

ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ



**Ανάπτυξη Συστήματος Ταυτόχρονης Καταγραφής
Πολλαπλών Βιο-σημάτων με μη Επεμβατικό Τρόπο**

Ζουριδάκης Στυλιανός Νεκτάριος

Εξεταστική Επιτροπή:

Καθηγητής Ζερβάκης Μιχαήλ (Επιβλέπων)

Καθηγητής Καλαϊτζάκης Κωνσταντίνος

Δρ. Σακκαλής Ευάγγελος (Κύριος Ερευνητής, Ινστιτούτο Πληροφορικής, ΙΤΕ)

Διπλωματική Εργασία

Οκτώβριος 2020

Περίληψη

Οι ανθρώπινες φυσιολογικές παράμετροι αποτελούν σημαντική αναφορά στη μέτρηση της κατάστασης της υγείας των ανθρώπων σ' όλες τις ηλικίες και ιδιαίτερα στη βρεφική ηλικία. Η ανάγκη αποφυγής επικίνδυνων καταστάσεων για την υγεία, απαιτεί να ελέγχονται συνεχώς οι ζωτικής σημασίας φυσιολογικές αλλαγές του βρέφους με όλα τα μέσα, ιδανικά με μη παρεμβατικό τρόπο. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος ταυτόχρονης καταγραφής βιο-σημάτων, όπως η θερμοκρασία του σώματος, χωρίς να απαιτείται επαφή του αισθητήρα με το σώμα. Το σύστημα επιτρέπει την παρακολούθηση αυτών των βιο-σημάτων σε πραγματικό χρόνο, ενώ διαθέσιμη είναι και η αποθήκευση τους για περαιτέρω ανάλυση εφόσον το επιθυμούμε. Στις παρακάτω σελίδες περιγράφονται αναλυτικά ο εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε για το εν λόγω σύστημα και το λογισμικό που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες λειτουργίας του συστήματος. Επιπλέον, παραθέτονται μια σειρά από πειράματα που έγιναν για την επιβεβαίωση λειτουργίας του συστήματος, αλλά και η μελέτη που πραγματοποιήθηκε για τον έλεγχο αξιοπιστίας των μετρήσεων του συστήματος από απόσταση.

Abstract

Human physiological parameters are an important reference in measuring the state of health of people in all ages, especially in infancy. The need to avoid dangerous health situations requires that the baby's vital physiological changes are constantly monitored by all means, ideally in a non-intrusive manner. The purpose of this thesis, is the development of a system for simultaneous recording of bio-signals, such as body temperature, taken from a distance. The system allows monitoring of these bio-signals in real time, while having the possibility to save them for further analysis if desired. The following pages describe in detail the equipment used for this system and the software developed for its operating needs. In addition, a series of experiments performed to confirm the operation of the system are listed, as well as the all worked done in order to check the reliability of the measurements taken.

Ευχαριστίες

Με την ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου Ζερβάκη Μιχαήλ για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και την καθοδήγησή του. Επιπλέον, ευχαριστώ θερμά τον Δρ. Σακκαλή Ευάγγελο για την εύρεση του θέματος της παρούσας εργασίας, τις συμβουλές του και την ευκαιρία που μου έδωσε να δουλέψω στο χώρο του ΙΤΕ, καθώς και τον Δρ. Πεδιαδίτη Ματθαίο (μέλος του Εργαστηρίου Υπολογιστικής Βιο-Ιατρικής – ΙΤΕ) για την πολύτιμη βοήθειά του και την καθοδήγησή του σε ολόκληρη την διάρκεια υλοποίησης της εργασίας. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή Καλαϊτζάκη Κωνσταντίνο που δέχτηκε να αξιολογήσει την παρούσα διπλωματική ως μέλος της τριμελούς επιτροπής. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και τους φίλους μου, οι οποίοι ήταν κοντά μου και με στήριζαν όλα αυτά τα χρόνια προκειμένου να πετύχω τους στόχους μου.

Περιεχόμενα

Περίληψη	ii
Abstract	iv
Ευχαριστίες	vi
Κατάλογος Σχημάτων	3
Κατάλογος Συντομογραφιών	7
Κεφάλαιο 1^ο : Εισαγωγή.....	8
1.1 Περιγραφή Προβλήματος	8
1.2 Προηγούμενες Σχετικές Μελέτες.....	8
1.3 Κίνητρο, Στόχοι	11
1.4 Δομή Εργασίας.....	12
Κεφάλαιο 2^ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	13
2.1 Αισθητήρας	13
2.2 Μετατροπέας.....	14
2.3 Ακρίβεια Μετρήσεων.....	15
2.4 Διακριτική Ικανότητα	16
2.5 Analog to Digital Converter.....	16
2.6 Περιγραφή Συστήματος DAQ.....	17
2.7 Πρότυπο Επικοινωνίας I ² C	18
Κεφάλαιο 3^ο: Περιγραφή Συστήματος.....	21
3.1 Υλικός Εξοπλισμός	21
3.1.1 Arduino Due.....	21
3.1.2 Adafruit AMG8833 8x8 Thermal Camera	26
3.1.3 Adafruit MCP9808 Precision I2C Temperature	27
3.1.4 Melexis MLX90614 IR Thermometer	29
3.1.5 DHT22/AM2302 Humidity Sensor.....	34
3.1.6 SparkFun Soil Moisture Sensor	35
3.2 Συνδεσμολογία.....	36
3.3 Προγραμματιστικό Σκέλος	39
3.3.1 Κώδικας Arduino Due	39
3.3.2 Κώδικας Python – Κύριο Πρόγραμμα	41
3.3.3 Κώδικας Python – Επεξεργασία Δεδομένων	43
Κεφάλαιο 4^ο : Πειραματικό Σκέλος.....	44

4.1	Πρώτος Κύκλος Πειραμάτων	44
4.2	Δεύτερος Κύκλος Πειραμάτων	47
4.2.1	Εκπομπή Θερμικής Ακτινοβολίας – Emissivity	47
4.2.2	Πειράματα	48
Κεφάλαιο 5^ο: Αποτελέσματα		50
5.1	Διαγράμματα Δεδομένων	50
5.1.1	Θερμοκρασία Αντικειμένου	50
5.1.2	Διαφορά MCP1 – MLXObj	61
5.2	Σχέση μεταξύ δεδομένων	68
5.2.1	Cross Correlation	68
5.2.2	Mean Absolute Error	79
5.2.3	Root Mean Square Error	80
5.3	Βαθμονόμηση	82
Κεφάλαιο 6^ο: Συμπεράσματα και Μελλοντική Μελέτη		88
6.1	Συμπεράσματα	88
6.2	Μελλοντική Μελέτη	90
Βιβλιογραφία		91

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1. 1 Παραδοσιακοί Αισθητήρες σε Μονάδα Εντατικής Θεραπείας Νεογνών προσαρμοσμένοι σε ομοίωμα.....	9
Σχήμα 1. 2 Αισθητήρες Rogers προσαρμοσμένοι σε ομοίωμα για αντικατάσταση των παραδοσιακών αισθητήρων [3].....	10
Σχήμα 1. 3 Πρότυπο κοστούμι μωρού για μέτρηση ΗΚΓ.....	10
Σχήμα 1. 4 ‘Εξυπνο’ στρώμα κρεβατιού από την εταιρία Eight Sleep. [4].....	11
Σχήμα 2. 1 Σχηματική διάταξη ενός αισθητήρα	13
Σχήμα 2. 2 Παραδείγματα μετατροπών.....	14
Σχήμα 2. 3 Διάγραμμα Συστήματος Απόκτησης Δεδομένων (DAQ).....	17
Σχήμα 2. 4 Διασύνδεση ολοκληρωμένων κυκλωμάτων με ένα δίαυλο I ² C.....	18
Σχήμα 2. 5 Ακολουθίες bits στην γραμμή μεταφοράς δεδομένων SDA.....	19
Σχήμα 2. 6 Σχέση παλμών SDA και SCL κατά την μεταφορά δεδομένων.....	19
Σχήμα 2. 7 Παράδειγμα μεταφοράς δεδομένων.....	20
Σχήμα 3. 1 Μπροστά όψη Arduino Due	21
Σχήμα 3. 2 Πίσω όψη Arduino Due.....	22
Σχήμα 3. 3 Θύρες τροφοδοσίας Arduino	22
Σχήμα 3. 4 Pinout Διάγραμμα Arduino Due.....	24
Σχήμα 3. 5 Arduino Due USB Ports	25
Σχήμα 3. 6 Επάνω όψη του AMG8833.....	26
Σχήμα 3. 7 AMG8833 - Pins και λειτουργία τους	27
Σχήμα 3. 8 Επάνω όψη του MCP9808.....	28
Σχήμα 3. 9 MCP9808 – Pins και λειτουργία τους.....	29
Σχήμα 3. 10 Φωτογραφία MLX90614.....	29
Σχήμα 3. 11 Ακρίβεια MLX90614DCH σε θερμοκρασίες δωματίου/σώματος	30
Σχήμα 3. 12 Ακρίβεια MLX90614DCH σε όλο το εύρος θερμοκρασιών	31
Σχήμα 3. 13 Κάτω όψη MLX90614 – Σχεδιάγραμμα pins.....	32
Σχήμα 3. 14 MLX90614 – Λειτουργία pins.....	32
Σχήμα 3. 15 Μέτρηση γωνίας θέασης (Field Of View - FOV).....	33
Σχήμα 3. 16 Τυπικό FOV του MLX90614xCH.....	33
Σχήμα 3. 17 Φωτογραφία DHT22.....	34
Σχήμα 3. 18 Μπροστά όψη Soil Moisture Sensor.....	35
Σχήμα 3. 19 Πίσω όψη Soil Moisture Sensor	35
Σχήμα 3. 20 Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος μέσω του λογισμικού Fritzing	36
Σχήμα 3. 21 Συνδεσμολογία στο Arduino Due.....	37
Σχήμα 3. 22 Βάση αισθητήρων που μετρούν κοντά στο σώμα.....	37
Σχήμα 3. 23 Βάση αισθητήρων που μετρούν από απόσταση.....	38
Σχήμα 3. 24 Κώδικας Arduino - Ρουτίνα loop()	40
Σχήμα 3. 25 Γραφικό περιβάλλον εφαρμογής κατά την διάρκεια μέτρησης.....	42
Σχήμα 3. 26 Αρχική 8x8 εικόνα από θερμοκάμερα	43
Σχήμα 3. 27 Εικόνα 32x32 μετά από Interpolation.....	43

Σχήμα 4. 1 Κατάλογος πειραμάτων 1 ^{ου} κύκλου	44
Σχήμα 4. 2 Ενδεικτικές φωτογραφίες των πειραμάτων 1 και 2	45
Σχήμα 4. 3 Ενδεικτική φωτογραφία πειράματος 3.....	46
Σχήμα 4. 4 Τιμές εκπομπής κοινών αντικειμένων	47
Σχήμα 4. 5 Κατάλογος πειραμάτων 2 ^{ου} κύκλου	48
Σχήμα 4. 6 Ενδεικτικές φωτογραφίες των πειραμάτων 4, 5 και Skin	49
Σχήμα 5. 1 Πείραμα 1Α (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	50
Σχήμα 5. 2 Πείραμα 1Β (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	51
Σχήμα 5. 3 Πείραμα 1C (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 1m) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	51
Σχήμα 5. 4 Πείραμα 2Α (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος	52
Σχήμα 5. 5 Πείραμα 2Β (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος	52
Σχήμα 5. 6 Πείραμα 3Α (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος	53
Σχήμα 5. 7 Πείραμα 3Β (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος	53
Σχήμα 5. 8 Πείραμα 4Α (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος – 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης	54
Σχήμα 5. 9 Πείραμα 4Β (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος – 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης	54
Σχήμα 5. 10 Πείραμα 5Α (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	55
Σχήμα 5. 11 Πείραμα 5Β (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης	55
Σχήμα 5. 12 Πείραμα Skin1Α – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.	56
Σχήμα 5. 13 Πείραμα Skin1Β – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	56
Σχήμα 5. 14 Πείραμα Skin1C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	57
Σχήμα 5. 15 Πείραμα Skin2Α – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MLXObj οφείλεται σε κίνηση του ατόμου.	57
Σχήμα 5. 16 Πείραμα Skin2Β – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.	58
Σχήμα 5. 17 Πείραμα Skin2C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος.....	58
Σχήμα 5. 18 Πείραμα Skin3Α – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.	59

Σχήμα 5. 19 Πείραμα Skin3B – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα, ενώ του MLXObj σε κίνηση του ατόμου.....	59
Σχήμα 5. 20 Πείραμα Skin3C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MLXObj οφείλεται σε κίνηση του ατόμου.	60
Σχήμα 5. 21 Πείραμα 1 (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις.....	61
Σχήμα 5. 22 Πείραμα 2 (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις.....	62
Σχήμα 5. 23 Πείραμα 3 (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις.....	62
Σχήμα 5. 24 Πείραμα 4 (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις.....	63
Σχήμα 5. 25 Πείραμα 5 (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 40cm) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις.....	63
Σχήμα 5. 26 Πείραμα Skin1 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις	64
Σχήμα 5. 27 Πείραμα Skin2 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις	64
Σχήμα 5. 28 Πείραμα Skin3 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις	65
Σχήμα 5. 29 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 25cm στα πειράματα Skin	65
Σχήμα 5. 30 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 40cm στα πειράματα Skin	66
Σχήμα 5. 31 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 80cm στα πειράματα Skin	66
Σχήμα 5. 32 Μέση τιμή της διαφοράς (MCP1 – MLXObj) σε κάθε πείραμα	67
Σχήμα 5. 33 Διασπορά της διαφοράς (MCP1 – MLXObj) σε κάθε πείραμα.....	67
Σχήμα 5. 34 Παράδειγμα Cross Correlation	68
Σχήμα 5. 35 Παράδειγμα Cross Correlation	68
Σχήμα 5. 36 Πείραμα 1A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	69
Σχήμα 5. 37 Πείραμα 1B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	69
Σχήμα 5. 38 Πείραμα 1C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	70
Σχήμα 5. 39 Πείραμα 2A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	70
Σχήμα 5. 40 Πείραμα 2B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	71
Σχήμα 5. 41 Πείραμα 3A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	71
Σχήμα 5. 42 Πείραμα 3B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	72
Σχήμα 5. 43 Πείραμα 4A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	72
Σχήμα 5. 44 Πείραμα 4B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	73
Σχήμα 5. 45 Πείραμα 5A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	73
Σχήμα 5. 46 Πείραμα 5B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	74
Σχήμα 5. 47 Πείραμα Skin1A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object	74
Σχήμα 5. 48 Πείραμα Skin1B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	75
Σχήμα 5. 49 Πείραμα Skin1C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	75
Σχήμα 5. 50 Πείραμα Skin2A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object	76
Σχήμα 5. 51 Πείραμα Skin2B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	76
Σχήμα 5. 52 Πείραμα Skin2C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	77
Σχήμα 5. 53 Πείραμα Skin3A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object	77
Σχήμα 5. 54 Πείραμα Skin3B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	78
Σχήμα 5. 55 Πείραμα Skin3C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object.....	78
Σχήμα 5. 56 Mean Absolute Error MLXObj ως προς MCP1	79
Σχήμα 5. 57 Mean Absolute Error MLXAmb ως προς MCP2	80

Σχήμα 5. 58 Root Mean Square Error MLXObj ως προς MCP1	81
Σχήμα 5. 59 Root Mean Square Error MLXAmb ως προς MCP2	81
Σχήμα 5. 60 Πείραμα 1 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση.....	82
Σχήμα 5. 61 Πείραμα 2 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση.....	83
Σχήμα 5. 62 Πείραμα 3 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση.....	83
Σχήμα 5. 63 Πείραμα 4 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση.....	84
Σχήμα 5. 64 Πείραμα 5 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση.....	84
Σχήμα 5. 65 Πείραμα Skin1 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση	85
Σχήμα 5. 66 Πείραμα Skin2 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση	85
Σχήμα 5. 67 Πείραμα Skin3 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση	86
Σχήμα 5. 68 Απόκλιση μετρήσεων MLX και MCP πριν και μετά την βαθμονόμηση.....	87

Κατάλογος Συντομογραφιών

ACK	Acknowledge
ADC	Analog to Digital Converter
CAGR	Compound Annual Growth Rate
CAN	Controller Area Network
DAC	Digital to Analog Converter
DAQ	Data Acquisition
FOV	Field Of View
GUI	Graphical User Interface
HDF	Hierarchy Data Format
I/O	Input/Output
IC	Inter Integrated Circuit
IR	InfraRed
LSB	Least Significant Bit
MAE	Mean Absolute Error
MSB	Most Significant Bit
NACK	Not Acknowledge
PCB	Printed Circuit Board
PWM	Pulse Width Modulation
RAM	Random Access Memory
RMSE	Root Mean Square Error
ROM	Read Only Memory
SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
SMBus	System Management Bus
SNR	Signal to Noise Ratio
SPI	Serial Peripheral Interface
TTL	Transistor-Transistor Logic
TWI	Two Wire Interface
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Κεφάλαιο 1^ο : Εισαγωγή

1.1 Περιγραφή Προβλήματος

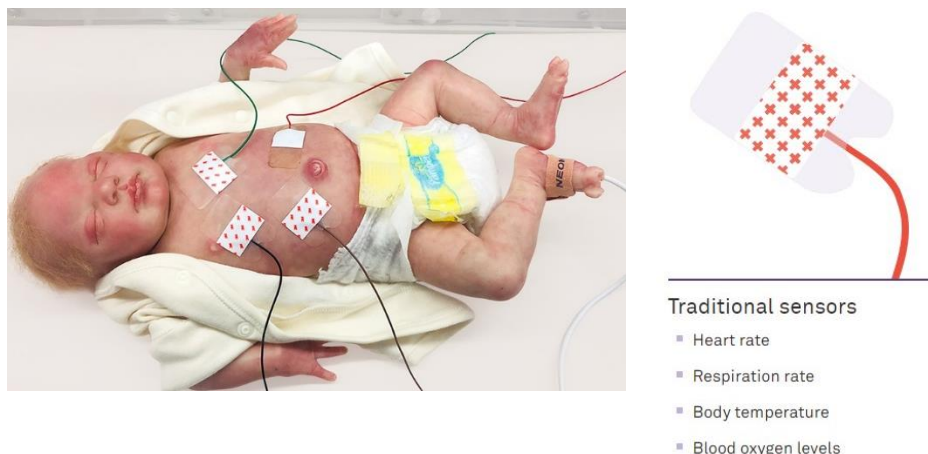
Βιο-σήμα ονομάζεται ένα οποιοδήποτε σήμα ζωντανού οργανισμού το οποίο μπορεί να μετρηθεί και να παρακολουθηθεί. Το ανθρώπινο σώμα εκπέμπει ένα μεγάλο αριθμό βιο-σημάτων, τα οποία μπορούν να μας δώσουν χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την κατάσταση της υγείας του ατόμου. Ειδικά σε περιπτώσεις όπου το άτομο δεν είναι ικανό να καταλάβει ή να εκφράσει ότι κάτι δεν πάει καλά με την υγεία του, όπως για παράδειγμα ένα βρέφος, η αξία αυτών των βιο-σημάτων είναι ακόμα μεγαλύτερη. Επομένως, η ανάγκη αποφυγής επικίνδυνων καταστάσεων για την υγεία, όπως είναι το σύνδρομο αιφνίδιου βρεφικού θανάτου, οι αρρυθμίες, οι πυρετικοί σπασμοί κ.ά., απαιτεί να ελέγχονται συνεχώς οι ζωτικής σημασίας φυσιολογικές αλλαγές του βρέφους με όλα τα μέσα, ιδανικά χωρίς κάποιο παρεμβατικό τρόπο και από απόσταση [1]. Προς αυτή την κατεύθυνση, η παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στη διάγνωση και την αντιμετώπιση ασθενειών. Διάφορα συστήματα επίβλεψης βρεφών έχουν προταθεί στην διεθνή βιβλιογραφία για την προληπτική παρακολούθηση ζωτικών σημείων (καρδιακός ρυθμός, ρυθμός αναπνοής, θερμοκρασία σώματος, κ. ά.), πολύ συχνά με την ταυτόχρονη παρακολούθηση των παραμέτρων περιβάλλοντος και της κίνησης ή συμπεριφοράς του βρέφους.

1.2 Προηγούμενες Σχετικές Μελέτες

Κατά καιρούς έχουν γίνει πολλές προσπάθειες και μελέτες για την ανάπτυξη συσκευών παρακολούθησης βιο-σημάτων τόσο για ενήλικες όσο και για βρέφη. Πολλές από αυτές ήταν δαπανηρές, δύσκολες στην χρήση και ενεργοποιούσαν πολυάριθμους ψευδείς συναγερμούς. Οι ακατάλληλες συνδέσεις, η κακή τοποθέτηση του ανιχνευτή ή η καταστροφή του ανιχνευτή κατέστησαν τα πρώτα συστήματα παρακολούθησης αναποτελεσματικά. Οι πρόσφατες τεχνολογικές εξελίξεις και συγκεκριμένα η ανάπτυξη της τεχνολογίας αισθητήρων με την ενσωμάτωση της μικροηλεκτρονικής και τη σμίκρυνση των αισθητήρων, της τεχνολογίας των πληροφοριών και της ανάλυσης δεδομένων, αποτέλεσαν τη βάση πάνω στην οποία αναδύθηκε η νέα γενιά συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης, συμβάλλοντας στον εκσυγχρονισμό και στην αλλαγή του τρόπου ανάπτυξης και παράδοσης των υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης. Τα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης της κατάστασης της υγείας είναι σχεδιασμένα για να είναι ελάχιστα επεμβατικά με βάση ευέλικτες και έξυπνες τεχνολογίες συμβατές με το ανθρώπινο σώμα, με σκοπό να συμβάλλουν στη βελτίωση της αυτονομίας και της ποιότητας ζωής των ασθενών [1].

Σήμερα, στο επίκεντρο του ενδιαφέροντος για την επίβλεψη βρεφών ή ενηλίκων και την καταγραφή ζωτικών σημείων βρίσκονται τα ελάχιστα επεμβατικά ή μη επεμβατικά συστήματα παρακολούθησης, εξαλείφοντας την ανάγκη για άμεσες συνδέσεις με το σώμα. Η χρήση των συστημάτων επίβλεψης με ενσωματωμένους αισθητήρες – τόσο σε φορετά υφάσματα όσο και στον εξοπλισμό του δωματίου – για συνεχή παρακολούθηση της υγείας επικεντρώνεται σε μια πιο προβλεπτική και προσιτή υγειονομική περίθαλψη. Ως κλινικό εργαλείο που εφαρμόζεται στη συνεχή παρακολούθηση των φυσιολογικών παραμέτρων των βρεφών, τα συστήματα με ενσωματωμένους αισθητήρες για βρέφη είναι σε θέση να μεταδώσουν τις πληροφορίες που λαμβάνονται στο σώμα ενός βρέφους σε κλινικούς ή γονείς. Επιπλέον, τέτοια συστήματα μπορούν να αντιλαμβάνονται εξωτερικές απειλές όπως πτώση ή πνιγμό και να προειδοποιούν αμέσως τους γονείς [2]. Η χρήση αυτών των συστημάτων επιτρέπει στα ίδια τα άτομα ή τους φροντιστές τους να παρακολουθούν εκ του σύνεγγυς τις αλλαγές σε ζωτικά σημεία και παρέχει ανατροφοδότηση για να διατηρήσουν τη βέλτιστη κατάσταση υγείας τους. Επιπλέον, αυτά τα συστήματα μπορούν ακόμη και να προειδοποιήσουν το ιατρικό προσωπικό όταν συμβαίνουν απειλητικές αλλαγές για τη ζωή [1].

Παραδείγματα για ελάχιστα επεμβατικά συστήματα παρακολούθησης για βρέφη περιλαμβάνουν αισθητήρες που προσκολλώνται ως ταινία/αυτοκόλλητο σε διάφορα σημεία στο δέρμα του βρέφους, ή φορετά υφάσματα που έχουν ενσωματωμένους αισθητήρες (**Σχήμα 1. 1, Σχήμα 1. 2, Σχήμα 1. 3**). Οι αισθητήρες αυτοί μπορούν να μετρήσουν καρδιακούς παλμούς, ρυθμό αναπνοής, θερμοκρασία σώματος, επίπεδα οξυγόνου στο αίμα, την πίεση και την ροή του αίματος, ακόμα και χωρίς την χρήση καλωδίων. Παραδείγματα για μη επεμβατικά συστήματα παρακολούθησης για ενήλικες ή βρέφη περιλαμβάνουν αισθητήρες που είναι ενσωματωμένοι στο στρώμα του κρεβατιού (**Σχήμα 1. 4**).



Σχήμα 1. 1 Παραδοσιακοί Αισθητήρες σε Μονάδα Εντατικής Θεραπείας Νεογνών προσαρμοσμένοι σε ομοίωμα



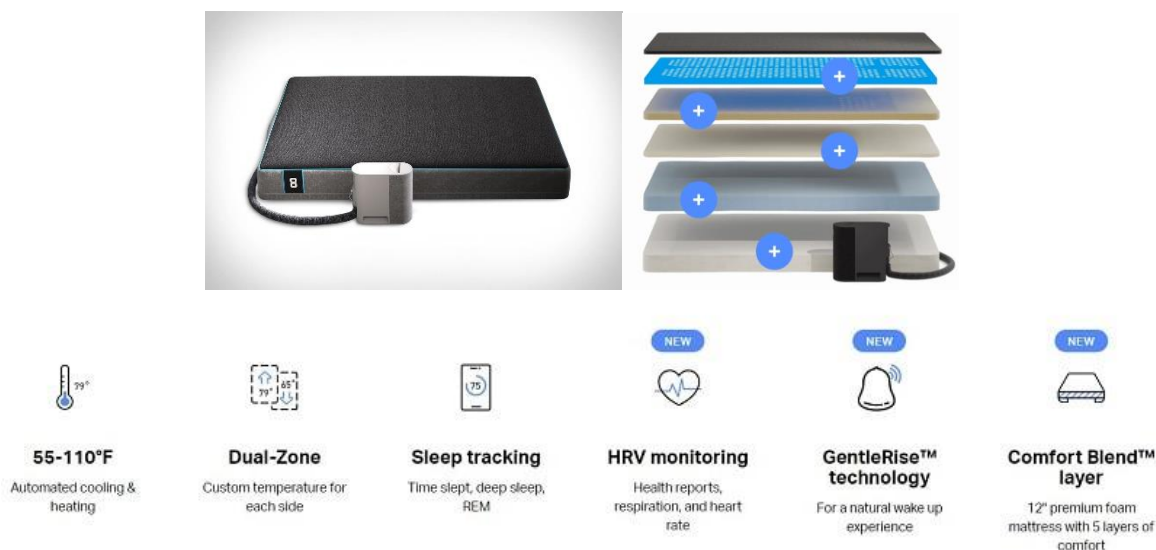
Rogers' sensors

- Heart rate
- Respiration rate
- Core body temperature
- Blood oxygen levels
- Peripheral body temperature
- Blood pressure
- Blood flow
- Vitals during parent-baby interactions

Σχήμα 1. 2 Αισθητήρες Rogers προσαρμοσμένοι σε ομοίωμα για αντικατάσταση των παραδοσιακών αισθητήρων [3]



Σχήμα 1. 3 Πρότυπο κοστούμι μωρού για μέτρηση ΗΚΓ



Σχήμα 1. 4 ‘Εξυπνο’ στρώμα κρεβατιού από την εταιρία Eight Sleep. [4]

Ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι μελέτες έρευνας αγοράς σχετικά με τα συστήματα παρακολούθησης βρεφών και τα συστήματα παρακολούθησης με προσαρτημένους αισθητήρες στο στρώμα/ανώστρωμα κρεβατιού, σύμφωνα με τις οποίες η αγορά τέτοιων συστημάτων αναμένεται να αυξηθεί από 1,3 δισεκατομμύρια δολάρια που είναι το 2019 σε 1,9 δισεκατομμύρια δολάρια έως το 2024, σε σύνθετο ετήσιο ποσοστό αύξησης (CAGR) 7,9% κατά την περίοδο πρόβλεψης. Η ανάπτυξη αυτής της αγοράς μπορεί να αποδοθεί κατά κύριο λόγο στην ταχεία ανάπτυξη στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης, στις ευρείες μεταρρυθμίσεις της πολιτικής, στον ταχέως αναπτυσσόμενο πληθυσμό μεσαίας τάξης με αυξανόμενη αγοραστική δύναμη και στις αυξανόμενες επενδύσεις στην ανάπτυξη υποδομών. [5]

1.3 Κίνητρο, Στόχοι

Βασικό κίνητρο για την υλοποίηση αυτής της εργασίας είναι ότι έχουμε να κάνουμε με ένα επίκαιρο πρόβλημα, το οποίο απασχολεί ιδιαίτερα την κοινότητα των Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, ενώ ταυτόχρονα η υλοποίηση του συστήματος απαιτεί γνώσεις από πολλούς διαφορετικούς τομείς, όπως η Ηλεκτρονική, η Αρχιτεκτονική Υπολογιστών, η Πληροφορική και οι Τηλεπικοινωνίες.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία υπάρχουν τέσσερις στόχοι. Πρώτον, η υλοποίηση ενός συστήματος που είναι τόσο σύγχρονο όσο και απλό, για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από οποιονδήποτε χωρίς περαιτέρω εξειδίκευση. Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες τελευταίας τεχνολογίας, ενώ για τον έλεγχο τους τοποθετήθηκε ένα Arduino Due, κάτι που δίνει την αίσθηση ενός συστήματος Plug & Play. Δεύτερον, το σύστημα να συλλέγει και να εμφανίζει

δεδομένα σε πραγματικό χρόνο. Σε αυτό βοήθησε η χρήση του Arduino Due, που αναφέρθηκε προηγουμένως, αλλά και η χρήση της γλώσσας Python και των βιβλιοθηκών της για την οπτικοποίηση των δεδομένων που συλλέγουμε. Τρίτον, το σύστημα να αποθηκεύει όλα τα δεδομένα που συλλέγει, για να είναι δυνατή η ανάκτησή τους σε δεύτερο χρόνο αλλά και η περαιτέρω ανάλυσή τους αν είναι επιθυμητό. Τέλος, το σύστημα να είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση βρεφών ή/και ασθενών που βρίσκονται στο κρεβάτι, όπου η συλλογή δεδομένων με επεμβατικό τρόπο είναι σχετικά δύσκολη. Για αυτό τον λόγο δόθηκε έμφαση στην ακρίβεια των μετρήσεων από απόσταση και στη βελτίωσή τους.

1.4 Δομή Εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποτελείται από έξι κεφάλαια. Αρχικά, στο κεφάλαιο της εισαγωγής παρουσιάστηκε το πρόβλημα, οι σχετικές μελέτες που έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια και το κίνητρο και οι στόχοι που τέθηκαν για αυτή την εργασία.

Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται αναφορά σε κάποιες βασικές θεωρητικές έννοιες στις οποίες στηρίχθηκε η εργασία. Πιο συγκεκριμένα, δίνεται ορισμός του αισθητήρα και του μετατροπέα, αναλύεται η έννοια της ακρίβειας μετρήσεων και της διακριτικής ικανότητας των αισθητήρων, γίνεται περιγραφή ενός συστήματος DAQ και τέλος γίνεται αναλυτική περιγραφή του πρωτοκόλλου I²C, με βάση το οποίο επικοινωνούν οι περισσότεροι από τους αισθητήρες του συστήματος.

Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται περιγραφή του συστήματος που αναπτύχθηκε. Αρχικά, αναφέρεται ο υλικός εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε, στη συνέχεια ο τρόπος συνδεσμολογίας του και τέλος γίνεται μια περιγραφή του προγραμματιστικού σκέλους της εργασίας.

Στο τέταρτο κεφάλαιο δίνονται λεπτομέρειες για τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν. Ο αναγνώστης μπορεί να δει λεπτομέρειες ως προς το στήσιμο του εξοπλισμού και τον τρόπο με τον οποίο έγιναν οι μετρήσεις για την ανάλυση του συστήματος. Στη συνέχεια, στο πέμπτο κεφάλαιο βρίσκονται όλα τα διαγράμματα που δημιουργήθηκαν για την ανάλυση της λειτουργίας του συστήματος.

Τέλος στο κεφάλαιο έξι, βρίσκονται τα συμπεράσματα της εργασίας και κάποιες ιδέες για την βελτιστοποίηση του συστήματος και την περαιτέρω μελέτη του αντικειμένου.

Κεφάλαιο 2^ο: Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Αισθητήρας

Ο αισθητήρας είναι ένα όργανο το οποίο μετατρέπει το φυσικό μέγεθος που μετράται (μετρούμενο μέγεθος) σε ηλεκτρικό σήμα.



Σχήμα 2. 1 Σχηματική διάταξη ενός αισθητήρα

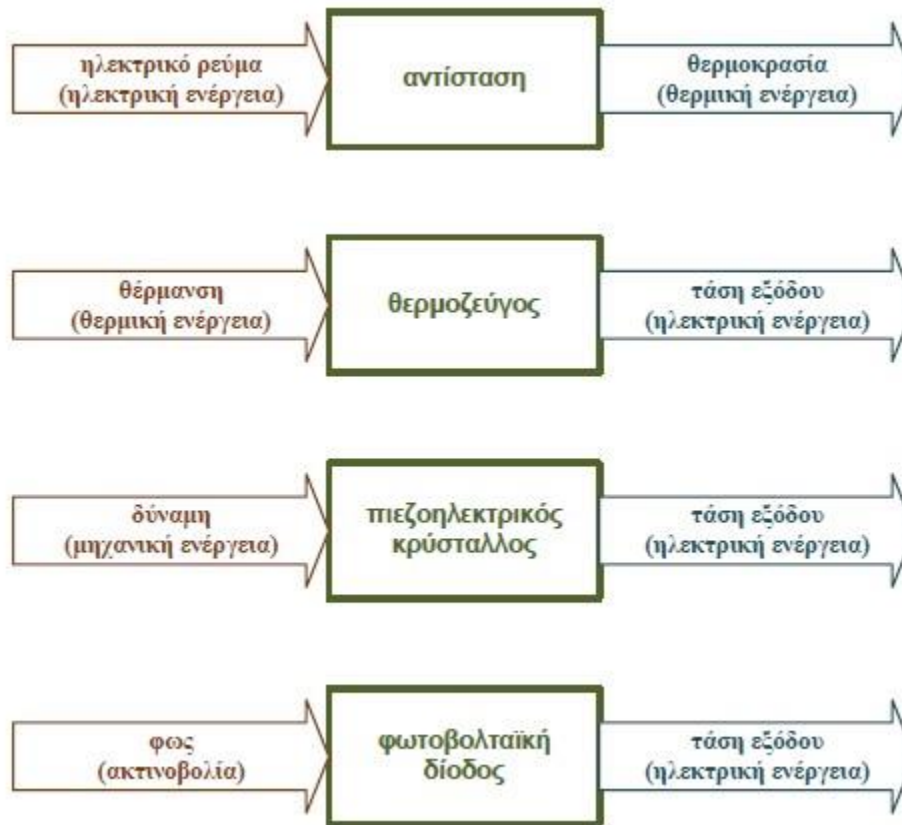
Το ηλεκτρικό σήμα είναι είτε τάση (αν ο αισθητήρας μετατρέπει το μετρούμενο μέγεθος σε τάση), είτε ρεύμα (αν ο αισθητήρας μετατρέπει το μετρούμενο μέγεθος σε ρεύμα).

