρώμα που δείχνει τη θερμοκρασία. Υπάρχουν δύο βασικές εκδόσεις: η μία μετρά την επιφανειακή θερμοκρασία του δέρματος (26–38°C) και η άλλη είναι βαθμονομημένη ώστε να δείχνει θερμοκρασία περίπου 1,9°C υψηλότερη, προσεγγίζοντας την «θερμοκρασία πυρήνα» του σώματος (29–41°C) [2].

Τα βασικά πλεονεκτήματα του θερμομέτρου υγρών κρυστάλλων είναι η απλότητα, η χαμηλή τιμή, η ασφάλεια (δεν περιέχει υδράργυρο ή αιχμηρά μέρη) και η απουσία ανάγκης απολύμανσης, αφού μπορεί

να είναι μιας χρήσης. Αυτά τα χαρακτηριστικά το καθιστούν κατάλληλο για μαζικούς ελέγχους και για χρήση σε παιδιά, ακόμα και σε περιβάλλοντα με περιορισμένη πρόσβαση σε ιατρικό εξοπλισμό [2].

Ωστόσο, η ακρίβεια των μετρήσεων μπορεί να επηρεαστεί από παράγοντες όπως η θερμοκρασία του περιβάλλοντος, η ροή αίματος στην περιοχή μέτρησης, ή η παρουσία ιδρώτα. Επίσης, επειδή μετρά κυρίως την επιφανειακή θερμοκρασία, μπορεί να υποεκτιμά την πραγματική θερμοκρασία πυρήνα, ειδικά σε καταστάσεις υποθερμίας ή υπερθερμίας [2].

Παρά τους περιορισμούς αυτούς, το LCT εξακολουθεί να θεωρείται χρήσιμο για γρήγορη και ασφαλή αρχική εκτίμηση της θερμοκρασίας, καθώς και για παρακολούθηση τάσεων σε μη κρίσιμα περιστατικά.

2.5.6 Θερμόμετρο-Πιπίλα (Pacifier Thermometer)

Το θερμόμετρο-πιπίλα είναι μια ειδικά σχεδιασμένη συσκευή μέτρησης θερμοκρασίας για βρέφη και μικρά παιδιά, η οποία συνδυάζει τη λειτουργία ενός θερμομέτρου με τη μορφή και την αίσθηση μιας οικείας πιπίλας. Η φιλοσοφία του σχεδιασμού του είναι να μειώσει την αναστάτωση που προκαλείται συχνά στα παιδιά κατά τη διάρκεια της θερμομέτρησης, προσφέροντας έναν τρόπο άνετο, μη επεμβατικό και φιλικό προς το παιδί [2].

Στο εσωτερικό του «στομίου» της πιπίλας βρίσκεται ένας ηλεκτρονικός αισθητήρας θερμοκρασίας (συνήθως θερμίστορ), ο οποίος ανιχνεύει τη θερμοκρασία του στόματος όταν το παιδί κρατά την πιπίλα. Το σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακή ένδειξη και εμφανίζεται σε μικρή οθόνη LED ή LCD ενσωματωμένη στο μπροστινό μέρος της πιπίλας. Ο χρόνος μέτρησης είναι συνήθως 1–3 λεπτά, επιτρέποντας στον αισθητήρα να φτάσει σε θερμική ισορροπία με το περιβάλλον του στόματος [2].

Το μεγάλο πλεονέκτημα του θερμομέτρου-πιπίλας είναι η άνεση και η αποδοχή από τα παιδιά: η διαδικασία μοιάζει με τη φυσιολογική χρήση μιας πιπίλας, γεγονός που μειώνει το άγχος και την πιθανότητα αντίστασης. Επιπλέον, επειδή η μέτρηση γίνεται εντός του στόματος, τα αποτελέσματα είναι πιο αντιπροσωπευτικά της κεντρικής θερμοκρασίας του σώματος σε σχέση με μεθόδους που μετρούν την επιφανειακή θερμοκρασία.



Εικόνα 2. 6 Θερμόμετρο πιπίλα για μωρά

Ωστόσο, υπάρχουν και περιορισμοί. Η ακρίβεια μπορεί να επηρεαστεί εάν το παιδί δεν κρατήσει την πιπίλα σωστά στη θέση της ή αν αφαιρείται συχνά κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Επιπλέον, οι περισσότερες εκδόσεις δεν επιτρέπουν αποτελεσματική απολύμανση του τμήματος που εισέρχεται στο στόμα, κάτι που μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο μικροβιακής μετάδοσης, ιδίως σε χρήση από περισσότερα του ενός παιδιά. Το κόστος τους είναι επίσης υψηλότερο σε σχέση με απλά ψηφιακά θερμόμετρα [2].

Μελέτες έχουν δείξει ότι, όταν χρησιμοποιείται σωστά, το θερμόμετρο-πιπίλα παρέχει αποτελέσματα συγκρίσιμα με τις μετρήσεις ορθικών ή στοματικών θερμομέτρων, γεγονός που το καθιστά χρήσιμο εργαλείο για τη γρήγορη, ανώδυνη και αξιόπιστη μέτρηση της θερμοκρασίας σε βρέφη και μικρά παιδιά [2].

2.5.7 Έξυπνα θερμόμετρα

Το έξυπνο θερμόμετρο είναι μια σύγχρονη εκδοχή του κλασικού θερμομέτρου, σχεδιασμένη ώστε να συνδέεται με ψηφιακές τεχνολογίες και εφαρμογές για την καταγραφή, αποθήκευση και ανάλυση των μετρήσεων θερμοκρασίας. Συνήθως διαθέτει δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας μέσω Bluetooth ή Wi-Fi, ώστε να μεταδίδει αυτόματα τις ενδείξεις σε μια εφαρμογή για κινητό τηλέφωνο ή tablet. Μέσω αυτής της εφαρμογής, ο χρήστης μπορεί να δει το ιστορικό μετρήσεων, να παρακολουθεί τάσεις και να λαμβάνει ειδοποιήσεις για μεταβολές [2].

Η μέτρηση της θερμοκρασίας γίνεται με αισθητήρα, ο οποίος μπορεί να είναι παρόμοιος με αυτόν ενός ψηφιακού θερμομέτρου επαφής ή υπέρυθρων. Η ένδειξη αποστέλλεται σχεδόν σε πραγματικό χρόνο στην εφαρμογή, όπου μπορεί να συνδυαστεί με άλλες πληροφορίες που εισάγει ο χρήστης, όπως συμπτώματα (π.χ. βήχας, πονόλαιμος), διάγνωση ή λήψη φαρμάκων. Έτσι δημιουργείται ένα ψηφιακό ημερολόγιο υγείας, χρήσιμο για τον ίδιο τον ασθενή, αλλά και για τον γιατρό του [2].



Εικόνα 2. 7 Έξυπνα θερμόμετρα με επικοινωνία μέσω εφαρμογής κινητού τηλεφώνου

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των έξυπνων θερμομέτρων είναι η δυνατότητα γεωεντοπισμού (geolocation) των μετρήσεων, κάτι που τα καθιστά ιδιαίτερα χρήσιμα στην επιδημιολογική επιτήρηση. Συλλέγοντας ανώνυμα δεδομένα θερμοκρασίας από πολλούς χρήστες, μπορούν να εντοπιστούν «θερμά σημεία» (hot spots) όπου καταγράφονται αυξημένα περιστατικά πυρετού, συμβάλλοντας στον έγκαιρο εντοπισμό επιδημιών, όπως η γρίπη ή ο COVID-19 [2].

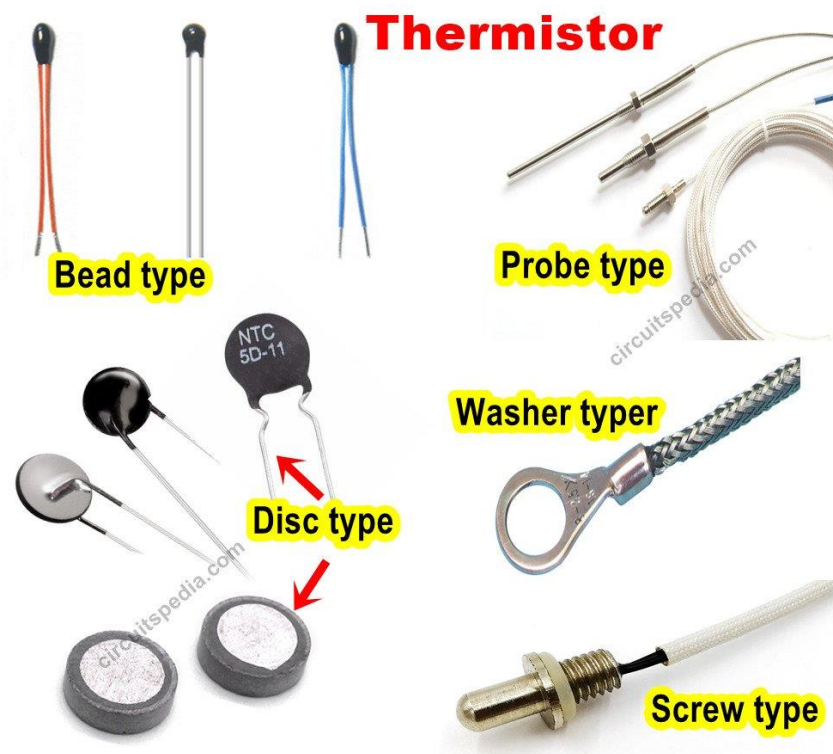
Κατά την πανδημία, η χρήση αυτών των συσκευών έδειξε ότι η συνδυασμένη ανάλυση θερμοκρασιών και συμπτωμάτων μπορεί να επιταχύνει την αναγνώριση περιοχών με αυξημένη νοσηρότητα. Επιπλέον, οι εφαρμογές των smart thermometers μπορούν να στέλνουν υπενθυμίσεις για εμβολιασμούς, λήψη φαρμάκων ή επανέλεγχο θερμοκρασίας [2].

Παρά τα πλεονεκτήματά τους, η χρήση τους απαιτεί συμβατότητα με έξυπνες συσκευές, πρόσβαση σε διαδίκτυο και, σε ορισμένες περιπτώσεις, συνδρομή για πλήρη πρόσβαση σε όλες τις λειτουργίες. Ωστόσο, αποτελούν μια καινοτόμα λύση που συνδυάζει την ακρίβεια της μέτρησης με τη δυνατότητα ανάλυσης μεγάλου όγκου δεδομένων, προσφέροντας σημαντική αξία στην ατομική και δημόσια υγεία [2].

2.6 Τεχνολογίες αισθητήρων θερμοκρασίας

2.6.1 Θερμίστορ

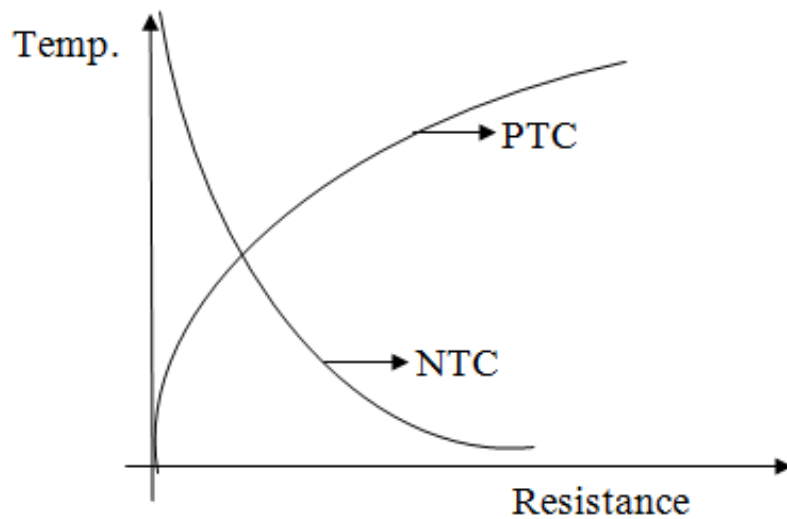
Το θερμίστορ ανήκει στην κατηγορία των αντιστάσεων θερμοκρασίας είναι δηλαδή ένας αντιστάτης του οποίου η τιμή αλλάζει άμεσα με τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος στο οποίο βρίσκεται. Ο όρος προέρχεται από τον συνδυασμό των λέξεων θερμότητα και αντίσταση ή στα αγγλικά thermal και resistor περιγράφοντας έτσι με ακρίβεια τον τρόπο λειτουργίας του, ενώ αλλιώς ονομάζεται και θερμοαντιστάτης. Η βασική δομή του αποτελείται από μεταλλικά οξειδία (χρωμίου, κοβαλτίου, σιδήρου, μαγγανίου, νικελίου) που μορφοποιούνται σε μικρά σχήματα, όπως σφαιρίδια, δίσκοι ή κυλινδρικά στοιχεία και στη συνέχεια σφραγίζονται με υλικά όπως εποξική ρητίνη ή με γυαλί για να προστατεύονται από την υγρασία και από τις φθορές λόγω χρήσης [6].



Εικόνα 2. 8 Διάφορες μορφές αισθητήρων θερμίστορ του εμπορίου

Υπάρχουν δύο κύριοι τύποι θερμίστορ:

- **NTC (Negative Temperature Coefficient):** σε αυτά η ηλεκτρική αντίσταση μειώνεται όσο η θερμοκρασία αυξάνεται. Λόγω της υψηλής τους ευαισθησίας, τα NTC είναι τα πλέον διαδεδομένα και χρησιμοποιούνται κυρίως σε εφαρμογές μέτρησης θερμοκρασίας, όπως τα ψηφιακά θερμόμετρα.
- **PTC (Positive Temperature Coefficient):** σε αυτά η αντίσταση αυξάνεται όταν η θερμοκρασία ανεβαίνει. Χρησιμοποιούνται περισσότερο σε κυκλώματα προστασίας και λιγότερο ως καθαροί αισθητήρες θερμοκρασίας.



Εικόνα 2. 9 Εκθετική καμπύλη θερμοκρασίας-αντίστασης

Τα θερμίστορ χαρακτηρίζονται από υψηλή ακρίβεια σε περιορισμένο θερμοκρασιακό εύρος, συνήθως περίπου ± 50 °C γύρω από τη θερμοκρασία στόχο. Αυτό τα καθιστά ιδανικά για εφαρμογές όπου απαιτείται μέτρηση σε σχετικά μικρή κλίμακα με μεγάλη λεπτομέρεια. Αντίθετα, δεν είναι κατάλληλα για ακραία χαμηλές ή υψηλές θερμοκρασίες, όπου η μη γραμμική καμπύλη τους περιορίζει την αξιοπιστία.

Ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά τους είναι η μη γραμμικότητα της καμπύλης αντίστασης-θερμοκρασίας. Όπως φαίνεται και από το γράφημα, η σχέση αυτή δεν αποδίδεται με ευθεία γραμμή, αλλά με καμπύλη, κάτι που δυσκολεύει τη μετατροπή της αντίστασης σε ακριβή θερμοκρασία. Αυτή η εκθετική μορφή της αντίστασης εν συνάρτησει της θερμοκρασίας μπορεί να φανεί από τον παρακάτω τύπο [5]:

$$R_{TH} = R_{REF} \times e^{\beta \times (\frac{1}{T} - \frac{1}{T_{REF}})}$$

Όπου:

R_{TH} : η αντίσταση του θερμίστορ

R_{REF} : η αντίσταση στην θερμοκρασία αναφοράς

T: η θερμοκρασία

β : ένας συντελεστής ο οποίος αναφέρεται από τον εκάστοτε κατασκευαστή ανάλογα με το υλικό υλοποίησης καθώς λαμβάνεις τιμές από 3000 έως 5000 °K.

Πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι αυτός ο τύπο ικανοποιείται από από τα θερμίστορ αρνητικού συντελεστή θερμοκρασίας (NTC).

Για τον πιο ακριβή υπολογισμό της θερμοκρασίας σε ευρύ φάσμα τιμών, εφαρμόζεται η πολυωνυμική εξίσωση Steinhart & Hart η οποία είναι :

Όσον αφορά τις μορφές κατασκευής, τα θερμίστορ μπορεί να εμφανίζονται ως χάντρες για ενσωμάτωση σε συσκευές, ως δίσκοι ή κυλινδρικά στοιχεία για επιφανειακές εφαρμογές ή ως chip για τοποθέτηση σε τυπωμένα κυκλώματα. Η επιλογή του κατάλληλου σχήματος εξαρτάται από το αν η μέτρηση γίνεται σε στερεό, υγρό ή αέριο μέσο. Η σωστή τοποθέτηση είναι καθοριστική: ένα θερμίστορ τοποθετημένο απευθείας στη συσκευή δίνει πιο άμεση και ακριβή απόκριση σε σχέση με ένα απομακρυσμένο θερμίστορ, το οποίο εμφανίζει καθυστέρηση και πιθανό σφάλμα ακόμη και μισού βαθμού [5].

Σε ένα σύστημα ελέγχου θερμοκρασίας, το θερμίστορ συνεργάζεται με έναν ελεγκτή και ένα στοιχείο θέρμανσης ή ψύξης (π.χ. ένα θερμοηλεκτρικό στοιχείο Peltier). Ο αισθητήρας δίνει σήμα ανάδρασης στον ελεγκτή, ο οποίος συγκρίνει τη μετρούμενη θερμοκρασία με το επιθυμητό setpoint και ενεργοποιεί ανάλογα το στοιχείο ψύξης ή θέρμανσης. Για να είναι αυτό εφικτό, ο ελεγκτής τροφοδοτεί το θερμίστορ με ένα ρεύμα πόλωσης (bias current). Έτσι η αντίσταση μετατρέπεται σε τάση, η οποία μπορεί να μετρηθεί και να επεξεργαστεί. Η επιλογή του σωστού bias current είναι κρίσιμη, ώστε η παραγόμενη τάση να παραμένει εντός του εύρους που υποστηρίζει ο ελεγκτής [5].

Ένα ακόμη στοιχείο που καθορίζει την απόδοση είναι η χρονική σταθερά (time constant), δηλαδή ο χρόνος που χρειάζεται το θερμίστορ για να φτάσει περίπου στο 63% της μεταβολής όταν αλλάξει η θερμοκρασία. Για τα περισσότερα θερμίστορ ο χρόνος αυτός κυμαίνεται από 6 έως 14 δευτερόλεπτα, τιμή που θεωρείται ικανοποιητική για πολλές ιατρικές εφαρμογές, αν και άλλοι αισθητήρες, όπως τα RTD, μπορεί να έχουν ταχύτερη απόκριση [6].

Συνολικά, τα θερμίστορ είναι αισθητήρες οικονομικοί, μικρού μεγέθους, ανθεκτικοί και με υψηλή ευαισθησία. Χάρη σε αυτά τα χαρακτηριστικά αποτελούν την κυριότερη επιλογή για συσκευές που απαιτούν ακριβή μέτρηση θερμοκρασίας σε συγκεκριμένο σημείο, όπως τα ιατρικά θερμομέτρα. Παρά το γεγονός ότι περιορίζονται σε ένα σχετικά στενό θερμοκρασιακό εύρος και παρουσιάζουν μη γραμμικότητα, η πρακτική τους αξία παραμένει μεγάλη, ιδιαίτερα όταν συνδυάζονται με κατάλληλους αλγόριθμους υπολογισμού και σωστή τοποθέτηση στον χώρο μέτρησης.

2.6.2 Θερμοζεύγος

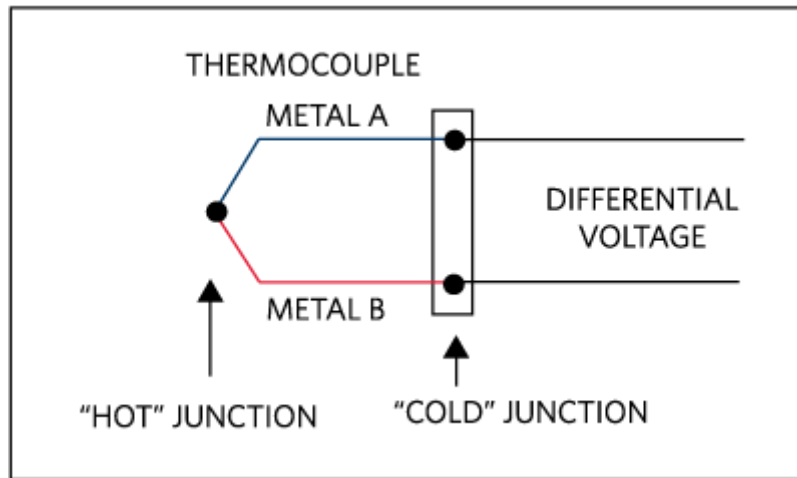
Η αρχή λειτουργίας πολλών ενεργών αισθητηρίων στηρίζεται σε φαινόμενα της φυσικής, τα οποία επιτρέπουν τη μετατροπή της ενέργειας του μετρούμενου μεγέθους σε ηλεκτρική μορφή. Ένα τέτοιο φαινόμενο είναι το θερμοηλεκτρικό φαινόμενο, γνωστό και ως φαινόμενο Seebeck. Όταν κατά μήκος ενός αγωγού υπάρχει διαφορά θερμοκρασίας, τα ηλεκτρόνια τείνουν να κινούνται προς την πιο ψυχρή περιοχή, με αποτέλεσμα την εμφάνιση στα άκρα του αγωγού μιας ηλεκτρεγερτικής δύναμης η οποία εκφράζεται από την σχέση [5]:

$$e = \theta_A(T_0 - T_1)$$

Όπου:

θ_A : η θερμοηλεκτρική δύναμη του αγωγού A.

T_0, T_1 : οι θερμοκρασίες στα δύο άκρα του αγωγού αντίστοιχα.



Εικόνα 2. 10 Απλοποιημένη λειτουργία θερμοζεύγους

Το θερμοζεύγος αποτελεί πρακτική εφαρμογή του παραπάνω φαινομένου. Πρόκειται για μια διάταξη που σχηματίζεται από δύο αγωγούς διαφορετικών υλικών, οι οποίοι ενώνονται στο ένα τους άκρο δημιουργώντας την λεγόμενη «θερμή επαφή» ή επαφή μέτρησης. Το άλλο άκρο τους παραμένει ελεύθερο και αποτελεί το σημείο αναφοράς, γνωστό ως «ψυχρή επαφή». Όταν η θερμή επαφή βρίσκεται σε θερμοκρασία T_1 και η ψυχρή επαφή σε θερμοκρασία T_0 , τότε αναπτύσσεται θερμοηλεκτρική τάση με θ_{A-B} την θερμοηλεκτρική δύναμη του θερμοζεύγους, που περιγράφεται από την εξής εξίσωση:

$$e = \theta_{A-B}(T_0 - T_1)$$

Για να μετρηθεί η παραγόμενη τάση χρησιμοποιούνται όργανα με πολύ μεγάλη εσωτερική αντίσταση, ώστε το παραγόμενο ρεύμα να είναι πρακτικά μηδενικό. Ωστόσο, στην πράξη δημιουργούνται σφάλματα όταν για τη σύνδεση του θερμοζεύγους με τη διάταξη μέτρησης χρησιμοποιούνται αγωγοί διαφορετικού υλικού. Το σφάλμα αυτό μπορεί να περιοριστεί αν οι βοηθητικοί αγωγοί έχουν μικρό μήκος και αν η θερμοκρασία τους είναι ίδια με εκείνη της ψυχρής επαφής. Επιπλέον, λόγω της ευαισθησίας των θερμοζευγών σε ηλεκτρικό θόρυβο και σε μαγνητικά πεδία, οι αγωγοί σύνδεσης συνήθως θωρακίζονται [5].

Σε διεθνές επίπεδο, τα θερμοζεύγη έχουν τυποποιηθεί σε κατηγορίες ανάλογα με τον συνδυασμό των υλικών που χρησιμοποιούνται και την περιοχή θερμοκρασιών στην οποία είναι κατάλληλα. Οι πιο γνωστοί τύποι είναι οι J, K, N, T, E, S, R, B και C. Ο κάθε τύπος διαθέτει τα δικά του χαρακτηριστικά και χρησιμοποιείται σε διαφορετικές εφαρμογές, από χαμηλές έως πολύ υψηλές θερμοκρασίες [5].

Πίνακας 2. 1

Τύπος	Σύνθεση θετικού-αρνητικού μολυβδου	Εύρος (°C)	Ακρίβεια (\pm °C)

K	Χρομέλ–Αλουμέλ	-270 έως 1260	±2.2
T	Χαλκός–Κοιισταντάν	-270 έως 370	±1.0
J	Σίδηρος–Κοιισταντάν	-210 έως 760	±2.2
S	Λευκόχρυσος 90% – Ρόδιο 10% / Λευκόχρυσος	-50 έως 1480	±1.5
E	Χρωμέλ–Κοιισταντάν	-270 έως 870	±1.7
N	Νικροσίλ–Νισίλ	-270 έως 1260	±2.2
R	Λευκόχρυσος 87% – Ρόδιο 13% / Λευκόχρυσος	-50 έως 1480	±1.5
B	Λευκόχρυσος 70% – Ρόδιο 30% / Λευκόχρυσος 94% – Ρόδιο 6%	0 έως 1700	±0.5

Στις σύγχρονες εφαρμογές, η μέτρηση της θερμοκρασίας με θερμοζεύγη συνοδεύεται από την ανάγκη γνώσης της θερμοκρασίας αναφοράς T_0 . Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται ειδικά ολοκληρωμένα κυκλώματα τα οποία επιτελούν την αντιστάθμιση της ψυχρής επαφής (cold junction compensation). Ένα τέτοιο κύκλωμα περιλαμβάνει έναν ενισχυτή οργανολογίας, ένα αισθητήριο που μετρά τη θερμοκρασία του σημείου αναφοράς και το κύκλωμα αντιστάθμισης. Με αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζεται ότι η έξοδος είναι ανάλογη μόνο της θερμοκρασίας της θερμής επαφής [5].

Το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από το θερμοζεύγος είναι πολύ μικρό, με ευαισθησία λίγων δεκάδων μικροβόλτ ανά βαθμό Κελσίου. Ο ενισχυτής οργανολογίας προσφέρει σταθερό κέρδος έτσι ώστε το σήμα εξόδου να μεταβάλλεται με κλίση περίπου $5 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. Η έξοδος μπορεί να περιγραφεί από τη σχέση [5]:

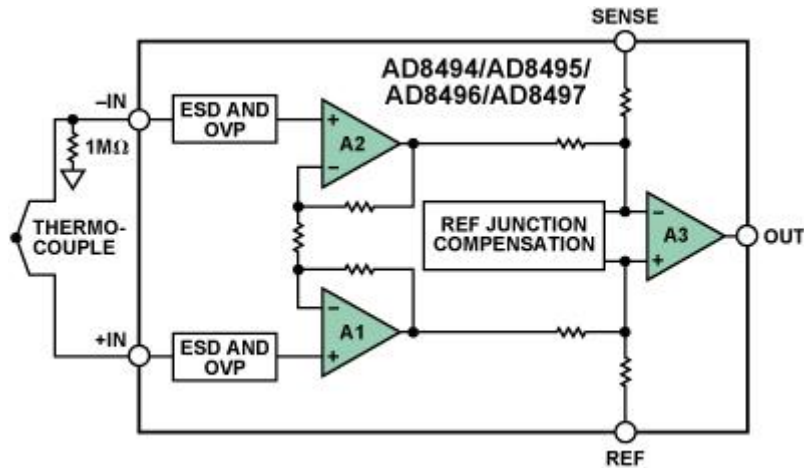
$$V_{OUT} = T_1 \times 5 \text{ mV}/^\circ\text{C} + V_{REF}$$

Όπου:

T_1 : η θερμοκρασία της θερμής επαφής.

V_{REF} : η τάση αναφοράς.

Η αντιστάθμιση αυτή καθιστά δυνατή τη χρήση των θερμοζευγών χωρίς την ανάγκη ξεχωριστής μέτρησης της ψυχρής επαφής.



Εικόνα 2. 11 Διάγραμμα θερμοζεύγους AD8495

Η τροφοδοσία του ολοκληρωμένου μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε με μονοπολική τάση, στην περιοχή από 2.7V έως 36V, είτε με διπολική, από $\pm 2.7V$ έως $\pm 18V$. Στην αναστρέφουσα είσοδο υπάρχει αντίσταση 1 M Ω , η οποία εξασφαλίζει ότι σε περίπτωση που το θερμοζεύγος δεν είναι συνδεδεμένο, η έξοδος θα διατηρείται στο δυναμικό της τροφοδοσίας. Για να περιορίζονται στο ελάχιστο τα σφάλματα κατά τη μέτρηση, είναι απαραίτητο η θερμοκρασία του ολοκληρωμένου να συμπίπτει με εκείνη της ψυχρής επαφής του θερμοζεύγους, έτσι ώστε η αντιστάθμιση να λειτουργεί σωστά.

Όπως φαίνεται και από το διάγραμμα του AD8495 της εικόνας 1, το θερμοζεύγος συνδέεται στους ακροδέκτες +IN και στην αντιστρέφουσα είσοδο -IN στην οποία είναι συνδεδεμένη η αντίσταση των 1 M Ω . Στη συνέχεια, το σήμα από το θερμοζεύγος οδηγείται σε δύο στάδια προστασίας (ESD and OVP), τα οποία προφυλάσσουν το ολοκληρωμένο από υπερτάσεις ή ηλεκτροστατικές εκκενώσεις. Μετά ακολουθούν οι ενισχυτές A1 και A2, οι οποίοι αποτελούν τμήμα ενός ενισχυτή οργανολογίας, που παρέχει υψηλή ακρίβεια και σταθερό κέρδος. Στο κέντρο του κυκλώματος υπάρχει το μπλοκ REF Junction Compensation. Αυτό είναι το κύκλωμα αντιστάθμισης ψυχρής επαφής, που μετρά τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος (εκεί όπου βρίσκονται τα ελεύθερα άκρα του θερμοζεύγους) και διορθώνει την έξοδο, ώστε η τελική μέτρηση να εξαρτάται μόνο από τη θερμοκρασία της θερμής επαφής. Ο ενισχυτής A3 ενισχύει περαιτέρω το σήμα και το στέλνει στον ακροδέκτη OUT, δηλαδή την έξοδο του ολοκληρωμένου. Ο ακροδέκτης REF χρησιμοποιείται για ρύθμιση της τάσης αναφοράς, ενώ ο ακροδέκτης SENSE συνδέεται στην έξοδο για να βελτιώσει τη σταθερότητα και την ακρίβεια της μέτρησης.

Τα θερμοζεύγη διακρίνονται για την αντοχή, την απλή κατασκευή και το χαμηλό κόστος τους, καθώς και για την ικανότητά τους να μετρούν θερμοκρασίες σε μεγάλο εύρος με γρήγορη απόκριση. Το μειονέκτημά τους είναι ότι παρουσιάζουν μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με άλλα αισθητήρια, ενώ απαιτούν ειδικές διατάξεις αντιστάθμισης. Παρόλα αυτά, παραμένουν από τα πιο διαδεδομένα αισθητήρια θερμοκρασίας σε βιομηχανικές, επιστημονικές αλλά και ιατρικές εφαρμογές, όπου η αξιοπιστία και η ευελιξία παίζουν καθοριστικό ρόλο.

2.6.3 Αισθητήρες υπέρυθρων

Κάθε σώμα του οποίου η θερμοκρασία είναι μεγαλύτερη από το απόλυτο μηδέν (0 °K) εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα διαδίδονται με την ταχύτητα του φωτός και το μήκος κύματος τους υπολογίζεται ως:

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

όπου c είναι η ταχύτητα του φωτός και f η συχνότητα της ακτινοβολίας σε Hertz. Το τμήμα της ακτινοβολίας με μήκος κύματος 380–760 nm αντιστοιχεί στο ορατό φως, ενώ η ακτινοβολία από 760 nm έως 1 mm χαρακτηρίζεται ως υπέρυθρη. Η υπέρυθρη ακτινοβολία σχετίζεται άμεσα με τη θερμότητα, αφού τα σώματα την εκπέμπουν λόγω της θερμοκρασίας τους. Το φάσμα αυτό χωρίζεται σε τρεις υποπεριοχές: κοντινή (0.76–2.5 μm), μέση (2.5–25 μm) και μακρινή υπέρυθρη (25–1000 μm).

Όταν η ακτινοβολία προσπίπτει σε ένα σώμα, μέρος της απορροφάται, ένα ποσοστό ανακλάται και το υπόλοιπο διέρχεται μέσα από το υλικό. Οι τρεις αυτοί μηχανισμοί χαρακτηρίζονται από τους συντελεστές απορρόφησης, ανάκλασης και διάδοσης, που εξαρτώνται από το μήκος κύματος, τη γωνία πρόσπτωσης και τη θερμοκρασία του σώματος. Ιδιαίτερη σημασία έχει το «μέλαν σώμα», δηλαδή ένα θεωρητικό υλικό που απορροφά όλη την προσπίπτουσα ακτινοβολία και ταυτόχρονα εκπέμπει τη μέγιστη δυνατή ακτινοβολία για τη θερμοκρασία του. Η φασματική κατανομή της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας περιγράφεται από τον νόμο του Planck, ενώ ο νόμος μετατόπισης του Wien δείχνει ότι όσο αυξάνεται η θερμοκρασία, τόσο μικραίνει το μήκος κύματος στο οποίο παρατηρείται η μέγιστη ακτινοβολία. Για παράδειγμα, το ανθρώπινο σώμα στους 37°C εκπέμπει κυρίως γύρω στα 9,4 μm [5].

Σημαντικός παράγοντας στη μέτρηση θερμοκρασίας με υπέρυθρη ακτινοβολία είναι ο συντελεστής εκπομπής ϵ (emissivity), ο οποίος συγκρίνει την ακτινοβολία ενός πραγματικού σώματος με εκείνη ενός μέλανος σώματος στην ίδια θερμοκρασία. Ο συντελεστής αυτός κυμαίνεται από 0 έως 1 και εξαρτάται από την υφή, το χρώμα και τη θερμοκρασία της επιφάνειας. Στο ανθρώπινο δέρμα η τιμή του είναι περίπου 0.98, γεγονός που το καθιστά ιδανικό για ακριβείς μετρήσεις με υπέρυθρα θερμομέτρα.

Τα υπέρυθρα θερμομέτρα αποτελούν συσκευές που παίρνουν μέτρηση χωρίς επαφή, οι οποίες μετρούν τη θερμοκρασία ανιχνεύοντας την εκπεμπόμενη υπέρυθρη ακτινοβολία από την επιφάνεια ενός σώματος. Η ακτινοβολία συλλέγεται από έναν φακό και εστιάζεται πάνω σε αισθητήριο τύπου θερμοστήλης (thermopile). Το αισθητήριο αυτό περιέχει θερμοζεύγη που μετατρέπουν τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ της «θερμής» και της «ψυχρής» επαφής σε ηλεκτρική τάση, η οποία είναι ανάλογη της έντασης της ακτινοβολίας και άρα της θερμοκρασίας.