Για τη λειτουργία τους απαιτείται τροφοδοσία τους με ηλεκτρική τάση (πχ. με μπαταρίες ή τροφοδοτικό).

Παραδείγματα φυσικών μεγεθών που μετρούνται με αισθητήρες είναι η θερμοκρασία, η θέση και η μετατόπιση ενός αντικειμένου, η στάθμη υγρών, η ταχύτητα και η επιτάχυνση ενός κινούμενου αντικειμένου, η δύναμη και η πίεση, η ροή ρευστού, η τάση, το ρεύμα, η υγρασία, η ακτινοβολία, κλπ. [6]

2.2 Μετατροπéας

Ο μετατροπéας (transducer) είναι γενικά μια διάταξη που απορροφά ενέργεια από ένα σύστημα και τη μετατρέπει σε ενέργεια άλλης μορφής.



Σχήμα 2. 2 Παραδείγματα μετατροπéων

Στα συστήματα ηλεκτρικών μετρήσεων χρησιμοποιούνται οι μετατροπéες που μετατρέπουν την ενέργεια σε ηλεκτρική. Η τάση που παράγουν στην έξοδό τους οι μετατροπéες σε ηλεκτρική ενέργεια είναι συνήθως πολύ χαμηλή για να αξιοποιηθεί άμεσα. Έτσι απαιτείται κατάλληλη ενίσχυση του σήματος εξόδου (πχ. με τρανζίστορ, τελεστικούς ενισχυτές, κτλ.) οπότε χρειάζεται εξωτερική τροφοδοσία, όπως και οι αισθητήρες. Για αυτό τον λόγο οι μετατροπéες που χρησιμοποιούνται στα συστήματα μετρήσεων δεν διαφοροποιούνται ουσιαστικά από τους αισθητήρες, οπότε στην σύγχρονη βιβλιογραφία ονομάζονται όλοι αισθητήρες. [6]

2.3 Ακρίβεια Μετρήσεων

Η ακρίβεια (accuracy) ενός αισθητήρα σχετίζεται με το μέγιστο σφάλμα που μπορεί να εμφανίσει ο αισθητήρας κατά την μέτρηση. Η ακρίβεια εκφράζεται:

- Ως προς τις μονάδες της μετρούμενης ποσότητας:
Για ένα θερμόμετρο με ακρίβεια $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ σημαίνει ότι αν η μέτρηση είναι 20°C , τότε η πραγματική τιμή της θερμοκρασίας είναι μεταξύ $20 - 0.5 = 19.5^{\circ}\text{C}$ και $20 + 0.5 = 20.5^{\circ}\text{C}$.
- Ως εκατοστιαίο (%) σφάλμα ως προς την τιμή της μέτρησης:
Για ένα θερμόμετρο με ακρίβεια $\pm 5\%$ σημαίνει ότι αν η μέτρηση είναι 20°C τότε η πραγματική τιμή της θερμοκρασίας είναι μεταξύ $20 - 20 \times 5\% = 19^{\circ}\text{C}$ και $20 + 20 \times 5\% = 21^{\circ}\text{C}$.
- Ως εκατοστιαίο (%) σφάλμα ως προς το εύρος πλήρους κλίμακας:
Για ένα θερμόμετρο με εύρος πλήρους κλίμακας $0 \dots 50^{\circ}\text{C}$ και ακρίβεια $\pm 5\%$ σε πλήρη κλίμακα, σημαίνει ότι αν η μέτρηση είναι 20°C τότε η πραγματική τιμή της θερμοκρασίας είναι μεταξύ $20 - 50 \times 5\% = 17.5^{\circ}\text{C}$ και $20 + 50 \times 5\% = 22.5^{\circ}\text{C}$.

Υψηλή ακρίβεια αντιστοιχεί σε μικρό σφάλμα και αντίστροφα.

Η ακρίβεια (accuracy) είναι διαφορετική έννοια από την ακρίβεια προσέγγισης (precision) που εκφράζει την ικανότητα διάκρισης μεταξύ σχεδόν ίσων τιμών.

Για παράδειγμα, η παράσταση ενός αριθμού με 4 σημαντικά ψηφία είναι μικρότερης ακρίβειας προσέγγισης από εκείνη με 6 σημαντικά ψηφία.

Η ακρίβεια (accuracy) και η ακρίβεια προσέγγισης (precision) σχετίζονται μεταξύ τους, διότι η μέτρηση μιας ποσότητας με ένα αισθητήρα χαμηλής ακρίβειας (accuracy), παραπέμπει στην αναγραφή της μέτρησης με χαμηλή ακρίβεια προσέγγισης (precision).

Για παράδειγμα, για ένα θερμόμετρο με ακρίβεια $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ δεν έχει νόημα να καταγράφεται μέτρηση θερμοκρασίας $\theta = 18.456^{\circ}\text{C}$.

Σε ένα αριθμό διαδοχικών μετρήσεων ίδιας τιμής του φυσικού μεγέθους με τον ίδιο αισθητήρα, η μέση τιμή των τάσεων εξόδου σχετίζεται με την ακρίβεια (accuracy), ενώ η διασπορά σχετίζεται με την ακρίβεια προσέγγισης (precision). [7]

2.4 Διακριτική Ικανότητα

Η διακριτική ικανότητα (resolution) αναφέρεται στη μικρότερη είσοδο ή στη μικρότερη αλλαγή της εισόδου που μπορεί να ανιχνεύσει ο αισθητήρας. Μερικές φορές αναφέρεται και σαν κατώφλι (threshold) ή ανιχνευσιμότητα (detectivity).

Για παράδειγμα ένας αισθητήρας θέσης με διακριτική ικανότητα 0.1mm δεν αλλάζει την έξοδό του αν το αντικείμενο που παρακολουθεί μετακινηθεί κατά 0.03mm.

Η διακριτική ικανότητα είναι συσχετισμένη με την ακρίβεια προσέγγισης (precision) με την οποία εκτελείται η μέτρηση.

Για παράδειγμα, αν για μια μέτρηση απαιτείται ακρίβεια ενός δεκαδικού ψηφίου, δεν έχει σημασία αν ο αισθητήρας παρέχει διακριτική ικανότητα τριών δεκαδικών ψηφίων.

Αν ένας αισθητήρας έχει διακριτική ικανότητα ενός δεκαδικού ψηφίου, δεν έχει νόημα να καταγράφεται η μέτρηση με ακρίβεια προσέγγισης τριών δεκαδικών ψηφίων. [8]

2.5 Analog to Digital Converter

Ένα μετατροπέας σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (Analog to Digital Converter – ADC) μετατρέπει ένα αναλογικό σήμα συνεχούς χρόνου σε ένα ψηφιακό σήμα διακριτού χρόνου. Κατά την μετατροπή αυτή γίνεται κβαντισμός του σήματος εισόδου, με αποτέλεσμα την εισαγωγή μικρής ποσότητας λάθους ή θορύβου. Επιπλέον, αυτή η μετατροπή γίνεται περιοδικά, δειγματοληπτώντας το σήμα εισόδου, με αποτέλεσμα να περιορίζεται το επιτρεπόμενο εύρος συχνοτήτων (bandwidth) του.

Η διακριτική ικανότητα (resolution) του μετατροπέα φανερώνει τον αριθμό των διαφορετικών διακριτών τιμών που μπορεί να παράγει μέσα σε ένα εύρος αναλογικών τιμών, που καθορίζεται από το σήμα εισόδου. Επομένως, η διακριτική ικανότητα καθορίζει το μέγεθος του σφάλματος κβαντισμού και συνεπώς τη μέγιστη δυνατή αναλογία σήματος προς θόρυβο (signal-to-noise ratio-SNR) ενός ιδανικού ADC χωρίς να γίνεται υπερδειγματοληψία. Τα δείγματα του σήματος εισόδου αποθηκεύονται συνήθως σε δυαδική μορφή μέσα στον ADC, ενώ ο αριθμός τους είναι συνήθως δύναμη του δύο. [9]

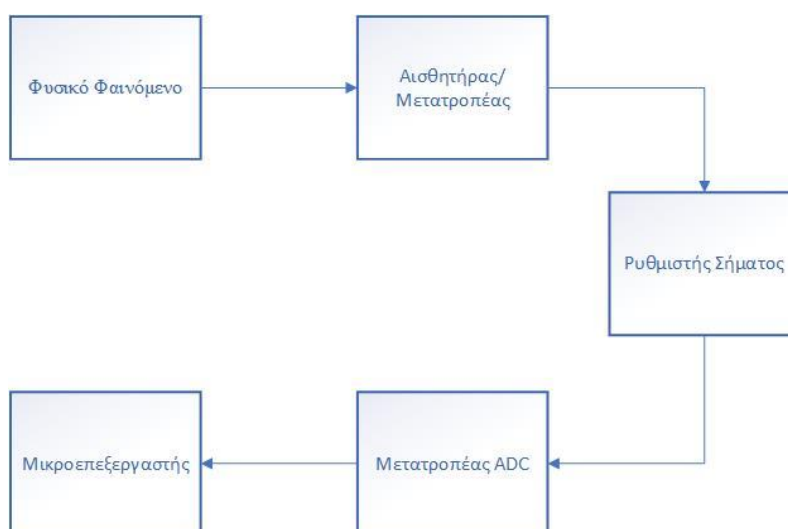
Για παράδειγμα, ένας ADC με διακριτική ικανότητα 8 bits μπορεί να κωδικοποιήσει μια αναλογική είσοδο σε ένα από τα 256 διαφορετικά επίπεδα ($2^8=256$).

2.6 Περιγραφή Συστήματος DAQ

Η κύρια λειτουργία των Συστημάτων Απόκτησης Δεδομένων (Data Acquisition System -DAQ) είναι η δειγματοληψία σημάτων που αντιστοιχούν σε φυσικές συνθήκες του πραγματικού κόσμου (ρεύμα, τάση) και η μετατροπή των τελικών δειγμάτων σε ψηφιακές τιμές οι οποίες μπορούν να ‘διαβαστούν’ από έναν υπολογιστή.

Τα συστήματα DAQ είναι τα κύρια όργανα που χρησιμοποιούνται σε ερευνητικά κέντρα από επιστήμονες και μηχανικούς, για δοκιμές, μετρήσεις, αυτοματισμούς και ούτω καθεξής. Συνήθως τα συστήματα DAQ είναι όργανα γενικής χρήσης, που είναι κατάλληλα για μετρήσεις σημάτων ρεύματος και τάσεως. Ωστόσο, πολλά σήματα εξόδου αισθητήρων και μετατροπέων πρέπει να προσαρμοστούν κατάλληλα από ρυθμιστές σήματος, πριν μία πλακέτα μπορέσει να τα αποκτήσει και να τα μετατρέψει σε ψηφιακά. [10]

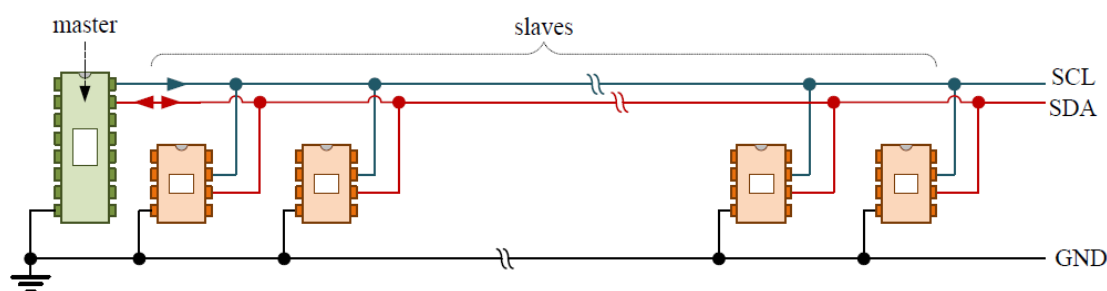
Τα βασικά στοιχεία ενός συστήματος DAQ φαίνονται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 2. 3 Διάγραμμα Συστήματος Απόκτησης Δεδομένων (DAQ)

2.7 Πρότυπο Επικοινωνίας I²C

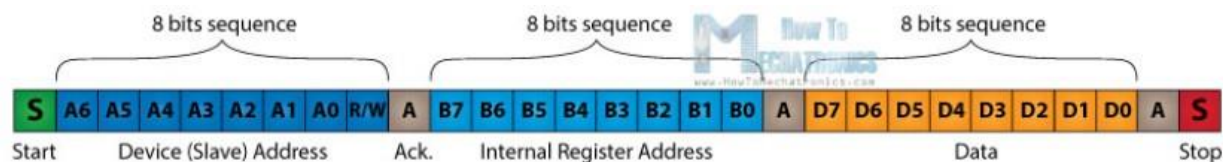
Το πρότυπο I²C (Inter - Integrated Circuit) εφαρμόζεται κυρίως για τη διασύνδεση μεταξύ ολοκληρωμένων κυκλωμάτων σε μια πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (Printed Circuit Board - PCB) ή για την επικοινωνία μεταξύ τέτοιων πλακετών. Η μετάδοση με το πρότυπο I²C αφορά ψηφιακά σήματα, είναι σύγχρονη, ενσύρματη, σειριακή και αμφίδρομη (full-duplex), ενώ ο ρυθμός μετάδοσης δεδομένων φτάνει και τα 400 kbps. Πρόκειται για μια διεπαφή με δύο αγωγούς (Two Wire serial Interface-TWI). Η γραμμή SDA (Serial Data Line) είναι η γραμμή μεταφοράς δεδομένων, ενώ η γραμμή SCL (Serial Clock Line) είναι η γραμμή των παλμών χρονισμού. Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ή η συσκευή που αρχίζει τη μεταφορά δεδομένων στο δίαυλο I²C ονομάζεται Bus Master. Τα υπόλοιπα ολοκληρωμένα κυκλώματα ή συσκευές ονομάζονται Bus Slaves. Ο Bus Master παράγει το ρολόι χρονισμού, σταματάει τη μεταφορά δεδομένων και μπορεί να είναι διαφορετικό ολοκληρωμένο κύκλωμα ή συσκευή κάθε φορά. [11]



Σχήμα 2. 4 Διασύνδεση ολοκληρωμένων κυκλωμάτων με ένα δίαυλο I²C

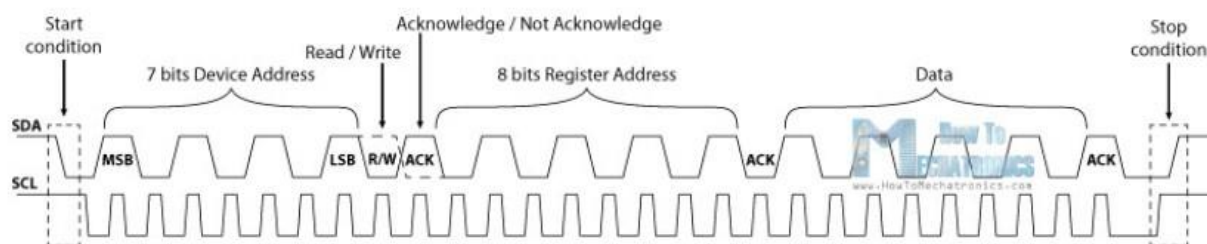
Κάθε συσκευή έχει ένα προκαθορισμένο ID ή μία μοναδική διεύθυνση συσκευής (address), για να μπορεί ο Bus Master να διαλέξει με ποια συσκευή θα επικοινωνήσει.

Τα δεδομένα μεταφέρονται σε ακολουθίες των 8 bits. Μετά από μία ειδική αρχική συνθήκη έρχεται η πρώτη ακολουθία 8 bits, η οποία υποδεικνύει την διεύθυνση της συσκευής (Bus Slave) στην οποία στέλνονται τα δεδομένα. Μετά από κάθε ακολουθία 8 bits, ακολουθεί 1 bit επιβεβαίωσης (Acknowledge - ACK). Μετά το πρώτο bit επιβεβαίωσης στις περισσότερες περιπτώσεις έρχεται ακόμα μία ακολουθία διεύθυνσης, αλλά αυτή την φορά για τους εσωτερικούς καταχωρητές της συσκευής (Bus Slave). Αμέσως μετά τις ακολουθίες διευθύνσεων έρχονται τα δεδομένα μέχρι να αποσταλούν πλήρως και η αποστολή τελειώνει με μία ειδική συνθήκη τερματισμού.



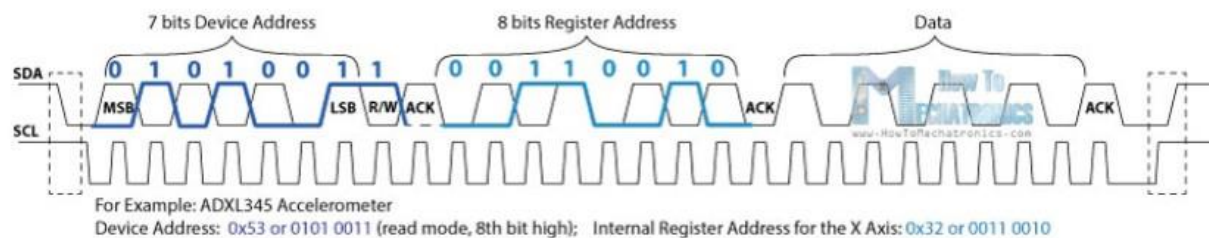
Σχήμα 2. 5 Ακολουθίες bits στην γραμμή μεταφοράς δεδομένων SDA

Η αρχική συνθήκη συμβαίνει όταν η γραμμή SDA πέφτει σε λογικό 0 όσο η SCL είναι ακόμα σε λογικό 1. Μετά από αυτό το ρολόι ξεκινάει και κάθε bit δεδομένων αποστέλλεται σε κάθε παλμό ρολογιού. Η ακολουθία διεύθυνσης της συσκευής ξεκινάει με το πιο σημαντικό bit (Most Significant Bit – MSB) πρώτα και τελειώνει με το λιγότερο σημαντικό bit (Least Significant Bit – LSB) και στην πραγματικότητα αποτελείται από 7 bits, επειδή το 8^ο bit χρησιμοποιείται για να γνωρίζουμε αν ο Bus Master θα γράψει στον Bus Slave (λογικό 0) ή θα διαβάσει από αυτόν (λογικό 1).



Σχήμα 2. 6 Σχέση παλμών SDA και SCL κατά την μεταφορά δεδομένων

Το επόμενο bit (ACK/NACK) χρησιμοποιείται από τον Bus Slave για να δείξει αν έλαβε επιτυχώς την προηγούμενη ακολουθία από bits. Επομένως, εκείνη τη στιγμή ο Bus Master δίνει τον έλεγχο της γραμμής SDA στην συσκευή Bus Slave και αν εκείνη έχει λάβει επιτυχώς την προηγούμενη ακολουθία θα κατεβάσει την γραμμή SDA σε λογικό 0, συνθήκη που ονομάζεται Acknowledge. Αν ο Bus Slave δεν κατεβάσει την γραμμή SDA σε λογικό 0, η συνθήκη ονομάζεται Not Acknowledge και σημαίνει ότι δεν έλαβε την προηγούμενη ακολουθία επιτυχώς, κάτι που μπορεί να συμβεί για διάφορους λόγους. Για παράδειγμα, ο Bus Slave μπορεί να ήταν απασχολημένος, μπορεί να μην κατάλαβε την ακολουθία ή την εντολή που έλαβε, δεν μπορεί να λάβει επιπλέον δεδομένα και ούτω καθεξής. Σε αυτή την περίπτωση ο Bus Master αποφασίζει πώς θα συνεχίσει.



Σχήμα 2. 7 Παράδειγμα μεταφοράς δεδομένων

Στη συνέχεια έχουμε την διεύθυνση των εσωτερικών καταχωρητών. Οι εσωτερικοί καταχωρητές είναι θέσεις στην μνήμη του Bus Slave που περιέχουν διάφορες πληροφορίες και δεδομένα. Αυτές οι διευθύνσεις μπορούν να βρεθούν στο datasheet του αισθητήρα.

Μετά τις διευθύνσεις, οι ακολουθίες δεδομένων ξεκινούν είτε από την μεριά του Bus Master, είτε από την μεριά του Bus Slave, ανάλογα με την επιλεγμένη λειτουργία στο bit διαβάσματος ή εγγραφής. Μετά την ολοκληρωμένη αποστολή δεδομένων, η μεταφορά θα τελειώσει με μία συνθήκη τερματισμού η οποία συμβαίνει όταν η γραμμή SDA ανεβαίνει στο λογικό 1 ενώ η γραμμή SCL είναι ακόμα σε λογικό 1 και αυτή. [12]

Κεφάλαιο 3^ο: Περιγραφή Συστήματος

3.1 Υλικός Εξοπλισμός

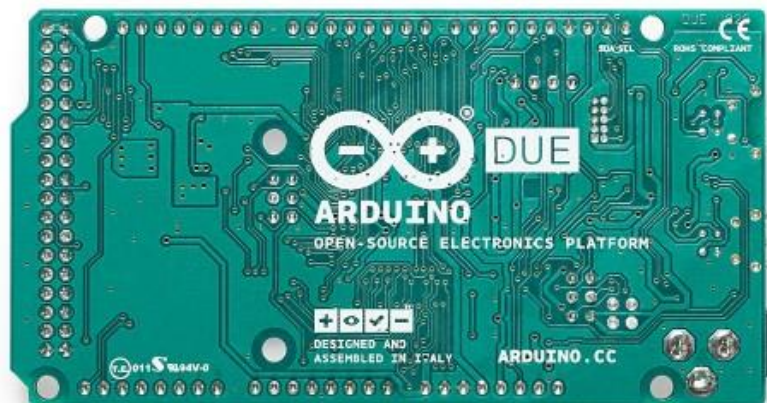
3.1.1 Arduino Due

Το Arduino Due βασίζεται στον μικροελεγκτή SAM3X8E ARM Cortex-M3 της Atmel. Αποτελεί την πρώτη πλακέτα της τεχνολογίας Arduino βασισμένη σε ARM 32-bit μικροελεγκτή.



Σχήμα 3. 1 Μπροστά όψη Arduino Due

Το Arduino Due λειτουργεί με σύνδεση USB ή με εξωτερικό τροφοδοτικό. Η πηγή τροφοδοσίας επιλέγεται αυτόματα. Για εξωτερική τροφοδοσία μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε AC-to-DC προσαρμογέας (adapter) είτε μπαταρία. Ο προσαρμογέας μπορεί να συνδεθεί χρησιμοποιώντας ένα βύσμα 2.1mm στην υποδοχή της τροφοδοσίας της πλακέτας. Για την τροφοδοσία μέσω μπαταρίας μπορούν να τοποθετηθούν καλώδια στις θύρες GND και Vin του POWER.



Σχήμα 3. 2 Πίσω όψη Arduino Due

Οι θύρες τροφοδοσίας και οι λειτουργίες τους φαίνονται στο παρακάτω σχήμα:

Θύρες	Λειτουργία
Vin	Η τάση εισόδου της πλακέτας Arduino όταν τροφοδοτείται από εξωτερική πηγή ρεύματος. Μπορούμε να δώσουμε τάση μέσω αυτής της θύρας ή αν δίνουμε τάση μέσω της υποδοχής τάσης (power jack) μπορούμε να πάρουμε τάση από εδώ.
5V	Αυτή η θύρα βγάζει στην έξοδο 5V τάσης μέσω του ενσωματωμένου σταθεροποιητή τάσης (regulator). Η πλακέτα μπορεί να πάρει τροφοδοσία μέσω της υποδοχής τάσης DC (power jack – 7 με 12 V), της σύνδεσης USB (5V) , ή μέσω της θύρας Vin της πλακέτας (7-12V). Η τροφοδότηση της πλακέτας μέσω των θυρών 5V ή 3.3V παρακάμπτει τον ρυθμιστή (regulator), κάτι που δεν προτείνεται.
3V3	Παροχή 3.3V που παράγεται από τον ενσωματωμένο σταθεροποιητή τάσης. Το μέγιστο ρεύμα είναι 800 mA. Αυτός ο ρυθμιστής παρέχει επίσης ρεύμα και στον μικροελεγκτή SAM3X
GND	Θύρες γείωσης
IOREF	Αυτή η θύρα του Arduino παρέχει την τάση αναφοράς με την οποία λειτουργεί ο μικροελεγκτής. Ένα σωστά διαμορφωμένο shield μπορεί να διαβάσει την τάση της θύρας IOREF και να επιλέξει την κατάλληλη πηγή ισχύος ή να δώσει την κατάλληλη τάση στις εξόδους για εργασία με τα 5V ή 3.3V.

Σχήμα 3. 3 Θύρες τροφοδοσίας Arduino

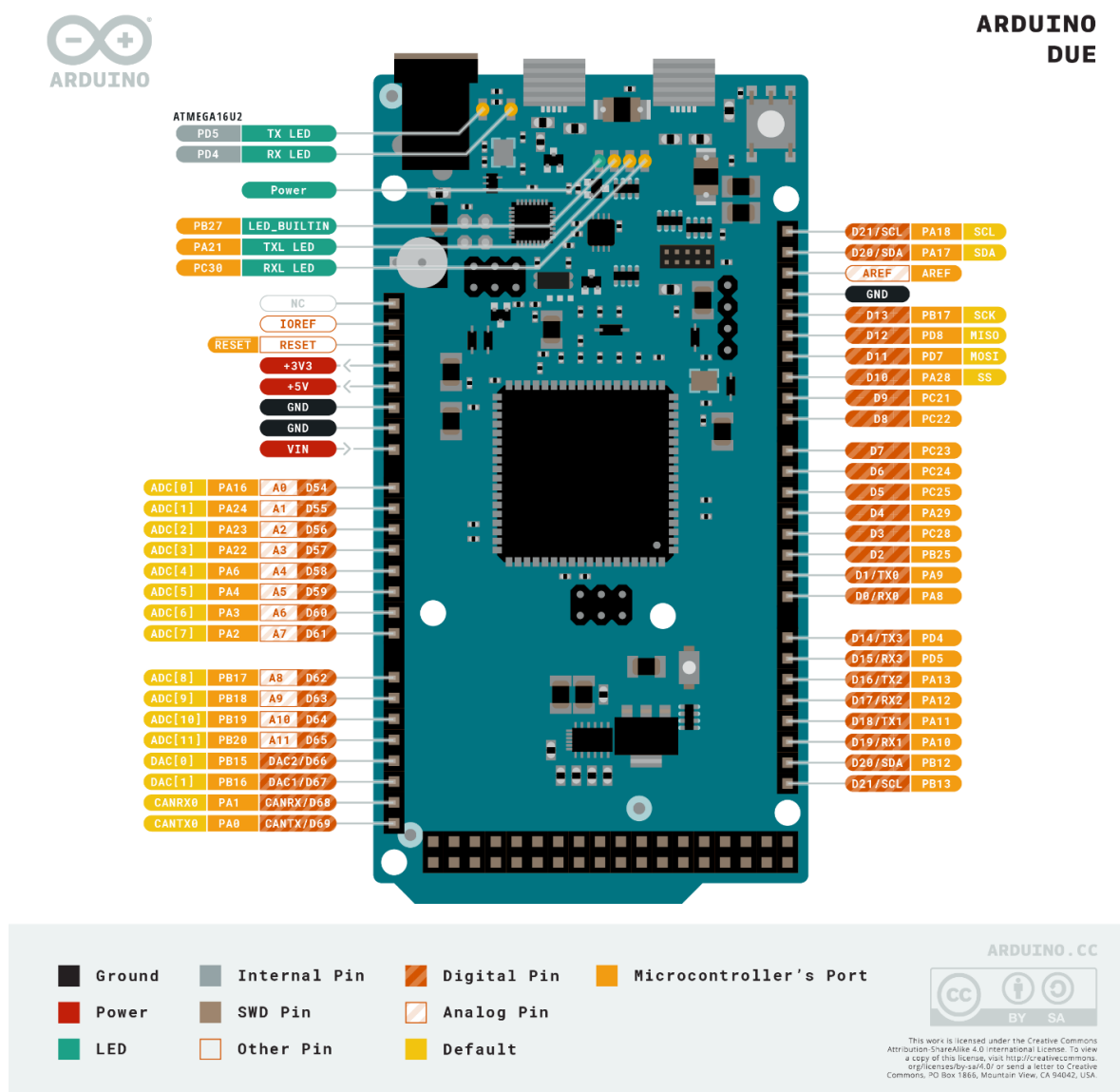
Ο SAM3X έχει 512KB (2 block των 256KB) μνήμης flash για την αποθήκευση κώδικα. Το bootloader είναι προεγκατεστημένο από το εργοστάσιο από την Atmel και αποθηκεύεται σε ειδική μνήμη ROM. Η διαθέσιμη μνήμη SRAM είναι 96 KB και αποτελείται από 2 συνεχόμενα banks των 64KB και των 32KB. Όλη η διαθέσιμη μνήμη (Flash, RAM και ROM) μπορεί να προσπελασθεί απευθείας σαν επίπεδος χώρος διευθύνσεων (flat addressing space). Επίσης υπάρχει η δυνατότητα διαγραφής της μνήμης Flash του SAM3X με χρήση του κουμπιού διαγραφής πάνω στην πλακέτα. Αυτό θα αφαιρέσει τον τρέχοντα φορτωμένο κώδικα από τη μνήμη.

Αναλυτικά οι είσοδοι και έξοδοι του Arduino Due είναι:

- **Digital I/O** (ψηφιακές Είσοδοι/Εξοδοι): θύρες 0 με 53.
- Κάθε μία από τις 54 θύρες μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε ως είσοδος, είτε ως έξοδος χρησιμοποιώντας τις κατάλληλες συναρτήσεις. Όλες οι θύρες λειτουργούν σε τάση 3.3 Volts. Κάθε θύρα μπορεί να δώσει ως πηγή ρεύμα 3mA ή 15mA, ανάλογα την θύρα, ή να λάβει ρεύμα 6mA ή 9mA, ανάλογα την θύρα. Διαθέτουν ακόμα εσωτερικές pull-up αντιστάσεις (αποσυνδεδεμένοι από προεπιλογή) των 100 KOhm. Επιπλέον κάποιες θύρες έχουν ειδικές λειτουργίες:
- **Serial: 0(RX) και 1(TX)**
- **Serial 1: 19(RX) και 18(TX)**
- **Serial 2: 17(RX) και 16(TX)**
- **Serial 3: 15(RX) και 14(TX)** Χρησιμοποιούνται για να λάβουν (RX) ή να αποστείλουν (TX) σειριακά δεδομένα (με τάση 3.3V). Οι θύρες 0 και 1 είναι συνδεδεμένες στις αντίστοιχες θύρες του ATmega16U2 USB-to-TTL Serial chip.
- **PWM θύρες 2 με 13:** Παρέχουν έξοδο PWM των 8-bit χρησιμοποιώντας την συνάρτηση analogWrite()
- **SPI header:** Αυτές οι θύρες υποστηρίζουν επικοινωνία SPI με την χρήση της βιβλιοθήκης SPI. Η θύρα SPI χρησιμοποιείται μόνο για την επικοινωνία με άλλες SPI συσκευές και όχι για τον προγραμματισμό του SAM3X.
- **CAN (CANRX και CANTX):** Αυτές οι θύρες υποστηρίζουν το πρωτόκολλο CAN αλλά δεν υποστηρίζονται ακόμα από τα APIs του Arduino
- **“L” LED 13:** Υπάρχει ένα ενσωματωμένο LED συνδεδεμένο στη ψηφιακή θύρα 13. Όταν η θύρα είναι HIGH το LED είναι αναμμένο, ενώ όταν είναι LOW είναι σβηστό. Υπάρχει και η δυνατότητα να ελέγξουμε την φωτεινότητα του LED (dim) επειδή η θύρα 13 είναι επίσης και PWM έξοδος.
- **TWI 1: 20 (SDA) και 21 (SCL)**
- **TWI 2: SDA1 και SCL1.** Υποστήριξη επικοινωνίας TWI χρησιμοποιώντας της βιβλιοθήκη Wire. Τα SDA1 και SCL1 μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέσω της Wire1 κλάσης που βρίσκεται στη βιβλιοθήκη Wire. Τα SDA και SCL έχουν εσωτερικές pullup αντιστάσεις, ενώ τα SDA1 και SCL1 δεν έχουν. Για την χρήση τους θα πρέπει να προστεθούν εξωτερικά κατά την σύνδεση.
- **Αναλογικές εισόδους: θύρες A0 με A11.** Το Due διαθέτει 12 αναλογικές εισόδους, όπου η κάθε μία μπορεί να δώσει 12 bits ακρίβειας. Από προεπιλογή η ακρίβεια των μετρήσεων

είναι 10 bits, για συμβατότητα με άλλες πλακέτες Arduino. Το εύρος μέτρησης των εισόδων είναι από γείωση μέχρι το μέγιστο των 3.3V

- **DAC1 και DAC2:** Παρέχουν πραγματικές αναλογικές εξόδους με ακρίβεια 12 bits. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν για παραγωγή εξόδου ήχου μέσω της βιβλιοθήκης Audio. Έχουν εύρος από 0.55V μέχρι 2.75V
- **AREF:** Τάση αναφοράς αναλογικών εισόδων
- **Reset:** Αν η γραμμή αυτή γίνει LOW τότε γίνεται επανεκκίνηση στην πλακέτα. Χρησιμοποιείται κυρίως σε συνδυασμό με κάποιο shield. Μπλοκάρει το κουμπί reset.

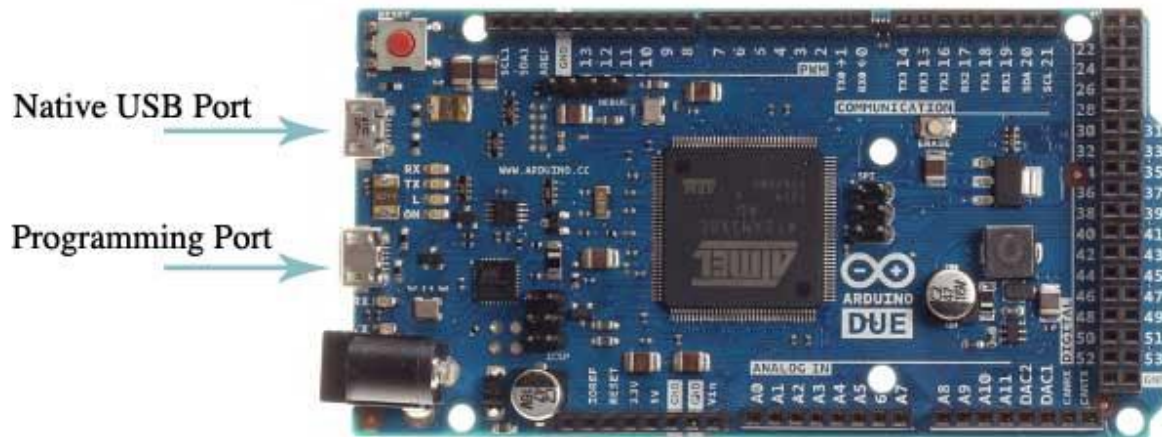


Σχήμα 3. 4 Pinout Διάγραμμα Arduino Due

Το Arduino Due διαθέτει μια σειρά από τρόπους επικοινωνίας με τον υπολογιστή, ένα άλλο Arduino ή μικροελεγκτή, διαφορετικές συσκευές όπως τηλέφωνα, τάμπλετ, κάμερες και ούτω καθεξής. Ο SAM3X παρέχει 1 UART και 3 USARTs για σειριακή επικοινωνία TTL (3.3V).

Η θύρα προγραμματισμού (Programming) είναι συνδεδεμένη σε ένα ATmega16U2, το οποίο παρέχει μια εικονική θύρα COM σε λογισμικό ενός συνδεδεμένου υπολογιστή. Το 16U2 είναι επίσης συνδεδεμένο στο UART του SAM3X. Οι σειριακές θύρες RX0 και TX0 παρέχουν επικοινωνία Serial-to-USB για τον προγραμματισμό της πλακέτας μέσω του μικροελεγκτή ATmega16U2. Στο λογισμικό του Arduino περιλαμβάνεται μια σειριακή οθόνη (Serial Monitor) που επιτρέπει την αποστολή απλών δεδομένων κειμένου από και προς την πλακέτα. Τα LEDs RX και TX της πλακέτας θα αναβοσβήνουν όταν μεταδίδονται δεδομένα μέσω της σύνδεσης ATmega16U2 και USB στον υπολογιστή (αλλά όχι για σειριακή επικοινωνία στις θύρες 0 και 1).

Η θύρα Native USB είναι συνδεδεμένη στον SAM3X. Επιτρέπει σειριακή (CDC) επικοινωνία μέσω USB. Αυτό παρέχει σειριακή σύνδεση στην σειριακή οθόνη (Serial Monitor) ή σε άλλες εφαρμογές του υπολογιστή. Επιτρέπει επίσης στον Due να εξομοιώσει ένα USB ποντίκι ή πληκτρολόγιο σε ένα συνδεδεμένο υπολογιστή. Μπορεί επίσης να λειτουργήσει ως USB host για συνδεδεμένα περιφερειακά όπως ποντίκια, πληκτρολόγια και κινητά τηλέφωνα. Ο SAM3X υποστηρίζει επίσης τις επικοινωνίες TWI και SPI. Το λογισμικό Arduino περιλαμβάνει μία βιβλιοθήκη Wire για να γίνει πιο εύκολη η χρήση του διαύλου TWI.



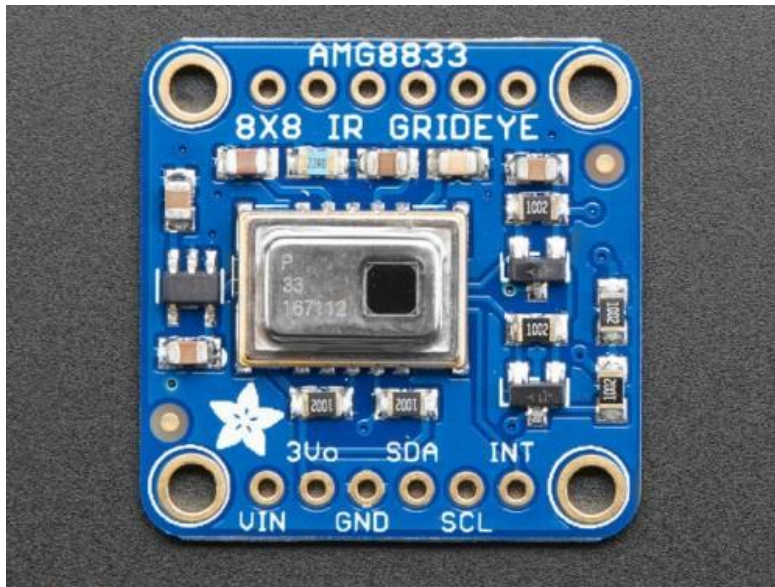
Σχήμα 3. 5 Arduino Due USB Ports

Οποιαδήποτε θύρα USB μπορεί να χρησιμοποιηθεί για προγραμματισμό της πλακέτας, αλλά συνιστάται η χρήση της θύρας Programming λόγω του πώς χειρίζεται την διαγραφή δεδομένων από την πλακέτα. [13]

3.1.2 Adafruit AMG8833 8x8 Thermal Camera

Ο αισθητήρας αυτός από την Panasonic είναι μια συστοιχία 8x8 από θερμικούς IR αισθητήρες. Με την σύνδεση στον μικροελεγκτή επιστρέφει έναν πίνακα από 64 ανεξάρτητες υπέρυθρες μετρήσεις θερμοκρασίας μέσω I²C επικοινωνίας.

Μπορεί να μετρήσει θερμοκρασίες σε εύρος 0°C μέχρι 80°C με ακρίβεια $\pm 2.5^{\circ}\text{C}$. Η διακριτική του ικανότητα είναι 0.25°C, ενώ η γωνία θέασης φτάνει τις 60°. Μπορεί να εντοπίσει ανθρώπινη παρουσία μέχρι την απόσταση των 7 μέτρων. Με τον μέγιστο ρυθμό καρέ (frame rate) των 10Hz, είναι ικανός να χρησιμοποιηθεί σαν ανθρώπινος ανιχνευτής ή μίνι θερμική κάμερα. Ο αισθητήρας υποστηρίζει μόνο I²C επικοινωνία και διαθέτει ένα διαμορφώσιμο pin διακοπής (configurable interrupt pin) που μπορεί να ενεργοποιηθεί, όταν κάποιο pixel υπερβεί κάποιο όριο ή βρεθεί χαμηλότερα από αυτό.



Σχήμα 3. 6 Επάνω όψη του AMG8833

Η κάμερα διαθέτει 4 οπές στερέωσης (mounting holes) και 2 ταινίες κεφαλίδας (header strips). Οι κάτω οπές χρησιμοποιούνται είτε για μεταφορά δεδομένων είτε για τροφοδοσία, ενώ οι πάνω οπές είναι μόνο για μηχανική σταθερότητα. [14]

Στο Σχήμα 3. 7 φαίνονται τα pins του αισθητήρα και η λειτουργία τους.

Pins Ισχύος (Power Pins)	Λειτουργία
Vin	Αυτό είναι το pin τροφοδοσίας. Επειδή ο αισθητήρας χρησιμοποιεί 3.3V, υπάρχει ενσωματωμένος ρυθμιστής τάσης που παίρνει τάση 3-5VDC και την ρυθμίζει στα 3.3V. Για να ενεργοποιηθεί η πλακέτα, πρέπει να δοθεί η ίδια τάση με τη λογική τάση του μικροελεγκτή – π.χ για 5V μικροελεγκτή όπως το Arduino, πρέπει να δοθούν 5V.
3Vo	Αυτή είναι η έξοδος 3.3V του ρυθμιστή τάσης, μπορεί να δώσει ρεύμα μέχρι και 100mA
GND	κοινή γείωση για ισχύ και λογική. (power and logic)
Λογικά Pins (Logic Pins)	Λειτουργία
SCL	Αυτό είναι το I ² C pin χρονισμού, συνδέεται στη γραμμή ρολογιού I ² C του μικροελεγκτή. Διαθέτει μια pullup αντίσταση των 10K και είναι level shifted ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί τάση 3-5VDC.
SDA	Αυτό είναι το I ² C pin δεδομένων, συνδέεται στη γραμμή δεδομένων I ² C του μικροελεγκτή. Διαθέτει μια pullup αντίσταση των 10K και είναι level shifted ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί τάση 3-5VDC.
INT	Αυτό είναι το interrupt-output pin. Λειτουργεί ως λογικό 3V και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό κάποιας κίνησης ή αλλαγής στο πεδίο θέασης του αισθητήρα.

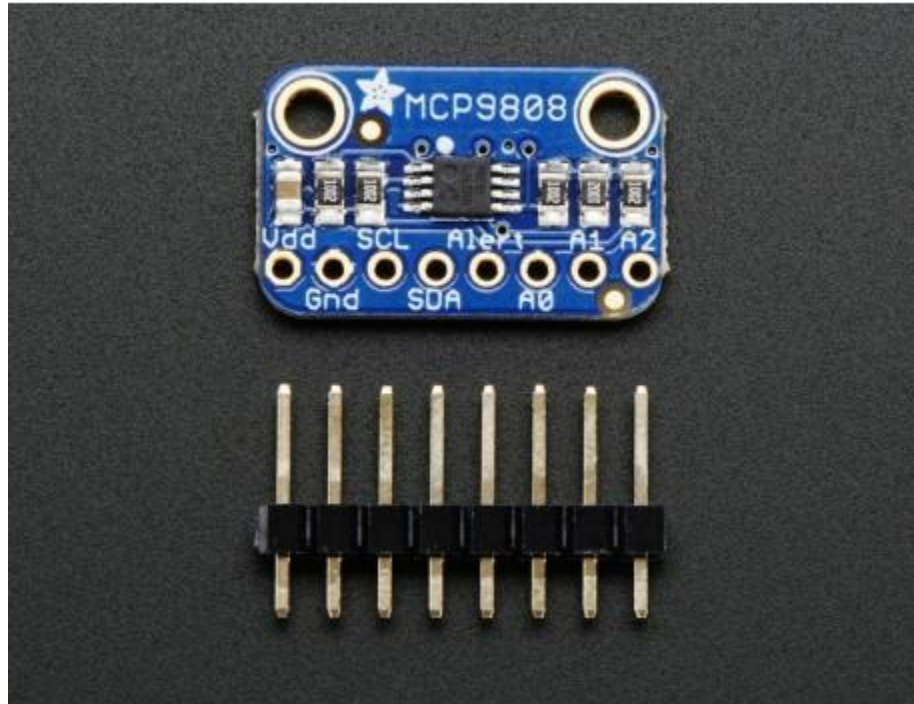
Σχήμα 3. 7 AMG8833 - Pins και λειτουργία τους

3.1.3 Adafruit MCP9808 Precision I2C Temperature

Αυτός ο ψηφιακός I²C αισθητήρας θερμοκρασίας είναι ένας από τους πιο ακριβείς που υπάρχουν στο εμπόριο. Αποδίδει καλά με οποιονδήποτε μικροελεγκτή που χρησιμοποιεί πρωτόκολλο επικοινωνίας I²C. Διαθέτει 3 pins διεύθυνσης, για να μπορούν να συνδεθούν μέχρι και 8 διαφορετικοί τέτοιοι αισθητήρες στον ίδιο δίαυλο I²C χωρίς παρεμβολές. Επίσης, το μεγάλο εύρος τάσης τον καθιστά ικανό να λειτουργήσει σε λογική τάση από 2.7V μέχρι και 5.5V.

Χαρακτηριστικά του αισθητήρα:

- Ακρίβεια:
 $\pm 0.25^{\circ}\text{C}$ σε εύρος θερμοκρασίας -40°C με $+125^{\circ}\text{C}$ (τυπική)
 $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ σε εύρος θερμοκρασίας $+20^{\circ}\text{C}$ με $+100^{\circ}\text{C}$ (μέγιστη)
 $\pm 1^{\circ}\text{C}$ σε εύρος θερμοκρασίας -40°C με $+125^{\circ}\text{C}$ (μέγιστη)
- Διακριτική ικανότητα (ο χρήστης επιλέγει 1 από τα διαθέσιμες 4 επιλογές):
 0.5°C , 0.25°C , 0.125°C , 0.0625°C



Σχήμα 3. 8 Επάνω όψη του MCP9808

Ο αισθητήρας (τετράγωνο μικρό chip στο κέντρο της πλακέτας) είναι τοποθετημένος σε μία πλακέτα (PCB) για πιο εύκολη χρήση. Η πλακέτα διαθέτει οπές στερέωσης και pull down αντιστάτες για τα 3 pins διεύθυνσης. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μέτρηση της θερμοκρασίας του χώρου ή για μέτρηση της θερμοκρασίας κάποιου αντικειμένου αρκεί να βρίσκεται σε επαφή με εκείνο. [15]

Στο **Σχήμα 3. 9** φαίνονται τα pins του αισθητήρα και οι λειτουργίες τους.

Pins Ισχύος (Power Pins)	Λειτουργία
VDD	Αυτό είναι το pin τροφοδοσίας και λογικού επιπέδου. Μπορεί να δεχθεί 2.7-5.5VDC οπότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο 3V όσο και 5V λογική. Η ισχύς πρέπει να είναι ίση με το λογικό επίπεδο που θα δοθεί στις γραμμές I ² C.
GND	Κοινή γείωση για τροφοδοσία και λογική. (power and logic)
Λογικά Pins (Logic Pins)	Λειτουργία
SCL	Αυτό είναι το I ² C pin χρονισμού. Διαθέτει μία pullup αντίσταση των 10K και συνδέεται απευθείας στη γραμμή ρολογιού I ² C του μικροελεγκτή.
SDA	Αυτό είναι το I ² C pin δεδομένων. Διαθέτει μια pullup αντίσταση των 10K και συνδέεται απευθείας στη γραμμή δεδομένων I ² C του μικροελεγκτή.

Προαιρετικά Pins	Λειτουργία
Alert	Αυτό είναι το pin διακοπής/σήμανσης (interrupt/alert pin) του αισθητήρα. Υπάρχει η δυνατότητα ειδοποίησης αν η θερμοκρασία πάει παραπάνω ή παρακάτω από κάποιο συγκεκριμένο όριο. Η έξοδος αυτή μπορεί να ενεργοποιηθεί για να σταλθεί η ειδοποίηση. Είναι open collector που σημαίνει ότι πρέπει να χρησιμοποιηθεί pullup αντίσταση για να διαβαστεί σήμα από αυτή.
A0, A1, A2	Αυτά είναι τα pins διεύθυνσης. Επειδή κάθε συσκευή στον δίαυλο επικοινωνίας I ² C μπορεί να έχει μία και μοναδική διεύθυνση, πρέπει να υπάρχει τρόπος να αλλάξουμε την διεύθυνση ώστε να χρησιμοποιήσουμε περισσότερους από 1 ίδιους αισθητήρες MCP9808. Τα A0/A1/A2 pins δίνουν τιμή στα τελευταία 3 bits της διεύθυνσης I ² C. Διαθέτουν ενσωματωμένους pull down αντιστάτες στην πλακέτα, άρα συνδέονται απευθείας στο VDD για να δώσουμε τιμή '1' στο αντίστοιχο bit. Διαβάζονται κατά την ενεργοποίηση (read on power up), άρα πρέπει να απενεργοποιηθεί και να επανενεργοποιηθεί ο αισθητήρας για να πάρει καινούρια διεύθυνση.

Σχήμα 3. 9 MCP9808 – Pins και λειτουργία τους

3.1.4 Melexis MLX90614 IR Thermometer

Το MLX90614 είναι ένα θερμόμετρο υπέρυθρης ακτινοβολίας για μετρήσεις θερμοκρασίας χωρίς επαφή και κατασκευάζεται από την Melexis. Χάρη στον ενισχυτή χαμηλού θορύβου, 17-bit ADC και ισχυρή μονάδα DSP, το θερμόμετρο επιτυγχάνει υψηλή ακρίβεια και διακριτική ικανότητα.



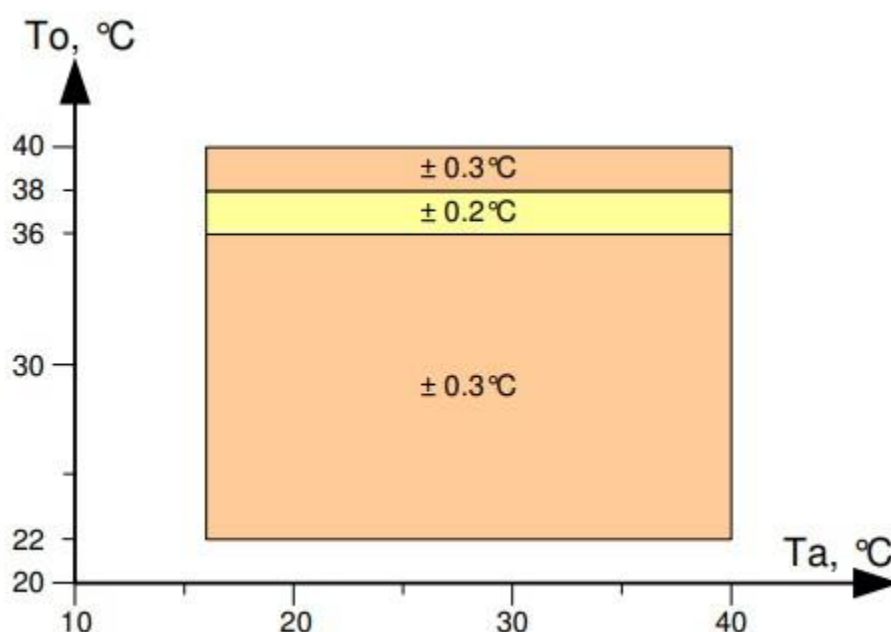
Σχήμα 3. 10 Φωτογραφία MLX90614

Το θερμόμετρο έρχεται εργοστασιακά βαθμονομημένο (calibrated) με ψηφιακή έξοδο PWM και SMBus (System Management Bus). Από προεπιλογή η 10-bit PWM έξοδος έχει ρυθμιστεί να μεταδίδει συνεχώς τη μετρούμενη θερμοκρασία σε εύρος -20 έως 120 °C, με διακριτική ικανότητα 0.14°C. Ο αισθητήρας μπορεί να μετρήσει θερμοκρασία περιβάλλοντος (T_a – ambient) όσο και ενός συγκεκριμένου σώματος (T_o – object).

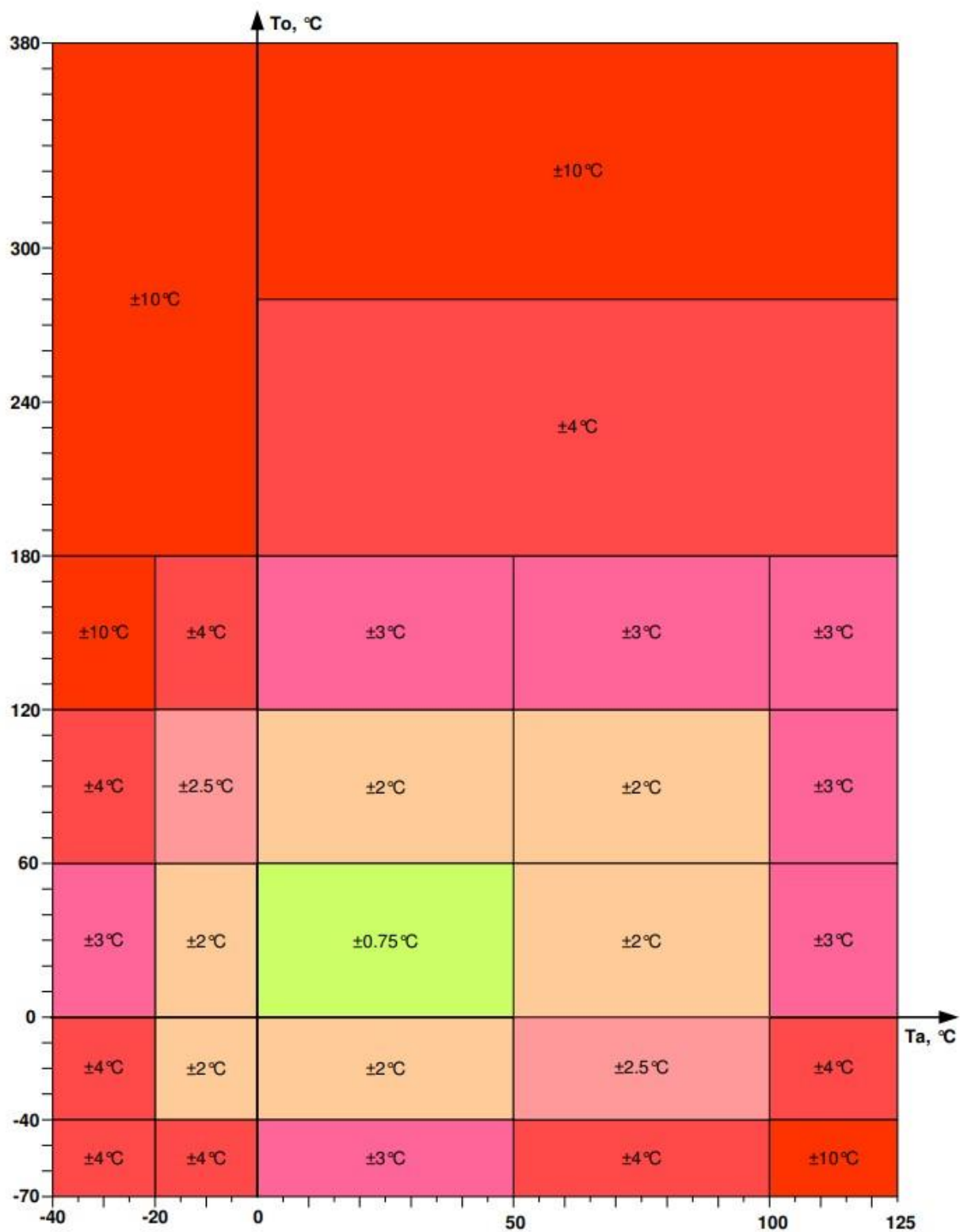
Στα γενικά χαρακτηριστικά ο αισθητήρας αντιλαμβάνεται θερμοκρασίες σε εύρος -40°C μέχρι $+125^{\circ}\text{C}$ για την T_a , ενώ σε εύρος -70°C μέχρι $+380^{\circ}\text{C}$ για την T_o . Η ακρίβεια του αισθητήρα είναι υψηλή, στους 0.5°C γύρω από θερμοκρασίες δωματίου ($0^{\circ}\text{C} \dots +50^{\circ}\text{C}$), ενώ η διακριτική του ικανότητα στο συγκεκριμένο εύρος θερμοκρασίας είναι 0.02°C .

Το μοντέλο του αισθητήρα που χρησιμοποιήθηκε είναι ιατρικής ακρίβειας (MLX90614DCH). Η ακρίβεια στις περιοχές θερμοκρασίας T_a $16^{\circ}\text{C} \dots 40^{\circ}\text{C}$ και T_o $22^{\circ}\text{C} \dots 40^{\circ}\text{C}$ φαίνεται στο **Σχήμα 3. 11**.

Η ακρίβεια στις υπόλοιπες περιοχές θερμοκρασίας φαίνεται στο **Σχήμα 3. 12**.

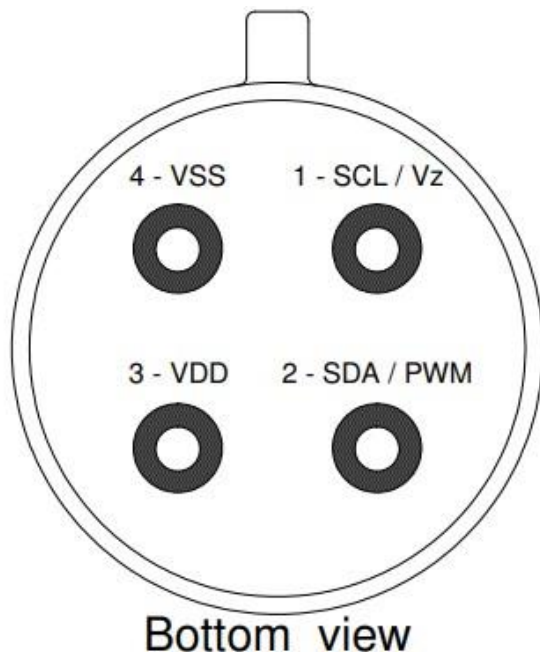


Σχήμα 3. 11 Ακρίβεια MLX90614DCH σε θερμοκρασίες δωματίου/σώματος



Σχήμα 3. 12 Ακρίβεια MLX90614DCH σε όλο το εύρος θερμοκρασιών

Στο **Σχήμα 3. 13** φαίνεται ένα σχεδιάγραμμα των pins του αισθητήρα, ενώ στον **Σχήμα 3. 14** φαίνεται η λειτουργία τους.

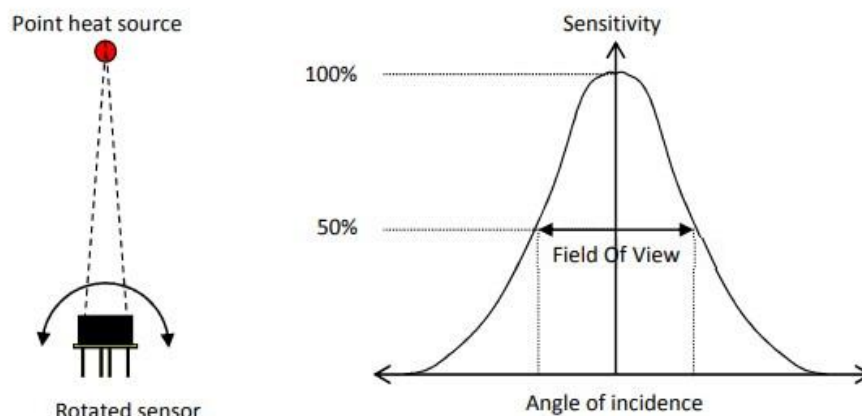


Σχήμα 3. 13 Κάτω όψη MLX90614 – Σχεδιάγραμμα pins

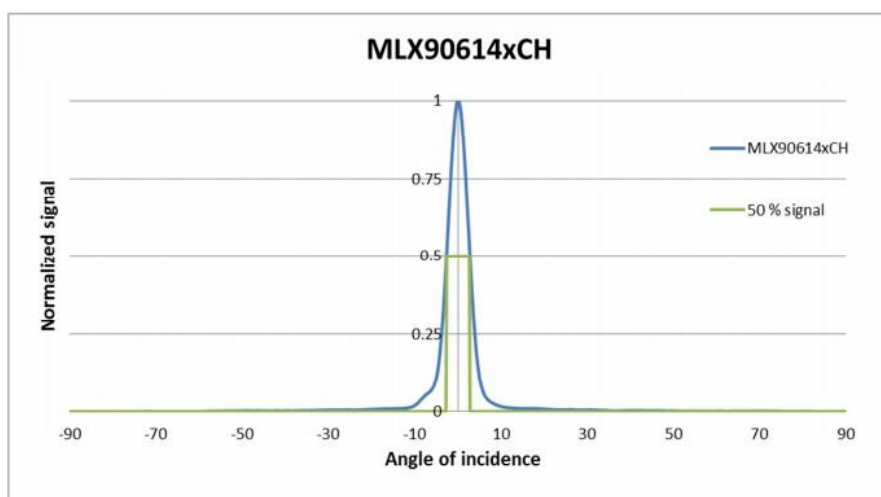
Pins	Λειτουργία
SCL / Vz	Σειριακή είσοδος ρολογιού για πρωτόκολλο επικοινωνίας 2 καλωδίων (TWI)
SDA / PWM	Ψηφιακή είσοδος/έξοδος. Σε κανονική λειτουργία η μετρούμενη θερμοκρασία του αντικειμένου είναι διαθέσιμη σε αυτό το pin PWM Σε λειτουργία συμβατή με SMBus, το pin διαμορφώνεται αυτόματα ως open drain NMOS
VDD	Εξωτερική τάση τροφοδοσίας
VSS	Γείωση. Το μεταλλικό περίβλημα είναι επίσης συνδεδεμένο σε αυτό το pin

Σχήμα 3. 14 MLX90614 – Λειτουργία pins

Το εύρος της γωνίας θέασης του αισθητήρα είναι 12° (width zone), ενώ η γωνία μέγιστης ακρίβειας είναι 0° (peak zone). Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται η σχέση ευαισθησίας του αισθητήρα με την γωνία θέασης. [16]



Σχήμα 3. 15 Μέτρηση γωνίας θέασης (Field Of View - FOV)



Σχήμα 3. 16 Τυπικό FOV του MLX90614xCH

Γνωρίζοντας το πλάτος/μήκος του αντικειμένου (S) και την γωνία θέασης του αισθητήρα (FOV) μπορεί να υπολογιστεί η απόσταση (D) στην οποία θα πρέπει να τοποθετηθεί ο αισθητήρας για να προκύψει μία σωστή μέτρηση σύμφωνα με τον τύπο: [17]

$$D = \frac{S}{2 \times \tan\left(\frac{FOV}{2}\right)}$$

3.1.5 DHT22/AM2302 Humidity Sensor

Ο συγκεκριμένος αισθητήρας είναι ένας απλός και σχετικά αργός αισθητήρας, αλλά είναι αρκετά ακριβής για την μέτρηση της υγρασίας του περιβάλλοντος. Αποτελείται από 2 μέρη, έναν αισθητήρα υγρασίας και ένα θερμίστορ. Μέσα στον αισθητήρα υπάρχει ένα chip που μπορεί να κάνει μετατροπή από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα και δημιουργήσει ένα ψηφιακό σήμα με την θερμοκρασία και την υγρασία. Το ψηφιακό σήμα είναι εύκολο να διαβαστεί με την χρήση κάποιου μικροελεγκτή.



Σχήμα 3. 17 Φωτογραφία DHT22

Χαρακτηριστικά DHT22:

- Τάση στα 3 με 5V για την λειτουργία του αλλά και για είσοδο/έξοδο
- Καλός για μετρήσεις υγρασίας 0-100% με ακρίβεια 2-5%
- Καλός για μετρήσεις θερμοκρασίας $-40^{\circ}\text{C} \dots +80^{\circ}\text{C}$ με ακρίβεια $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$
- Αρκετά μικρός ρυθμός δειγματοληψίας καθώς βρίσκεται στα 0.5Hz

Για την συνδεσμολογία ισχύει:

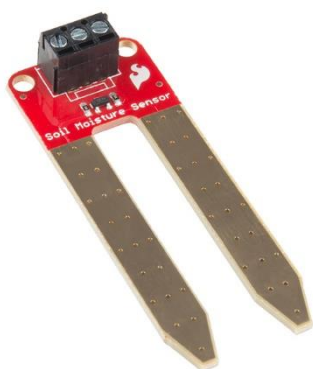
- VCC – κόκκινο καλώδιο. Συνδέεται σε τάση 3.3V (ή 5V αν τα 3.3 δεν είναι αρκετά)
- Data Out – κίτρινο καλώδιο
- Γείωση – μαύρο καλώδιο

Επίσης μια αντίσταση 10KOhm χρειάζεται μεταξύ VDD και Data ως pull up αντίσταση. [18]

3.1.6 SparkFun Soil Moisture Sensor

Ο συγκεκριμένος αισθητήρας είναι ένας απλός αισθητήρας για την μέτρηση της υγρασίας στο χώμα και σε άλλα παρόμοια υλικά.

Η λειτουργία του αισθητήρα είναι αρκετά απλή. Οι 2 μακριοί εκτεθειμένοι ράβδοι λειτουργούν ως ανιχνευτές για τον αισθητήρα, καθώς συμπεριφέρονται μαζί σαν μια μεταβλητή αντίσταση. Όσο περισσότερο νερό υπάρχει στο χώμα τόσο μεγαλύτερη θα είναι η αγωγιμότητα μεταξύ των ράβδων και τόσο μικρότερη η αντίσταση και επομένως μεγαλύτερο σήμα στην έξοδο SIG.



Σχήμα 3. 18 Μπροστά όψη Soil Moisture Sensor



Σχήμα 3. 19 Πίσω όψη Soil Moisture Sensor

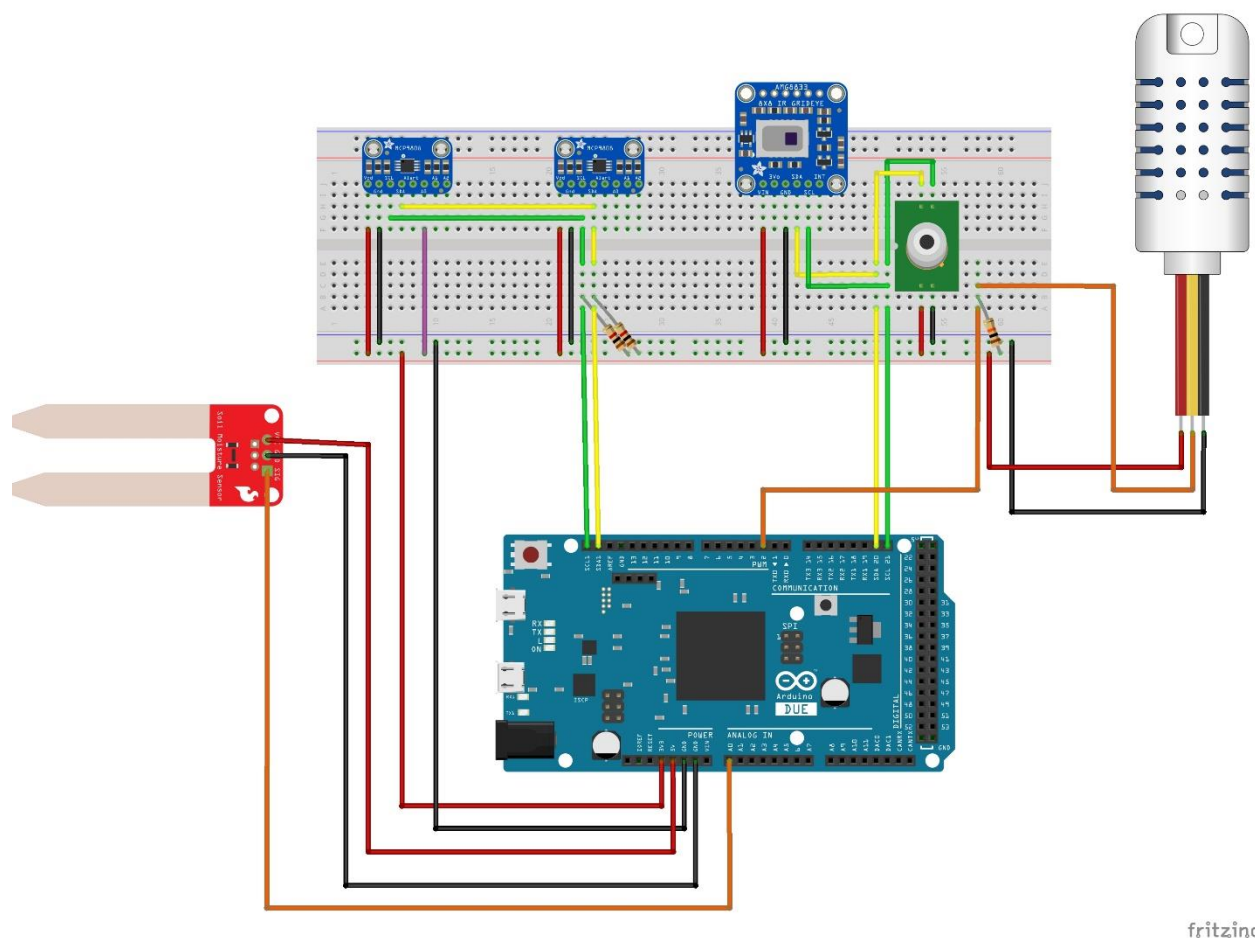
Η συνδεσμολογία του αισθητήρα είναι εξίσου απλή. Υπάρχουν μόνο 3 pins για σύνδεση: VCC, GND και SIG.

Στο VCC συνδέεται πηγή τάσης 3.3V-5V, ενώ στο GND η γείωση. Το SIG παράγει ένα αναλογικό σήμα το οποίο μπορεί να συνδεθεί σε ADC pin οποιουδήποτε μικροελεγκτή. Η τιμή του σήματος μπορεί να αλλάξει ανάλογα με την τάση εισόδου που δίνεται στο VDD. [19]

3.2 Συνδεσμολογία

Η τελική συνδεσμολογία των αισθητήρων με το Arduino πάνω σε breadboard φαίνεται στο **Σχήμα 3. 20**. Όπως φαίνεται χρησιμοποιήθηκαν ένας από όλους τους αισθητήρες που αναφέρθηκαν στις προηγούμενες παραγράφους και δύο από τους αισθητήρες MCP9808. Ο ένας από αυτούς χρησιμοποιήθηκε για μια αξιόπιστη μέτρηση της θερμοκρασίας του χώρου, ενώ ο άλλος για μια αξιόπιστη μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος που εξετάζουμε, φέρνοντάς τον σε επαφή με αυτό. Με αυτό τον τρόπο ήταν δυνατή η εξαγωγή συμπερασμάτων για την αξιοπιστία των μετρήσεων από απόσταση μέσω της θερμοκάμερας (AMG8833) και του IR θερμομέτρου (MLX90614). Τα συμπεράσματα αυτά αναλύονται σε επόμενο κεφάλαιο.