Μια κρίσιμη παράμετρος αυτών των συσκευών είναι ο λόγος απόστασης προς επιφάνεια D/S . Ο λόγος αυτός καθορίζει το μέγεθος της περιοχής από την οποία γίνεται η μέτρηση σε σχέση με την απόσταση του θερμομέτρου. Έτσι, όσο αυξάνεται η απόσταση, τόσο μεγαλώνει και η επιφάνεια από την οποία υπολογίζεται η μέση θερμοκρασία. Στα ιατρικά θερμομέτρα, η απόσταση είναι μικρή (μερικά εκατοστά), οπότε δεν χρειάζεται βοηθητική σήμανση με λέιζερ [5].

Υπάρχουν δύο βασικές μέθοδοι λειτουργίας:

- **Μέθοδος ενός χρώματος:** το θερμομέτρο μετρά την ακτινοβολία σε μία συγκεκριμένη περιοχή μήκους κύματος. Η ακρίβεια εξαρτάται από τη σωστή γνώση του συντελεστή εκπομπής του σώματος και μπορεί να επηρεαστεί από εμπόδια όπως σκόνη ή ατμοσφαιρικά σωματίδια.
- **Μέθοδος δύο χρωμάτων (λόγου):** χρησιμοποιεί δύο περιοχές μήκους κύματος και υπολογίζει τον λόγο των σημάτων. Με αυτόν τον τρόπο μειώνονται τα σφάλματα που προκαλούνται από μεταβολές στον συντελεστή εκπομπής ή από παρεμβολές στο μέσο διάδοσης.

Τα εμπορικά ιατρικά θερμομέτρα υπέρυθρων, όπως αυτά που μετρούν στο μέτωπο ή στο αυτί, λειτουργούν συνήθως στη μέθοδο του ενός χρώματος, σε περιοχή 6–16 μm , όπου η εκπομπή του ανθρώπινου σώματος είναι σταθερή και η μέγιστη ακτινοβολία εμφανίζεται κοντά στα 9.4 μm . Ο χρόνος απόκρισης είναι της τάξης των δευτερολέπτων, ενώ η τυπική ακρίβεια κυμαίνεται γύρω στα $\pm 0.2^\circ\text{C}$.

Τέλος, σύγχρονα ολοκληρωμένα κυκλώματα, όπως το MLX90614, ενσωματώνουν θερμοσθήλες, αισθητήρια περιβάλλοντος και ηλεκτρονικά επεξεργασίας, προσφέροντας υψηλή ακρίβεια και εύκολη ενσωμάτωση σε φορητές ιατρικές συσκευές. Αυτές οι τεχνολογίες έχουν συμβάλει στη διάδοση των υπέρυθρων θερμομέτρων, ιδιαίτερα σε εφαρμογές όπου απαιτείται γρήγορη και ασφαλής μέτρηση θερμοκρασίας χωρίς επαφή.

2.6.4 Υπέρυθρη Κάμερα

Η υπέρυθρη ή θερμική κάμερα λειτουργεί παρόμοια με μια συμβατική οπτική κάμερα, με τη διαφορά ότι ο αισθητήρας της είναι ευαίσθητος στην υπέρυθρη ακτινοβολία, συνήθως στην περιοχή 7.5–14 μm . Ο θερμικός αισθητήρας (Focal Plane Array, FPA) αποτελείται από εκατοντάδες ή χιλιάδες εικονοστοιχεία (pixels), το καθένα από τα οποία αντιδρά στη θερμότητα που δέχεται μεταβάλλοντας την ηλεκτρική του αντίσταση. Οι μεταβολές αυτές μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, τα οποία επεξεργάζεται ο μικροεπεξεργαστής της κάμερας και τα αποδίδει σε μια έγχρωμη παλέτα. Έτσι, κάθε χρώμα στην εικόνα αντιστοιχεί σε συγκεκριμένη θερμοκρασία της επιφάνειας που παρατηρείται [5].

Η ανάλυση των θερμικών καμερών είναι μικρότερη από εκείνη των κανονικών οπτικών καμερών, καθώς το μήκος κύματος της υπέρυθρης ακτινοβολίας είναι πολύ μεγαλύτερο από το ορατό φως. Παρόλα αυτά, οι σύγχρονες κάμερες συνδυάζουν συχνά την εικόνα στο υπέρυθρο με την οπτική εικόνα, ώστε να υπάρξει σαφής αντιστοιχία των θερμοκρασιακών διαφορών με την πραγματική μορφή του αντικειμένου [5].

Η απόδοση μιας υπέρυθρης κάμερας καθορίζεται από το οπτικό πεδίο (Field of View – FOV), το οποίο εξαρτάται από τον φακό, καθώς και από το στιγμιαίο οπτικό πεδίο (Instantaneous Field of View – IFOV) που σχετίζεται με τη χωρική ανάλυση. Το IFOV καθορίζει το μικρότερο τμήμα του αντικειμένου που μπορεί να διακρίνει η κάμερα. Για παράδειγμα, αν μια κάμερα έχει IFOV = 2 mrad και βρίσκεται σε απόσταση 1 m από το σώμα, τότε μπορεί να ανιχνεύσει περιοχές διαστάσεων περίπου $2 \times 2 \text{ mm}$, οι οποίες αντιστοιχούν σε ένα pixel του αισθητήρα. Για να μετρηθεί με ακρίβεια η θερμοκρασία μιας περιοχής, αυτή πρέπει να καλύπτει τουλάχιστον $3 \times 3 \text{ pixels}$ [5].

Ένα μειονέκτημα των υπέρυθρων καμερών είναι ότι η ακτινοβολία εξασθενεί κατά τη διέλευσή της από την ατμόσφαιρα, μειώνοντας την ακρίβεια της μέτρησης σε μεγαλύτερες αποστάσεις. Η εξασθένηση εξαρτάται από το μήκος κύματος και τις ατμοσφαιρικές συνθήκες (υγρασία, σκόνη, καπνός). Παρ' όλα αυτά, στην περιοχή 7.5–14 μm , που είναι και η σημαντικότερη για ιατρικές εφαρμογές, η απορρόφηση από την ατμόσφαιρα είναι μικρή και σταθερή [5].

Οι θερμικές κάμερες χρησιμοποιούνται ευρέως για την ανίχνευση πυρετού σε χώρους με μεγάλο αριθμό ατόμων, όπως αεροδρόμια, λιμάνια και νοσοκομεία. Σε τέτοιες εφαρμογές, οι κάμερες μπορούν να εντοπίσουν άτομα με θερμοκρασία σώματος άνω των 37.3°C μέσα σε λίγα δέκατα του δευτερολέπτου, με τυπική ακρίβεια περίπου 0.5°C . Η ακρίβεια βελτιώνεται σημαντικά με τη χρήση μιας σταθερής πηγής αναφοράς θερμοκρασίας (black body), που τοποθετείται απέναντι από την κάμερα [5].

Για πιο απλές εφαρμογές, υπάρχουν ολοκληρωμένοι θερμικοί αισθητήρες όπως ο MLX90640 της Melexis, ο οποίος περιλαμβάνει έναν πίνακα $32 \times 24 \text{ pixels}$ και όλα τα απαραίτητα ηλεκτρονικά κυκλώματα σε συσκευασία μικρού μεγέθους. Η επικοινωνία του με μικροελεγκτές γίνεται μέσω πρωτοκόλλου I²C, ενώ διαθέτει οπτικό πεδίο έως και $110^\circ \times 75^\circ$. Η περιοχή μέτρησης θερμοκρασιών του κυμαίνεται από -40°C έως 300°C , ενώ η ταχύτητα ανανέωσης φτάνει έως 64 Hz [5].

Η εξέλιξη των υπέρυθρων καμερών τις καθιστά εξαιρετικά χρήσιμες τόσο σε βιομηχανικές εφαρμογές όσο και στον ιατρικό τομέα, αφού προσφέρουν τη δυνατότητα ταυτόχρονης παρακολούθησης πολλών ατόμων σε πραγματικό χρόνο, χωρίς καμία φυσική επαφή.

Κεφάλαιο 3ο: Υλοποίηση ιατρικών θερμομέτρων

3.1 Εισαγωγή

Η κατασκευή των δύο θερμομέτρων στηρίχθηκε σε ένα κοινό σύστημα, το οποίο αποτέλεσε τη βάση για την ανάπτυξη και των δύο εκδοχών. Η επιλογή αυτής της προσέγγισης εξασφαλίζει ενιαία αρχιτεκτονική, μειώνει την πολυπλοκότητα και διευκολύνει την απευθείας σύγκριση των αποτελεσμάτων. Η μοναδική διαφορά ανάμεσα στις δύο υλοποιήσεις είναι εντοπίζεται στους αισθητήρες θερμοκρασίας. Για την υλοποίηση του ενός θερμομέτρου χρησιμοποιείται ένας αισθητήρας επαφής, ενώ στον δεύτερο θερμομέτρο αξιοποιείται ένας αισθητήρας υπέρυθρων. Στις επόμενες υποενότητες παρουσιάζονται αρχικά τα κοινά εξαρτήματα καθώς και η λεπτομερής επεξήγηση και λειτουργία τους, στη συνέχεια αναλύονται οι δύο βασικές εκδοχές του θερμομέτρου ξεχωριστά με τον κάθε αισθητήρα. Τέλος γίνεται μια σύγκριση των δυο κατασκευών τόσο λειτουργικά όσο και κοστολογικά.

3.2 Κοινά εξαρτήματα

Τα κοινά εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή των θερμομέτρων είναι τα εξής:

- ESP32 S3/C3 mini
- OLED Module 0.91" 128x32 – I2C White
- Gravity Digital Buzzer
- Tact Switch 12x12mmx7.5mm
- Lithium Battery Charger Module 1A-TP4056
- Li-Po battery 3.7V 400mAh

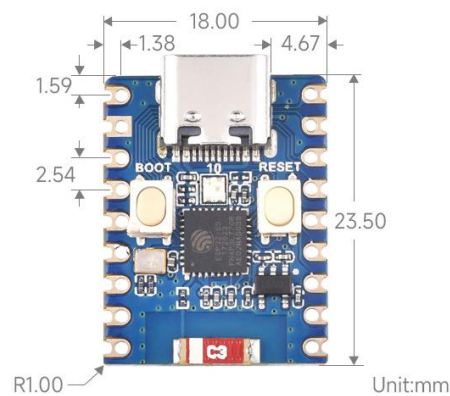
3.2.1 Μικροελεγκτές ESP32

Για την υλοποίηση των θερμομέτρων επιλέχθηκε η οικογένεια μικροελεγκτών ESP32 της εταιρείας Espressif, καθώς συνδυάζει υψηλή υπολογιστική ισχύ, χαμηλή κατανάλωση και ευκολία προγραμματισμού σε χαμηλό κόστος. Οι μικροελεγκτές αυτοί διαθέτουν πλούσιο αριθμό εισόδων/εξόδων και υποστηρίζουν βασικά πρωτόκολλα επικοινωνίας, όπως I²C, SPI και UART, που είναι απαραίτητα για τη διασύνδεση με αισθητήρες και περιφερειακά. Επιπλέον, ενσωματώνουν συνδεσιμότητα Wi-Fi και Bluetooth, προσφέροντας δυνατότητες για μελλοντική ασύρματη μετάδοση δεδομένων. Στο πλαίσιο της εργασίας χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικές εκδόσεις, ο ESP32-C3 και ο ESP32-S3, καθώς δεν υπήρχε διαθεσιμότητα δύο ίδιων μονάδων την περίοδο της υλοποίησης. Αυτό έδωσε την ευκαιρία να αξιολογηθούν και οι δύο εκδοχές, τόσο σε επίπεδο απόδοσης όσο και σε επίπεδο ενεργειακής κατανάλωσης. Η επιλογή τους αποδείχθηκε κατάλληλη, αφού προσέφεραν την απαιτούμενη υπολογιστική ισχύ για την επεξεργασία των μετρήσεων και την απεικόνισή τους στην οθόνη, διατηρώντας παράλληλα μικρό μέγεθος και φορητό χαρακτήρα, στοιχεία κρίσιμα για την ανάπτυξη ενός ιατρικού θερμομέτρου.

3.2.1.1 ESP32 c3 mini

Για την υλοποίηση του θερμομέτρου με μέτρηση εξ επαφής χρησιμοποιήθηκε ο ESP32 c3 mini.

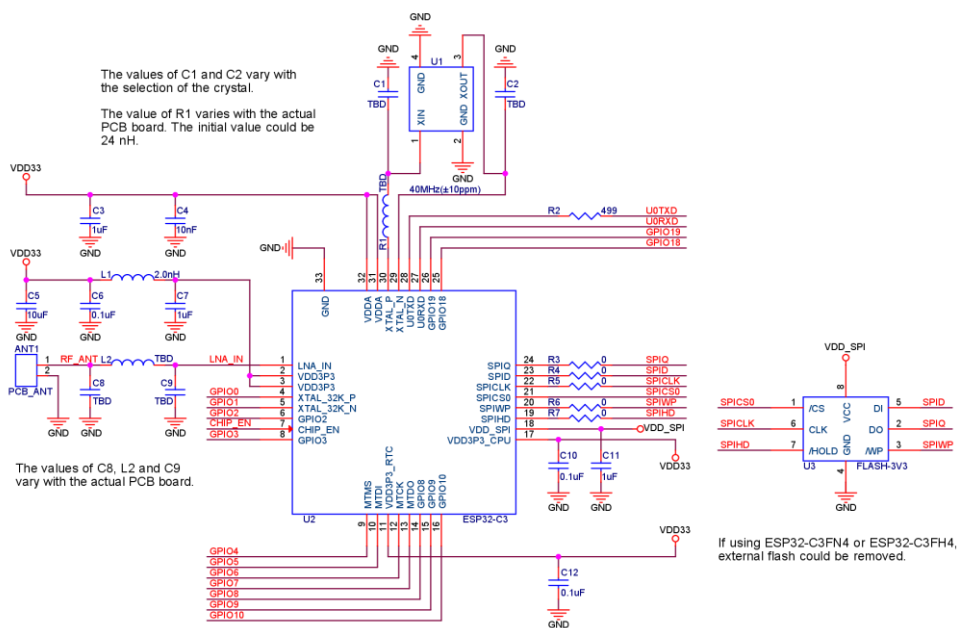
Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται η πλακέτα το επάνω μέρος της πλακέτας με τα βασικά της μέρη. Στο σημείο (1) βρίσκεται η θύρα USB-C, μέσω της οποίας πραγματοποιείται τόσο η τροφοδοσία όσο και ο προγραμματισμός της συσκευής με την χρήση σειριακού πρωτοκόλλου. Στα σημεία (2) και (3) βρίσκονται τα κουμπιά BOOT και RESET, τα οποία χρησιμοποιούνται για την είσοδο σε λειτουργία προγραμματισμού και την επανεκκίνηση του μικροελεγκτή αντίστοιχα. Στην θέση (4) βρίσκεται το ενδεικτικό addressable LED, στο οποίο υπάρχει δυνατότητα ελέγχου και προγραμματισμού για τις ανάγκες του κάθε χρήστη. Επιπλέον στο (5) φαίνεται ο ρυθμιστής τάσης CAT6219-33DTD-GT3, ο οποίος μετατρέπει την είσοδο των 5V από τη θύρα USB σε 3.3V και μέχρι 500mA. Στο κέντρο της πλακέτας (6) διακρίνεται ο μικροελεγκτής ESP32-C3FN4 της εταιρίας Espressif τον οποίο αποτελεί ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα (SoC) χαμηλής κατανάλωσης, εξοπλισμένο με έναν μονοπύρηνου επεξεργαστή RISC-V 32-bit που λειτουργεί στα 160MHz. Επίσης διαθέτει 400 KB SRAM, 384 KB ROM και 4 MB ενσωματωμένης Flash μνήμης, προσφέροντας επαρκείς πόρους για εφαρμογές IoT και ενσωματωμένα συστήματα. Τέλος, στο σημείο (7) φαίνεται η κεραμική κεραία 2.4 GHz για τη λειτουργία Wi-Fi (802.11 b/g/n) και Bluetooth 5 (LE) [7].