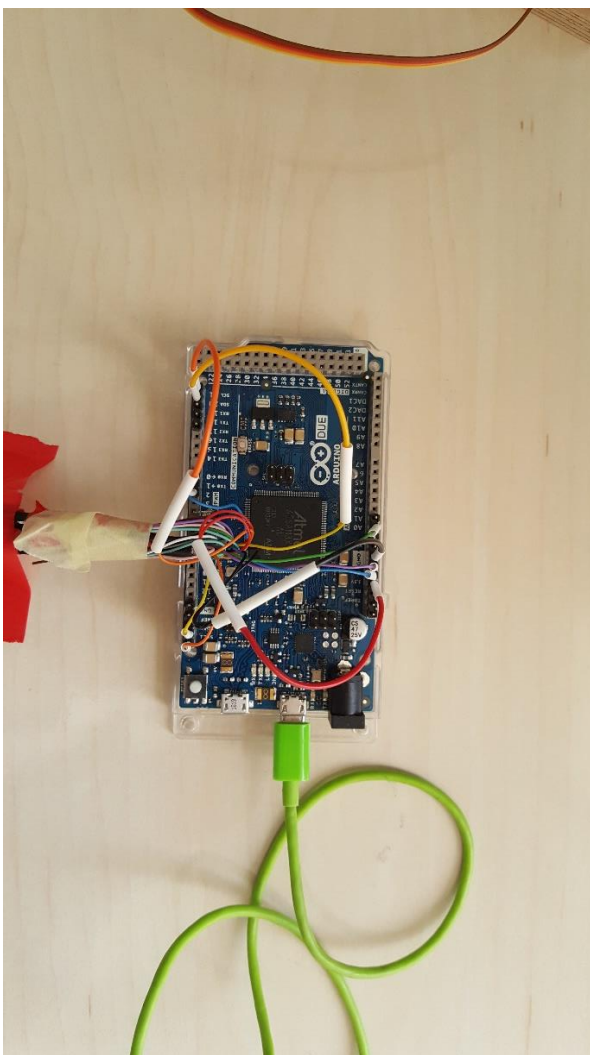
Αξίζει να σημειωθεί ότι χρησιμοποιήθηκαν και τα 2 διαθέσιμα από τον Arduino Due, TWIs (Two Wire Interfaces), ένα για κάθε καλώδιο. Με αυτόν τον τρόπο δημιουργήθηκαν 2 ανεξάρτητοι μικρότεροι δίαυλοι επικοινωνίας, αντί για έναν μεγάλο, αποφεύγοντας έτσι λάθη κατά την επικοινωνία του Bus Master (Arduino Due) με τους Bus Slaves (αισθητήρες).



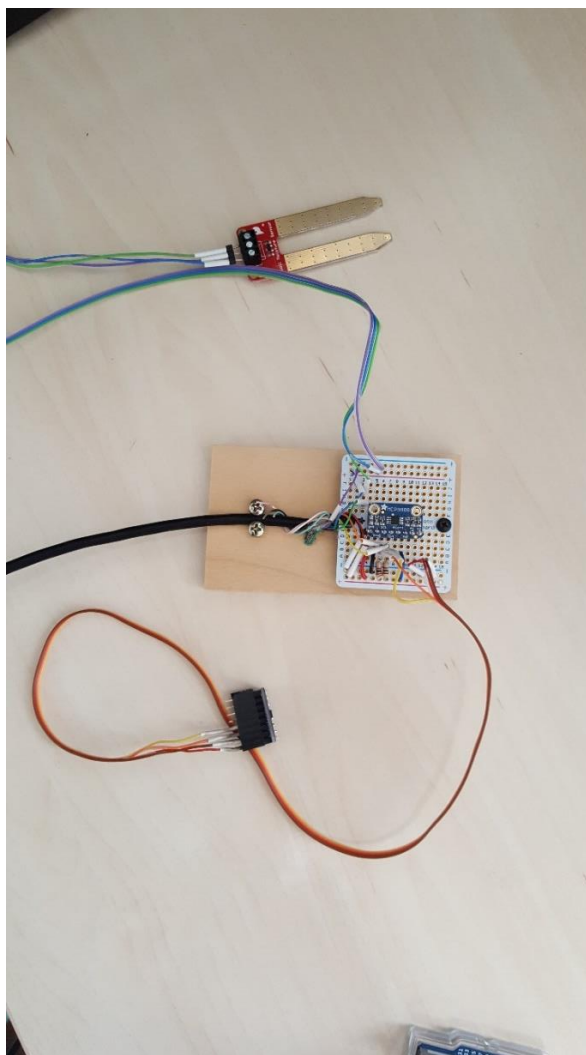
Σχήμα 3. 20 Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος μέσω του λογισμικού Fritzing

Για τις ανάγκες της εφαρμογής οι αισθητήρες χρειάστηκε να τοποθετηθούν σε νέες πλακέτες και βάσεις χρησιμοποιώντας καλώδια επέκτασης. Με ένα καλώδιο συνδέθηκαν οι 2 MCP9808 και ο Soil Moisture αισθητήρας, ώστε να τοποθετηθούν κοντά στο σώμα και με ένα δεύτερο καλώδιο συνδέθηκαν ο AMG8833, ο MLX90614 και ο DHT22, που παίρνουν μετρήσεις από απόσταση. Κάθε καλώδιο καταλήγει σε μία πλακέτα που βρίσκεται σε ειδικά διαμορφωμένη ξύλινη βάση. Εκεί έγιναν οι απαραίτητες συγκολλήσεις για να υλοποιηθεί η συνδεσμολογία που φαίνεται στο **Σχήμα 3. 20**. Η βάση στην οποία συνδέθηκαν οι αισθητήρες που μετρούν από απόσταση βιδώθηκε σε μία βάση μικροφώνου, για να είναι πιο εύκολη η αλλαγή της θέσης των αισθητήρων σε σχέση με την θέση του σώματος που μελετάται.

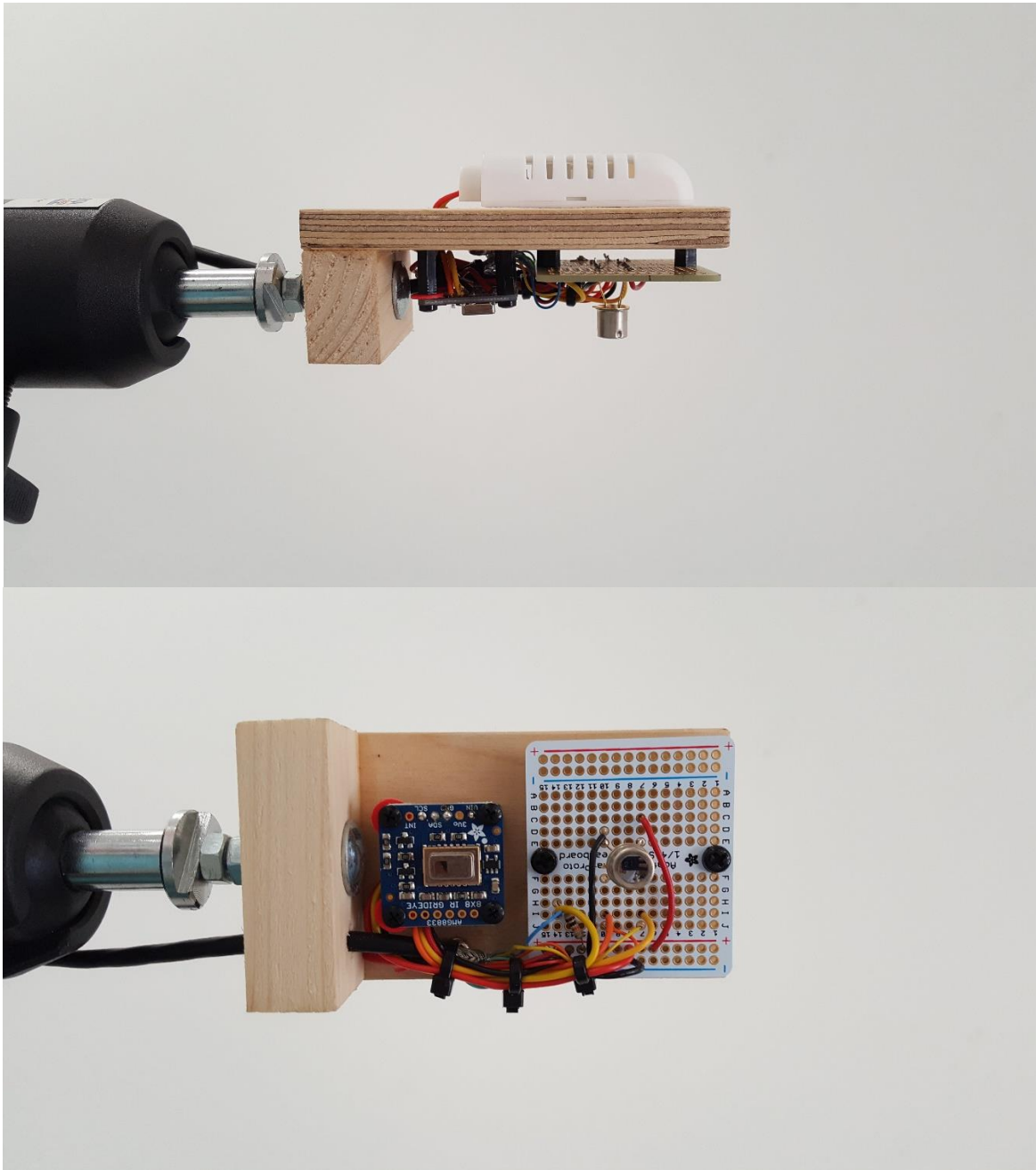
Στο **Σχήμα 3. 21** φαίνεται η συνδεσμολογία στο Arduino, ενώ στα **Σχήμα 3. 22** και **Σχήμα 3. 23** φαίνονται οι 2 βάσεις που κατασκευάστηκαν με τους αντίστοιχους αισθητήρες.



Σχήμα 3. 21 Συνδεσμολογία στο Arduino Due



Σχήμα 3. 22 Βάση αισθητήρων που μετρούν κοντά στο σώμα



Σχήμα 3. 23 Βάση αισθητήρων που μετρούν από απόσταση

3.3 Προγραμματιστικό Σκέλος

Το προγραμματιστικό σκέλος της εργασίας χωρίζεται σε 3 μέρη. Το 1^ο μέρος αφορά τον κώδικα που αναπτύχθηκε για την επικοινωνία του Arduino Due με τους αισθητήρες. Το 2^ο μέρος αφορά την συλλογή των δεδομένων από τους αισθητήρες και την οπτικοποίηση τους στον υπολογιστή σε πραγματικό χρόνο. Τέλος, το 3^ο και τελευταίο μέρος αφορά τη δημιουργία διαγραμμάτων για σύγκριση και στατιστική ανάλυση των δεδομένων και την βελτίωση της ανάλυσης της θερμικής εικόνας.

Το 2^ο και 3^ο μέρος αναπτύχθηκε σε γλώσσα προγραμματισμού Python.

3.3.1 Κώδικας Arduino Due

Ο κώδικας γράφτηκε σε γλώσσα C++, μέσω του λογισμικού Arduino Sketch, που διατίθεται δωρεάν από την εταιρία Arduino.

Η βασική λογική του κώδικα που μεταφορτώνεται σε έναν μικροεπεξεργαστή είναι ότι υπάρχει μία κύρια ρουτίνα loop() που επαναλαμβάνεται διαρκώς. Με την χρήση αυτής της ρουτίνας είναι δυνατή η σειριακή επικοινωνία του Arduino με τους αισθητήρες αλλά και με τον υπολογιστή.

Πιο συγκεκριμένα, όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 3. 24**, το Arduino περιμένει τον υπολογιστή να του στείλει ένα σήμα εκκίνησης, το οποίο μόλις το λάβει ξεκινάει να ζητάει δεδομένα από τους αισθητήρες και να τα στέλνει στον υπολογιστή κάθε 1 δευτερόλεπτο. Αν ο υπολογιστής στείλει σήμα τερματισμού, τότε το Arduino σταματάει την επικοινωνία με τους αισθητήρες και περιμένει για νέο σήμα εκκίνησης.

Η επικοινωνία μεταξύ Arduino και αισθητήρων έγινε με την χρήση συναρτήσεων, όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 3. 24** στις γραμμές 189-193, σύμφωνα με τις υποδείξεις των κατασκευαστών.

```

153
154 void loop() {
155
156 static char command ;
157 static bool sending = 0;
158
159 if (Serial.available() >0 ) {
160
161     command = Serial.read();
162
163 }
164
165 switch (command) {
166     case 'B':
167     {
168         sending= 1;
169         break;
170     }
171
172     case 'S':
173     {
174         sending= 0;
175         break;
176     }
177
178     default:
179     {
180         break;
181     }
182
183 }
184
185 switch(sending){
186     case 1:{
187         //delay(1000);
188
189         printMCPTemp();
190         printDHTmeas();
191         printMLX();
192         readSoil();
193         printThermalTable();
194         delay(1000);
195         break;
196     }
197
198     case 0:{
199
200         break;
201     }
202
203 }
204
205 }

```

Σχήμα 3. 24 Κώδικας Arduino - Ρουτίνα loop()

3.3.2 Κώδικας Python – Κύριο Πρόγραμμα

Το κύριο πρόγραμμα αποτελείται από 2 κλάσεις:

- Την **Datastream**:

Η κλάση αυτή είναι υπεύθυνη για την σειριακή επικοινωνία του υπολογιστή με το Arduino, την ανάγνωση και απομόνωση των δεδομένων που στέλνονται από το Arduino και την δημιουργία και διαχείριση HDF5 αρχείων για την αποθήκευση αυτών των δεδομένων.

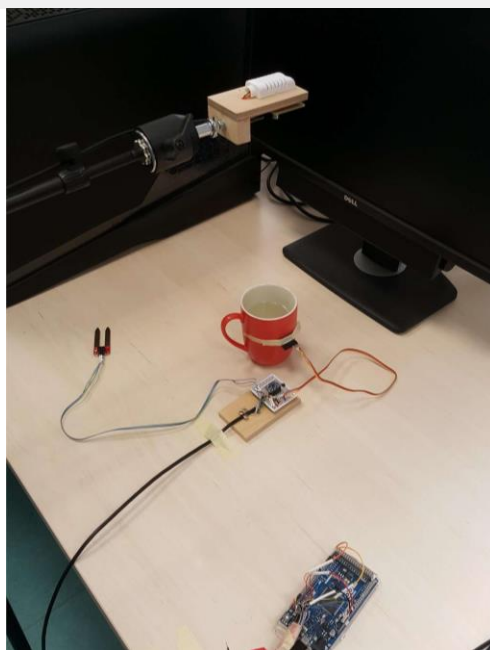
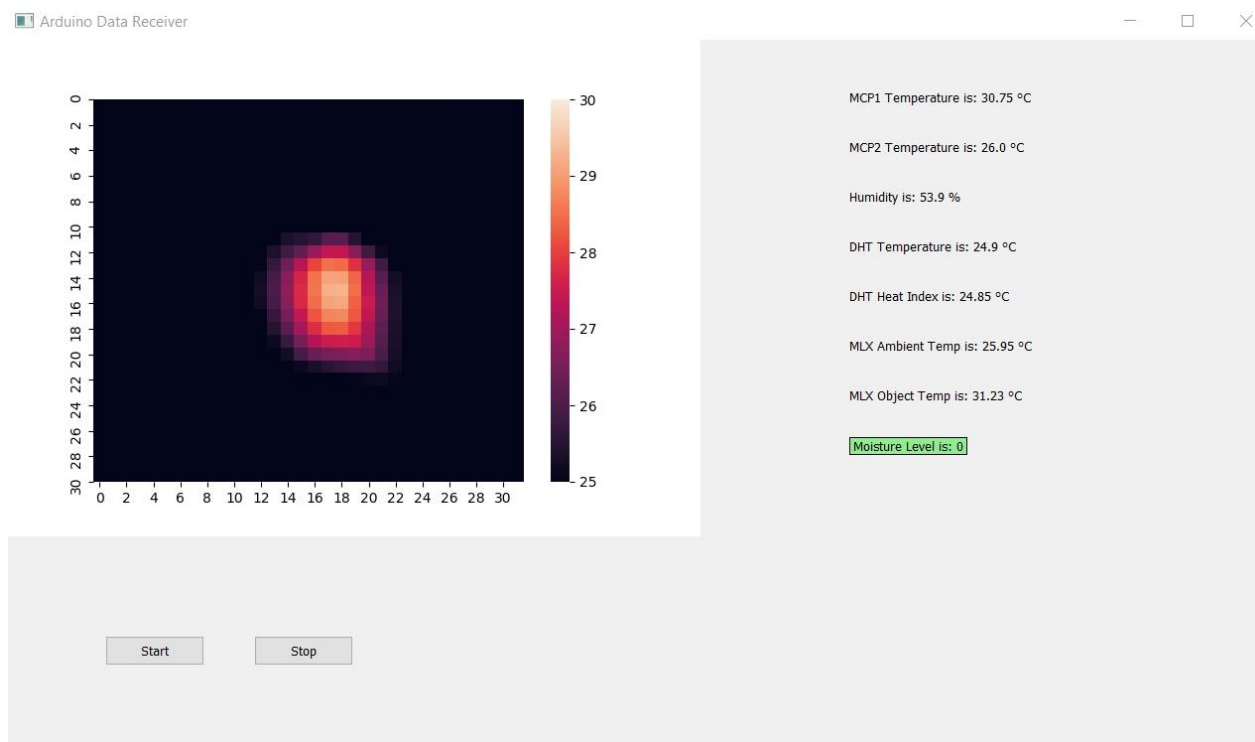
Πιο συγκεκριμένα, μπορεί να ξεκινήσει ή να σταματήσει την αποστολή δεδομένων στέλνοντας την αντίστοιχη εντολή. Όσον αφορά την ανάγνωση δεδομένων, η κλάση αυτή διαβάζει κάθε γραμμή που στέλνεται από το Arduino, την σπάει σε κομμάτια ώστε να πάρει την πληροφορία που χρειάζεται και στην συνέχεια την αποθηκεύει προσωρινά σε καταχωρητές για άλλες λειτουργίες (προβολή στην οθόνη από την κλάση GUI, αποθήκευση σε προσωρινό λεξικό, κλπ.). Τέλος δίνει την δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων σε HDF5 αρχεία.

Το HDF5 (Hierarchy Data Format) είναι ένα μοντέλο δεδομένων, βιβλιοθήκη και μορφή αρχείου για την αποθήκευση και την διαχείριση δεδομένων. Υποστηρίζει μια αναρίθμητη ποικιλία τύπων δεδομένων και είναι σχεδιασμένο για την ευέλικτη και παραγωγική είσοδο/έξοδο δεδομένων και για πολύπλοκα δεδομένα υψηλής έντασης. [20]

Στην συγκεκριμένη εργασία δίνεται η δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων σε τέτοιας μορφής αρχεία. Από δική μας προεπιλογή γίνεται αυτόματη αποθήκευση των δεδομένων ανά 10 λεπτά μετρήσεων.

- Την **GUI (Graphical User Interface)**:

Η κλάση αυτή είναι υπεύθυνη για το γραφικό περιβάλλον με το οποίο αλληλοεπιδρά ο χρήστης. Βασική της λειτουργία είναι να δημιουργεί νέο παράθυρο και παίρνει τα δεδομένα από την κλάση Datastream και να τα τοποθετεί στο κατάλληλο σημείο. Μέσω αυτής επιτυγχάνεται και η αντιστοίχιση των θερμοκρασιών της θερμοκάμερας AMG8833 σε χρώματα και άρα η δημιουργία της θερμικής εικόνας. Ένα παράδειγμα του GUI που δημιουργείται φαίνεται στο **Σχήμα 3. 25**.



Σχήμα 3. 25 Γραφικό περιβάλλον εφαρμογής κατά την διάρκεια μέτρησης

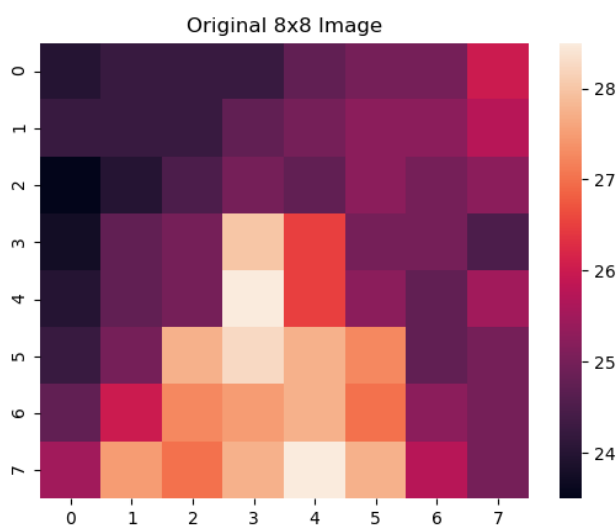
Για την λειτουργία της κλάσης GUI είναι απαραίτητη η χρήση την κλάσης Datastream, για την συλλογή των δεδομένων. Η κλάση Datastream μπορεί να λειτουργήσει ανεξάρτητα αν το επιθυμούμε και άρα μπορεί εύκολα να προσαρμοστεί σε κάποιο άλλο GUI ή να χρησιμοποιηθεί μόνο για την συλλογή των δεδομένων από τους αισθητήρες και την αποθήκευσή τους σε αρχεία HDF5.

3.3.3 Κώδικας Python – Επεξεργασία Δεδομένων

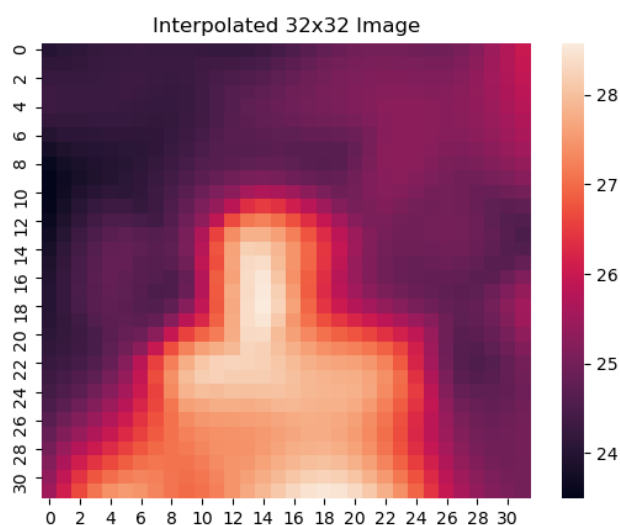
Για την πιο εύκολη απεικόνιση και αξιολόγηση των δεδομένων που συλλέγονται κατά την διάρκεια των μετρήσεων, ήταν απαραίτητη η δημιουργία κατάλληλων διαγραμμάτων. Η ευελιξία και ευκολία που προσφέρει η γλώσσα Python και οι βιβλιοθήκες της βοήθησαν στο να γίνει κάτι τέτοιο.

Όλα τα διαγράμματα που δημιουργήθηκαν φαίνονται στο Κεφάλαιο 5^ο: Αποτελέσματα.

Επιπλέον μέσω της μεθόδου Bicubic Interpolation, ήταν εφικτή η δημιουργία μια νέας εικόνας 32x32 από την αρχική 8x8 εικόνα της θερμοκάμερας. Όπως φαίνεται και στα παρακάτω σχήματα τα αποτελέσματα είναι αρκετά ικανοποιητικά μιας και το άτομο στην εικόνα διακρίνεται με μεγαλύτερη λεπτομέρεια από ότι πριν.



Σχήμα 3. 26 Αρχική 8x8 εικόνα από θερμοκάμερα



Σχήμα 3. 27 Εικόνα 32x32 μετά από Interpolation

Κεφάλαιο 4^ο : Πειραματικό Σκέλος

Για την συλλογή δεδομένων και την αξιολόγηση της λειτουργίας του συστήματος, έγιναν μια σειρά από πειράματα. Τα πειράματα αυτά έγιναν σε 2 κύκλους, καθώς στο τέλος του πρώτου κύκλου εκτιμήθηκε ότι τα πειράματα που είχαν γίνει μέχρι τότε δεν ήταν ικανά να οδηγήσουν σε ασφαλή συμπεράσματα. Σε όλα τα πειράματα εστιάσαμε την προσοχή μας στην μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος και στο πώς μπορούμε να βελτιώσουμε τις μετρήσεις από απόσταση, έτσι ώστε να φτάσουμε κοντά σε αυτές που παίρνουμε με την επαφή.

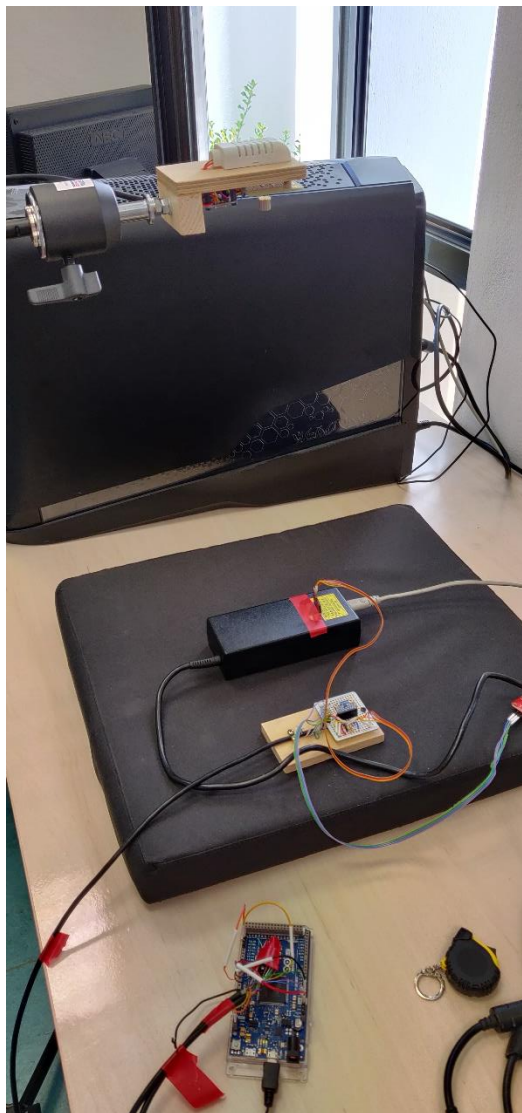
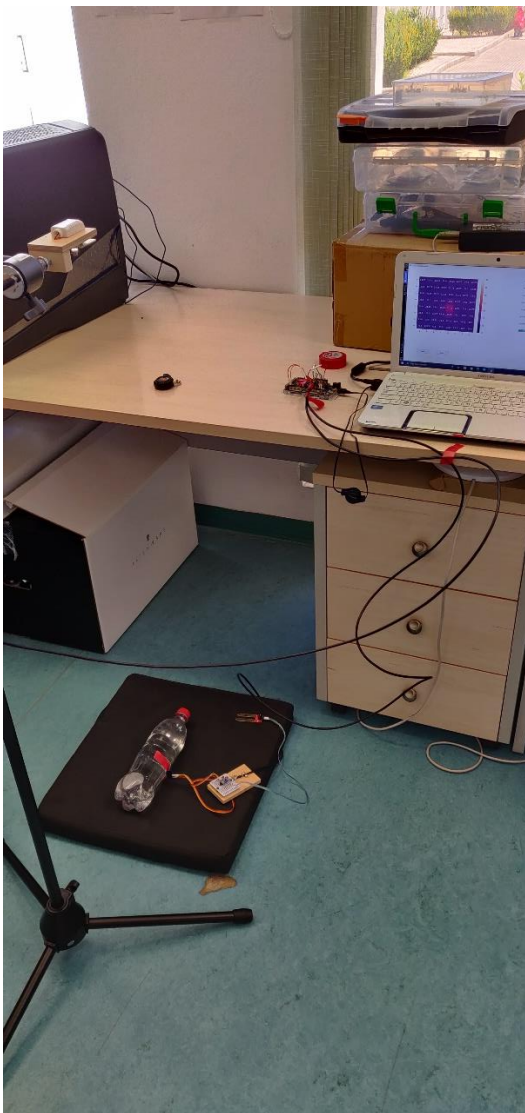
4.1 Πρώτος Κύκλος Πειραμάτων

Στο **Σχήμα 4. 1** φαίνονται όλα τα πειράματα που έγιναν σε αυτόν τον κύκλο και η ονομασία με την οποία θα αναφερόμαστε σε κάθε ένα από αυτά από εδώ και πέρα. Το διαφορετικό νούμερο σημαίνει και διαφορετικό σώμα υπό εξέταση, ενώ το διαφορετικό γράμμα συμβολίζει την διαφορετική απόσταση των αισθητήρων από το σώμα που εξετάζουμε. Η απόσταση του 1 μέτρου εξετάστηκε μόνο στο πρώτο σώμα, καθώς θεωρήθηκε ότι έχουμε παρόμοια αποτελέσματα με την απόσταση των 80cm.

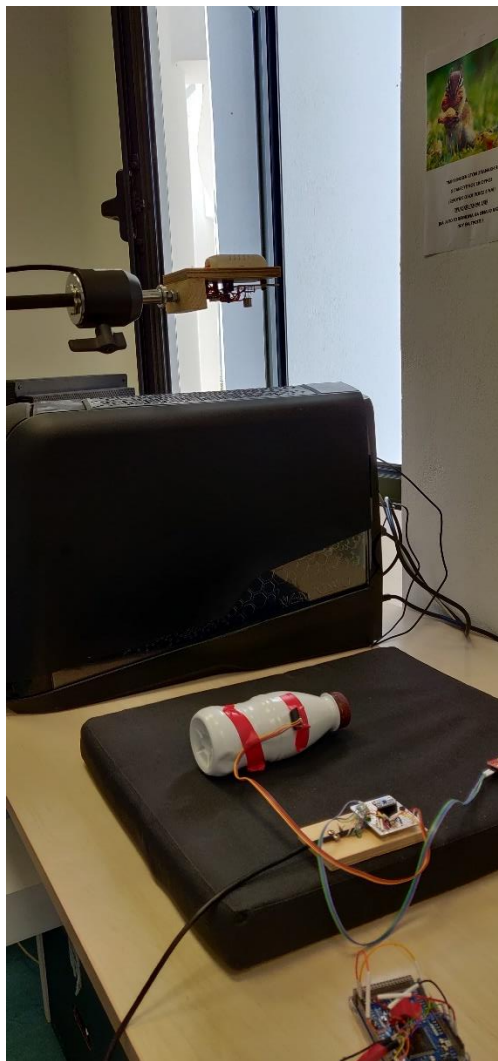
Απόσταση Αντικείμενο (Διαστάσεις)			
	40 cm	80 cm	1 m
Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό (28cm x 8cm)	1A	1B	1C
Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop (15cm x 6cm)	2A	2B	-
Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό (20cm x 11cm)	3A	3B	-

Σχήμα 4. 1 Κατάλογος πειραμάτων 1^{ου} κύκλου

Ενδεικτικές φωτογραφίες από τα πειράματα του πρώτου κύκλου φαίνονται στα Σχήματα **Σχήμα 4. 2** και **Σχήμα 4. 3**.



Σχήμα 4. 2 Ενδεικτικές φωτογραφίες των πειραμάτων 1 και 2



Σχήμα 4. 3 Ενδεικτική φωτογραφία πειράματος 3

Όπως φαίνεται και στα Σχήματα **Σχήμα 4. 2** και **Σχήμα 4. 3** ο ένας MCP9808 βρίσκεται σε επαφή με το σώμα για να μετράει την θερμοκρασία του, ενώ ο άλλος βρίσκεται στην ξύλινη βάση δίπλα από το σώμα για να μετράει την θερμοκρασία του δωματίου κοντά σε αυτό. Και οι 2 αισθητήρες όμως βρίσκονται μέσα στη πεδίο θέασης της θερμοκάμερας AMG8833, για να μπορεί να γίνει μία σύγκριση των θερμοκρασιών που προκύπτουν. Ο MLX90614 εστιάζει απευθείας στο σώμα που βρίσκεται υπό εξέταση για αυτό και οι μετρήσεις του συγκρίνονται με αυτές του πρώτου MCP9808. Στα μπουκάλια αρχικά τοποθετήθηκε ζεστό νερό του οποίου η θερμοκρασία σταδιακά μειώθηκε. Στα πειράματα αυτά παρατηρήθηκε η μεταβολή αυτής της θερμοκρασίας.

4.2 Δεύτερος Κύκλος Πειραμάτων

Καθώς οι μετρήσεις του πρώτου κύκλου πειραμάτων δεν ήταν αρκετές για να οδηγήσουν σε κάποια συμπεράσματα, θεωρήθηκε απαραίτητο να ληφθεί υπόψιν ένας αρκετά σημαντικός παράγοντας για τις μετρήσεις με IR αισθητήρες, η εκπομπή θερμικής ακτινοβολίας (emissivity).

4.2.1 Εκπομπή Θερμικής Ακτινοβολίας – Emissivity

Εκπομπή (emissivity) μιας επιφάνειας ενός υλικού είναι η ικανότητα του να εκπέμπει ενέργεια ως θερμική ακτινοβολία. Θερμική ακτινοβολία είναι η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, που μπορεί να περιέχει τόσο ορατή ακτινοβολία (φως), όσο και υπέρυθη ακτινοβολία (infrared – IR), η οποία δεν είναι ορατή στα ανθρώπινα μάτια. Η θερμική ακτινοβολία πολύ ζεστών αντικειμένων είναι εύκολο να παρατηρηθεί με γυμνό μάτι. Σε ποσοτικά επίπεδα, εκπομπή είναι η αναλογία της θερμικής ακτινοβολίας από μία επιφάνεια σε σχέση με της ακτινοβολία από μία ιδανική μαύρη επιφάνεια στην ίδια θερμοκρασία σύμφωνα με το νόμο του Stefan-Boltzmann. Μπορεί να πάρει τιμές από το 0 έως το 1. Η επιφάνεια ενός τέλει μαύρου σώματος (με εκπομπή ίση με 1) εκπέμπει θερμική ακτινοβολία με ρυθμό περίπου 448 Watts ανά τετραγωνικό μέτρο σε θερμοκρασία δωματίου (25°C, 298.15K). Όλα τα υλικά αντικείμενα έχουν εκπομπή μικρότερη του 1.0 και εκπέμπουν ακτινοβολία σε αντίστοιχα μικρότερες τιμές. [21]

Ενδεικτικά οι τιμές εκπομπής μερικών κοινών υλικών βρίσκονται στο παρακάτω σχήμα.

Υλικό	Εκπομπή
Αλουμινόχαρτο	0.03
Χαρτί	0.88 με 0.86
Γυαλί (ομαλό χωρίς επικάλυψη)	0.95
Νερό (καθαρό)	0.96
Ανθρώπινο Δέρμα	0.97 με 0.999

Σχήμα 4. 4 Τιμές εκπομπής κοινών αντικειμένων

4.2.2 Πειράματα

Σε αυτό τον κύκλο πειραμάτων μετρήθηκε η θερμοκρασία του νερού, καθώς έχει τιμή εκπομπής πολύ κοντινή με εκείνη του ανθρώπινου δέρματος. Επίσης με την βοήθεια τριών εθελοντών έγιναν και μετρήσεις σε δέρμα και συγκεκριμένα στο μέτωπο, ολοκληρώνοντας έτσι μια σειρά πειραμάτων για την επαλήθευση λειτουργίας του συστήματος.