Εικόνα 3. 3 Διαστάσεις ESP32 C3 mini



Εικόνα 3. 4 Λογότυπο εταιρείας Espressif Systems

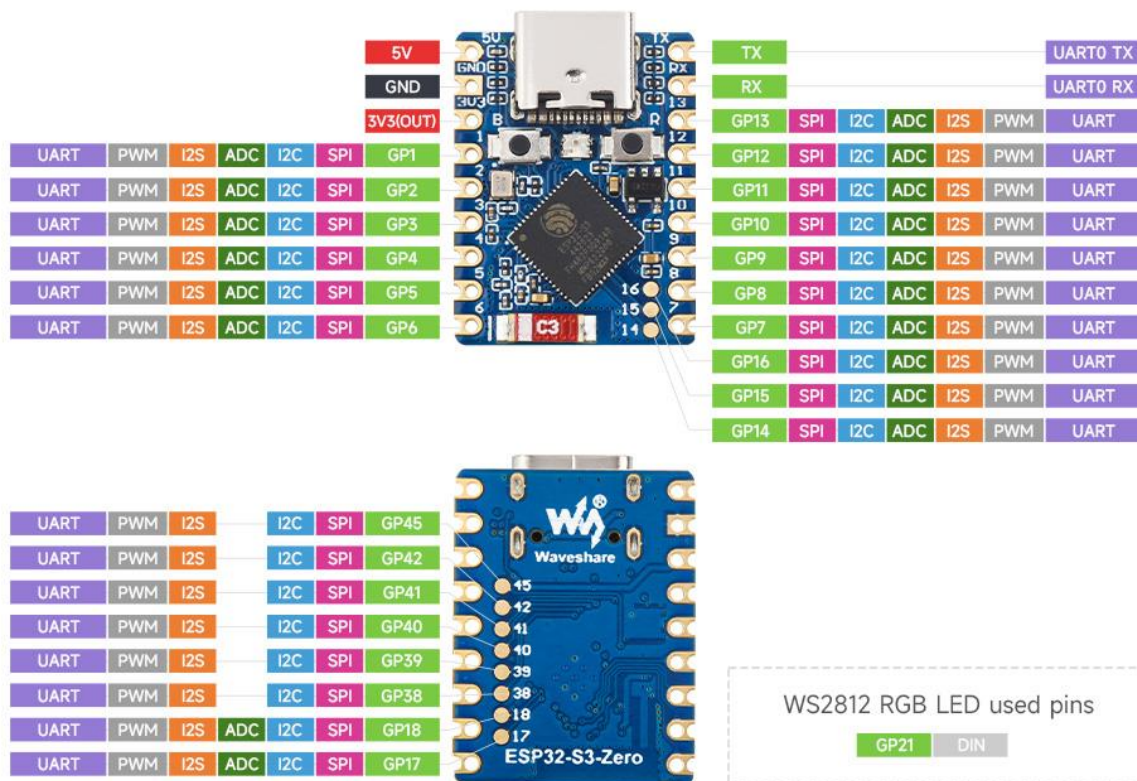


Εικόνα 3. 5 Σχηματικό επεξεργαστή Esp32-C3 FH4

3.2.1.2 ESP32 s3 mini

Ο ESP32-S3 Mini της εταιρείας waveshare ανήκει στη νεότερη γενιά μικροελεγκτών της Espressif και ξεχωρίζει για την ισορροπία που προσφέρει ανάμεσα στην απόδοση και την κατανάλωση ενέργειας. Η πλακέτα αυτή ενσωματώνει τον χρησιμοποιεί τον μικροελεγκτή ESP32-S3FH4R2 ο οποίος παρουσιάζει μια παραλλαγή της σειράς S3, ενσωματώνοντας έναν διπύρηνο επεξεργαστή Xtensa LX7 των 32-bit με συχνότητα λειτουργίας έως 240MHz. Η συγκεκριμένη έκδοση προσφέρει 4 MB ενσωματωμένης flash (Quad SPI) μνήμης και 2 MB PSRAM (QUAD SPI) στο ίδιο κέλυφος [8].

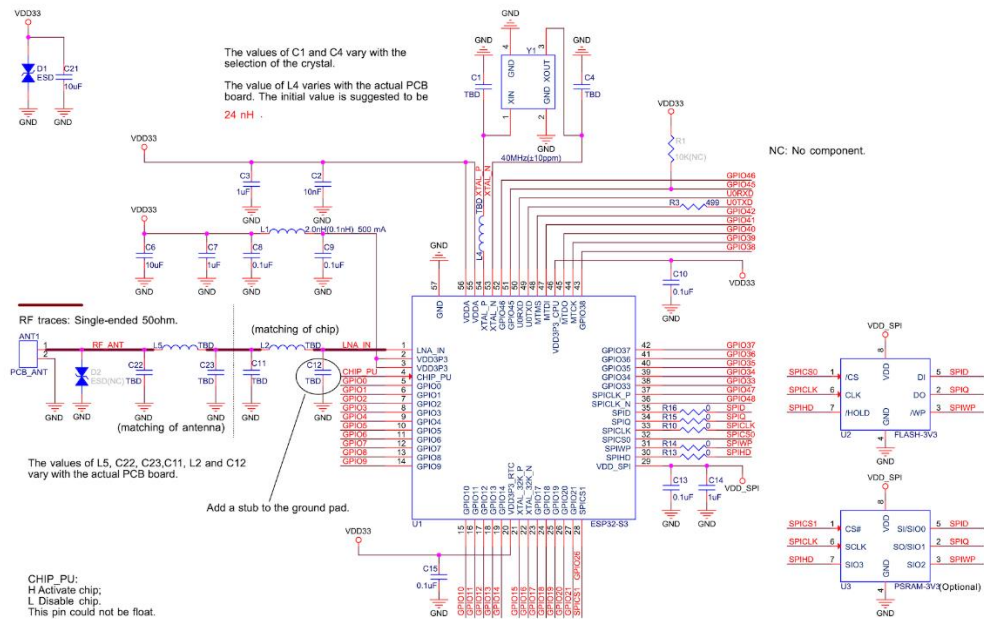
Όσον αφορά την διάταξη ακροδεκτών του μικροελεγκτή όπως φαίνεται και από την Εικόνα 6, ο ESP32 s3 παρέχει περισσότερες διαθέσιμες GPIOs και πλουσιότερη υποστήριξη τόσο σε αναλογικές όσο και ψηφιακές λειτουργίες, γεγονός που τον καθιστά πιο ικανό για περισσότερες λειτουργίες-συνδέσεις αλλά και πιο κατάλληλο για μελλοντικές αναβαθμίσεις από τον C3 [8].



Εικόνα 3. 6 Διάγραμμα πρωτοκόλλων και ακροδεκτών ESP32 s3 mini



Εικόνα 3. 7 Λογότυπο της εταιρίας Waveshare Electronics



Εικόνα 3. 8 Σχηματικό επεξεργαστή ESP32-S3FH4R2

3.2.1.3 Σύγκριση ESP32 C3 με ESP32 S3

Πίνακας 3. 1 Διαφορές μικροελεγκτών ESP32 C3 με ESP32 S3

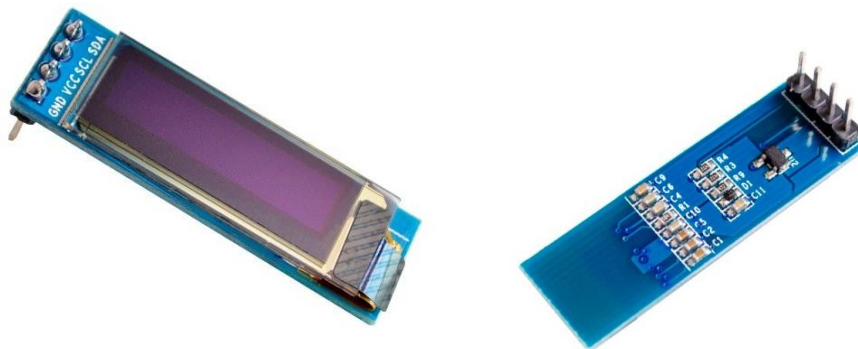
Κριτήριο	ESP32-S3	ESP32-C3
CPU	Tensilica Xtensa LX7, Διπύρηνος	RISC-V 32-bit, Μονοπύρηνος
Συχνότητα	έως 240 MHz	έως 160 MHz
Επιτάχυνση AI/ML	Ναι (διανυσματικές οδηγίες/επιταχυντές)	Όχι
Μνήμη	Παραλλαγές με ενσωματωμένη Flash/PSRAM (π.χ. S3FH4R2: 4 MB flash + 2 MB PSRAM)	Συνήθως εξωτερική flash, χωρίς ενσωματωμένη PSRAM
Wi-Fi	802.11 b/g/n	802.11 b/g/n
Bluetooth	BLE 5 (LE)	BLE 5 (LE)
USB	USB 1.1 OTG (native)	USB Serial/JTAG (όχι OTG)
ADC / Αναλογικά	Περισσότερα κανάλια ADC	Λιγότερα κανάλια ADC
GPIOs	Περισσότερα (ανά μονάδα ~40+)	Λιγότερα (ανά μονάδα ~20+)
Διάλογοι/Interfaces	SPI, I ² C, I ² S, UART, LCD, DMA, κ.ά.	SPI, I ² C, I ² S, UART (βασικό σετ)
Ενέργεια	Καλή ισορροπία απόδοσης/κατανάλωσης	Πολύ χαμηλή κατανάλωση σε απλές εφαρμογές

Ασφάλεια	Secure boot, Flash encryption, crypto επιταχυντές	Secure boot, Flash encryption, crypto επιταχυντές
Ταιριάζει καλύτερα σε...	Πιο έξυπνο θερμόμετρο (φίλτρα, αποθήκευση, σύνθετη συνδεσιμότητα)	Απλούστερο θερμόμετρο (βασική μέτρηση & BLE/Wi-Fi)

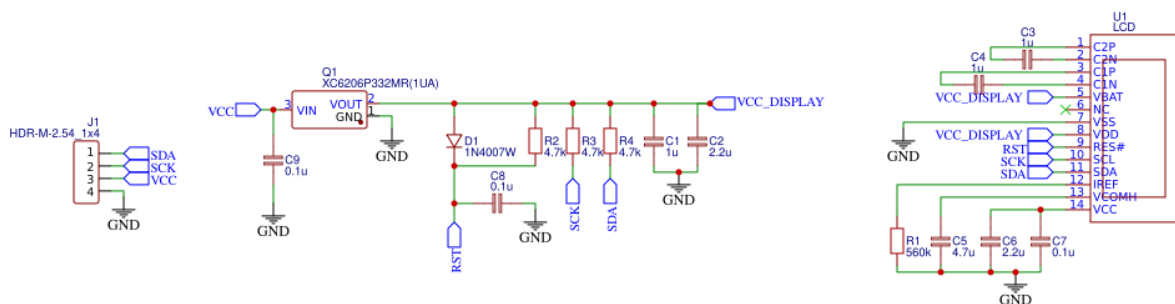
3.2.2 Οθόνη OLED 0.91”

Η οθόνη που χρησιμοποιείται στο θερμόμετρο είναι η OLED Module 0.91" 128×32, η οποία βασίζεται σε οργανική τεχνολογία εκπομπής φωτός (OLED). Το πλεονέκτημά της σε σχέση με τις κλασικές LCD είναι ότι κάθε εικονοστοιχείο (pixel) εκπέμπει φως αυτόνομα, εξαλείφοντας την ανάγκη για οπίσθιο φωτισμό και προσφέροντας υψηλή αντίθεση και ευκρινή απεικόνιση ακόμα και σε μικρές διαστάσεις. Η συγκεκριμένη οθόνη έχει ανάλυση 128×32 pixels, επαρκή για την απεικόνιση αριθμητικών δεδομένων και απλών γραφικών ενδείξεων.

Η επικοινωνία της OLED οθόνης με τον ESP32-S3 γίνεται μέσω του διαύλου I²C (Inter-Integrated Circuit), ο οποίος είναι ένας σειριακός, σύγχρονος διάυλος επικοινωνίας δύο καλωδίων. Αποτελείται από τη γραμμή SCL (Serial Clock Line), που μεταφέρει τον παλμό ρολογιού συγχρονισμού, και τη γραμμή SDA (Serial Data Line), που μεταφέρει τα δεδομένα. Στο I²C όλα τα συνδεδεμένα ολοκληρωμένα κυκλώματα συνδέονται παράλληλα στις ίδιες γραμμές, σχηματίζοντας μια τοπολογία “bus”, με τον μικροελεγκτή να λειτουργεί ως master και τις περιφερειακές συσκευές (όπως η OLED) ως slaves. Κάθε συσκευή στο I²C διαθέτει μοναδική διεύθυνση 7 ή 10 bit, μέσω της οποίας αναγνωρίζεται. Η επικοινωνία ξεκινά με ένα start condition, όπου το σήμα SDA τραβιέται χαμηλά ενώ το SCL παραμένει ψηλά. Στη συνέχεια ο master στέλνει τη διεύθυνση της συσκευής-στόχου και ένα bit ανάγνωσης/εγγραφής (R/W). Ο δέκτης απαντά με ένα acknowledge bit (ACK), επιβεβαιώνοντας την παραλαβή. Η μετάδοση δεδομένων γίνεται σειριακά, με τον παλμό ρολογιού από το SCL να συγχρονίζει κάθε bit, ενώ το τέλος μιας επικοινωνίας δηλώνεται με το stop condition (SDA από χαμηλό σε υψηλό επίπεδο ενώ το SCL είναι ψηλά). Το I²C υποστηρίζει διάφορες ταχύτητες, με τις πιο συνηθισμένες να είναι η Standard Mode (100 kHz) και η Fast Mode (400 kHz), οι οποίες είναι συμβατές με την OLED 0.91". Ένα σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι ο ίδιος διάυλος μπορεί να υποστηρίξει πολλαπλές συσκευές, αρκεί να έχουν διαφορετικές διευθύνσεις, επιτρέποντας στον ESP32-S3 να ελέγχει την οθόνη μαζί με άλλους αισθητήρες ή περιφερειακά χωρίς επιπλέον γραμμές. Για τη σωστή λειτουργία, το I²C απαιτεί pull-up αντιστάσεις (συνήθως 4.7 kΩ έως 10 kΩ) στις γραμμές SCL και SDA, ώστε να διασφαλίζεται η μετάβαση των σημάτων μεταξύ λογικού “0” και “1”. Το χαρακτηριστικό αυτό καθιστά το πρωτόκολλο ιδιαίτερα απλό σε επίπεδο υλικού, με μικρές απαιτήσεις σε συνδέσεις και υλικά [9].



Εικόνα 3. 9 Επάνω και κάτω όψη οθόνης OLED



Εικόνα 3. 10 Σχηματικό OLED module

Το παραπάνω σχηματικό απεικονίζει το κύκλωμα τροφοδοσίας και επικοινωνίας της OLED οθόνης με τον μικροελεγκτή μέσω του πρωτοκόλλου I²C. Στα αριστερά φαίνεται ο ακροδέκτης σύνδεσης (J1), από τον οποίο εισάγονται οι γραμμές SDA, SCL και VCC. Η τάση τροφοδοσίας VCC σταθεροποιείται μέσω του ρυθμιστή τάσης XC6206P332MR (Q1) και των πυκνωτών παράκαμψης (C9, C8, C2), ώστε να εξασφαλιστεί καθαρή και σταθερή παροχή για την οθόνη. Παράλληλα, η διόδος D1 λειτουργεί προστατευτικά έναντι ανάστροφης πολικότητας. Οι αντιστάσεις R2 και R3 (4.7 kΩ) λειτουργούν ως pull-up για τις γραμμές SCL και SDA, κάτι που είναι απαραίτητο για τη σωστή λειτουργία του διαύλου I²C. Το σήμα RST παρέχει τη δυνατότητα επαναφοράς (reset) της οθόνης. Στο δεξιό τμήμα του σχηματικού απεικονίζεται η ίδια η OLED οθόνη (U1), με τους ακροδέκτες της (VCC, GND, SDA, SCL, RST). Η τροφοδοσία περνά από φίλτρα εξομάλυνσης (C3–C7) που απορροφούν θορύβους και αιχμές τάσης, διασφαλίζοντας ομαλή λειτουργία του κυκλώματος. Έτσι, το σύστημα διασφαλίζει αξιόπιστη επικοινωνία και σταθερή λειτουργία της οθόνης, ακόμη και σε φορητή διάταξη με τροφοδοσία από μπαταρία.

Η επιλογή της OLED οθόνης 0.91" 128×32 (I²C) κρίθηκε ιδανική για το παρόν θερμομέτρο, καθώς συνδυάζει χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, μικρές διαστάσεις και υψηλή ευκρίνεια απεικόνισης. Σε αντίθεση με άλλες τεχνολογίες, η OLED δεν απαιτεί οπίσθιο φωτισμό, προσφέροντας υψηλή αντίθεση και ευανάγνωστη εικόνα ακόμη και σε μικρή επιφάνεια. Η χρήση του πρωτοκόλλου I²C απλοποιεί την καλωδίωση και μειώνει τον αριθμό των απαραίτητων ακροδεκτών στον μικροελεγκτή, ενώ ταυτόχρονα επιτρέπει εύκολη ενσωμάτωση και μελλοντικές επεκτάσεις. Συνολικά, η συγκεκριμένη οθόνη καλύπτει πλήρως τις ανάγκες της εφαρμογής, εξασφαλίζοντας φορητότητα, εργονομία και αξιοπιστία στη χρήση του θερμομέτρου.

3.2.3 Gravity Digital Buzzer

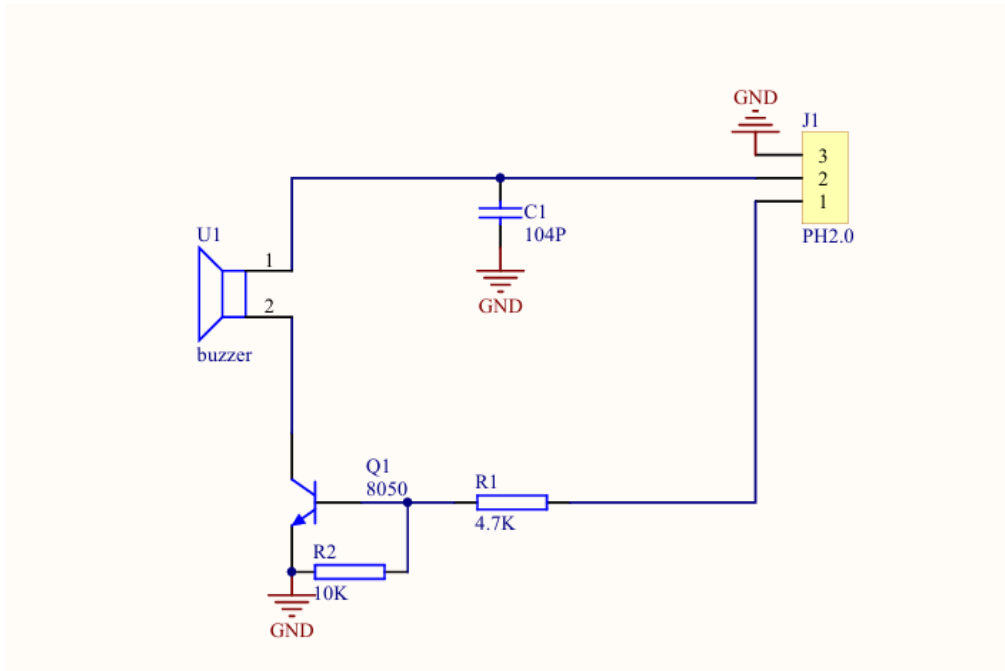


Εικόνα 3. 11 Gravity Digital Buzzer της εταιρείας DFRobot

Για τις ηχητικές ειδοποιήσεις των θερμομέτρων χρησιμοποιήθηκε το Gravity Digital Buzzer της εταιρείας DFRobot. Πρόκειται για έναν ψηφιακό βομβητή τύπου “active buzzer”, ο οποίος λειτουργεί σε εύρος τάσης από 3.3V έως 5V, με τυπική κατανάλωση ρεύματος λίγων mA. Η ενεργοποίησή του πραγματοποιείται απλά μέσω ψηφιακού σήματος High/Low, γεγονός που τον καθιστά εύκολο στη χρήση με μικροελεγκτές όπως ο ESP32. Παράγει χαρακτηριστικό ήχο σε συχνότητα περίπου 2–5 kHz, επαρκή ώστε να είναι άμεσα αντιληπτός από τον χρήστη. Χάρη στη συμβατότητα με τυποποιημένο interface (Gravity), την απλή συνδεσμολογία και το μικρό του μέγεθος, το buzzer ενσωματώνεται εύκολα στο κύκλωμα του θερμομέτρου, παρέχοντας αξιόπιστη και χαμηλής κατανάλωσης ειδοποίηση ολοκλήρωσης μέτρησης.

Το παρακάτω σχηματικό απεικονίζει το κύκλωμα οδήγησης του buzzer. Το ηχητικό στοιχείο (U1) συνδέεται με την τροφοδοσία μέσω ενός τρανζίστορ NPN τύπου 8050 (Q1), το οποίο λειτουργεί ως διακόπτης. Η βάση του τρανζίστορ ελέγχεται μέσω της αντίστασης R1 (4.7 k Ω), ενώ η R2 (10 k Ω) χρησιμοποιείται ως pull-down για να αποτρέπει τυχαία ενεργοποίηση του buzzer όταν δεν υπάρχει σήμα εισόδου. Ο πυκνωτής C1 (104 pF) συνδέεται παράλληλα για φιλτράρισμα τυχόν θορύβων και εξομάλυνση της λειτουργίας. Με αυτόν τον τρόπο, όταν ο μικροελεγκτής στείλει σήμα στην είσοδο, το

τρανζίστορ οδηγείται σε αγωγή και ενεργοποιεί το buzzer, παράγοντας τον χαρακτηριστικό ήχο. Η συνδεσμολογία αυτή εξασφαλίζει αξιόπιστη οδήγηση του βομβητή με χαμηλή κατανάλωση και προστασία του κυκλώματος από ανεπιθύμητους θορύβους.



Εικόνα 3. 12 Σχηματικό Buzzer

3.2.4 Tact Switch 12x12mmx7.5mm

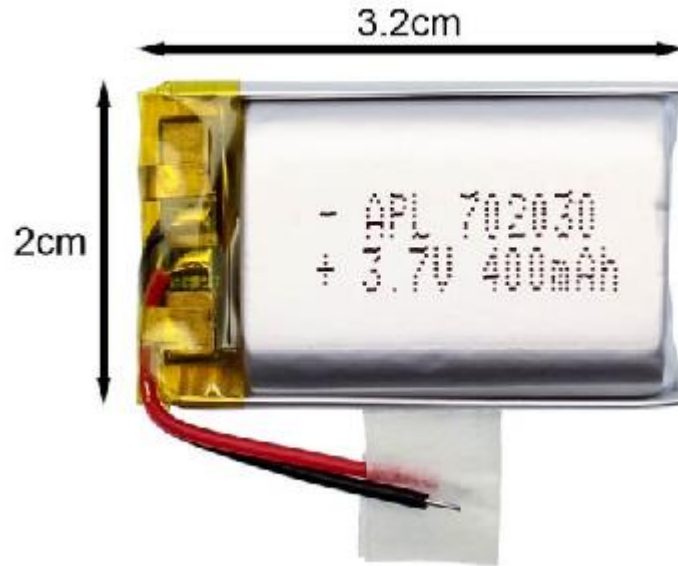


Εικόνα 3. 13 Button/Switch

Το πλήκτρο που χρησιμοποιήθηκε είναι ένας tact switch 12×12 mm ύψους 7.5 mm, το οποίο αποτελεί έναν απλό και αξιόπιστο μηχανισμό εισόδου για τον έλεγχο της συσκευής. Πρόκειται για στιγμιαίο διακόπτη (momentary), που ενεργοποιείται μόνο όσο παραμένει πατημένος. Στο θερμομέτρο αξιοποιείται για δύο βασικές λειτουργίες: την είσοδο της συσκευής σε κατάσταση deep sleep για

εξοικονόμηση ενέργειας και την εκκίνηση νέας μέτρησης θερμοκρασίας όταν ο χρήστης το πατήσει.

3.2.5 Μπαταρία Li-Po 3.7V 400mAh



Εικόνα 3. 14 Μπαταρία LI-Po 3.7V

Για την τροφοδοσία των θερμομέτρων επιλέχθηκε η επαναφορτιζόμενη μπαταρία πολυμερών λιθίου τύπου 702030, με ονομαστική τάση 3.7V και χωρητικότητα 400mAh. Η επιλογή της συγκεκριμένης μπαταρίας έγινε λόγω του χαμηλού βάρους, του μικρού μεγέθους της (3.2 x 2.0 x 0.7 cm) και της τάσης που παρέχει που η οποία είναι αρκετή για να τροφοδοτήσει το κύκλωμα στα επιθυμητά 3.3V καθώς και το γεγονός ότι δεν είναι μιας χρήσης και μπορεί με το κατάλληλο κύκλωμα να φορτιστεί την καθιστά ιδανική για την κατασκευή των θερμομέτρων.

3.2.6 Μονάδα φόρτισης μπαταρίας λιθίου 1A-TP4056



Εικόνα 3. 15 TP4056

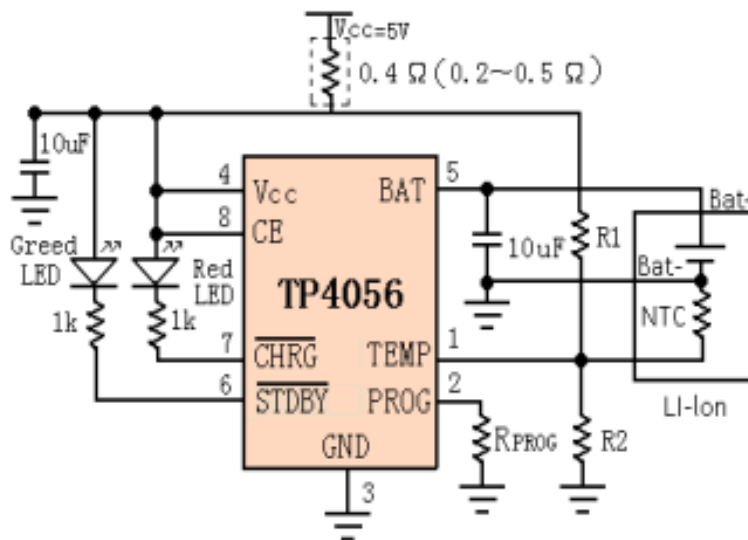
Ο TP4056 είναι ένας ολοκληρωμένος γραμμικός φορτιστής για κυψέλες λιθίου 3.7V (Li-Ion/Li-Po), ο οποίος λειτουργεί με την αρχή του σταθερού ρεύματος και σταθερής τάσης (CC/CV). Διατίθεται σε συσκευασία SOP-8 και ξεχωρίζει για την απλότητά του, καθώς απαιτεί ελάχιστα εξωτερικά εξαρτήματα. Η τυπική τάση φόρτισης έχει οριστεί στα 4.2V με ακρίβεια $\pm 1.5\%$, ενώ το μέγιστο ρεύμα φόρτισης μπορεί να ρυθμιστεί εξωτερικά μέσω μιας αντίστασης στο pin PROG. Για παράδειγμα, με αντίσταση 1.2 k Ω το κύκλωμα μπορεί να φτάσει σε ρεύμα φόρτισης έως 1000 mA, ενώ με μεγαλύτερες αντιστάσεις το ρεύμα μειώνεται ανάλογα.

Η διαδικασία φόρτισης περιλαμβάνει και ένα στάδιο trickle charge, το οποίο ενεργοποιείται όταν η τάση της μπαταρίας είναι χαμηλότερη από 2.9V. Σε αυτή την περίπτωση, το ρεύμα περιορίζεται περίπου στα 130 mA, προστατεύοντας τη μπαταρία από φθορά. Όταν η μπαταρία φτάσει τα 4.2V, το κύκλωμα μειώνει σταδιακά το ρεύμα μέχρι το 1/10 της αρχικής τιμής και τερματίζει αυτόματα τη φόρτιση. Επίσης, περιλαμβάνει λειτουργία αυτόματης επαναφόρτισης, η οποία επανεκκινεί τη διαδικασία εάν η τάση πέσει ξανά κάτω από το όριο μετά από κάποιο διάστημα.

Ένα ακόμη σημαντικό χαρακτηριστικό είναι η θερμική προστασία. Το ολοκληρωμένο ρυθμίζει το ρεύμα φόρτισης ώστε η θερμοκρασία του chip να μην ξεπεράσει τους 145 °C, εξασφαλίζοντας ασφαλή λειτουργία ακόμη και σε υψηλές θερμοκρασίες περιβάλλοντος. Παράλληλα, η είσοδος TEMP pin μπορεί να συνδεθεί με θερμίστορ NTC στο πακέτο της μπαταρίας, ώστε να διακόπτεται η φόρτιση όταν η θερμοκρασία της είναι εκτός των ασφαλών ορίων.

Η κατάσταση φόρτισης υποδεικνύεται μέσω δύο εξόδων κατάστασης (pins CHRG και STDBY), στις οποίες συνδέονται LEDs. Το κόκκινο LED ανάβει όταν η μπαταρία φορτίζει, ενώ το πράσινο ανάβει όταν η φόρτιση έχει ολοκληρωθεί. Σε περίπτωση που η τάση εισόδου είναι πολύ χαμηλή, η μπαταρία έχει υπερθερμανθεί ή δεν υπάρχει συνδεδεμένη μπαταρία, και τα δύο LEDs παραμένουν σβηστά.

Όσον αφορά το σχηματικό κύκλωμα του TP4056, αυτό περιλαμβάνει τις βασικές συνδέσεις για την τροφοδοσία, τη ρύθμιση του ρεύματος και την ένδειξη φόρτισης. Στην είσοδο εφαρμόζεται τάση 5V μέσω USB, η οποία οδηγείται στο pin VCC του ολοκληρωμένου. Η μπαταρία συνδέεται απευθείας στο pin BAT, από όπου λαμβάνει το ρεύμα φόρτισης και την τάση 4.2V. Στο pin PROG τοποθετείται αντίσταση προς GND, καθορίζοντας το μέγιστο ρεύμα φόρτισης. Οι ακροδέκτες CHRG και STDBY συνδέονται σε LEDs ώστε να παρέχουν οπτική ένδειξη της κατάστασης φόρτισης. Τέλος, το pin TEMP μπορεί να συνδεθεί με θερμίστορ για παρακολούθηση θερμοκρασίας, ενώ το pin CE επιτρέπει την απενεργοποίηση ή ενεργοποίηση του κυκλώματος μέσω λογικού σήματος. Έτσι, το σχηματικό του TP4056 αναδεικνύει την απλότητα και την αποδοτικότητα της διάταξης, καθώς με λίγα εξαρτήματα δημιουργείται ένα πλήρες και ασφαλές κύκλωμα φόρτισης [10].



Εικόνα 3. 16 Σχηματικό Ολοκληρωμένου TP4056

3.3 Ψηφιακό θερμόμετρο επαφής

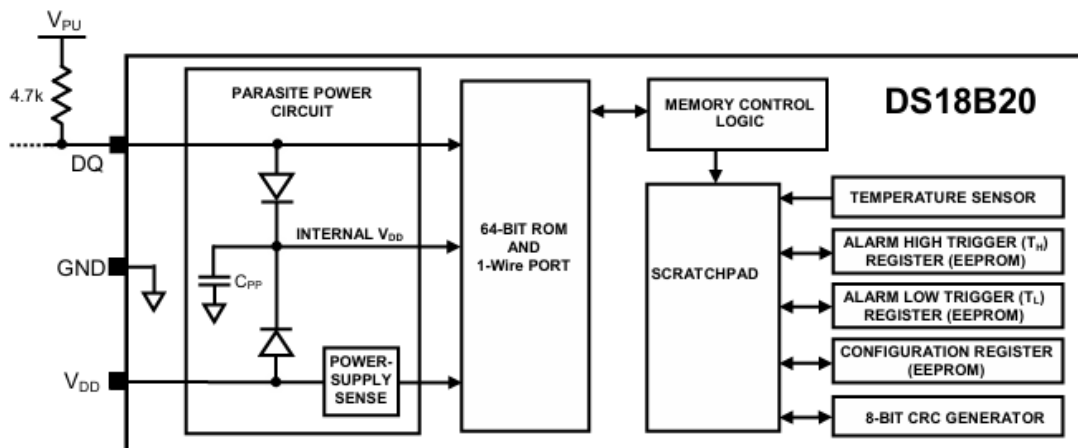
Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστεί η διαδικασία υλοποίησης του ψηφιακού θερμομέτρου επαφής. Αρχικά γίνεται αναφορά στον αισθητήρα θερμοκρασίας που χρησιμοποιήθηκε, με ανάλυση των τεχνικών του χαρακτηριστικών και των λόγων επιλογής του. Στη συνέχεια περιγράφονται οι συνδεσμολογίες, το πλήρες κύκλωμα του συστήματος καθώς και ο κώδικας που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της κατασκευής.

3.3.1 Αισθητήρας Θερμοκρασίας DS18B20

Για την υλοποίηση του ψηφιακού θερμομέτρου επαφής χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20. Ο αισθητήρας DS18B20 είναι ένας ψηφιακός θερμόμετρο-αισθητήρας που χρησιμοποιείται ευρέως για την ακριβή μέτρηση θερμοκρασίας σε ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών. Πρόκειται για ολοκληρωμένο κύκλωμα το οποίο μπορεί να παρέχει μετρήσεις από $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$ έως $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$, με τυπική ακρίβεια $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ στο θερμοκρασιακό φάσμα $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ έως $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$. Η ανάλυση των μετρήσεων είναι προγραμματιζόμενη και κυμαίνεται από 9 έως 12 bits, αντιστοιχώντας σε διακριτικά βήματα $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, $0,25\text{ }^{\circ}\text{C}$, $0,125\text{ }^{\circ}\text{C}$ και $0,0625\text{ }^{\circ}\text{C}$ αντίστοιχα. Η προεπιλεγμένη ανάλυση κατά την εκκίνηση είναι τα 12 bits, που απαιτούν χρόνο μετατροπής περίπου 750 ms για την ολοκλήρωση της μέτρησης [11].

Η επικοινωνία του DS18B20 με τον μικροελεγκτή γίνεται μέσω του πρωτοκόλλου 1-Wire, το οποίο επιτρέπει τη μεταφορά δεδομένων χρησιμοποιώντας μόνο έναν ακροδέκτη δεδομένων (DQ) και τη γείωση. Η σχεδίαση αυτή απλοποιεί σημαντικά τη συνδεσμολογία και μειώνει τον αριθμό καλωδιώσεων. Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα του πρωτοκόλλου 1-Wire είναι ότι κάθε DS18B20 διαθέτει έναν μοναδικό 64-bit σειριακό κωδικό αποθηκευμένο στη μνήμη ROM του, γεγονός που επιτρέπει την ταυτόχρονη σύνδεση και αναγνώριση πολλών αισθητήρων στην ίδια γραμμή δεδομένων χωρίς κίνδυνο σύγχυσης. Με αυτόν τον τρόπο υλοποιούνται εφαρμογές τύπου multidrop, όπου πολλοί αισθητήρες συνεργάζονται με έναν μόνο μικροελεγκτή [11].

Ο DS18B20 προσφέρει ευελιξία και στην τροφοδοσία του, καθώς μπορεί να λειτουργήσει είτε με εξωτερική τάση από 3,0 V έως 5,5 V, είτε σε λειτουργία parasite power, αντλώντας ενέργεια απευθείας από τη γραμμή δεδομένων. Στην τελευταία περίπτωση, ο εσωτερικός πυκνωτής του ολοκληρωμένου αποθηκεύει φορτίο ώστε να διατηρεί την τροφοδοσία όταν η γραμμή βρίσκεται σε χαμηλή στάθμη. Η λειτουργία parasite power είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε φορητές συσκευές ή σε εφαρμογές με περιορισμένο χώρο, καθώς εξαλείφει την ανάγκη για ξεχωριστή παροχή τροφοδοσίας. Ωστόσο, για θερμοκρασίες άνω των +100 °C, συνιστάται η χρήση εξωτερικής τροφοδοσίας, καθώς η επικοινωνία μπορεί να επηρεαστεί αρνητικά από αυξημένα ρεύματα διαρροής [11].