Απόσταση Αντικείμενο (Διαστάσεις)	25 cm	40 cm	80 cm
Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος (Διάμετρος 20cm)	-	4A	4B
Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος (Διάμετρος 17cm)	-	5A	5B
Θερμοκρασία Δέρματος -Μέτωπο (~ 5cm x 15cm)	Skin1A Skin2A Skin3A	Skin1B Skin2B Skin3B	Skin1B Skin2B Skin3B

Σχήμα 4. 5 Κατάλογος πειραμάτων 2^{ου} κύκλου

Και εδώ όπως και πριν το νούμερο στο πείραμα σημαίνει διαφορετικό σώμα υπό εξέταση και το γράμμα την διαφορετική απόσταση. Οι μετρήσεις δέρματος έγιναν σε τρεις διαφορετικούς ανθρώπους για αυτό και υπάρχουν διαφορετικά νούμερα στην ονομασία του πειράματος. Ενδεικτικές φωτογραφίες των μετρήσεων των πειραμάτων του δεύτερου κύκλου φαίνονται στο Σχήμα 4. 6.



Σχήμα 4. 6 Ενδεικτικές φωτογραφίες των πειραμάτων 4, 5 και Skin

Όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα, στα πειράματα 4 και 5 ο ένας MCP9808 βρίσκεται σε επαφή με το δοχείο στο οποίο βρίσκεται το νερό, ενώ ο άλλος βρίσκεται κοντά σε αυτό αλλά πάντα μέσα στο πεδίο θέασης της θερμοκάμερας. Στα πειράματα αυτά έγινε προσπάθεια η θερμοκρασία του νερού να είναι γύρω στους 36°C και κατά την διάρκεια των μετρήσεων προστέθηκε ζεστό νερό σε μία προσπάθεια προσομοίωσης απότομης αύξησης θερμοκρασίας.

Στα πειράματα Skin έγινε μια προσπάθεια μέτρησης της θερμοκρασίας του δέρματος εστιάζοντας όσο γίνεται στο μέτωπο του ατόμου. Και σε αυτή την περίπτωση ο ένας MCP9808 είναι προσκολλημένος στο μέτωπο του ατόμου, για να είναι δυνατή στη συνέχεια η αξιολόγηση της μέτρησης από απόσταση ως προς την ακρίβειά της.

Κεφάλαιο 5^ο: Αποτελέσματα

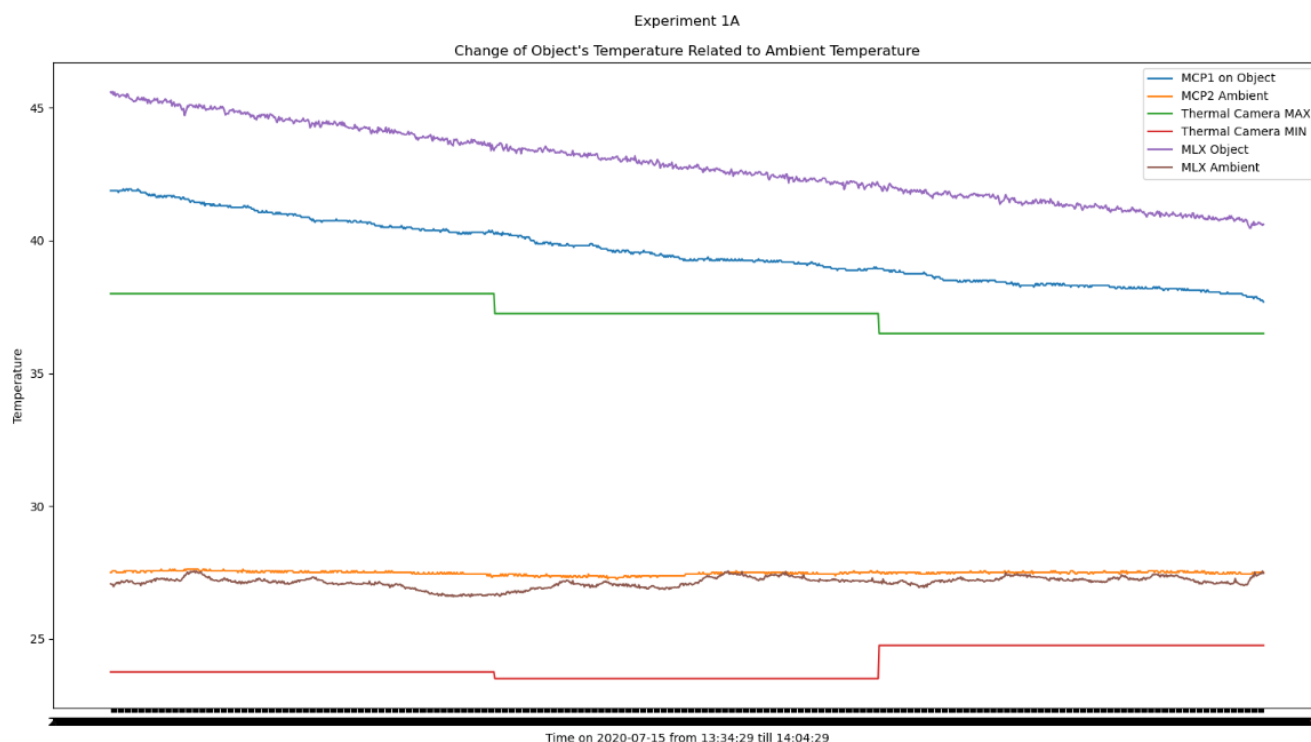
5.1 Διαγράμματα Δεδομένων

5.1.1 Θερμοκρασία Αντικειμένου

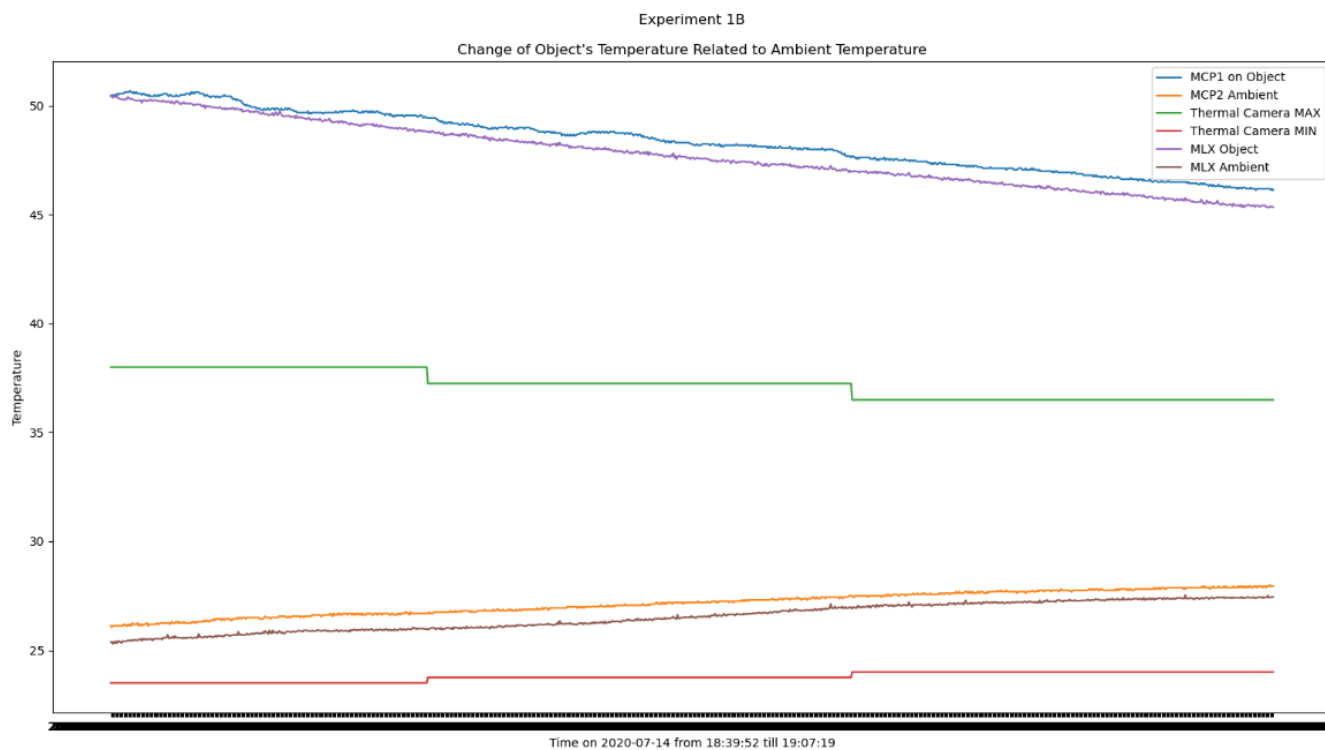
Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται η μεταβολή της θερμοκρασίας ως προς τον χρόνο σε όλους τους αισθητήρες, για όλα τα πειράματα ξεχωριστά.

Οι ξαφνικές αλλαγές θερμοκρασίας στα πειράματα 4 και 5, που φαίνονται στα Σχήματα **Σχήμα 5.8** με **Σχήμα 5.11**, οφείλονται στην προσθήκη ζεστού νερού στο δοχείο κατά την μέτρηση.

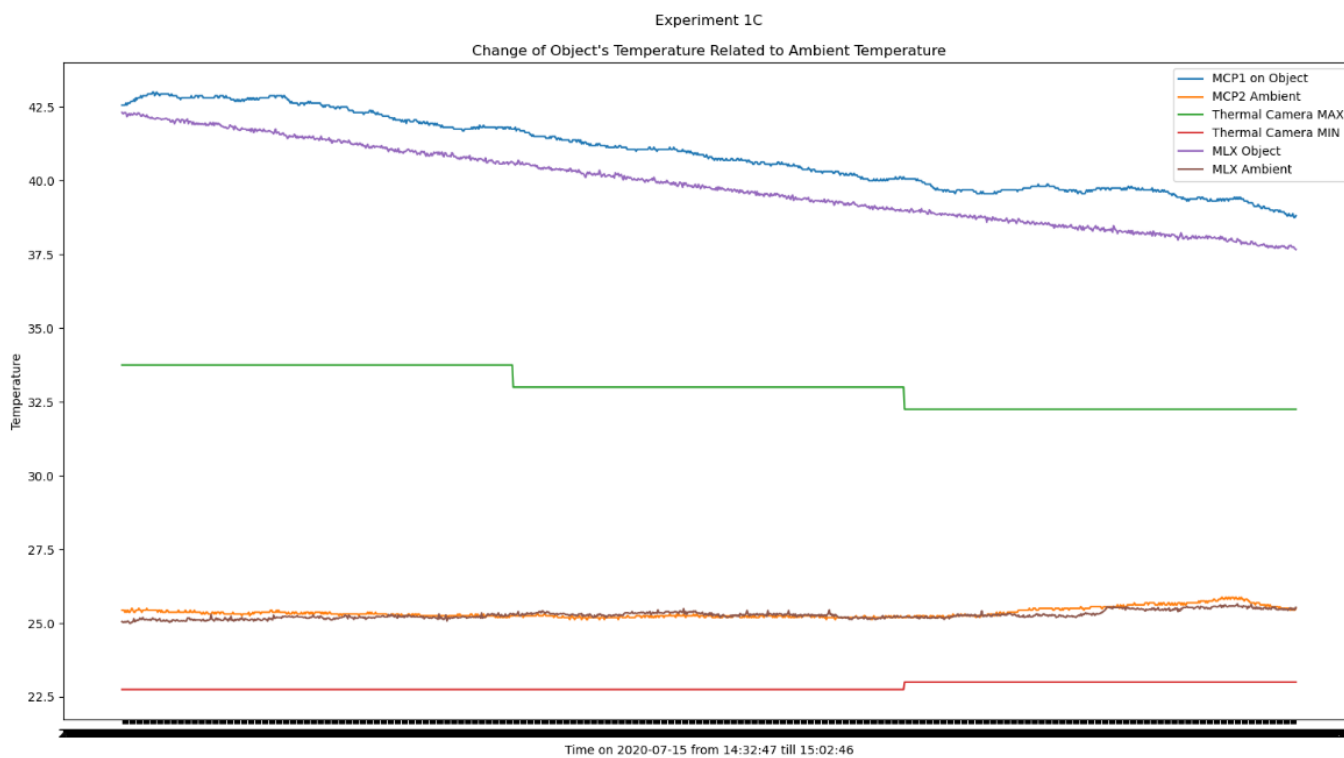
Οι απότομες αλλαγές στην θερμοκρασία στα πειράματα Skin1, Skin2 και Skin3, που φαίνονται στα Σχήματα **Σχήμα 5.12** με **Σχήμα 5.20**, οφείλονται σε κίνηση του ατόμου ή/και σε προσωρινή κακή επαφή του MCP στο μέτωπο του ατόμου κατά την μέτρηση.



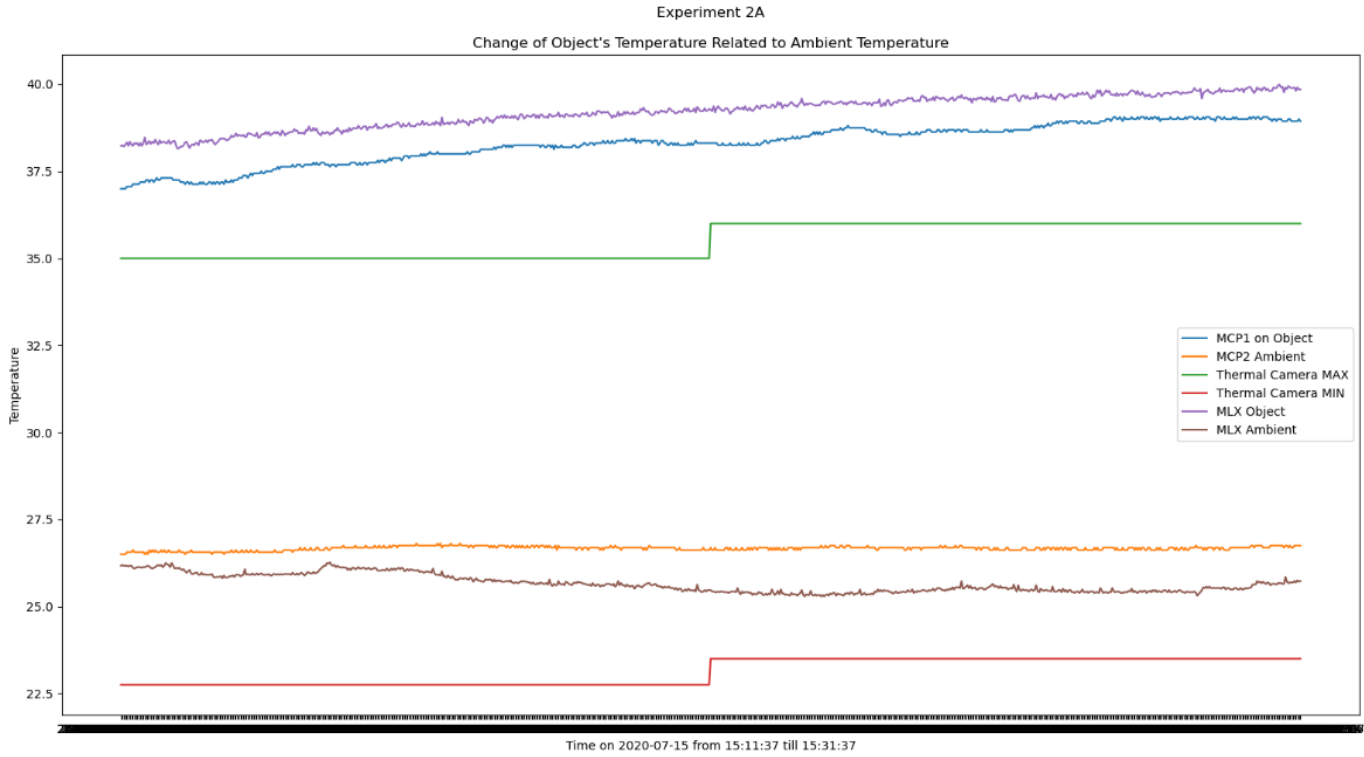
Σχήμα 5.1 Πείραμα 1A (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



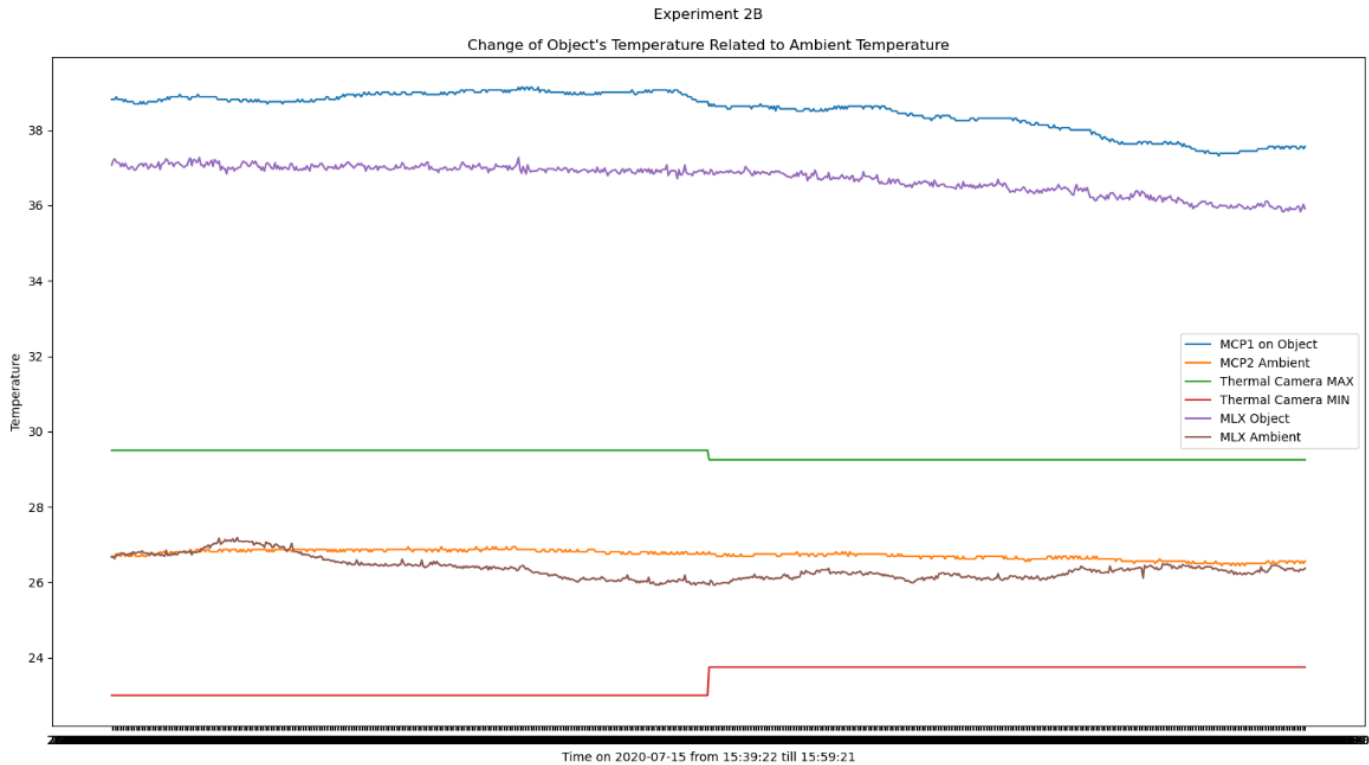
Σχήμα 5. 2 Πείραμα 1B (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



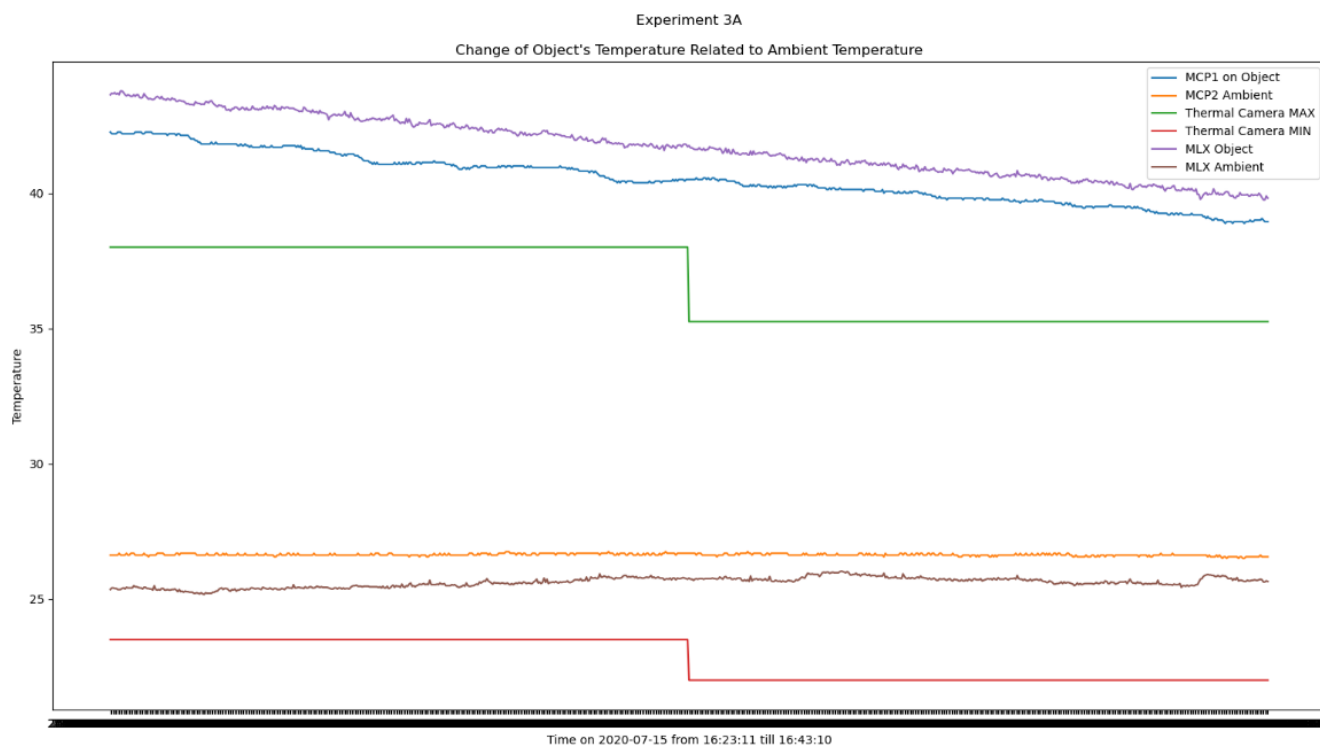
Σχήμα 5. 3 Πείραμα 1C (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 1m) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



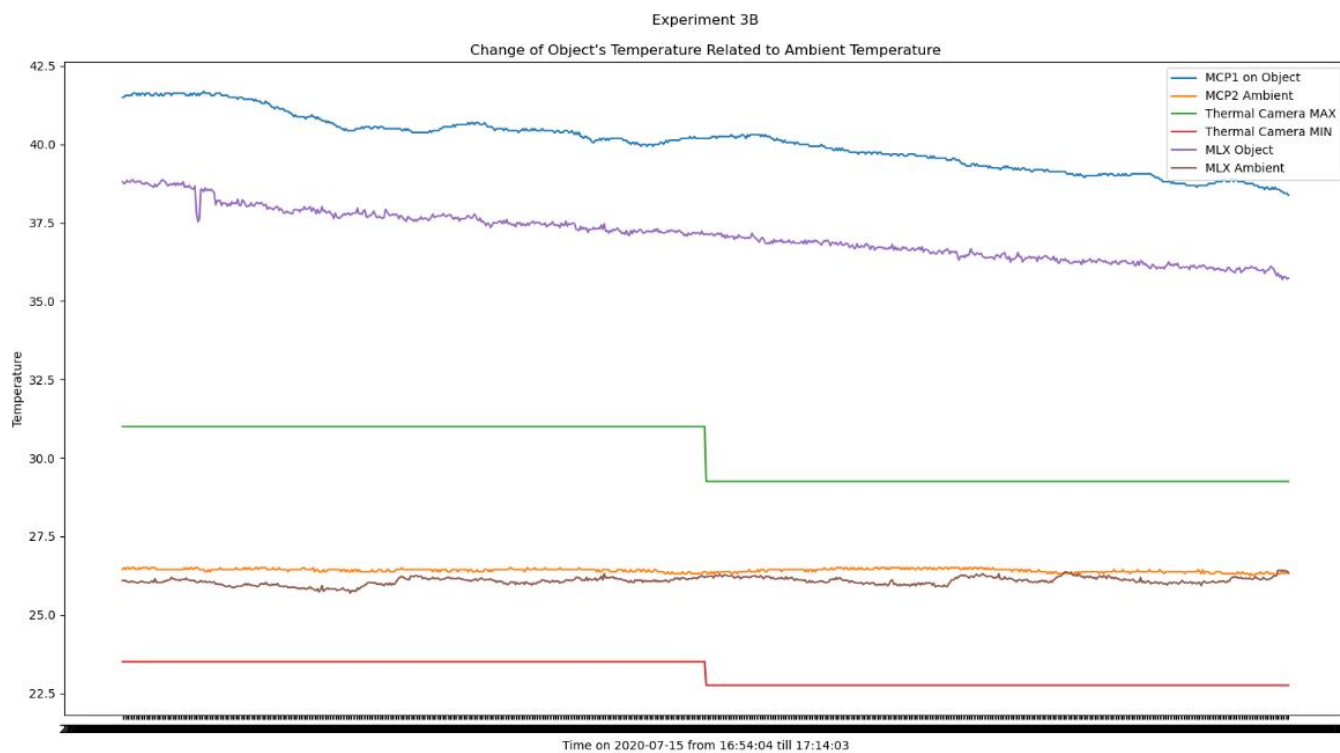
Σχήμα 5. 4 Πείραμα 2A (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



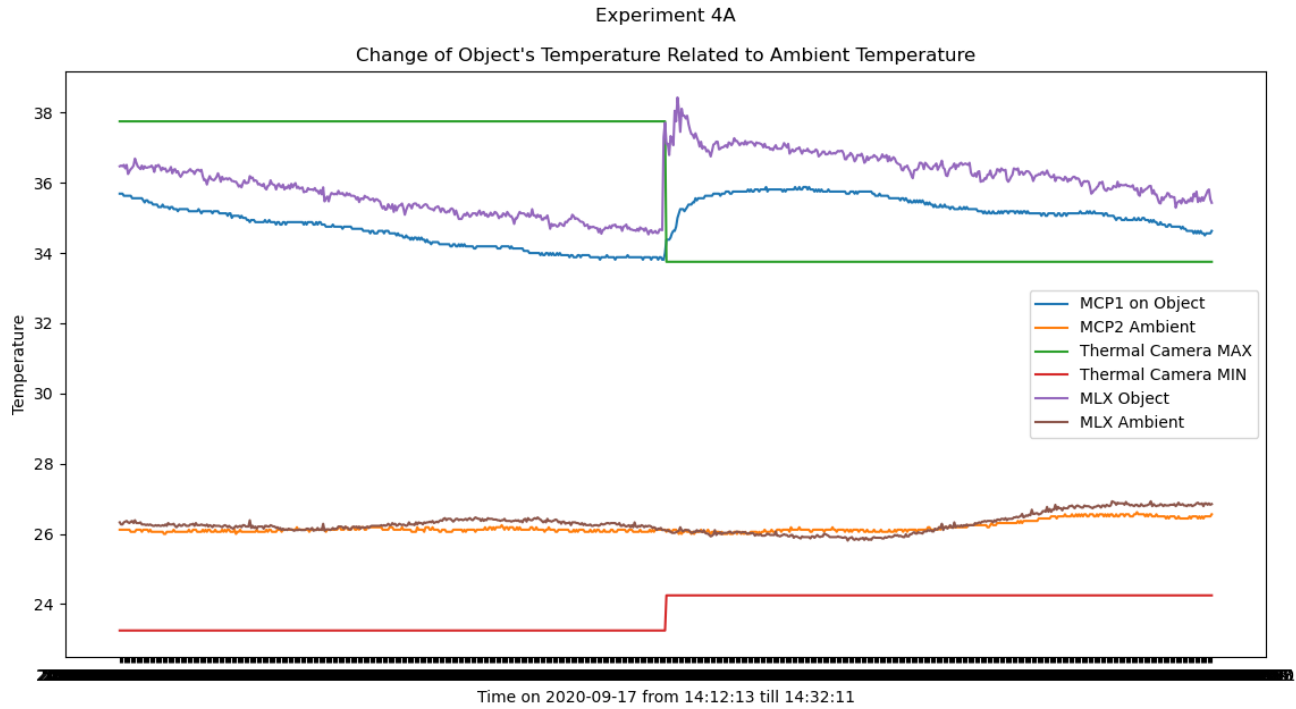
Σχήμα 5. 5 Πείραμα 2B (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



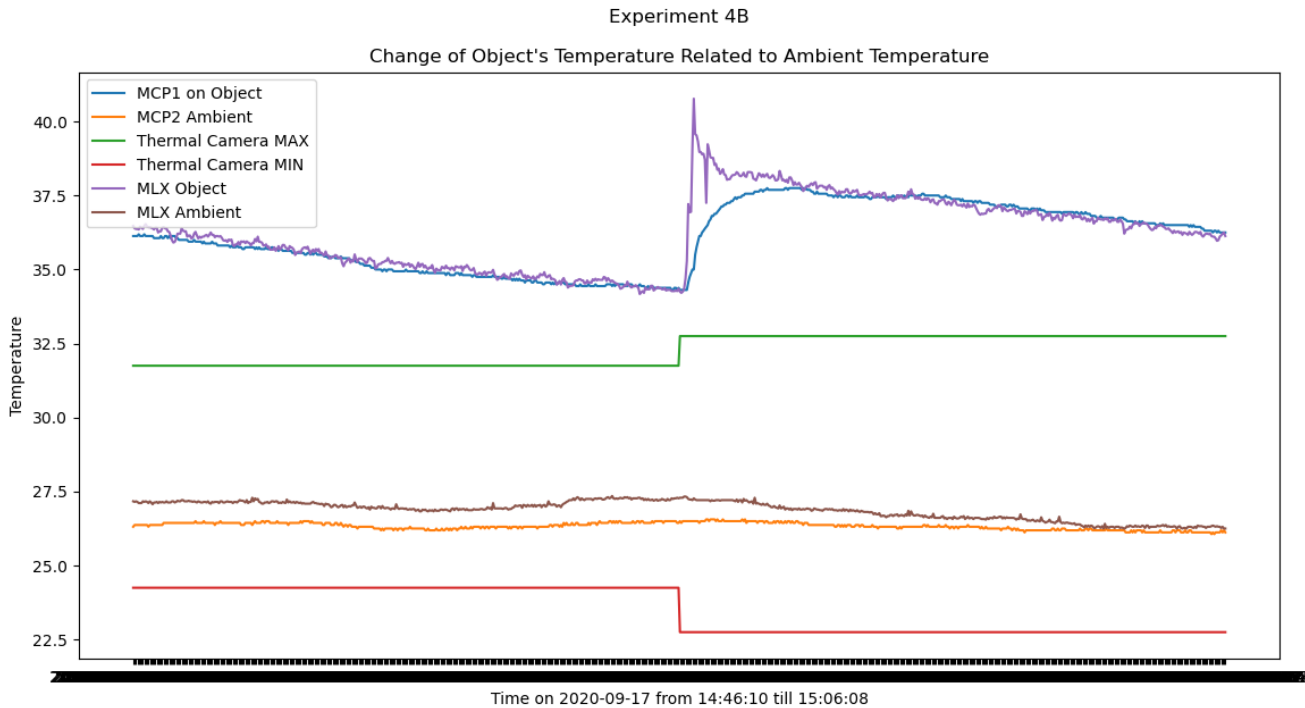
Σχήμα 5. 6 Πείραμα 3A (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



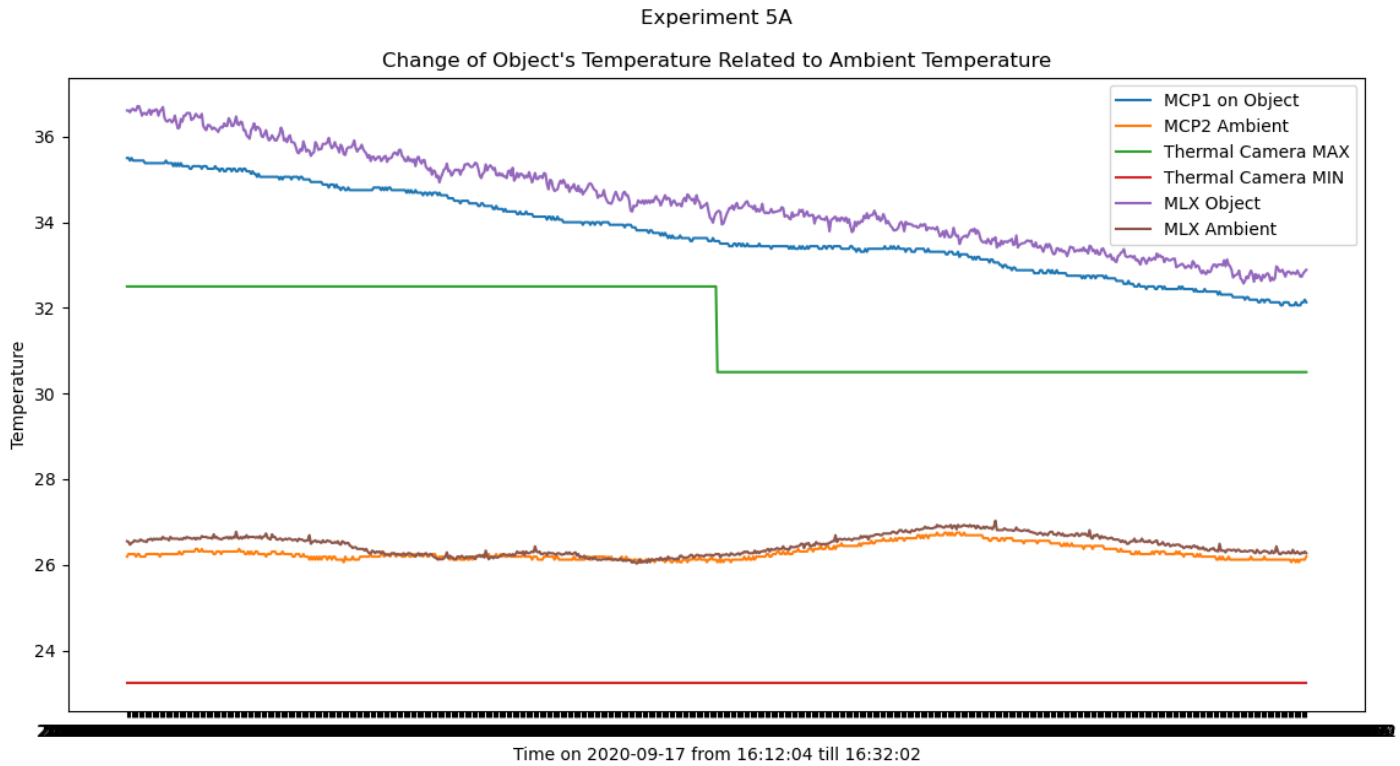
Σχήμα 5. 7 Πείραμα 3B (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό, 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