Εικόνα 3. 17 Διάγραμμα ροής DS18B20

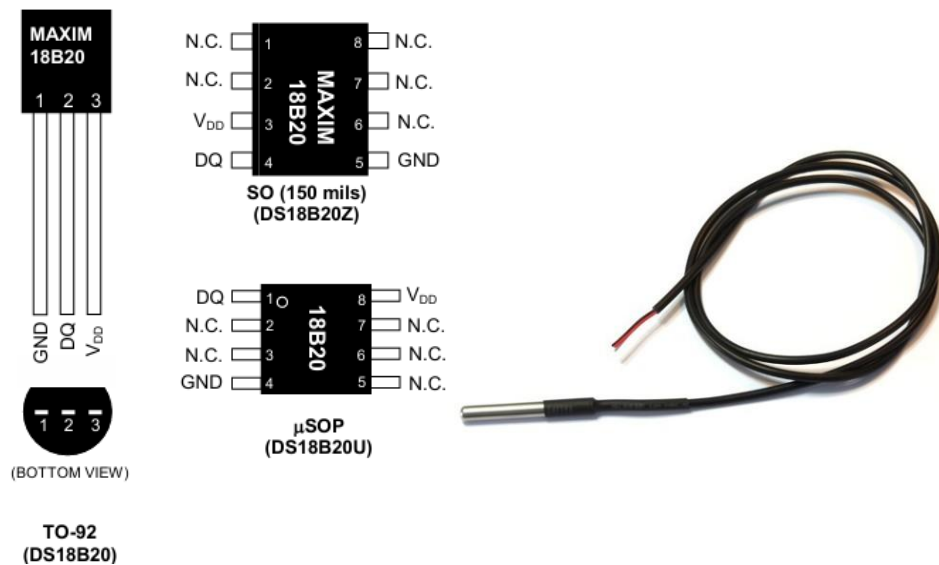
Στο εσωτερικό του αισθητήρα υπάρχει μια μνήμη τύπου scratchpad η οποία περιλαμβάνει τον 16-bit καταχωρητή θερμοκρασίας (temperature register), καταχωρητές για τα όρια συναγερμού TH και TL, καθώς και τον configuration register που καθορίζει την ανάλυση μέτρησης. Οι καταχωρητές αυτοί είναι μη πτητικοί (EEPROM), με αποτέλεσμα να διατηρούν τις τιμές τους ακόμη και μετά την απενεργοποίηση της συσκευής. Η δυνατότητα ρύθμισης ορίων συναγερμού επιτρέπει στον DS18B20 να ενεργοποιεί flag όταν η θερμοκρασία υπερβεί ή πέσει κάτω από τις προκαθορισμένες τιμές, ενώ με εντολές όπως το Alarm Search ο μικροελεγκτής μπορεί να εντοπίζει ποιοι αισθητήρες βρίσκονται σε κατάσταση συναγερμού.

Η διαδικασία μέτρησης θερμοκρασίας ξεκινά όταν ο μικροελεγκτής αποστέλλει την εντολή Convert T [44h]. Ο αισθητήρας εκτελεί την αναλογοψηφιακή μετατροπή και αποθηκεύει το αποτέλεσμα στον καταχωρητή θερμοκρασίας. Το αποτέλεσμα είναι κωδικοποιημένο σε two's complement 16-bit μορφή και αντιστοιχεί σε τιμή θερμοκρασίας σε °C. Για παράδειγμα, η τιμή 0000 0001 1001 0001h (σε 12-bit ανάλυση) αντιστοιχεί σε 25,0625 °C. Αντίστοιχα, οι αρνητικές τιμές αναπαριστώνται με το bit πρόσημου (S) στο MSB.

Η επικοινωνία μέσω του 1-Wire πρωτοκόλλου ακολουθεί συγκεκριμένη ακολουθία βημάτων. Αρχικά πραγματοποιείται το reset pulse από τον master (π.χ. μικροελεγκτή), στο οποίο ο DS18B20 απαντά με presence pulse για να δηλώσει την παρουσία του στο δίαυλο. Ακολουθεί η αποστολή εντολών ROM (π.χ. Read ROM, Match ROM, Skip ROM, Search ROM) και κατόπιν εντολών λειτουργίας (π.χ. Convert T, Read Scratchpad, Write Scratchpad). Η επικοινωνία βασίζεται σε χρονοθυρίδες (time slots) διάρκειας τουλάχιστον 60 μs, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την αποστολή ή λήψη μεμονωμένων bits δεδομένων. Η αυστηρή τήρηση των χρονισμών αυτών εξασφαλίζει την ακεραιότητα της επικοινωνίας.

Ο DS18B20 υποστηρίζει επίσης CRC έλεγχο (Cyclic Redundancy Check), ώστε ο master να επαληθεύει την ορθότητα των δεδομένων που διαβάζει είτε από τη ROM είτε από τη scratchpad μνήμη. Ο αλγόριθμος CRC βασίζεται στο πολυώνυμο $x^8 + x^5 + x^4 + 1$ και εξασφαλίζει ότι τυχόν σφάλματα κατά τη μετάδοση μπορούν να ανιχνευθούν με αξιοπιστία.

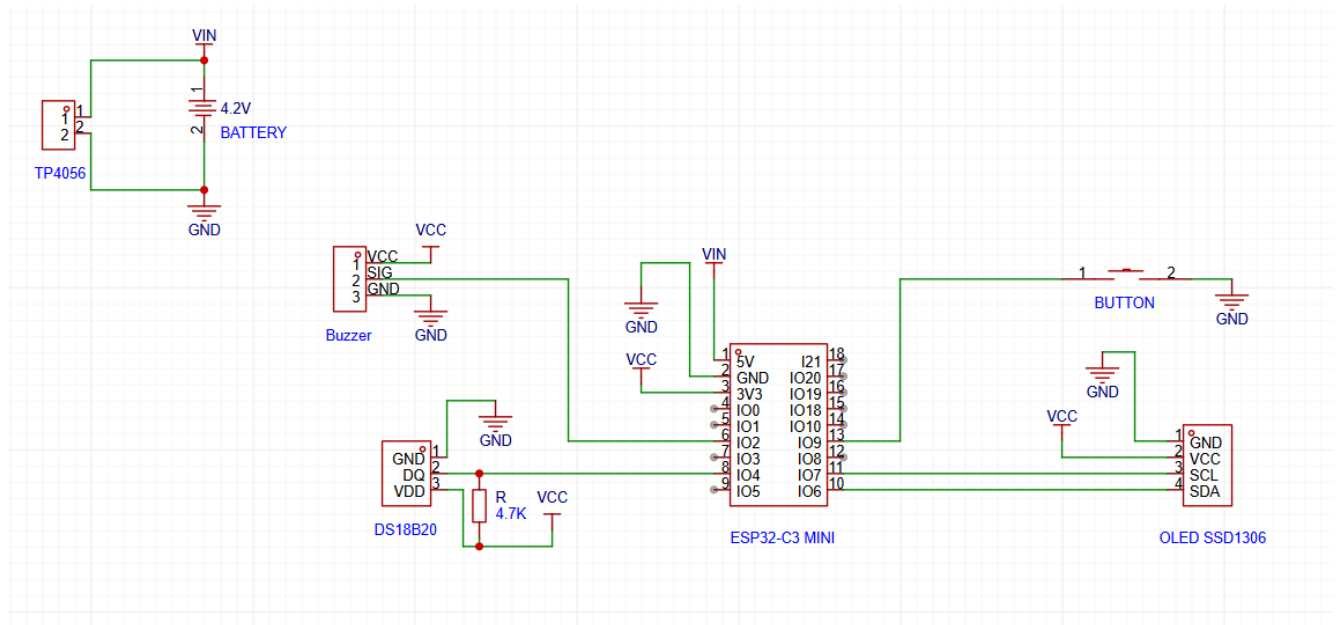
Ο αισθητήρας διατίθεται σε διάφορες συσκευασίες, όπως TO-92, SO και μSOP, προκειμένου να καλύψει διαφορετικές ανάγκες εγκατάστασης. Η μορφή TO-92, που μοιάζει με τυπικό τρανζίστορ, είναι ιδιαίτερα πρακτική για απλές εφαρμογές, ενώ οι πιο συμπαγείς μορφές SO και μSOP είναι κατάλληλες για ενσωμάτωση σε πλακέτες με περιορισμένο χώρο. Για εφαρμογές που σχετίζονται με ιατρική χρήση ή απαιτούν αποστείρωση, διατίθενται επίσης εκδόσεις με μεταλλικό περίβλημα από ανοξείδωτο χάλυβα, που παρέχει προστασία και αντοχή στην απολύμανση [11].



Εικόνα 3. 18 Μορφές αισθητήρα DS18B20

Συνολικά, ο DS18B20 αποτελεί έναν αισθητήρα που συνδυάζει υψηλή ακρίβεια, απλή συνδεσμολογία, ευελιξία στην τροφοδοσία και δυνατότητα παραμετροποίησης. Η υποστήριξη του πρωτοκόλλου 1-Wire και η δυνατότητα να λειτουργούν πολλοί αισθητήρες στην ίδια γραμμή τον καθιστούν ιδανική επιλογή για το ψηφιακό θερμομέτρο επαφής που παρουσιάζεται στην παρούσα εργασία.

3.3.2 Υλοποίηση ψηφιακού θερμόμετρου επαφής



Εικόνα 3. 19 Σχηματικό Ιατρικού ψηφιακού θερμόμετρου επαφής

Στο παραπάνω σχηματικό φαίνεται η συνδεσμολογία όλων των επιμέρους στοιχείων του ψηφιακού θερμόμετρου. Η τροφοδοσία παρέχεται μέσω μπαταρίας LiPo 3.7 V, η οποία συνδέεται στο κύκλωμα φόρτισης TP4056. Η έξοδος του TP4056 (B+ και B-) οδηγείται στην είσοδο VIN και στο GND του ESP32-C3 mini, ώστε ο ενσωματωμένος ρυθμιστής να παρέχει σταθερά 3.3 V σε όλα τα περιφερειακά.

Ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20 συνδέεται με τρία καλώδια: το VDD στον ακροδέκτη 3.3 V του ESP32, το GND στη γείωση και την έξοδο δεδομένων (DQ) στο GPIO4. Για την ορθή λειτουργία του αισθητήρα τοποθετείται μία αντίσταση pull-up 4.7 kΩ μεταξύ του DQ και της γραμμής τροφοδοσίας 3.3 V.

Η οθόνη OLED SSD1306 λειτουργεί μέσω διαύλου I²C και συνδέεται με τα pins SDA (GPIO6) και SCL (GPIO7) του ESP32, ενώ τροφοδοτείται επίσης με 3.3 V και GND.

Το ηχητικό σήμα υλοποιείται με έναν ενεργό buzzer τριών ακίδων. Το σήμα ελέγχου (S) συνδέεται στο GPIO2 του ESP32, ενώ οι ακροδέκτες VCC και GND συνδέονται αντίστοιχα με την τροφοδοσία 3.3 V και τη γείωση.

Τέλος, χρησιμοποιείται ένα πλήκτρο (push button) για την έναρξη και ακύρωση της μέτρησης. Το ένα άκρο του κουμπιού συνδέεται στο GPIO9 και το άλλο στη γείωση. Το ESP32 χρησιμοποιεί την εσωτερική αντίσταση pull-up, ώστε σε κατάσταση ηρεμίας το pin να βρίσκεται σε λογικό HIGH και να γίνεται LOW όταν πατηθεί το κουμπί.

Πίνακας 3. 2 Κατάλογος συνδέσεων θερμόμετρου επαφής

Εξάρτημα	PIN Εξαρτήματος	GPIO ESP32	Λειτουργία
OLED SSD1306	VCC	3V3(VCC)	Τροφοδοσία

	GND	GND	Γείωση
	SDA	IO6	Δεδομένα I2C
	SCL	IO7	Ρολόι I2C
DS18B20	VDD	3V3(VCC)	Τροφοδοσία
	GND	GND	Γείωση
	DQ	IO4	Μεταφορά δεδομένων
Buzzer	VCC	3V3(VCC)	Τροφοδοσία
	GND	GND	Γείωση
	Signal	IO2	Έλεγχος Buzzer
Button	1	IO9	Επικοινωνία με ESP32
	2	GND	Γείωση
TP4056/Μπαταρία	1	VIN	Τροφοδοσία ESP32
	2	GND	Γείωση



Εικόνα 3. 20 Ολοκληρωμένη κατασκευή θερμομέτρου επαφής

3.3.3 Κώδικας Ιατρικού Θερμομέτρου επαφής

Για την σωστή λειτουργία του ηλεκτρικού θερμομέτρου, αναπτύχθηκε κώδικας στο πρόγραμμα Arduino IDE σε γλώσσα C/C++ ώστε να μπορούν τα εξαρτήματα που προαναφέρθηκαν να εκτελέσουν το καθένα τις λειτουργίες τους. Πιο συγκεκριμένα, ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20 χρησιμοποιείται στον κώδικα ως η κύρια πηγή μετρήσεων. Μέσω των βιβλιοθηκών OneWire και DallasTemperature, ο μικροελεγκτής ζητά την τρέχουσα θερμοκρασία και αποθηκεύει την τιμή σε μεταβλητή, στην οποία εφαρμόζεται και μία μικρή διόρθωση (offset) για λόγους βαθμονόμησης. Στη συνέχεια, οι μετρήσεις καταχωρούνται σε πίνακα ώστε να υπολογίζεται ο μέσος όρος των τελευταίων τιμών, με στόχο την εξομάλυνση τυχόν απότομων διακυμάνσεων και την εξαγωγή μιας πιο σταθερής τελικής ένδειξης.

Η τιμή που προκύπτει εμφανίζεται στην οθόνη OLED SSD1306, η οποία επικοινωνεί με το ESP32 μέσω διαύλου I²C. Στον κώδικα έχουν ενσωματωθεί συναρτήσεις που επιτρέπουν την εμφάνιση μηνυμάτων κατάστασης, όπως “Ready” κατά την αναμονή, καθώς και την απεικόνιση της τελικής μέτρησης με μεγάλα και ευδιάκριτα ψηφία. Παράλληλα, εμφανίζεται και η κατηγορία στην οποία κατατάσσεται η μέτρηση (LOW, NORMAL, FEVER, HIGH), προσφέροντας άμεση κατανόηση από τον χρήστη.

Ο βομβητής (buzzer) αξιοποιείται στο πρόγραμμα ως ηχητική ειδοποίηση. Μέσα από σύντομες συναρτήσεις ενεργοποίησης και απενεργοποίησης, δίνεται η δυνατότητα να παραχθούν διαφορετικά μοτίβα ήχων, όπως ένας σύντομος τόνος για την εκκίνηση της μέτρησης ή επαναλαμβανόμενοι τόνοι για την ολοκλήρωση. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται επιπλέον ανατροφοδότηση, ακόμη και όταν η οθόνη δεν παρακολουθείται συνεχώς.

Τέλος, το κουμπί (Button) λειτουργεί ως κύριο μέσο χειρισμού της συσκευής. Ένα σύντομο πάτημα ενεργοποιεί ή ακυρώνει μια μέτρηση, ενώ ένα παρατεταμένο πάτημα ενεργοποιεί την εντολή για είσοδο του ESP32 σε κατάσταση εξοικονόμησης ενέργειας (deep sleep). Η λειτουργία αυτή έχει υλοποιηθεί στον κώδικα με έλεγχο της διάρκειας του πατήματος, προσφέροντας ευκολία και αξιοπιστία στη χρήση.

```

#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

#define ONE_WIRE_PIN 4
OneWire oneWire(ONE_WIRE_PIN);
DallasTemperature sensors(&oneWire);

const float OFFSET = 0.8f; // Βαθμονόμηση
const int AVG_COUNT = 5; // Μέσος όρος τελευταίων 5 μετρήσεων
const unsigned long MEASURE_TIME = 60000; // Διάρκεια μέτρησης: 60s

float history[AVG_COUNT];
int hCount = 0;
unsigned long tStart = 0;

void setup() {
  sensors.begin();
  sensors.setResolution(12);
  tStart = millis(); // Έναρξη μέτρησης
}

void loop() {
  // Ανάγνωση από αισθητήρα
  sensors.requestTemperatures();
  float raw = sensors.getTempCByIndex(0);
  float cCal = raw + OFFSET;

  // Αποθήκευση στο ιστορικό
  if (hCount < AVG_COUNT) history[hCount++] = cCal;

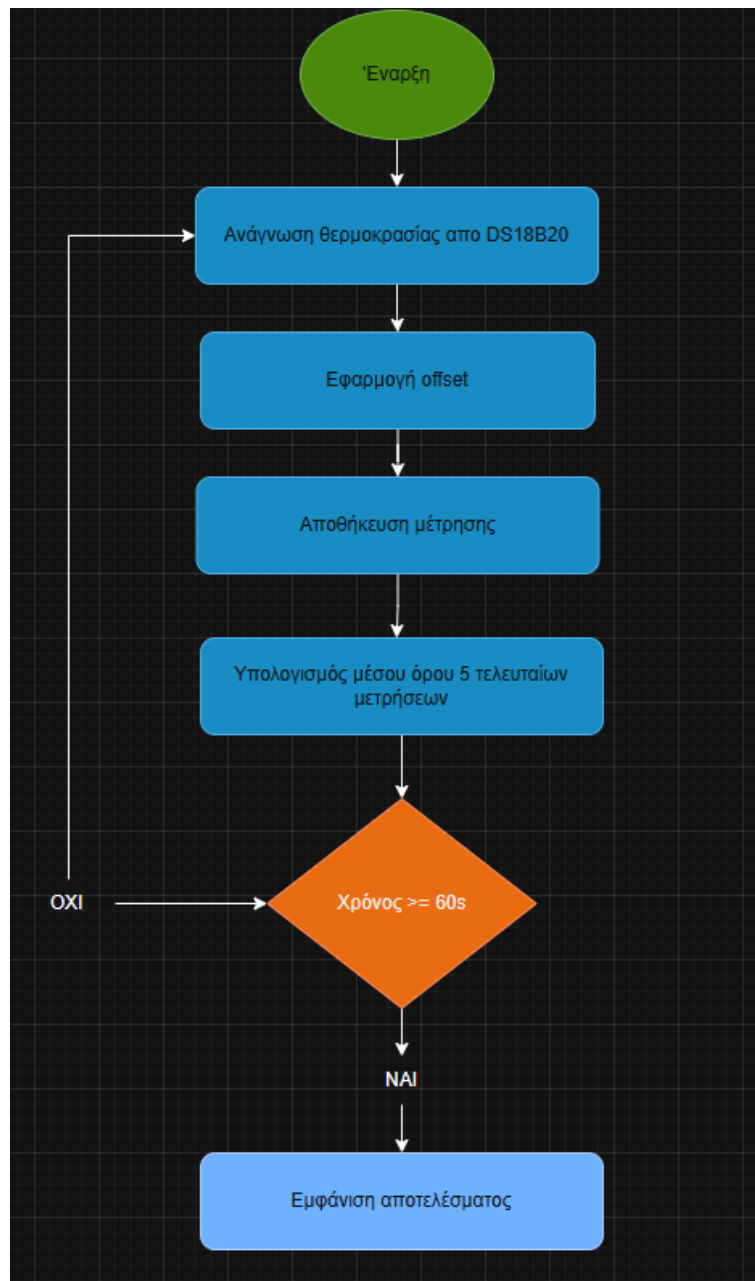
  // Υπολογισμός μέσου όρου
  float avg = 0;
  for (int i = 0; i < hCount; i++) avg += history[i];
  avg /= hCount;

  // Έλεγχος χρόνου 60s
  if (millis() - tStart >= MEASURE_TIME) {
    // Τελικό αποτέλεσμα
    float finalTemp = avg;

    // Reset για επόμενη μέτρηση
    tStart = millis();
    hCount = 0;
  }
}

```

Εικόνα 3. 21 Βασικά σημεία κώδικα για μέτρηση θερμοκρασίας



Εικόνα 3. 22 Διάγραμμα ροής Κώδικα αισθητήρα

3.4 Θερμόμετρο υπέρυθρων

3.4.1 Αισθητήρας MLX90614

Ο αισθητήρας MLX90614 της Melexis είναι ένας υπέρυθρος αισθητήρας μη επαφής που συνδυάζει σε μία συσκευασία τύπου TO-39 τόσο το θερμοστοιχείο (thermopile detector) όσο και το ολοκληρωμένο κύκλωμα επεξεργασίας σήματος. Είναι εργοστασιακά βαθμονομημένος σε ευρύ φάσμα θερμοκρασιών, από -40 έως $+125^{\circ}\text{C}$ για το περιβάλλον και από -70 έως $+380^{\circ}\text{C}$ για το αντικείμενο, και προσφέρει υψηλή ακρίβεια έως και $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ στο εύρος $0 \dots +50^{\circ}\text{C}$, ενώ ειδικές εκδόσεις για ιατρικές εφαρμογές παρέχουν ακρίβεια $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ στην περιοχή γύρω από τη θερμοκρασία σώματος. Η ανάλυσή του φτάνει τα $0,02^{\circ}\text{C}$ μέσω του ψηφιακού διαύλου, χάρη στη χρήση χαμηλού θορύβου ενισχυτή, μετατροπέα ADC 17-bit και μονάδας DSP που εκτελεί τις απαραίτητες διορθώσεις και φιλτράρισμα. Ο αισθητήρας

διαθέτει δύο τρόπους επικοινωνίας: συμβατό SMBus (I²C) και έξοδο PWM 10-bit, η οποία μπορεί να διαμορφωθεί ώστε να μεταδίδει συνεχώς την θερμοκρασία ή να λειτουργεί ως θερμικό ρελέ [12].

Η υπολογιστική αρχή βασίζεται στη μέτρηση της υπέρυθρης ακτινοβολίας με θερμοστοιχείο. Το σήμα που παράγεται περιγράφεται από τη σχέση:

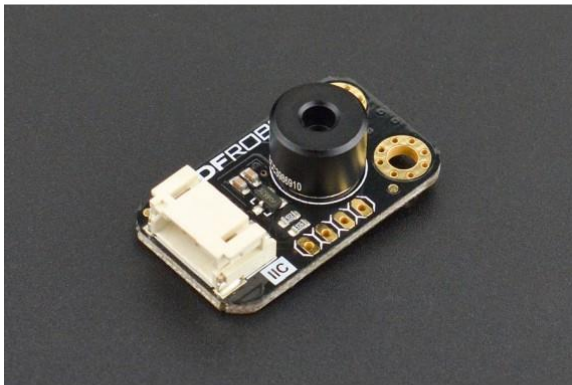
$$V_{IR}(T_a, T_0) = A (T_0^4 - T_a^4)$$

όπου T_0 η θερμοκρασία αντικειμένου σε Kelvin, T_a η θερμοκρασία αισθητήρα και A η ευαισθησία. Ο MLX90614 χρησιμοποιεί τις μετρήσεις από το θερμοστοιχείο και τον εσωτερικό αισθητήρα T_a για να υπολογίσει τις πραγματικές θερμοκρασίες.

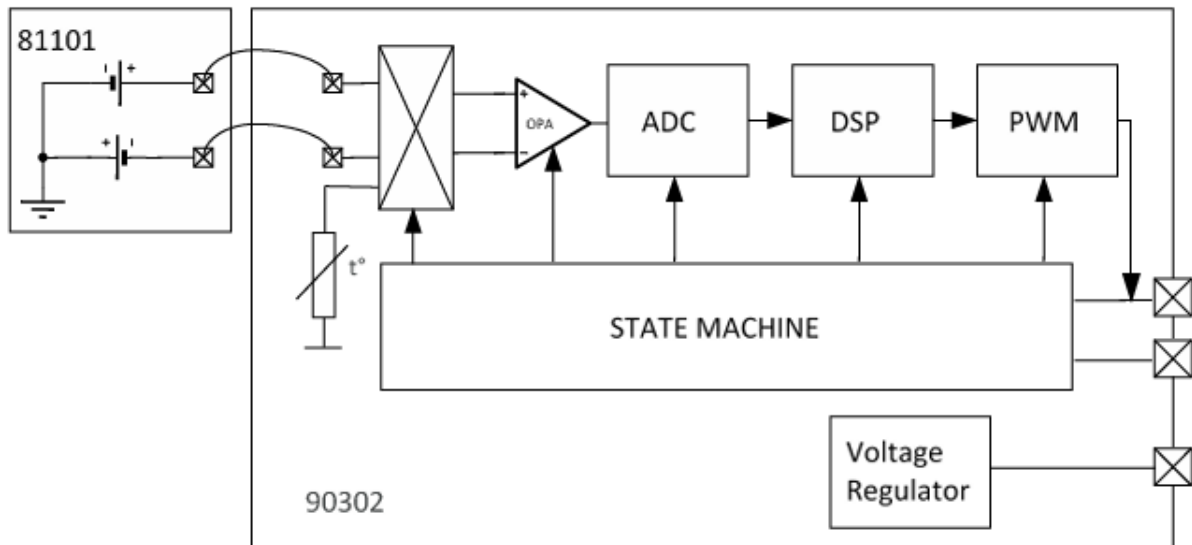
Κατά την λειτουργία PWM η θερμοκρασία κωδικοποιείται στον κύκλο λειτουργίας (duty cycle) του σήματος. Για παράδειγμα στην λειτουργία single PWM mode η θερμοκρασία υπολογίζεται από την σχέση:

$$T_{OUT} = \left(\frac{2t_2}{T} (T_{0_{MAX}} - T_{0_{MIN}}) \right) + T_{0_{MIN}}$$

όπου t_2 η διάρκεια του παλμού, T η περίοδος και $T_{0_{MAX}}$, $T_{0_{MIN}}$ οι τιμές ορίου που έχουν αποθηκευτεί στην EEPROM. Με αυτόν τον τρόπο, ακόμη και χωρίς μικροελεγκτή, μπορεί να ληφθεί θερμοκρασία απευθείας από την έξοδο PWM



Εικόνα 3. 23 Αισθητήρας MLX90614



Εικόνα 3. 24 Μπλοκ διάγραμμα MLX90614

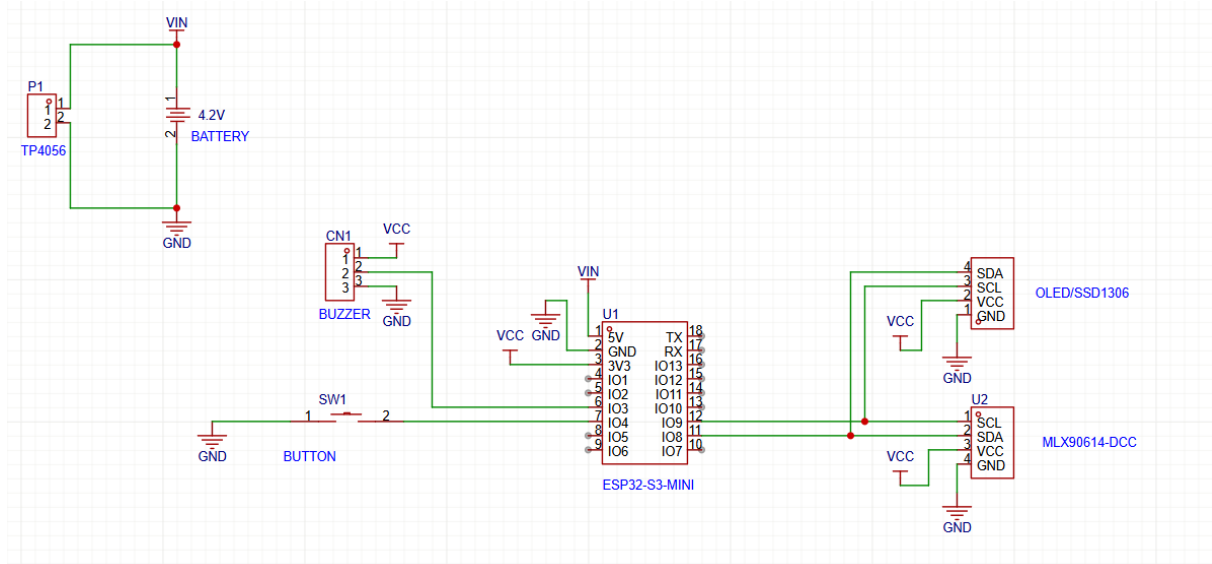
Το μπλοκ διάγραμμα του MLX90614 δείχνει την εσωτερική αρχιτεκτονική του αισθητήρα. Η υπέρυθρη ακτινοβολία ανιχνεύεται από το θερμοστοιχείο, ενισχύεται και μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα μέσω του ADC. Στη συνέχεια, ο DSP επεξεργάζεται τα δεδομένα και σε συνδυασμό με τον εσωτερικό αισθητήρα θερμοκρασίας περιβάλλοντος παράγεται η τελική τιμή θερμοκρασίας. Ο έλεγχος της διαδικασίας γίνεται από τη state machine, ενώ η έξοδος μπορεί να ληφθεί είτε μέσω SMBus είτε ως PWM σήμα.

Υποστηρίζεται τροφοδοσία είτε 3V (κατάλληλη για φορητές συσκευές) είτε 5V, ενώ με λίγα εξωτερικά στοιχεία μπορεί να λειτουργήσει και σε υψηλότερες τάσεις (8–16V). Ένα ενσωματωμένο οπτικό φίλτρο περιορίζει την ακτινοβολία στο φάσμα 5,5–14 μm, το οποίο αντιστοιχεί στην υπέρυθρη εκπομπή του ανθρώπινου σώματος, μειώνοντας τις παρεμβολές από το φως του ήλιου. Η μέτρηση που επιστρέφει είναι ο μέσος όρος όλων των αντικειμένων εντός του πεδίου όρασης (Field of View, ανάλογα με την έκδοση μπορεί να είναι 5° έως 90°). Για βέλτιστη απόδοση απαιτείται θερμική ισορροπία του αισθητήρα, καθώς θερμικά κλιμακωτές ή γειτονικές πηγές θερμότητας μπορεί να επηρεάσουν την ακρίβεια. Επιπλέον, ο MLX90614 υποστηρίζει προγραμματισμό της εκπεμπτικότητας (emissivity) από 0,1 έως 1,0, επιτρέποντας προσαρμογή σε διαφορετικά υλικά χωρίς ανάγκη νέας βαθμονόμησης με μέλαν σώμα. Χάρη στη χαμηλή κατανάλωση και στη δυνατότητα λειτουργίας σε sleep mode (στις εκδόσεις 3V), είναι ιδανικός για φορητές και ιατρικές συσκευές, ενώ η δυνατότητα να τοποθετηθούν έως 127 αισθητήρες στο ίδιο δίκτυο SMBus προσφέρει μεγάλη ευελιξία σε βιομηχανικές και ερευνητικές εφαρμογές [12].

3.4.2 Υλοποίηση θερμομέτρου υπέρυθρων

Στο κύκλωμα του θερμομέτρου υπέρυθρων χρησιμοποιείται ο μικροελεγκτής ESP32-S3 mini για την διαχείριση όλων των περιφερειακών στοιχείων του συστήματος. Στον δίαυλο I²C του ESP32 συνδέονται τα δύο βασικά περιφερειακά: ο αισθητήρας υπέρυθρων MLX90614, που μετρά την θερμοκρασία της επιφάνειας του σώματος, και η OLED οθόνη SSD1306, η οποία εμφανίζει την τελική ένδειξη σε μορφή αριθμού. Και οι δύο συσκευές τροφοδοτούνται με 3.3 V και μοιράζονται κοινές γραμμές SDA και SCL για την επικοινωνία. Επιπλέον, έχει ενσωματωθεί ένα κουμπί (push button) που συνδέεται σε ψηφιακή είσοδο με εσωτερικό pull-up, ώστε να ενεργοποιεί τη μέτρηση μόνο όταν πατηθεί. Ένας βομβητής

(buzzer) έχει επίσης συνδεθεί σε έξοδο του ESP32 και χρησιμοποιείται για ηχητική επιβεβαίωση μετά την ολοκλήρωση της μέτρησης, παρέχοντας άμεση ενημέρωση στον χρήστη. Τέλος η τροφοδοσία παρέχεται από μία επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου 4.2 V, η οποία μέσω του ολοκληρωμένου TP4056 φορτίζεται και προστατεύεται κατά τη διάρκεια της χρήσης. Η έξοδος του TP4056 (VIN) οδηγείται στην είσοδο τροφοδοσίας 5V του μικροελεγκτή.