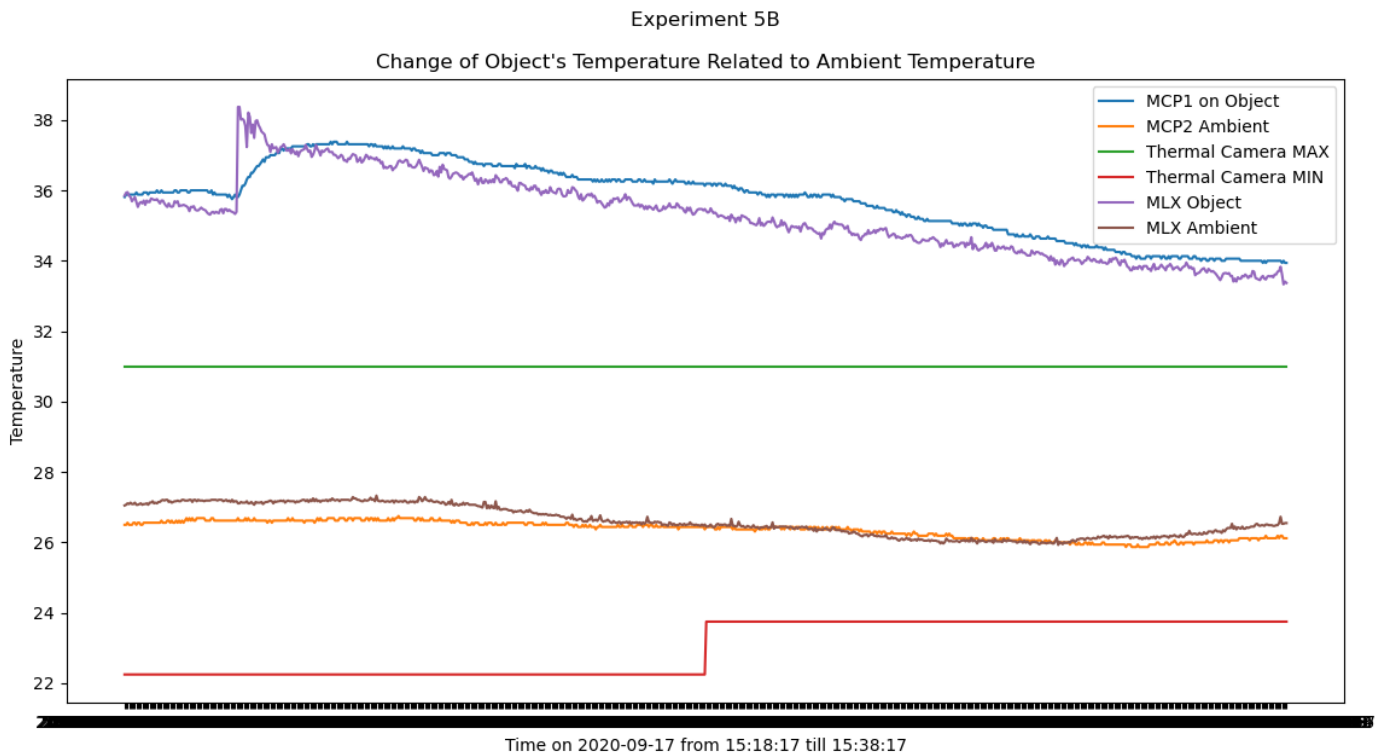
Σχήμα 5. 8 Πείραμα 4A (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος – 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης



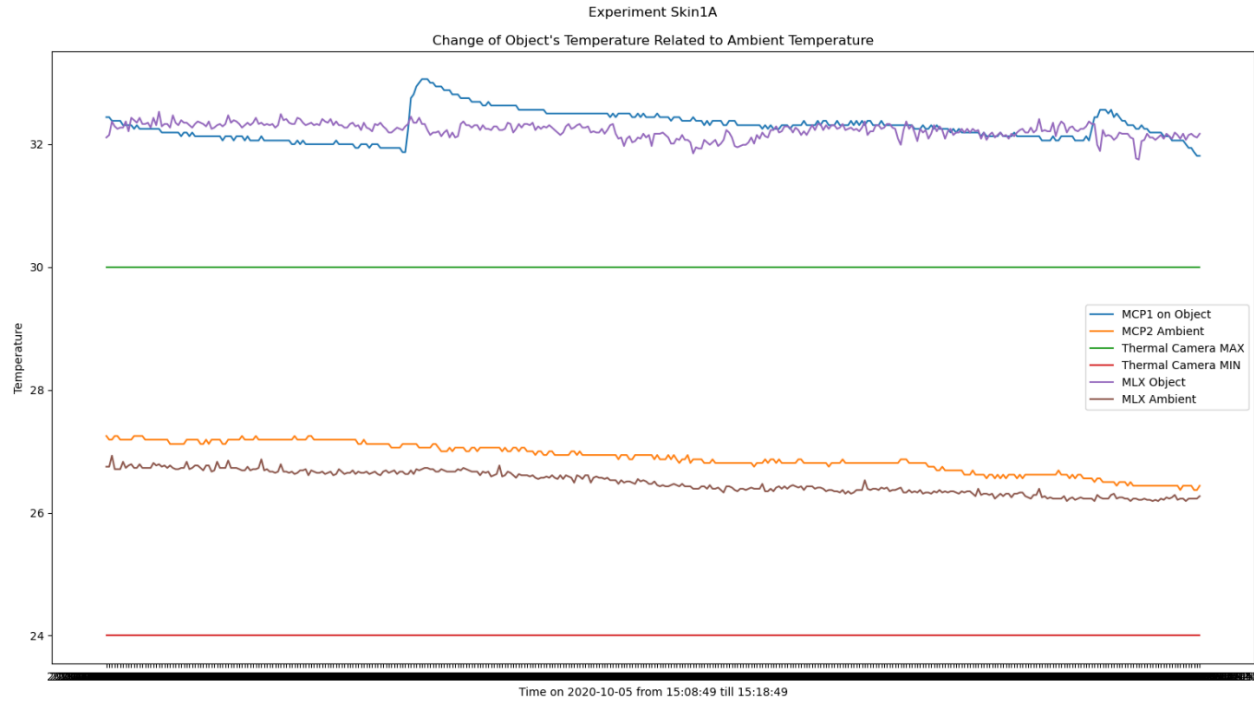
Σχήμα 5. 9 Πείραμα 4B (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος – 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης



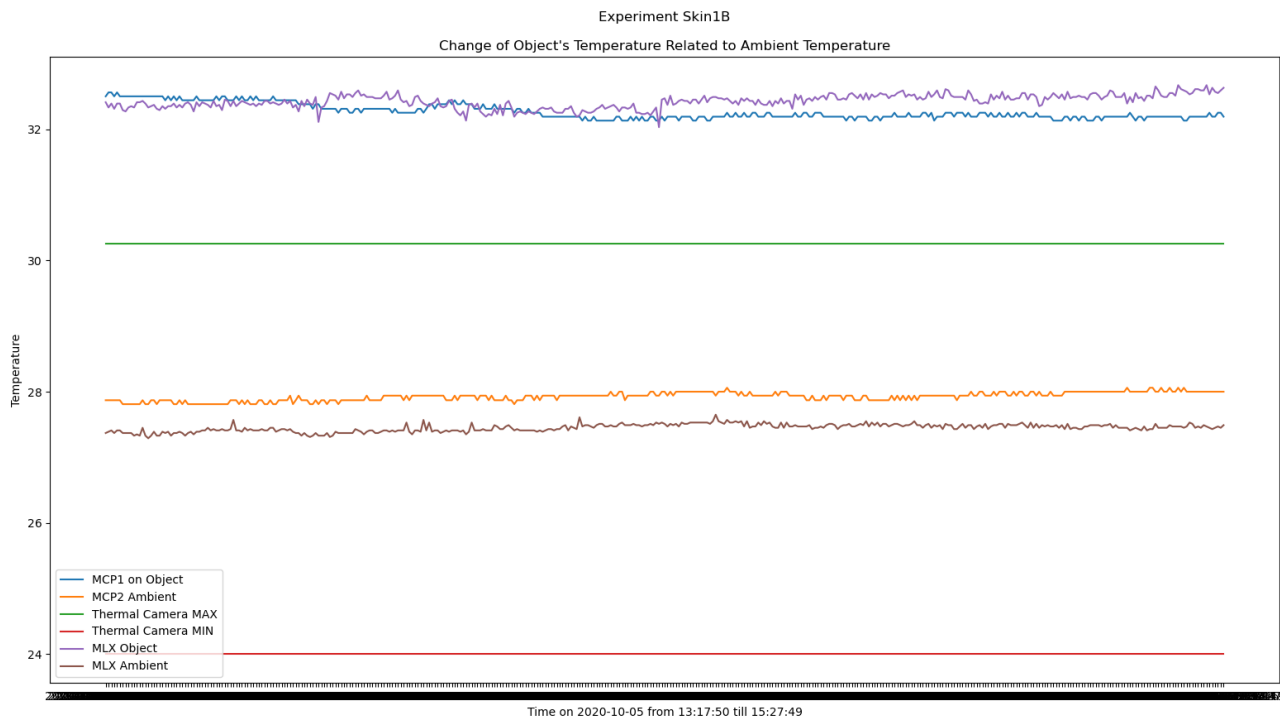
Σχήμα 5. 10 Πείραμα 5A (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 40cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



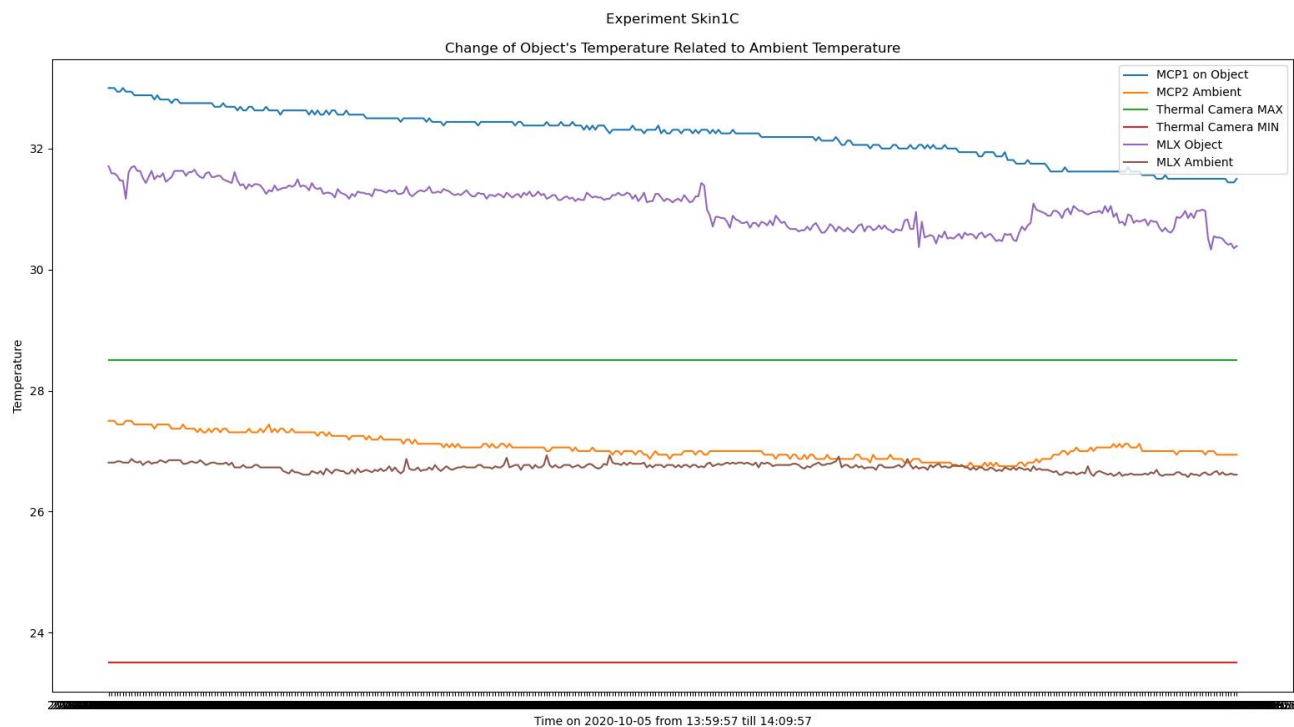
Σχήμα 5. 11 Πείραμα 5B (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 80cm) – Θερμοκρασία αντικειμένου σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή οφείλεται στην προσθήκη ζεστού νερού κατά την διάρκεια της μέτρησης



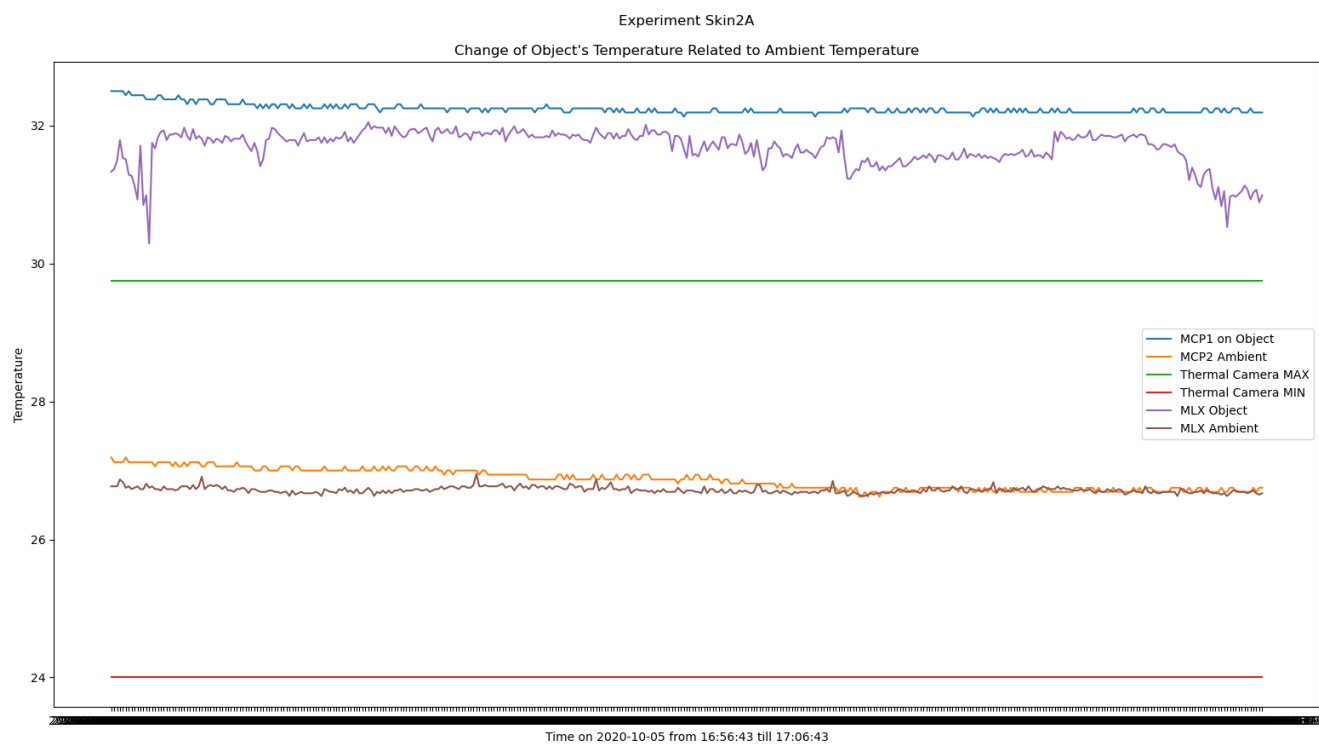
Σχήμα 5. 12 Πείραμα Skin1A – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.



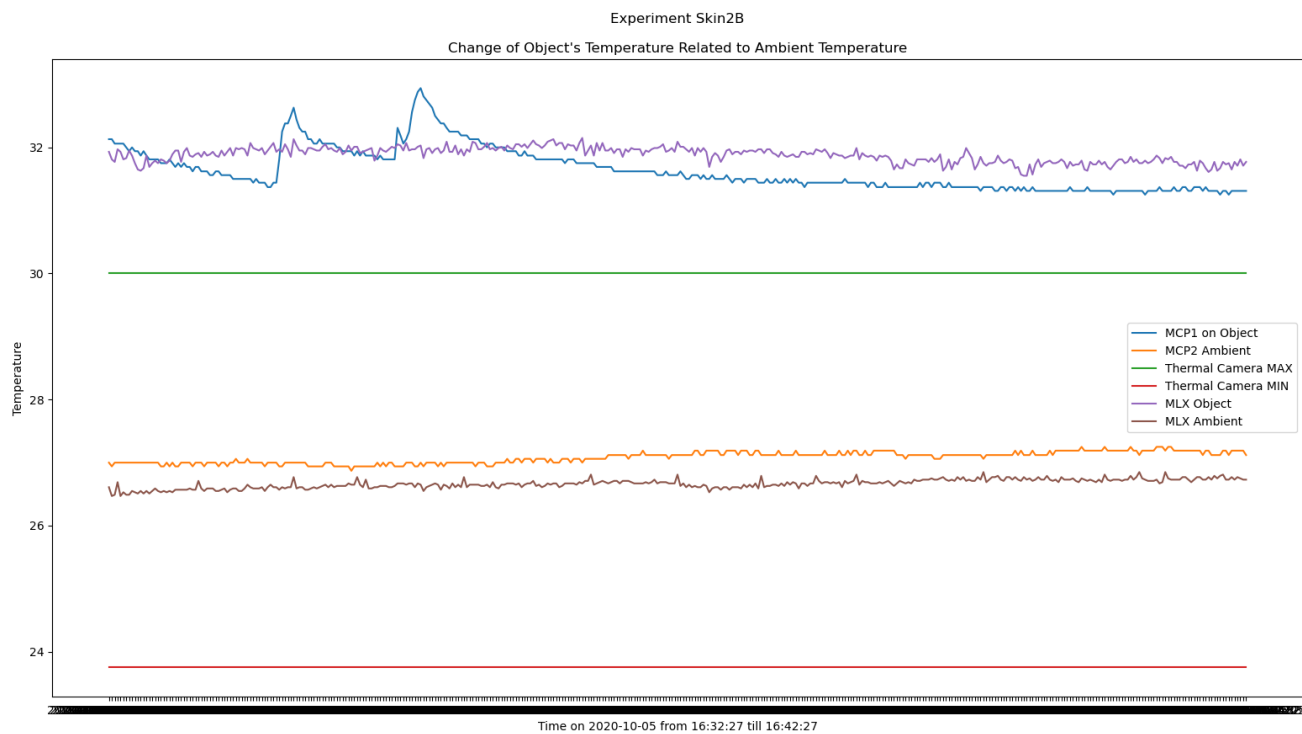
Σχήμα 5. 13 Πείραμα Skin1B – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



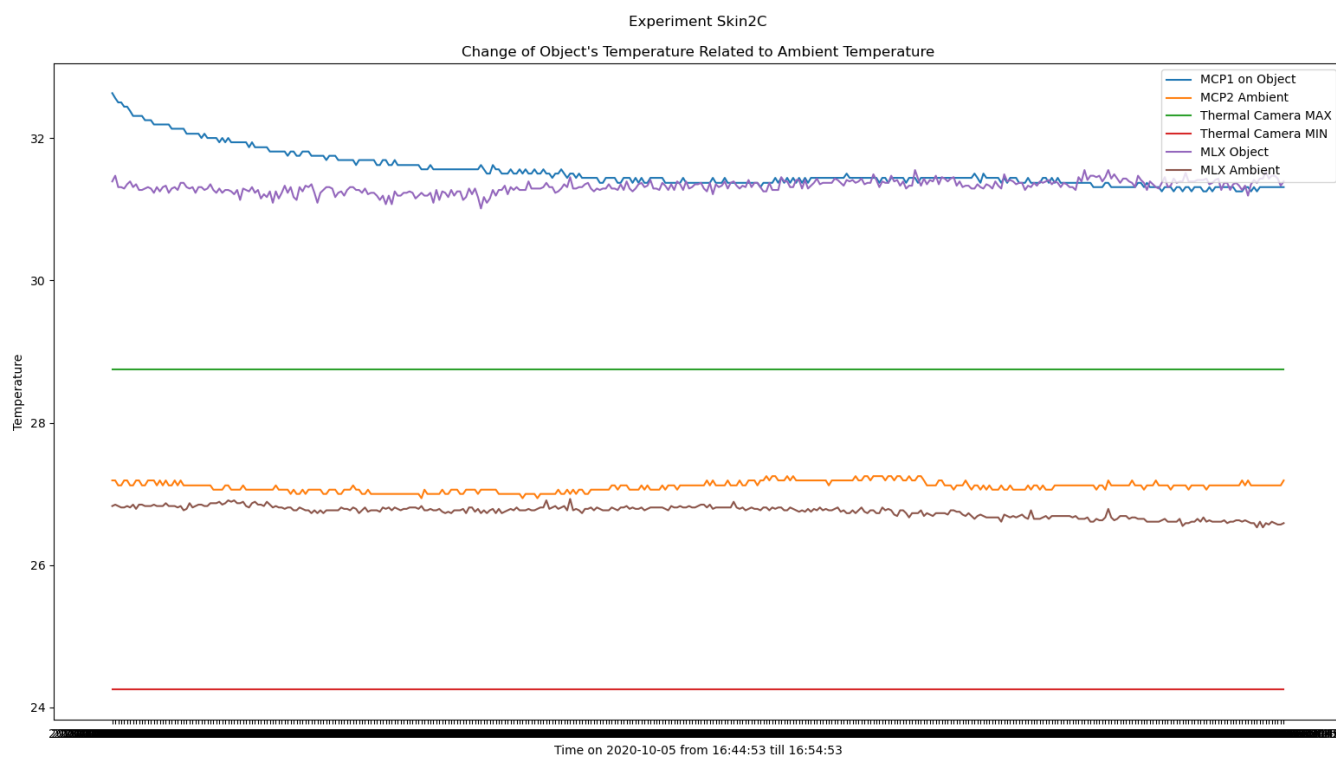
Σχήμα 5. 14 Πείραμα Skin1C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



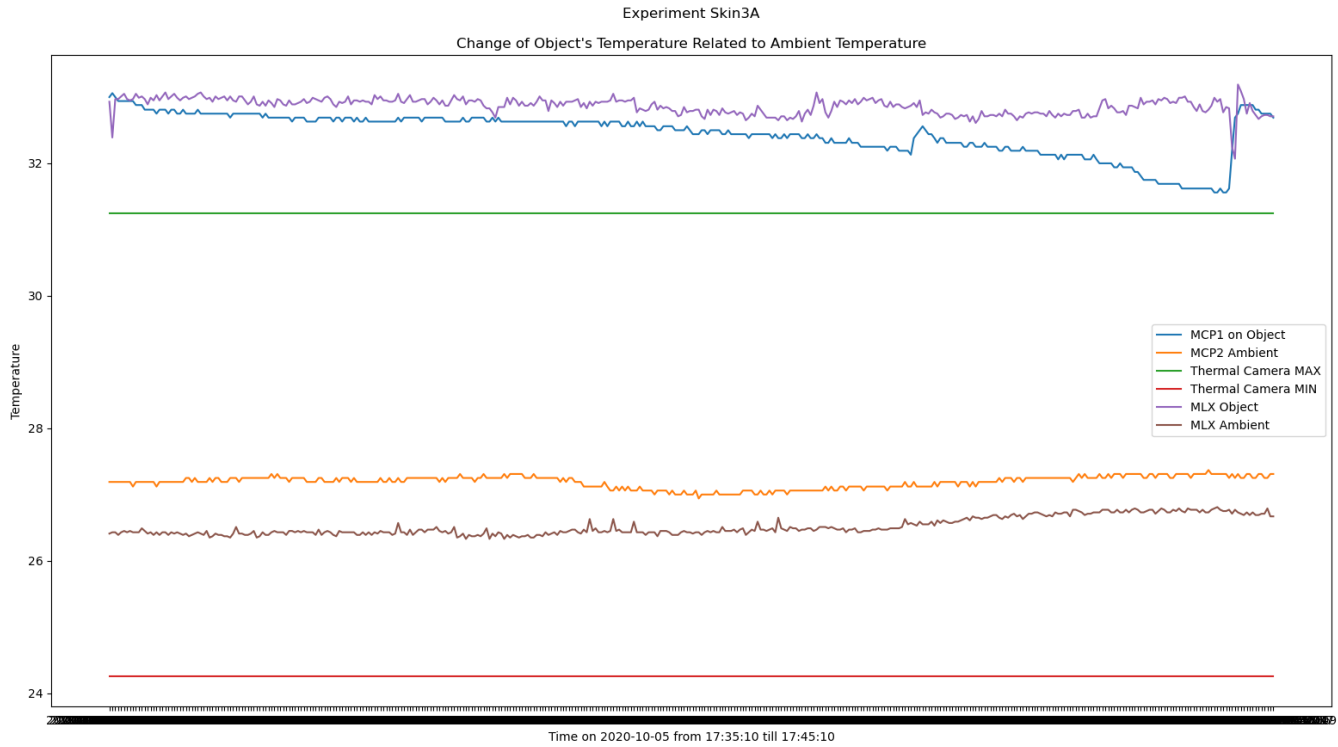
Σχήμα 5. 15 Πείραμα Skin2A – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MLXObj οφείλεται σε κίνηση του ατόμου.



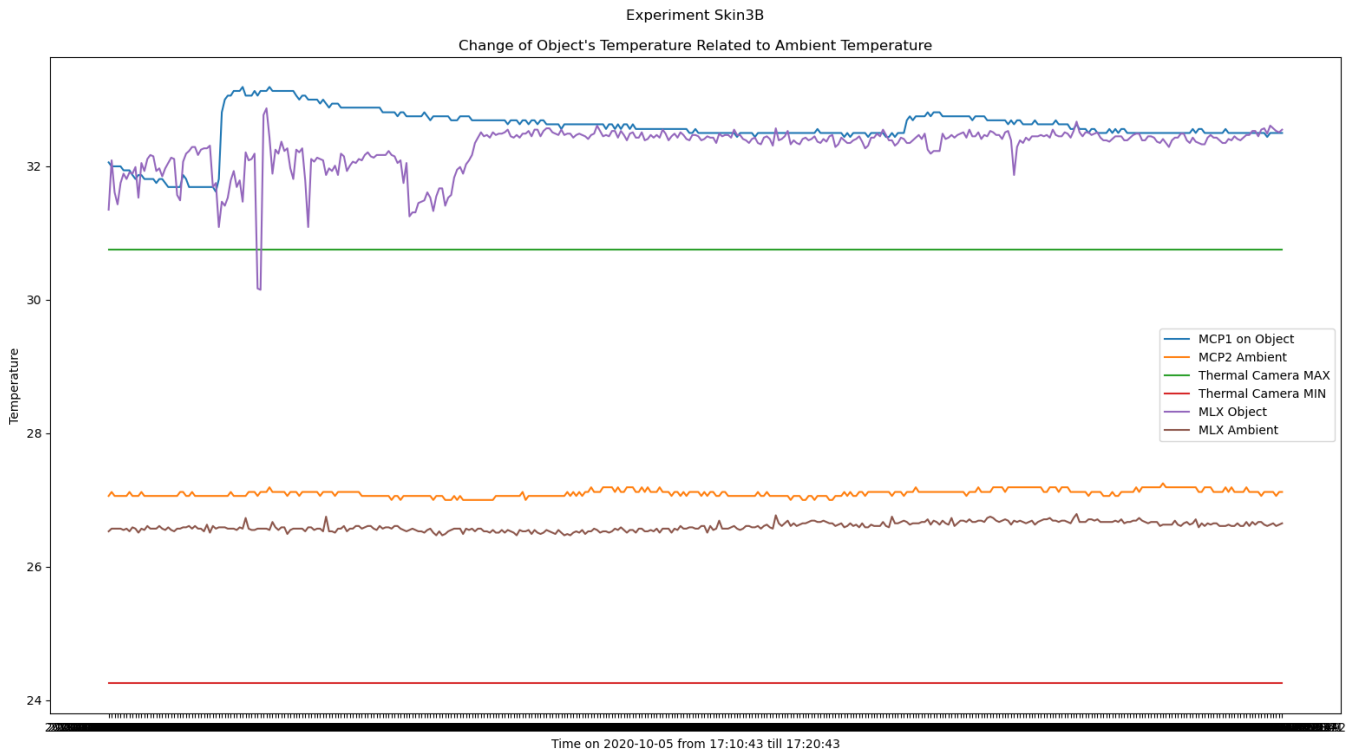
Σχήμα 5. 16 Πείραμα Skin2B – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.



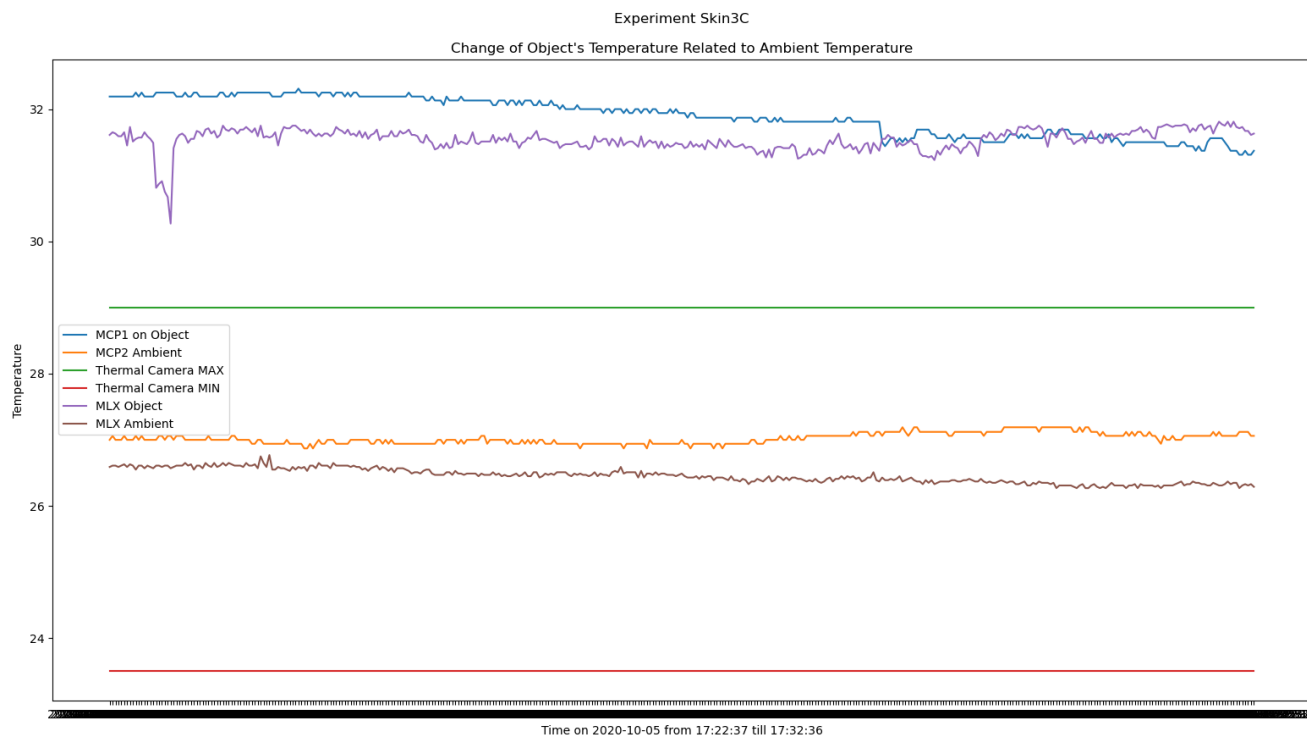
Σχήμα 5. 17 Πείραμα Skin2C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος



Σχήμα 5. 18 Πείραμα Skin3A – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα.



Σχήμα 5. 19 Πείραμα Skin3B – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MCP1 οφείλεται σε χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα, ενώ του MLXObj σε κίνηση του ατόμου.



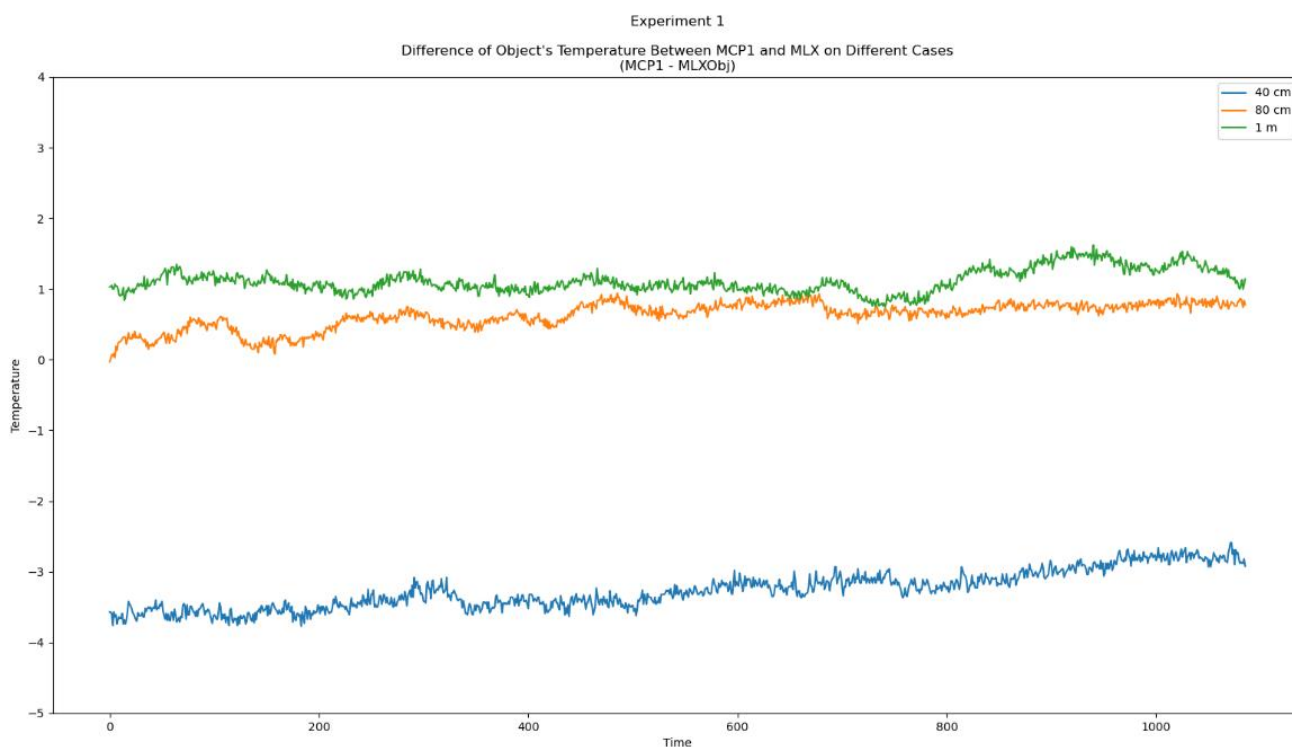
Σχήμα 5. 20 Πείραμα Skin3C – Θερμοκρασία δέρματος σε σχέση με αυτή του περιβάλλοντος. Η απότομη εναλλαγή στο σήμα του MLXObj οφείλεται σε κίνηση του ατόμου.

5.1.2 Διαφορά MCP1 – MLXObj

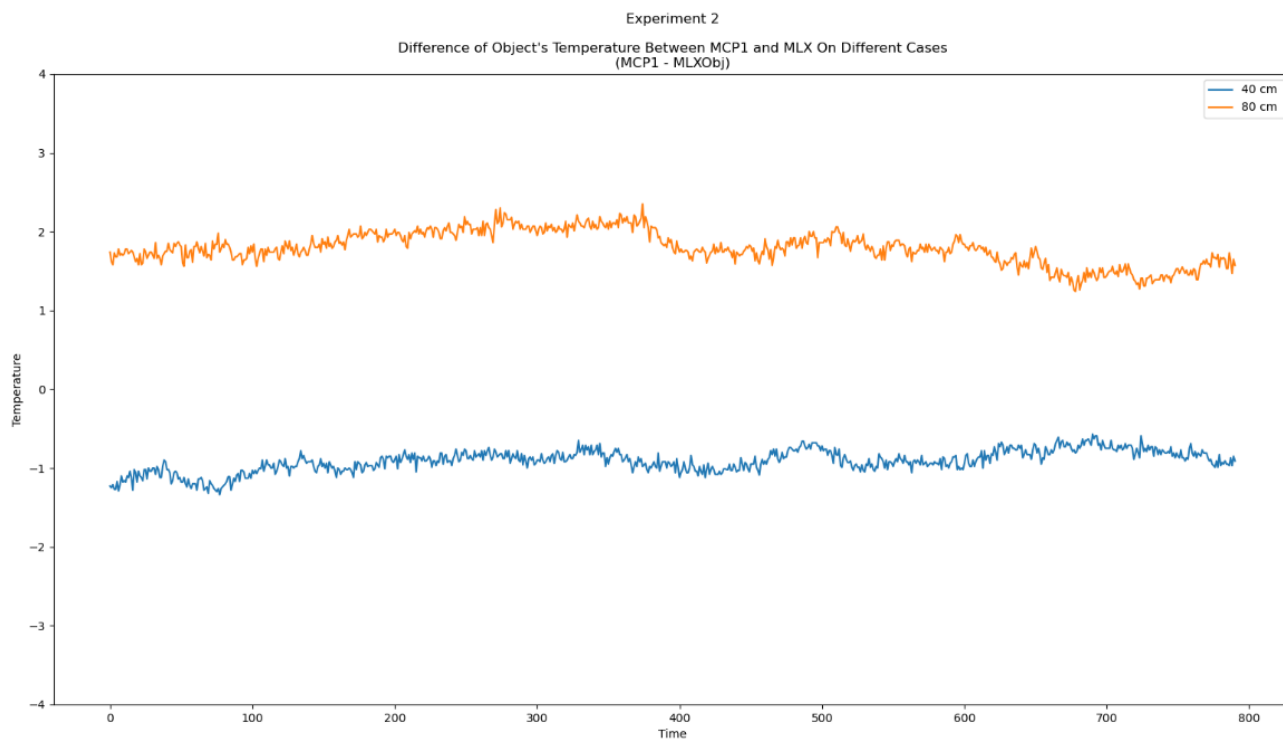
Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται η διαφορά της θερμοκρασίας του αντικειμένου από τον αισθητήρα MCP9808 (MCP1), που βρίσκεται σε επαφή με το σώμα, με αυτή του αισθητήρα MLX90614 (MLXObj), που βρίσκεται σε απόσταση. Στα Σχήματα **Σχήμα 5. 21** με **Σχήμα 5. 28** μένει σταθερό το σώμα και αλλάζει η απόσταση των αισθητήρων. Κάθε διαφορετικό χρώμα υποδηλώνει και μία διαφορετική απόσταση.

Στα Σχήματα **Σχήμα 5. 29** με **Σχήμα 5. 31** μένει σταθερή η απόσταση και αλλάζει ο άνθρωπος του οποίου το δέρμα μετριέται στα πειράματα Skin1, Skin2 και Skin3. Κάθε διαφορετικό χρώμα υποδηλώνει και διαφορετικό άνθρωπο.

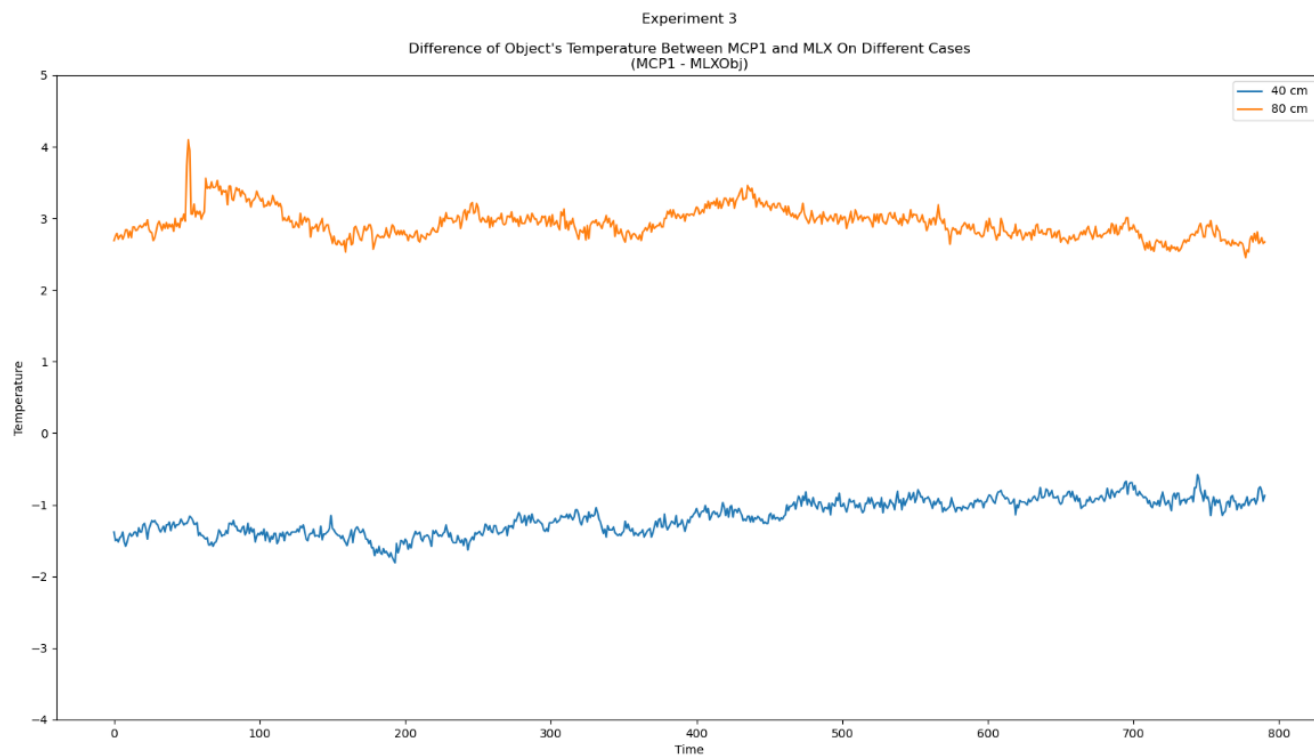
Στο τέλος, στα Σχήματα **Σχήμα 5. 32** και **Σχήμα 5. 33** φαίνονται η μέση τιμή και η διασπορά της εν λόγω διαφοράς για κάθε πείραμα.



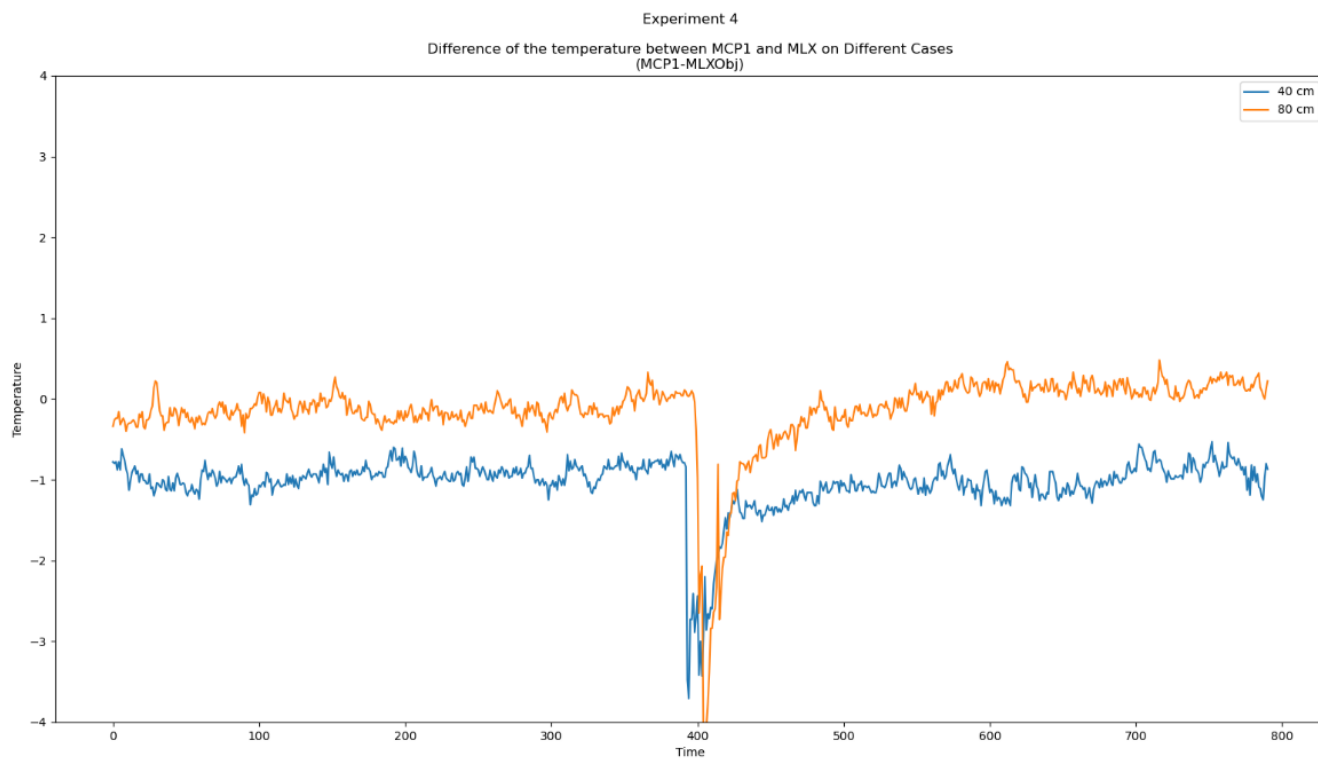
Σχήμα 5. 21 Πείραμα 1 (Διαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις



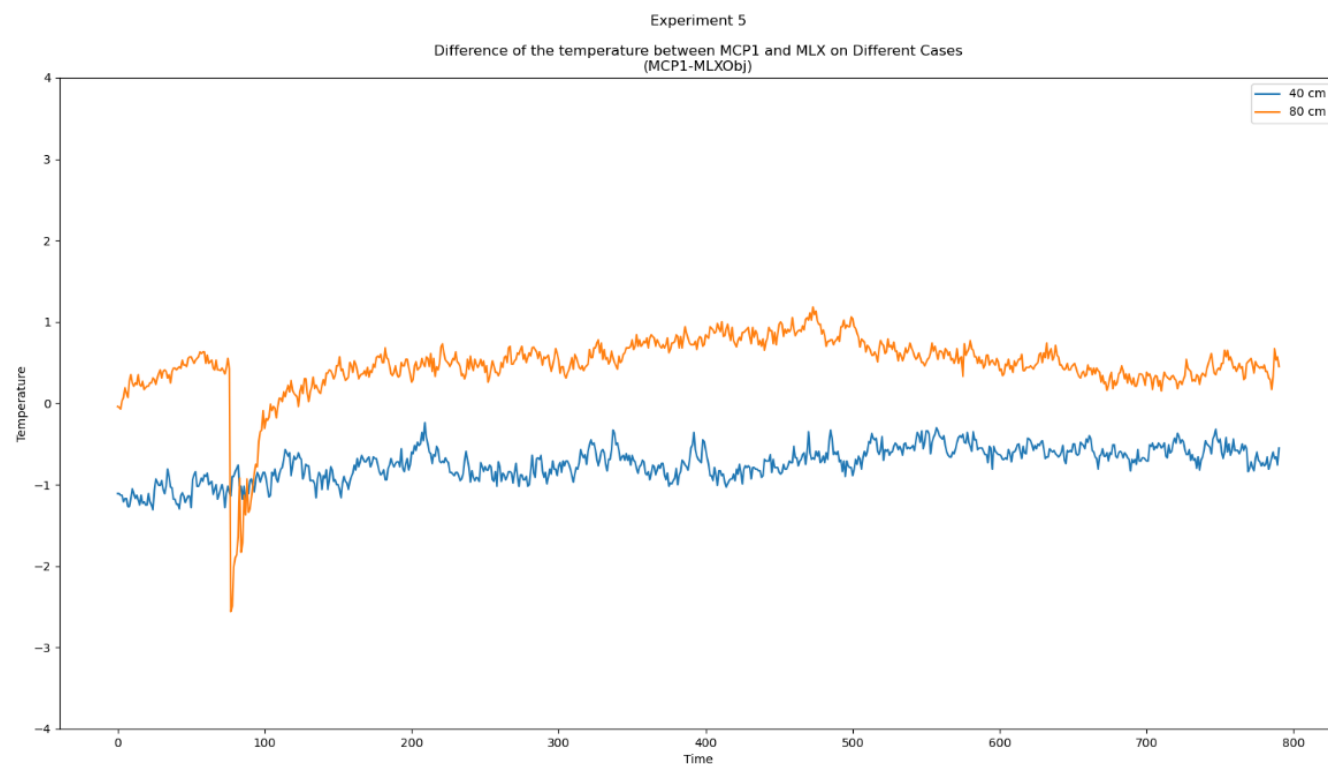
Σχήμα 5. 22 Πείραμα 2 (Μετασχηματιστής καλωδίου φόρτισης laptop) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις



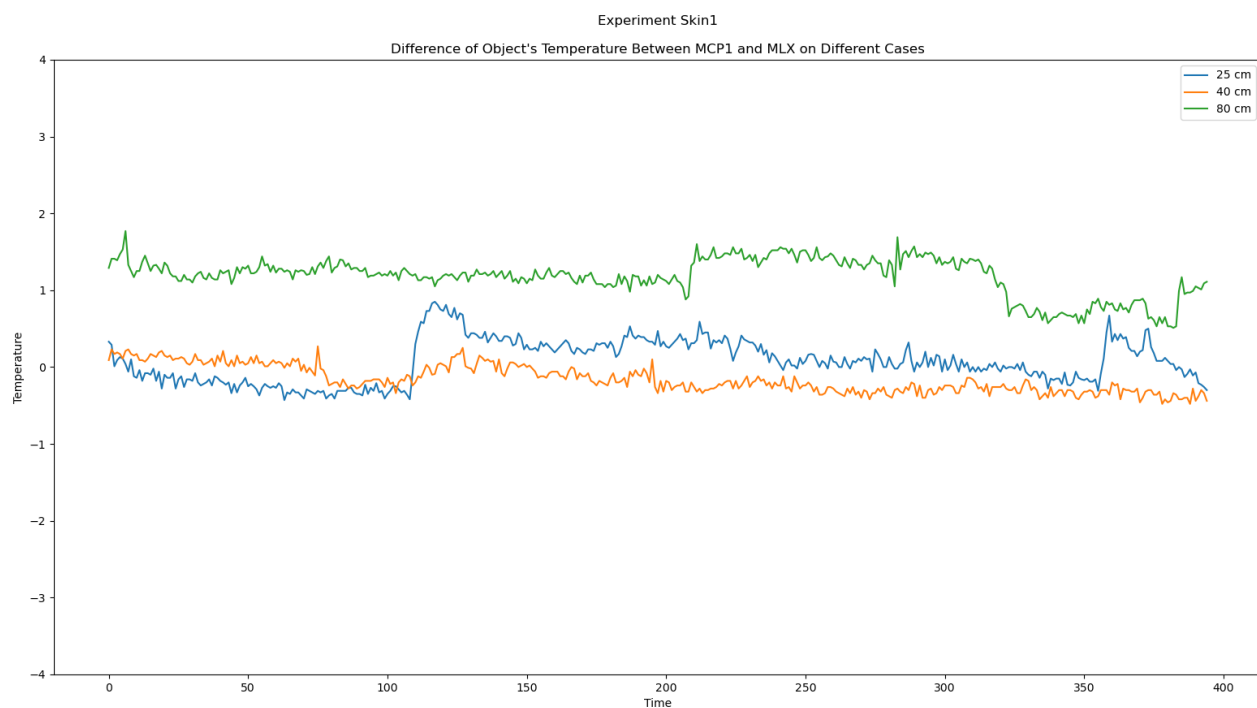
Σχήμα 5. 23 Πείραμα 3 (Αδιαφανές μπουκάλι με ζεστό νερό) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις



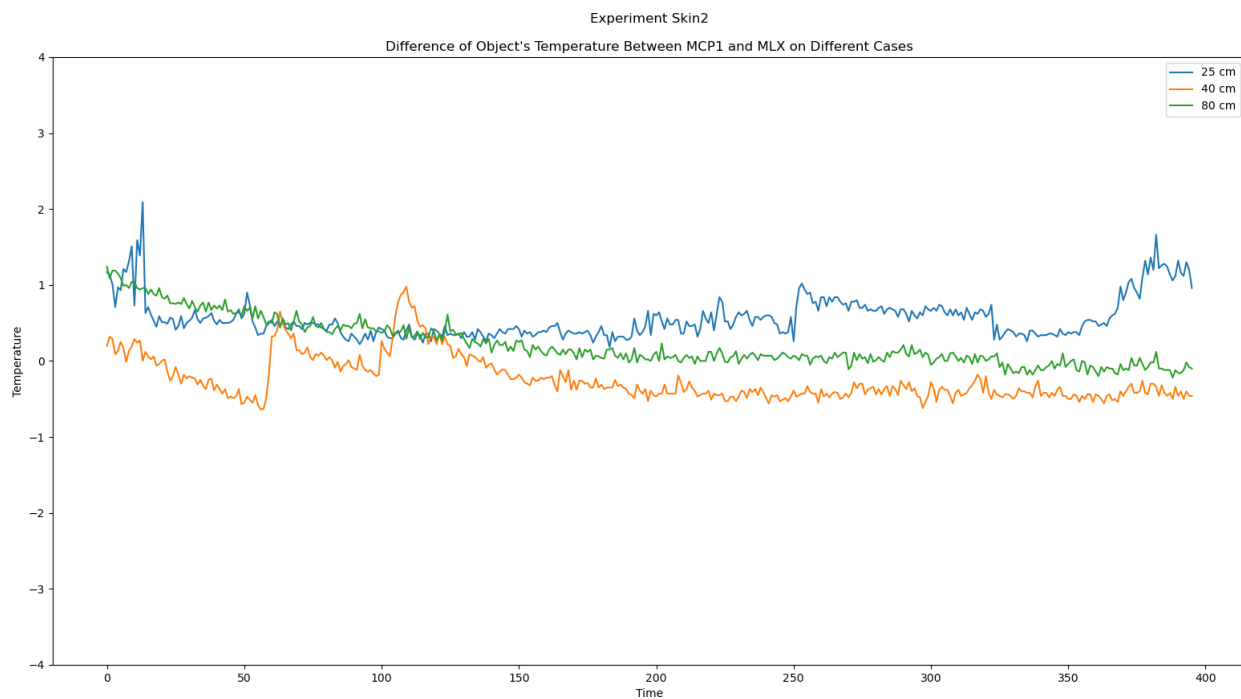
Σχήμα 5. 24 Πείραμα 4 (Νερό μέσα σε μεταλλικό σκεύος) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις



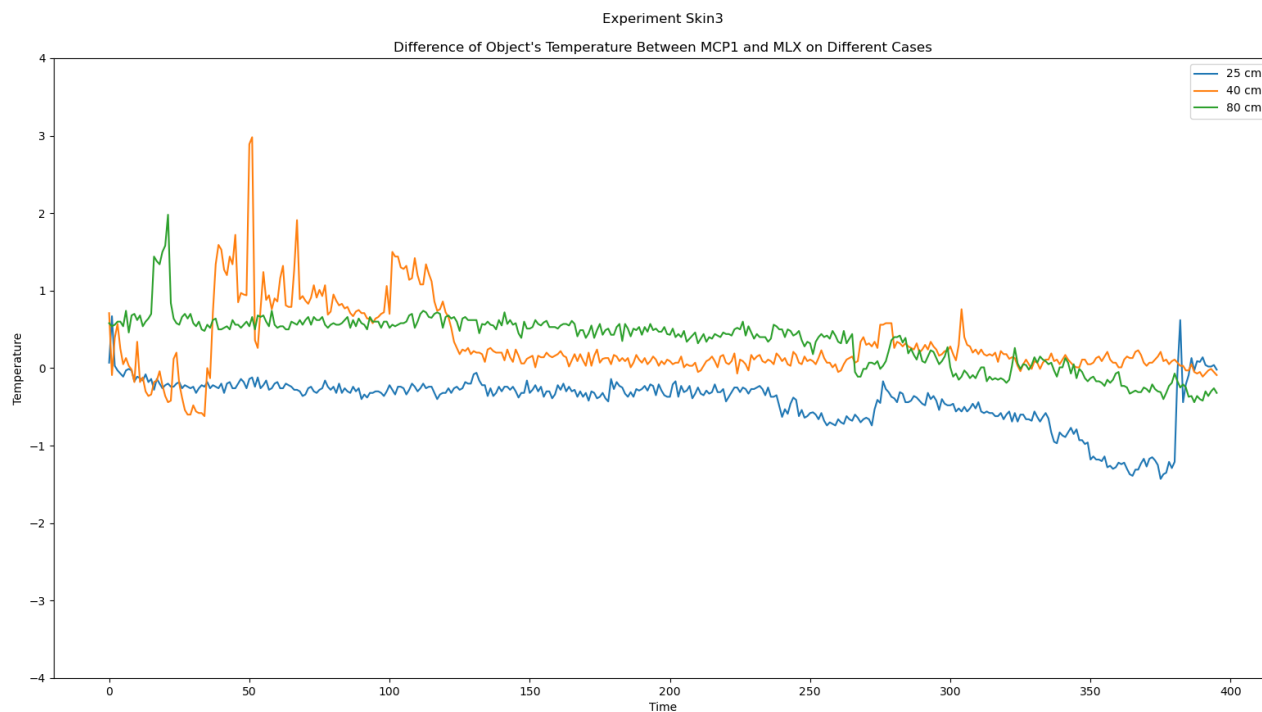
Σχήμα 5. 25 Πείραμα 5 (Νερό μέσα σε γυάλινο σκεύος – 40cm) – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX on Object σε διαφορετικές αποστάσεις



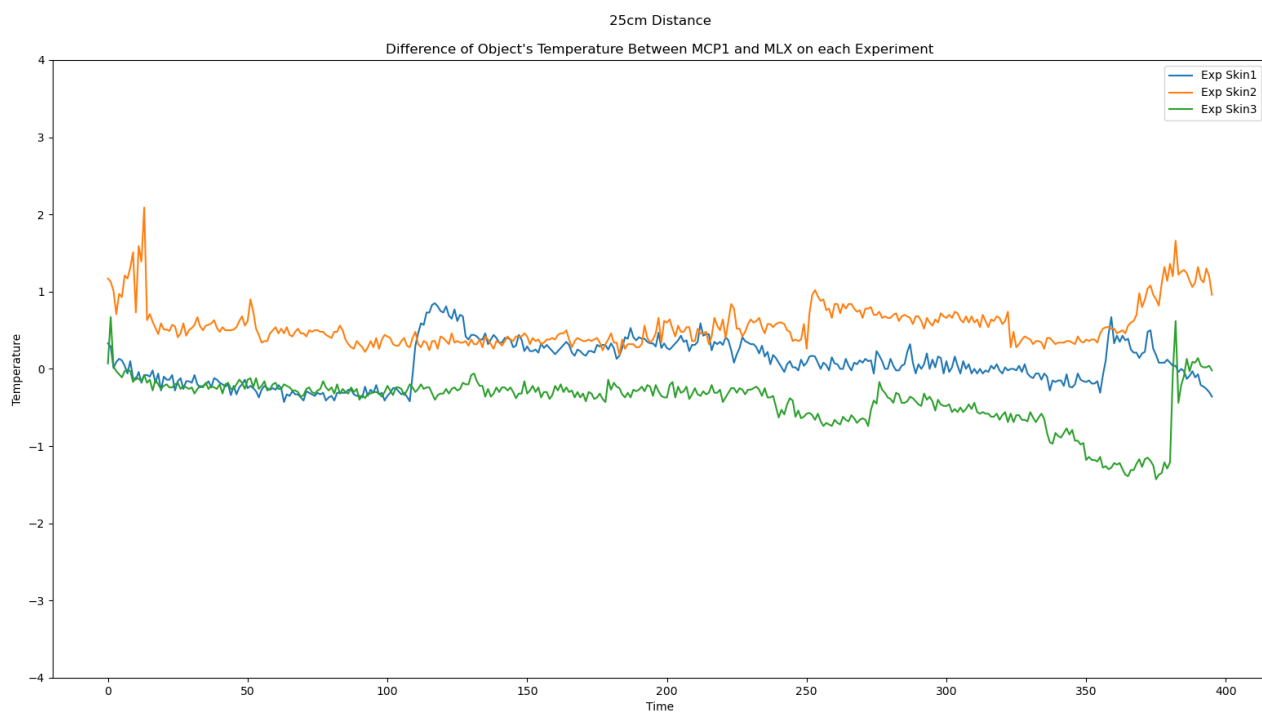
Σχήμα 5. 26 Πείραμα Skin1 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις



Σχήμα 5. 27 Πείραμα Skin2 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις



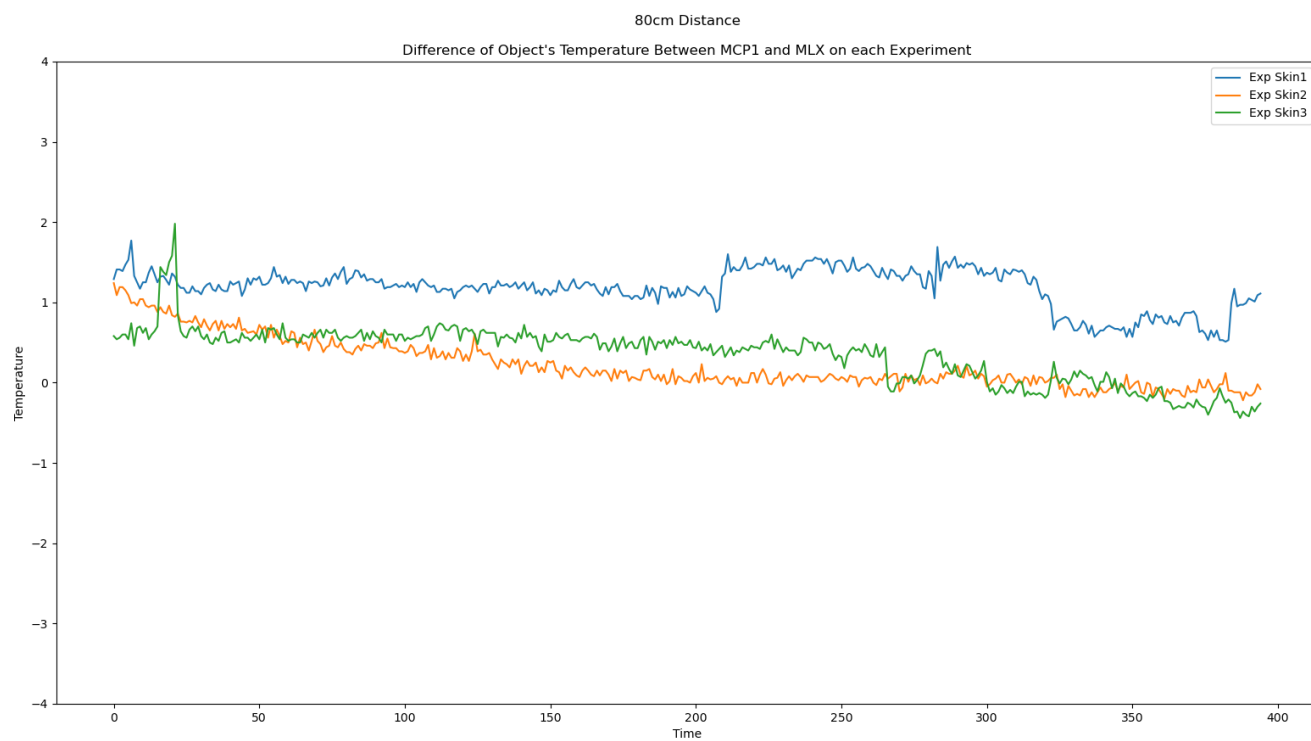
Σχήμα 5. 28 Πείραμα Skin3 – Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object σε διαφορετικές αποστάσεις



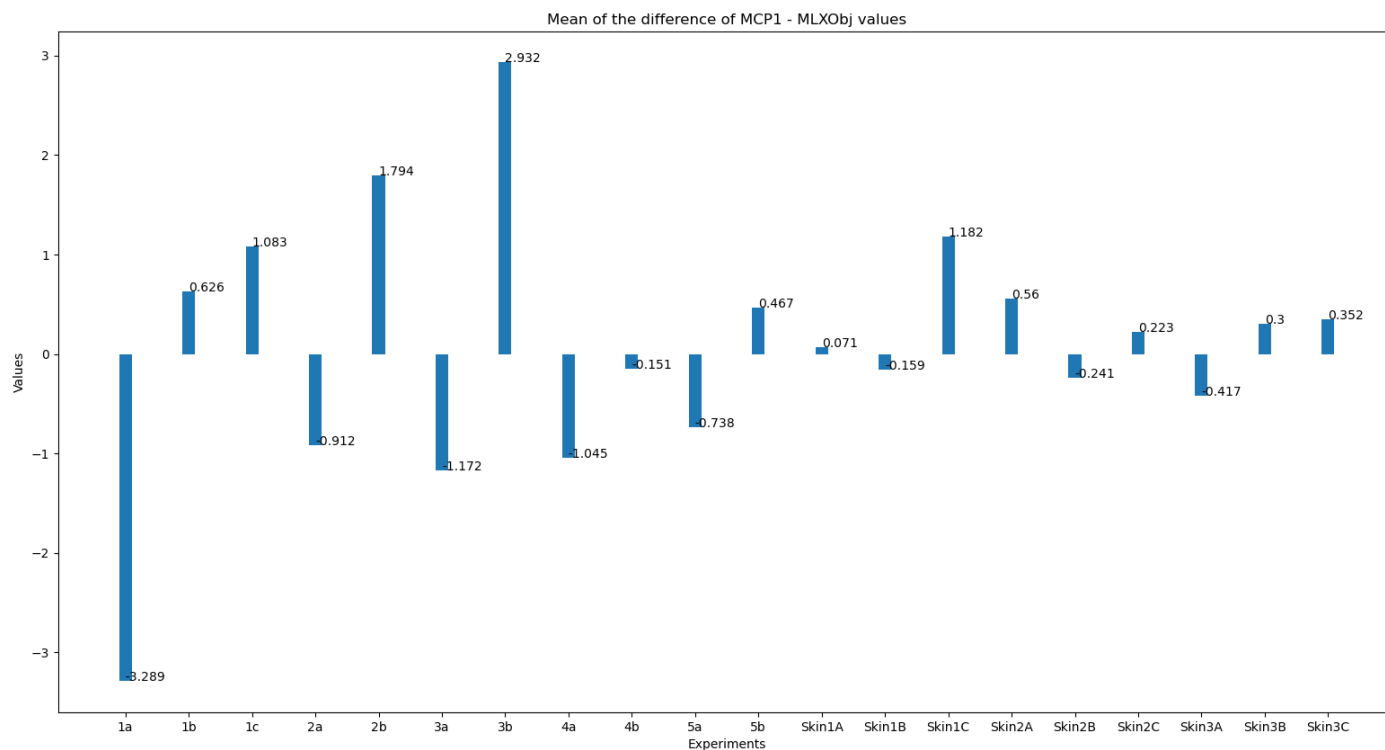
Σχήμα 5. 29 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 25cm στα πειράματα Skin



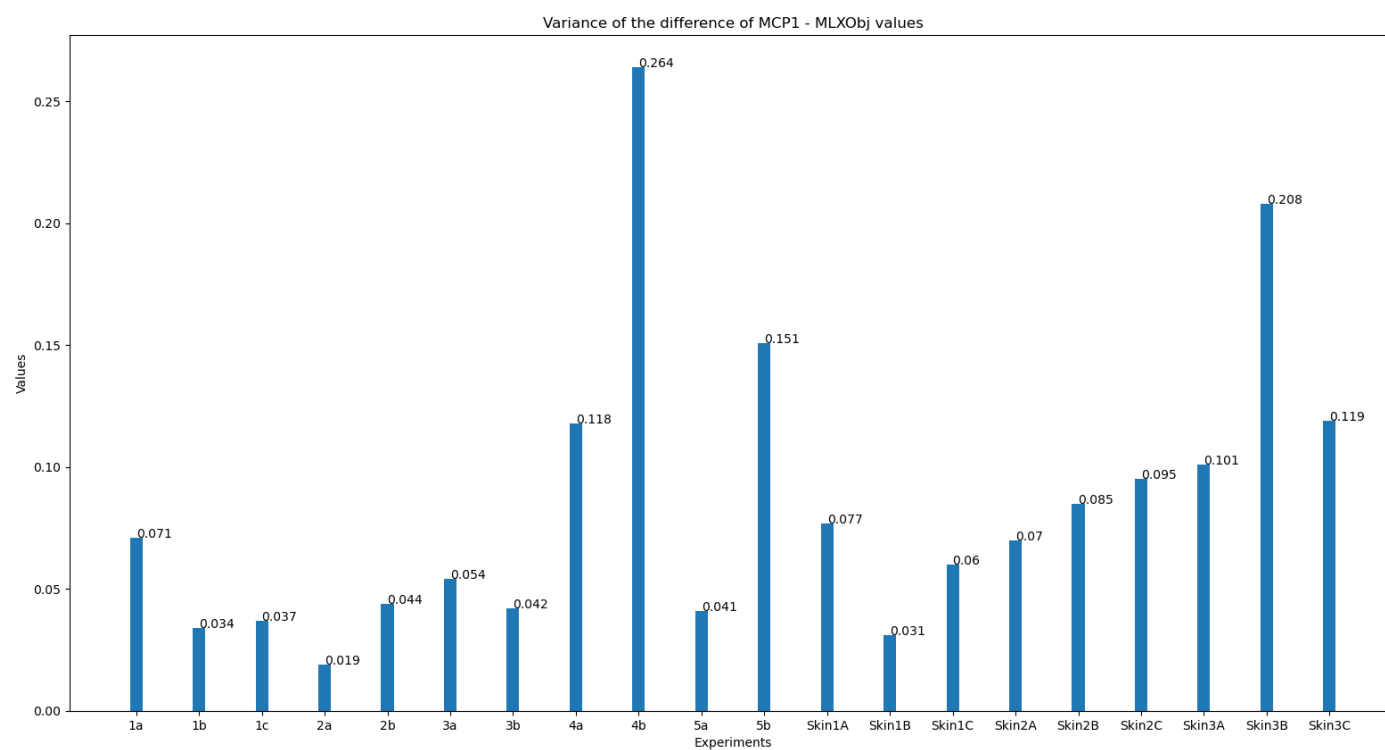
Σχήμα 5. 30 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 40cm στα πειράματα Skin



Σχήμα 5. 31 Διαφορά σημάτων MCP1 και MLX Object στην απόσταση 80cm στα πειράματα Skin



Σχήμα 5. 32 Μέση τιμή της διαφοράς (MCP1 – MLXObj) σε κάθε πείραμα



Σχήμα 5. 33 Διασπορά της διαφοράς (MCP1 – MLXObj) σε κάθε πείραμα

5.2 Σχέση μεταξύ δεδομένων

5.2.1 Cross Correlation

Το Cross Correlation είναι μια τεχνική η οποία μπορεί να συγκρίνει 2 ακολουθίες στον χρόνο και να βρει πόσο ταυτίζονται τα δεδομένα τους μεταξύ τους και πιο συγκεκριμένα πού βρίσκεται η μεγαλύτερη ταύτιση. Επίσης μπορεί να αποκαλύψει και τυχόν περιοδικότητες στα δεδομένα.