Εικόνα 3. 25 Σχηματικό θερμόμετρου υπέρυθρων

Πίνακας 3. 3 Κατάλογος συνδέσεων θερμόμετρου υπέρυθρων

Εξάρτημα	PIN Εξαρτήματος	GPIO ESP32	Λειτουργία
OLED SSD1306	VCC	3V3(VCC)	Τροφοδοσία
	GND	GND	Γείωση
	SDA	IO8	Δεδομένα I2C
	SCL	IO9	Ρολόι I2C
MLX90614	VDD	3V3(VCC)	Τροφοδοσία
	GND	GND	Γείωση
	SDA	IO8	Δεδομένα I2C
	SCL	IO9	Ρολόι I2C
Buzzer	VCC	3V3(VCC)	Τροφοδοσία
	GND	GND	Γείωση
	Signal	IO2	Έλεγχος Buzzer
Button	1	IO9	Επικοινωνία με ESP32
	2	GND	Γείωση

TP4056/Μπαταρία	1	VIN	Τροφοδοσία ESP32
	2	GND	Γείωση



Εικόνα 3. 26 Ολοκληρωμένη κατασκευή θερμομέτρου υπέρυθρων

3.4.3 Κώδικας κατασκευής

Ο κώδικας του συστήματος αναπτύχθηκε στο Arduino IDE σε γλώσσα C/C++ με τη χρήση βιβλιοθηκών για τον αισθητήρα MLX90614 και την οθόνη OLED SSD1306. Αρχικά πραγματοποιείται η αρχικοποίηση των βιβλιοθηκών και των pins, καθώς και ο ορισμός των μεταβλητών που σχετίζονται με τον μέσο όρο δειγμάτων και την προσθήκη ενός σταθερού offset στη μέτρηση. Στη συνάρτηση setup() ενεργοποιείται η επικοινωνία I²C, η είσοδος του κουμπιού με pull-up και η έξοδος του buzzer. Στη loop() γίνεται συνεχής έλεγχος του κουμπιού· όταν αυτό πατηθεί, καταγράφονται πολλαπλά δείγματα από τον αισθητήρα, υπολογίζεται η μέση τιμή και προστίθεται το offset ώστε η τελική ένδειξη να προσεγγίζει την πραγματική θερμοκρασία σώματος. Το αποτέλεσμα εμφανίζεται κεντραρισμένο στην OLED οθόνη, ενώ παράλληλα ο βομβητής ενεργοποιείται για σύντομο χρονικό διάστημα ώστε να ενημερώνει τον χρήστη ότι η μέτρηση ολοκληρώθηκε. Όταν το κουμπί δεν είναι πατημένο, η οθόνη παραμένει καθαρή, μειώνοντας έτσι την κατανάλωση. Επιπλέον, έχει προστεθεί λειτουργία εξοικονόμησης ενέργειας: εάν περάσουν περισσότερα από δέκα δευτερόλεπτα χωρίς καμία

αλληλεπίδραση, το ESP32 εισέρχεται αυτόματα σε κατάσταση deep sleep, απενεργοποιώντας την οθόνη και το buzzer. Η αφύπνιση γίνεται αποκλειστικά με το επόμενο πάτημα του κουμπιού, διασφαλίζοντας ότι η συσκευή καταναλώνει ενέργεια μόνο όταν πραγματικά χρησιμοποιείται.

```
const float OFFSET_C = 5.0;
const uint8_t N = 10; // δείγματα για μικρό φιλτράρισμα

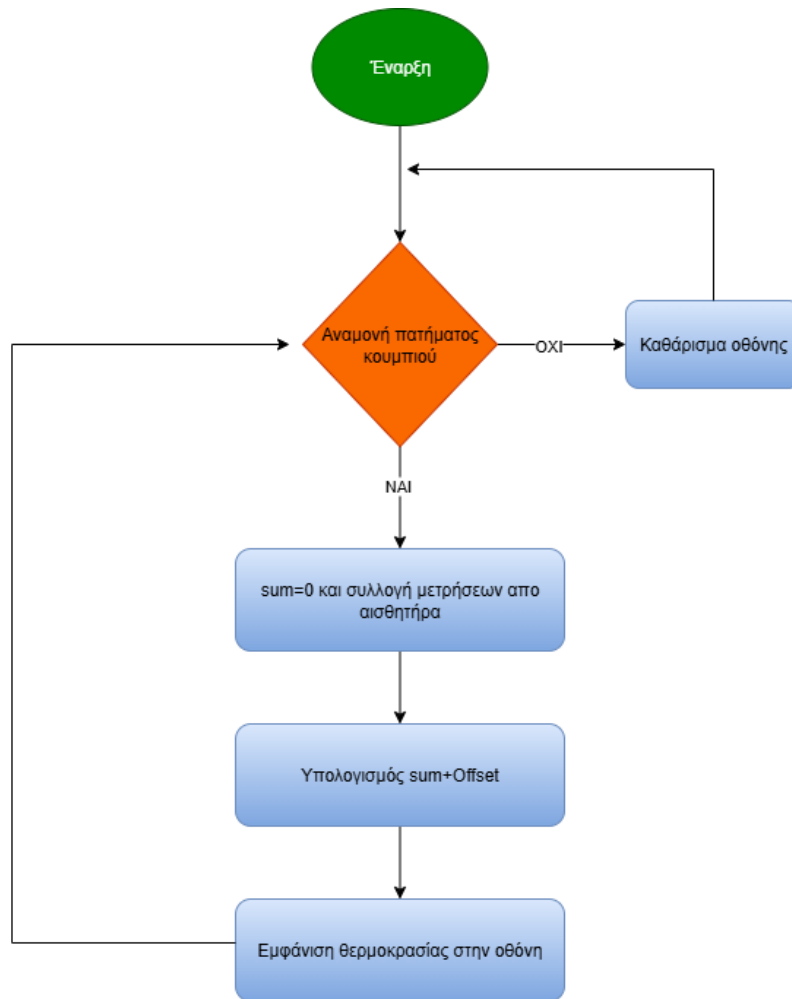
Adafruit_MLX90614 mlx;
Adafruit_SSD1306 oled(W, H, &Wire, -1);

void centerPrint(const String& s, uint8_t sz=4){
  oled.clearDisplay(); oled.setTextColor(SSD1306_WHITE); oled.setTextSize(sz);
  int16_t x1,y1; uint16_t w,h; oled.getTextBounds(s,0,0,&x1,&y1,&w,&h);
  oled.setCursor((W-w)/2,(H-h)/2); oled.print(s); oled.display();
}

void setup(){
  Wire.begin(SDA_PIN,SCL_PIN);
  pinMode(BTN_PIN, INPUT_PULLUP);
  mlx.begin();
  oled.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, OLED_ADDR);
  oled.clearDisplay(); oled.display();
}

void loop(){
  if(digitalRead(BTN_PIN)==LOW){
    float sum=0; for(uint8_t i=0;i<N;i++){ sum+=mlx.readObjectTempC(); delay(10); }
    float t = sum/N + OFFSET_C;
    char b[8]; dtostrf(t,0,1,b); // π.χ. "36.7"
    centerPrint(String(b),4); // μόνο νούμερο στην οθόνη
  } else { oled.clearDisplay(); oled.display(); }
  delay(100);
}
```

Εικόνα 3. 27 Κώδικας για τις μετρήσεις του αισθητήρα



Εικόνα 3. 28 Διάγραμμα ροής μετρήσεων

3.5 Σύγκριση των δύο Θερμομέτρων

Τα δύο θερμόμετρα που υλοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία παρουσιάζουν ουσιαστικές διαφορές στη λειτουργία τους, αλλά και στις αλλαγές που έπρεπε να γίνουν κατά την διαδικασία του προγραμματισμού των συσκευών.

Το θερμόμετρο υπέρυθρων, με τον αισθητήρα **MLX90614**, πραγματοποιεί **ανέπαφη μέτρηση** της θερμοκρασίας, βασισμένο στην ανίχνευση της υπέρυθρης ακτινοβολίας που εκπέμπει το ανθρώπινο σώμα. Το πλεονέκτημά του είναι η ταχύτητα και η υγιεινή της διαδικασίας, καθώς δεν απαιτείται επαφή με το δέρμα, γεγονός που μειώνει τον κίνδυνο μετάδοσης μικροβίων. Ωστόσο, κατά την διάρκεια των πειραμάτων, παρουσιάστηκε το πρόβλημα τις επιρροής από εξωτερικούς παράγοντες καθώς όταν ο αισθητήρας βρίσκεται σε “ήρεμο περιβάλλον” ή το άτομο είναι, είχε ως αποτέλεσμα οι μετρήσεις να έχουν αρκετή απόκλιση από τις υπόλοιπες. Επιπλέον παρόλο που η μέτρηση είναι χωρίς επαφή ο αισθητήρας πρέπει να βρίσκεται σε συγκεκριμένα εκατοστά από το ανθρώπινο σώμα για να πάρει σωστές μετρήσεις. Επιπρόσθετα χρειάστηκε στον κώδικα να μπει offset 5C, ώστε η μέτρηση να είναι πραγματική.

Αντίθετα, το θερμόμετρο επαφής με τον αισθητήρα **DS18B20** βασίζεται στη **φυσική επαφή με το σώμα** για τη μέτρηση της θερμοκρασίας. Αυτό προσφέρει σταθερότερες μετρήσεις και μικρότερη ευαισθησία σε εξωτερικούς παράγοντες από την στιγμή που θα έρθει σε επαφή με το δέρμα. Όμως σε σχέση με τον αισθητήρα υπέρυθρων που παίρνει μέτρηση σε μιλισέκοντ, το θερμόμετρο μασχάλης κάνει τουλάχιστον 1 λεπτό για να σταθεροποιηθεί η μέτρηση του. Παράλληλα το συγκεκριμένο

θερμόμετρο χρειάστηκε ένα πολύ μικρό offset για να έρθει σε πραγματική θερμοκρασία της τάξεως των 0.8C.

Συνολικά, το θερμόμετρο υπέρυθρων υπερτερεί στην άμεση, ανέπαφη και γρήγορη μέτρηση, ενώ το θερμόμετρο επαφής ξεχωρίζει για τη σταθερότητά του και την ανθεκτικότητα σε εξωτερικές παρεμβολές. Η επιλογή του κατάλληλου θερμομέτρου εξαρτάται επομένως από το εκάστοτε πλαίσιο χρήσης: τα υπέρυθρα είναι ιδανικά για γρήγορες μαζικές μετρήσεις, ενώ τα θερμόμετρα επαφής για μεμονωμένες και πιο ακριβείς εξετάσεις.

3.6 Κόστος εξαρτημάτων

Πίνακας 3. 4 Τιμές εξαρτημάτων

Εξάρτημα	Ποσότητα	Κατάστημα	Τιμή ανα μονάδα
ES32-S3 Mini	1	Grobotronics	€6.80
ESP32-C3 Mini	1	Grobotronics	€4.80
OLED 0.91”	2	Grobotronics	€6.80
MLX90614-DCC	1	Grobotronics	€22.80
DS18B20	1	Grobotronics	€3.60
Digital Buzzer	2	Grobotronics	€2.40
Button	2	Grobotronics	€0.20
TP4056	2	Grobotronics	€0.99
Li-Po 3.7V	2	Electronica Eshop	€2.50

Κεφάλαιο 4ο: Συμπεράσματα και μελλοντικές προτάσεις

Η ολοκλήρωση της παρούσας πτυχιακής εργασίας ανέδειξε τη σημασία της αξιοποίησης των σύγχρονων μικροελεγκτών και αισθητήρων θερμοκρασίας για την ανάπτυξη ιατρικών θερμομέτρων. Ο σχεδιασμός και η υλοποίηση δύο πρωτότυπων συσκευών, ενός υπέρυθρου με τον αισθητήρα MLX90614 και ενός επαφής με τον αισθητήρα DS18B20, απέδειξε ότι είναι δυνατή η δημιουργία αξιόπιστων, φορητών και χαμηλού κόστους μετρητικών οργάνων, τα οποία μπορούν να καλύψουν βασικές ανάγκες καθημερινής ιατρικής πράξης. Η χρήση του μικροελεγκτή ESP32-S3 επέτρεψε την ομαλή διαχείριση των δεδομένων, την αλληλεπίδραση με την οθόνη απεικόνισης και την εξοικονόμηση ενέργειας μέσω κατάλληλων λειτουργιών κώδικα.

Η συγκριτική αξιολόγηση με τα εμπορικά θερμόμετρα, που χρησιμοποιούνται σχεδόν σε όλα τα νοικοκυριά, έδειξε ότι οι μετρήσεις των πρωτότυπων συσκευών βρίσκονται εντός αποδεκτών ορίων σφάλματος. Το γεγονός αυτό ενισχύει την αξιοπιστία της κατασκευής, αποδεικνύοντας ότι ακόμη και σε ερευνητικό-εκπαιδευτικό επίπεδο είναι δυνατό να παραχθούν λειτουργικά αποτελέσματα. Επιπλέον, η κατασκευή αυτών των συσκευών ανέδειξε τα πλεονεκτήματα της φορητότητας, της εύκολης τροφοδοσίας μέσω μπαταρίας και της δυνατότητας προσαρμογής του κώδικα για περαιτέρω βελτίωση των αποτελεσμάτων.

Κατά τη διάρκεια της υλοποίησης παρουσιάστηκαν προκλήσεις που αφορούσαν τόσο στο τεχνικό σκέλος όσο και στη διαδικασία βαθμονόμησης. Οι δυσκολίες σχετίζονταν με τη σωστή απόδοση των αισθητήρων, την εξάλειψη θορύβου από τις μετρήσεις και τη σταθερή λειτουργία του μικροελεγκτή. Μπορεί οι μετρήσεις με τον αισθητήρα IR να ήταν υπερβολικά πιο γρήγορες, αλλά το θερμόμετρο

επαφής είχε πιο σταθερές τιμές. Μέσα από συνεχή πειραματισμό, δοκιμές και διορθώσεις, οι προκλήσεις αυτές ξεπεράστηκαν, προσφέροντας πολύτιμη εμπειρία στον χειρισμό πραγματικών κατασκευαστικών προβλημάτων. Έτσι, η εργασία δεν είχε μόνο θεωρητική αξία, αλλά αποτέλεσε και πεδίο πρακτικής εξάσκησης σε διαδικασίες σχεδιασμού, συναρμολόγησης και ελέγχου.

Σε επίπεδο δεξιοτήτων, η εργασία συνέβαλε στην ανάπτυξη της ικανότητας προγραμματισμού μικροελεγκτών, στη χρήση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και στη διαχείριση αισθητήρων. Παράλληλα, ενίσχυσε δεξιότητες όπως η μεθοδικότητα, η κριτική σκέψη και η επίλυση προβλημάτων. Η διαδικασία τεκμηρίωσης και παρουσίασης των αποτελεσμάτων έδωσε την ευκαιρία να καλλιεργηθεί και η επιστημονική γραφή, στοιχείο καθοριστικό για την ακαδημαϊκή και επαγγελματική πορεία.

Όσον αφορά τις μελλοντικές προτάσεις, υπάρχουν αρκετές κατευθύνσεις που θα μπορούσαν να ενισχύσουν και να επεκτείνουν τη συγκεκριμένη εργασία. Μια βασική προοπτική είναι η ενσωμάτωση ασύρματων πρωτοκόλλων επικοινωνίας (Wi-Fi ή Bluetooth), ώστε τα δεδομένα να αποστέλλονται αυτόματα σε κινητό τηλέφωνο ή ηλεκτρονικό υπολογιστή. Αυτό θα επέτρεπε την αποθήκευση ιστορικών μετρήσεων, την εξαγωγή στατιστικών δεδομένων και τη συνεχή παρακολούθηση της θερμοκρασίας ενός ασθενή. Συναφής είναι και η ιδέα ανάπτυξης ενός λογισμικού εφαρμογής (mobile app ή web interface) για πιο φιλική παρουσίαση και επεξεργασία των δεδομένων.

Επιπλέον, θα μπορούσε να ενσωματωθεί ένα πιο προηγμένο σύστημα βαθμονόμησης, ώστε να μειωθεί περαιτέρω το σφάλμα μέτρησης και να επιτευχθεί μεγαλύτερη ακρίβεια. Μια άλλη πιθανή βελτίωση αφορά την τροφοδοσία, με την υιοθέτηση πιο αποδοτικών κυκλωμάτων φόρτισης και μπαταριών μεγαλύτερης διάρκειας. Επίσης, η χρήση οθονών αφής ή μεγαλύτερων έγχρωμων οθονών θα μπορούσε να διευκολύνει τη διεπαφή με τον χρήστη.

Μια ακόμη προοπτική θα ήταν η ενσωμάτωση του θερμομέτρου σε ένα πιο ολοκληρωμένο σύστημα υγείας, π.χ. με σύνδεση σε πλατφόρμες τηλεϊατρικής ή με δυνατότητα ειδοποίησης του ιατρικού προσωπικού σε περίπτωση υπερβολικά υψηλών ή χαμηλών θερμοκρασιών. Με αυτό τον τρόπο, η συσκευή θα αποκτούσε πρακτική αξία όχι μόνο σε ατομικό αλλά και σε επαγγελματικό επίπεδο.

Συνοψίζοντας, η παρούσα πτυχιακή εργασία απέδειξε ότι η τεχνολογία των μικροελεγκτών και των αισθητήρων μπορεί να δώσει πρακτικές λύσεις σε ιατρικές εφαρμογές. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι είναι εφικτή η ανάπτυξη θερμομέτρων τα οποία συνδυάζουν ακρίβεια, αξιοπιστία και χαμηλό κόστος, ανοίγοντας τον δρόμο για περαιτέρω βελτιώσεις και εφαρμογές. Η εργασία αυτή αποτέλεσε όχι μόνο μια τεχνική μελέτη, αλλά και μια ουσιαστική μαθησιακή εμπειρία, θέτοντας τις βάσεις για μελλοντική έρευνα και ανάπτυξη πιο έξυπνων και ολοκληρωμένων μετρητικών συστημάτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] E. Grodzinsky and M. S. Levander, *Understanding fever and body temperature*. 2019
- [2] Y. Shrivvas, "A Review on Various Types of Clinical Thermometers with Respect to Technological Advancements, Pros and Cons, and Accuracy as Crucial Diagnostic Devices," ECS Transactions, vol.107, no.1, pp.16223,2022,
https://www.researchgate.net/publication/360291567_A_Review_on_Various_Types_of_Clinical_Thermometers_with_Respect_to_Technological_Advancements_Pros_and_Cons_and_Accuracy_as_Crucial_Diagnostic_Devices
- [3] I. Campbell, "Body temperature and its regulation," *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, vol. 9, no. 6, pp. 259–263, 2008, <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1472029908000799>
- [4] C. Childs, "Body temperature and clinical thermometry," in *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 157, 3rd ser., A. A. Romanovsky, Ed. Amsterdam, Netherlands: Elsevier, 2018, pp. 1-16, <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30459021/>
- [5] Ι. Ν. Κιοσκερίδης, "Μέτρηση θερμοκρασίας," στη Βιοϊατρική Τεχνολογία, 1η έκδ., Αθήνα, Ελλάδα: Τζιόλας, 2023, κεφ. 2, σσ. 87-118.
- [6] Κ. Καλοβρέκτης & Ν. Κατέβας , Αισθητήρες μέτρησης και ελέγχου: Ηλεκτρικές μετρήσεις – Τεχνολογία μετρήσεων, 3η έκδ. Θεσσαλονίκη, Ελλάδα: Εκδόσεις Τζιόλα, 2018.
- [7] Espressif Systems, "ESP32-C3 Series Datasheet," Version 2.2, 2023.
- [8] Espressif Systems, "ESP32-S3 Series Datasheet," Version 2.0, 2023.
- [9] Vishay, "OLED-128O032D-LPP3N00000, 128x32 Graphic OLED Datasheet," 2023.
- [10] NanJing Top Power ASIC Corp., "TP4056: 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8 Datasheet," 2017.
- [11] Maxim Integrated, "DS18B20: Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer Datasheet," 2015.
- [12] Melexis, "MLX90614 Family: Single and Dual Zone Infra Red Thermometer in TO-39 Datasheet," 2021.