Ας υποθέσουμε ότι έχουμε δύο ακολουθίες όπως αυτές του **Σχήμα 5. 34**.

lag 0

ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZ
abcdefghijklmnopqrstuvwxyz

Σχήμα 5. 34 Παράδειγμα Cross Correlation

Ο συντελεστής συσχέτισης υπολογίζεται για να βρεθεί πόσο καλά η μία ακολουθία ακολουθεί τις τιμές της άλλης. Τότε οι ακολουθίες μετακινούνται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται.

lag 1

ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZ
bcdefghijklmnopqrstuvwxyz

lag 2

ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZ
cdefghijklmnopqrstuvwxyz

lag -1

ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZ
abcdefghijklmnopqrstuvwxyz

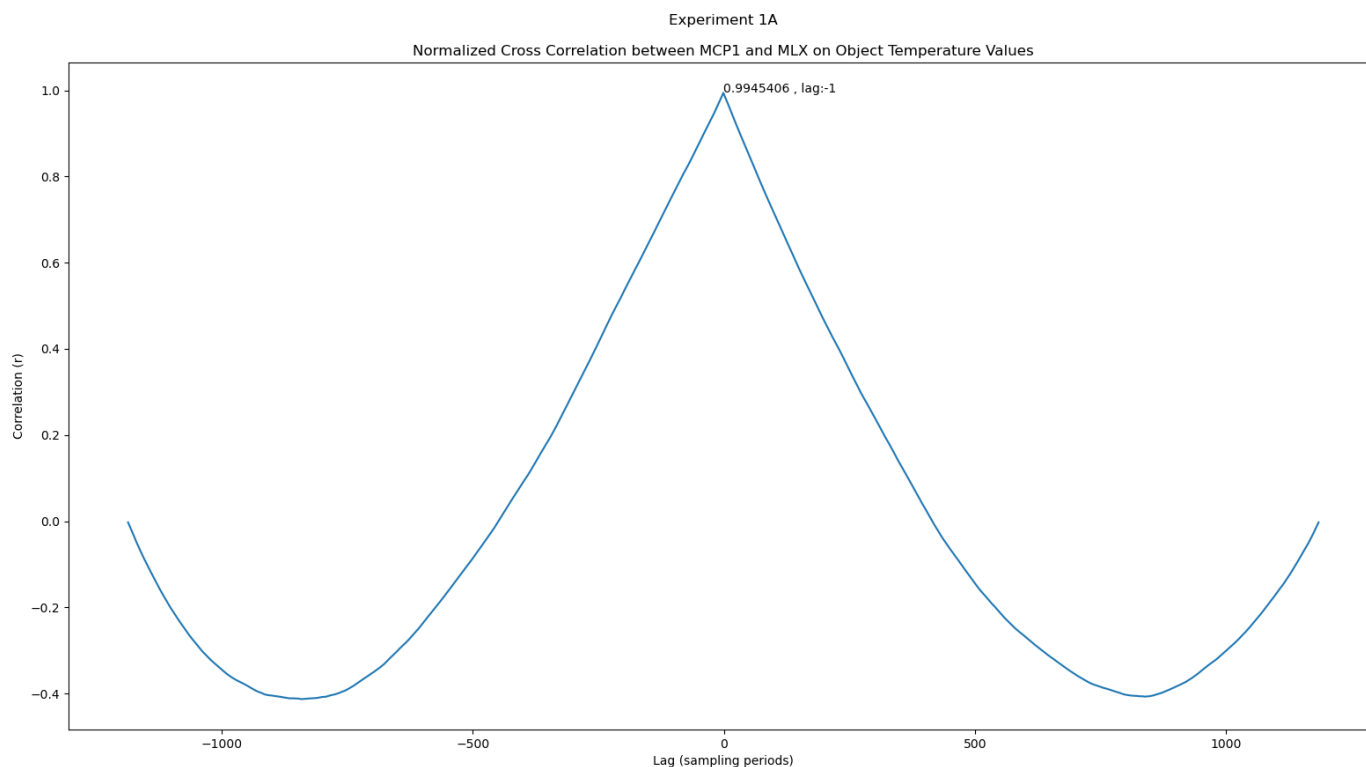
lag -2

ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZ
abcdefghijklmnopqrstuvwxyz

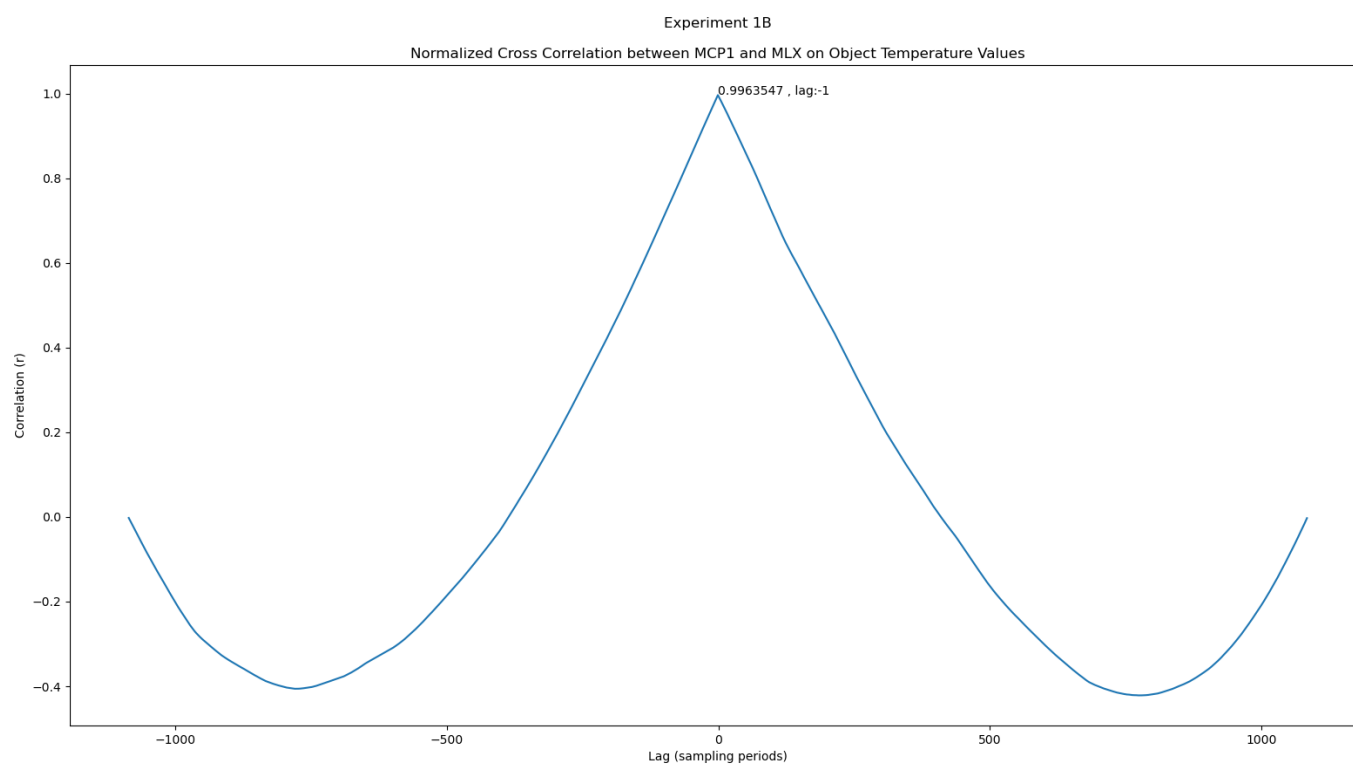
Σχήμα 5. 35 Παράδειγμα Cross Correlation

Το Lag αναφέρεται στο πόσο μακριά βρίσκεται η μία ακολουθία από την άλλη στον χρόνο, ενώ το πρόσημο του δείχνει ποια ακολουθία είναι μπροστά. Όσο αυξάνεται το Lag τόσο μειώνονται οι πιθανές ταυτίσεις γιατί οι ακολουθίες δεν επικαλύπτονται πια. Η τιμή του Lag με τον υψηλότερο συντελεστή συσχέτισης αντιπροσωπεύει το καλύτερο “ταίριασμα” μεταξύ των ακολουθιών. Ο ρυθμός δειγματοληψίας των μετρήσεων επί το lag δίνει τον χρόνο που χρειάζονται τα σήματα για να ταυτιστούν. *Πχ. Για δεδομένα με ρυθμό δειγματοληψίας 1 ώρας και lag 12, η διαφορά μεταξύ των 2 ακολουθιών είναι 12 ώρες.* [22]

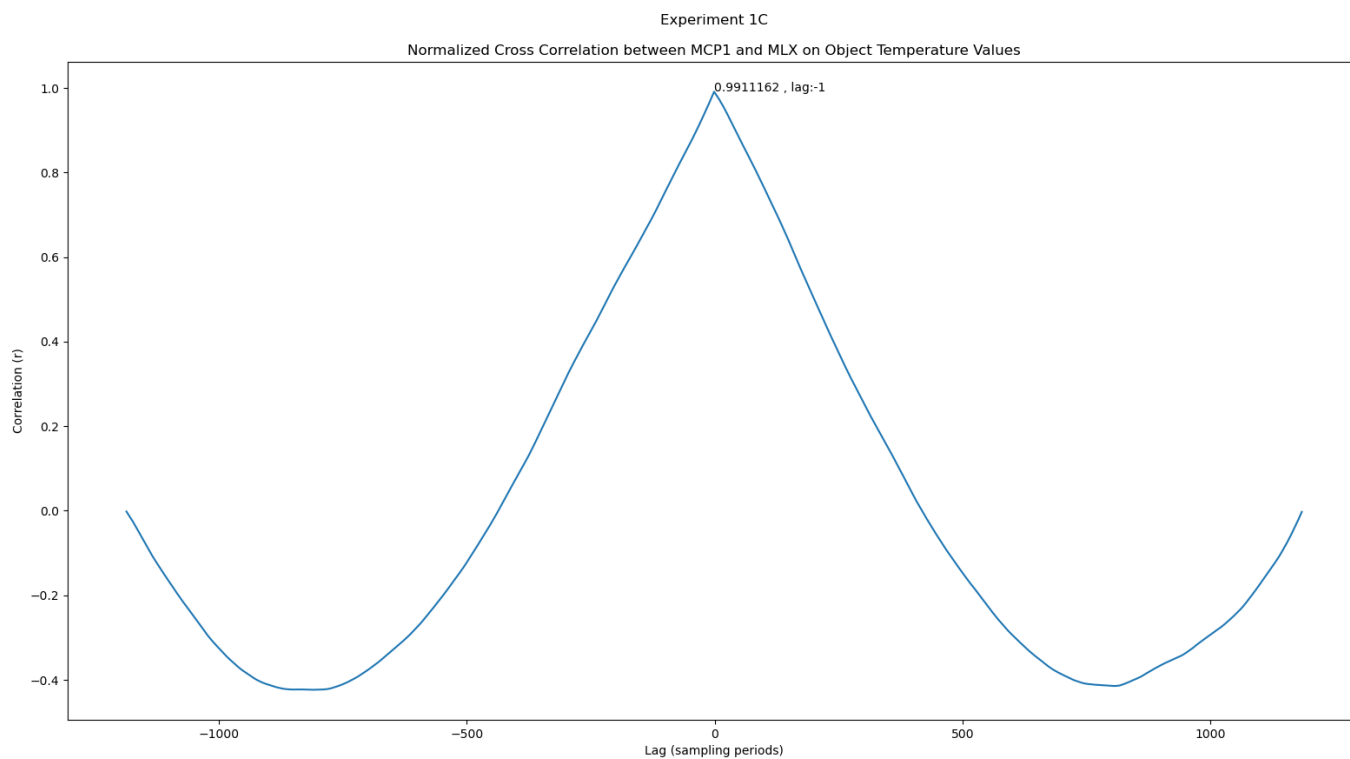
Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται το Cross Correlation μεταξύ των σημάτων MCP1 και MLXObj για την μέτρηση της θερμοκρασίας του μετρούμενου σώματος και μεταξύ των σημάτων MCP2 και MLXAmb για την μέτρηση της θερμοκρασίας του περιβάλλοντος, για κάθε πείραμα ξεχωριστά, αφού πρώτα αυτά τα σήματα κανονικοποιήθηκαν. Οι μετρήσεις τις εργασίας έγιναν με ρυθμό δειγματοληψίας 1 δευτερολέπτου, επομένως η τιμή του lag που φαίνεται μεταφράζεται σε δευτερόλεπτα καθυστέρησης του ενός σήματος από το άλλο.



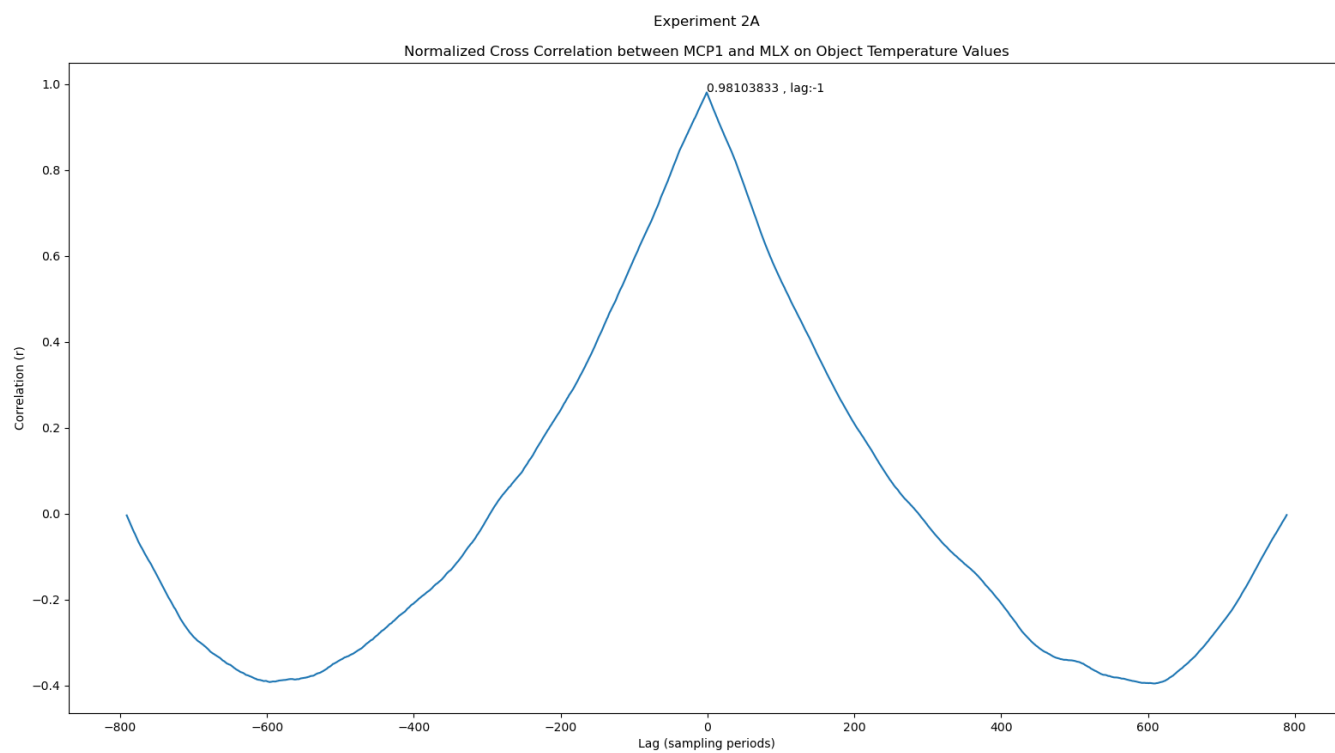
Σχήμα 5. 36 Πείραμα 1A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



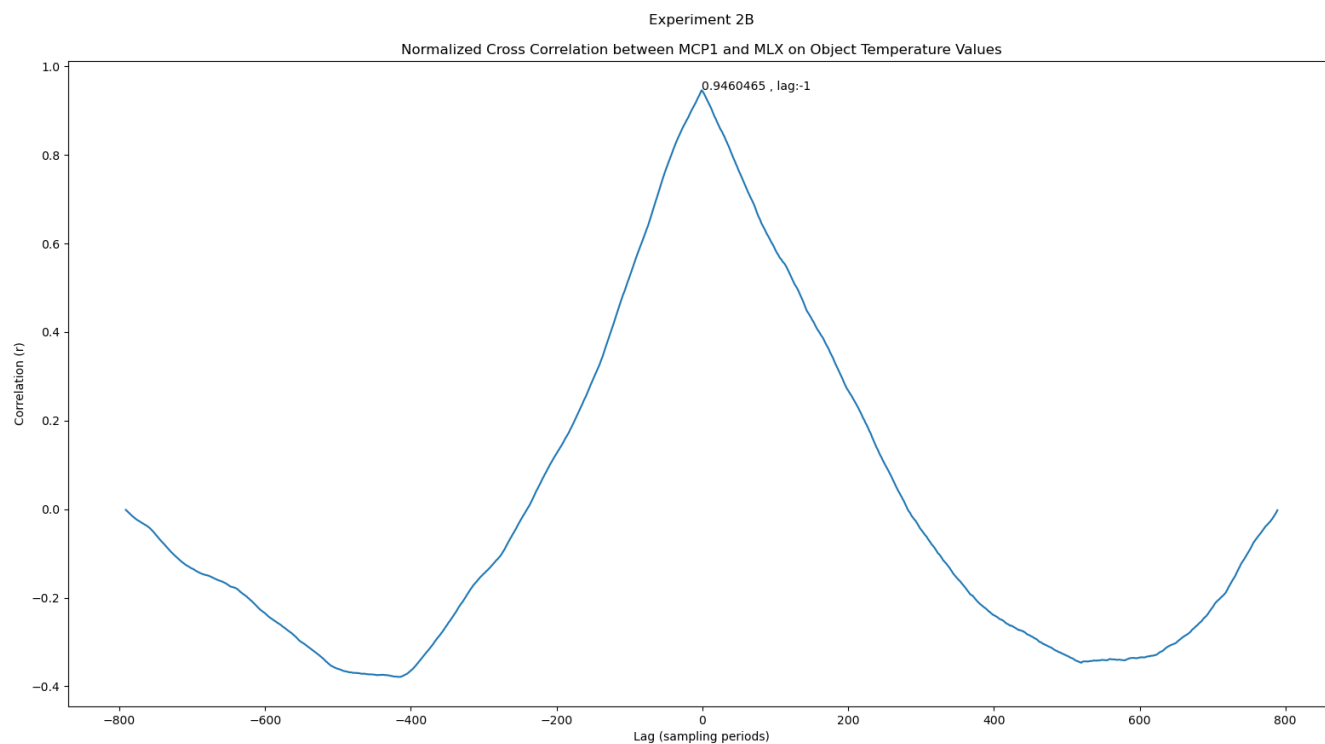
Σχήμα 5. 37 Πείραμα 1B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



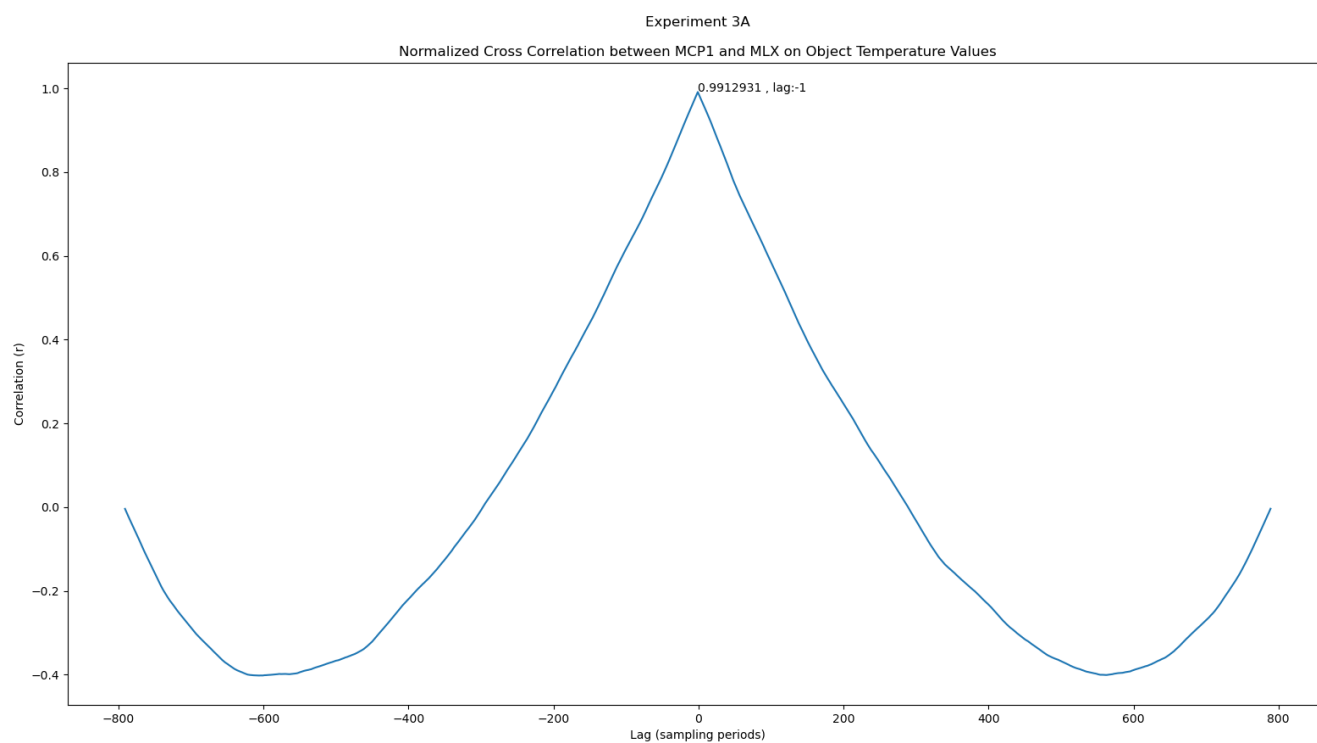
Σχήμα 5. 38 Πείραμα 1C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



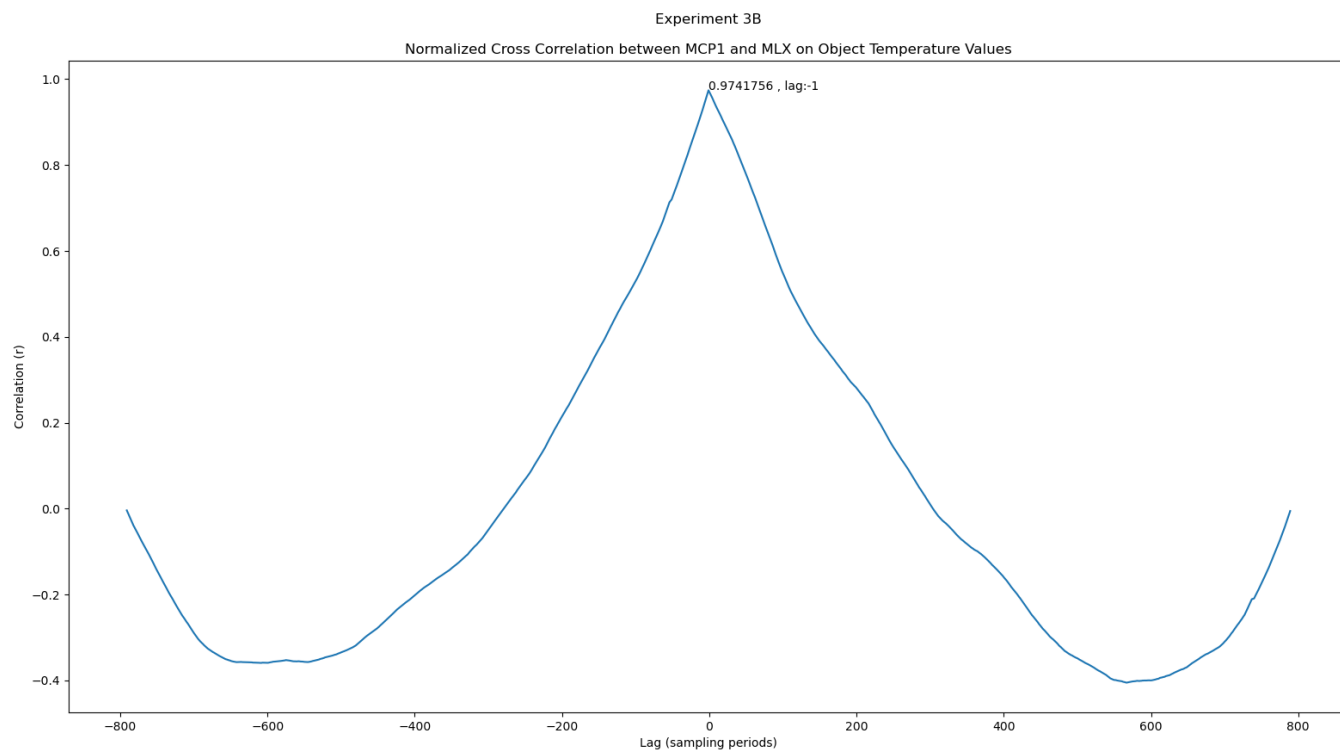
Σχήμα 5. 39 Πείραμα 2A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



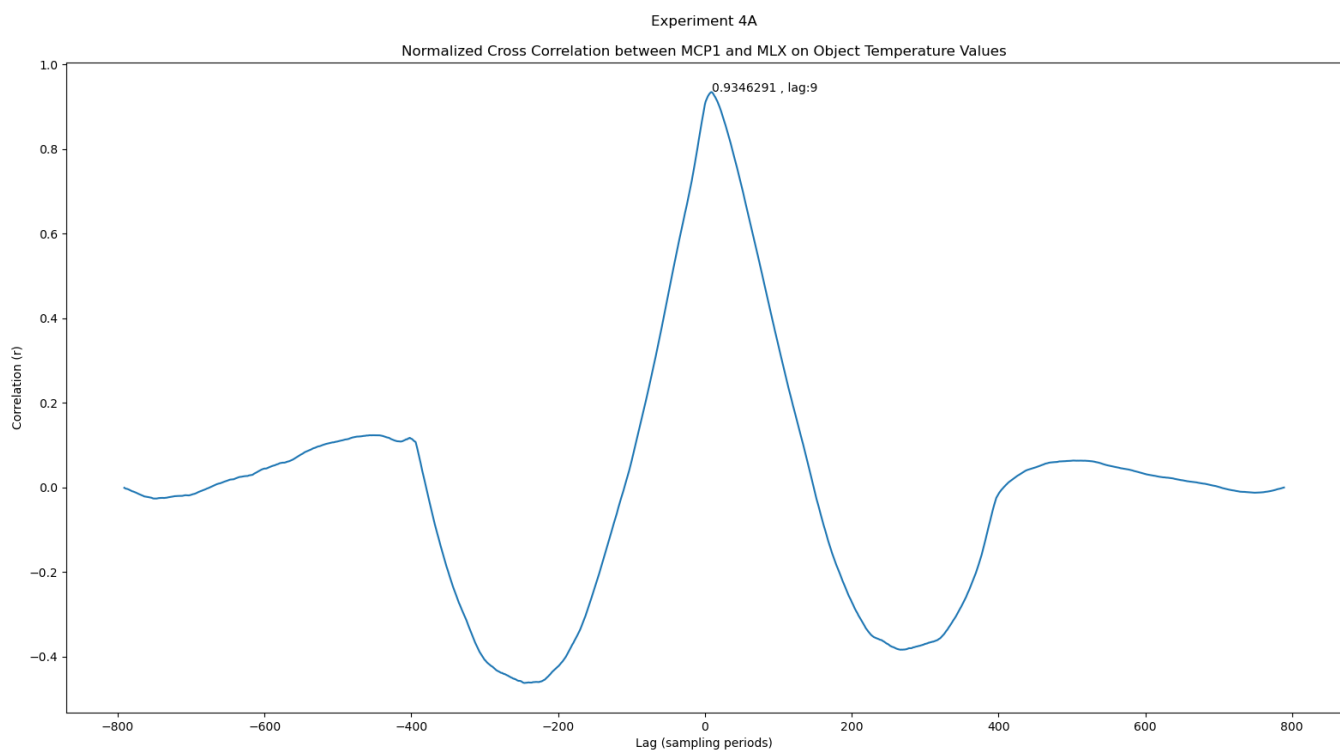
Σχήμα 5. 40 Πείραμα 2B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



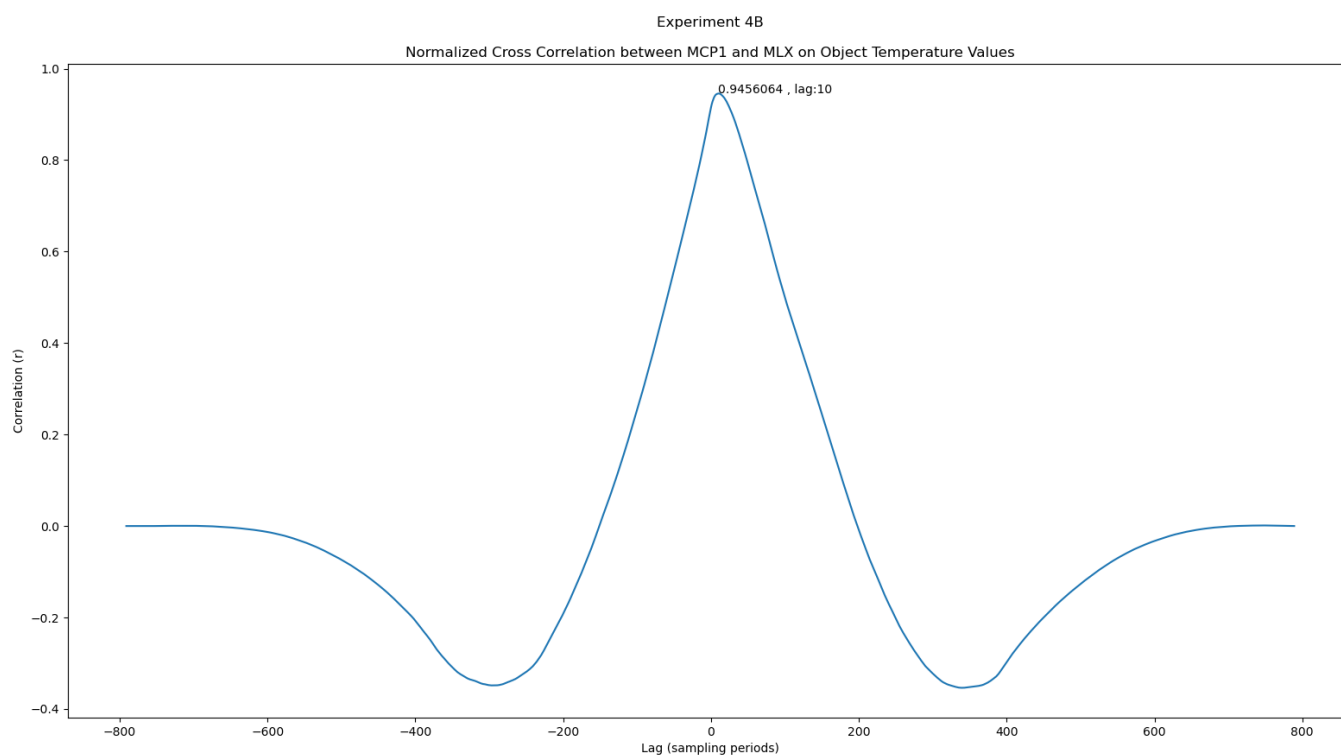
Σχήμα 5. 41 Πείραμα 3A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



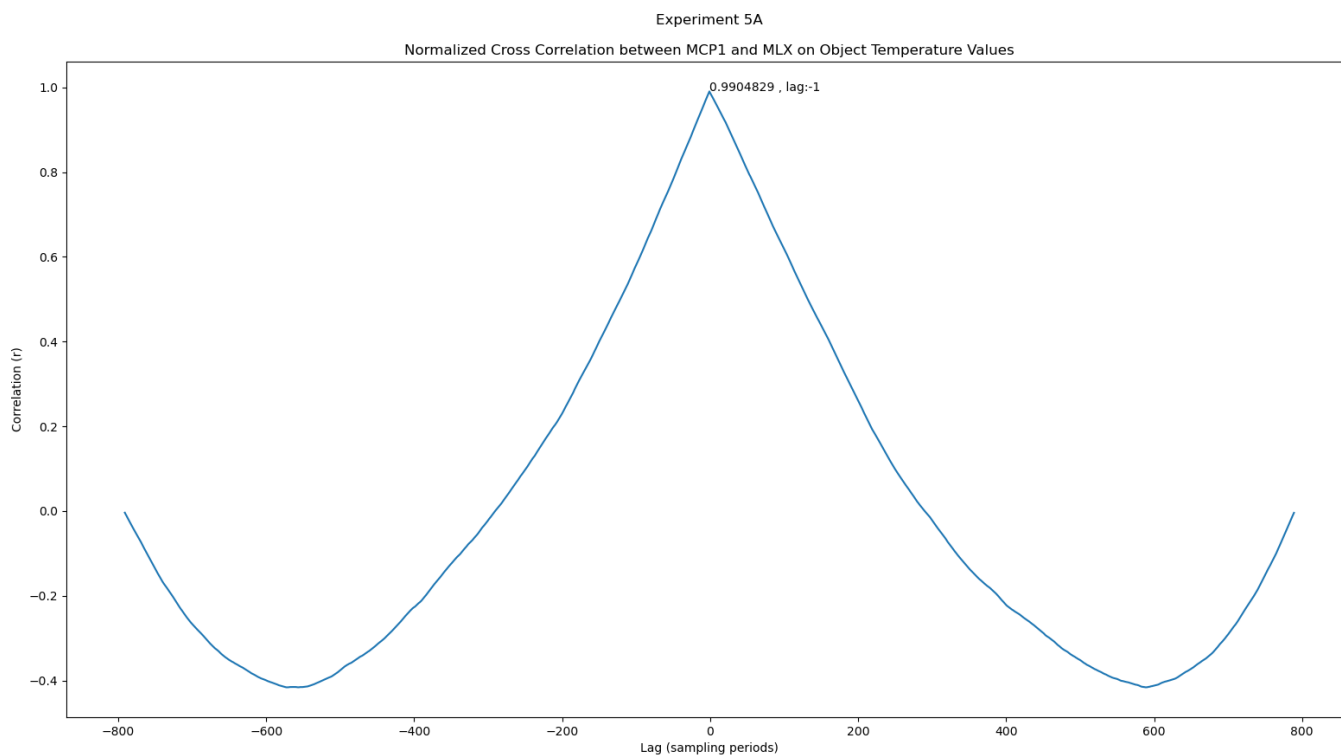
Σχήμα 5. 42 Πείραμα 3B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



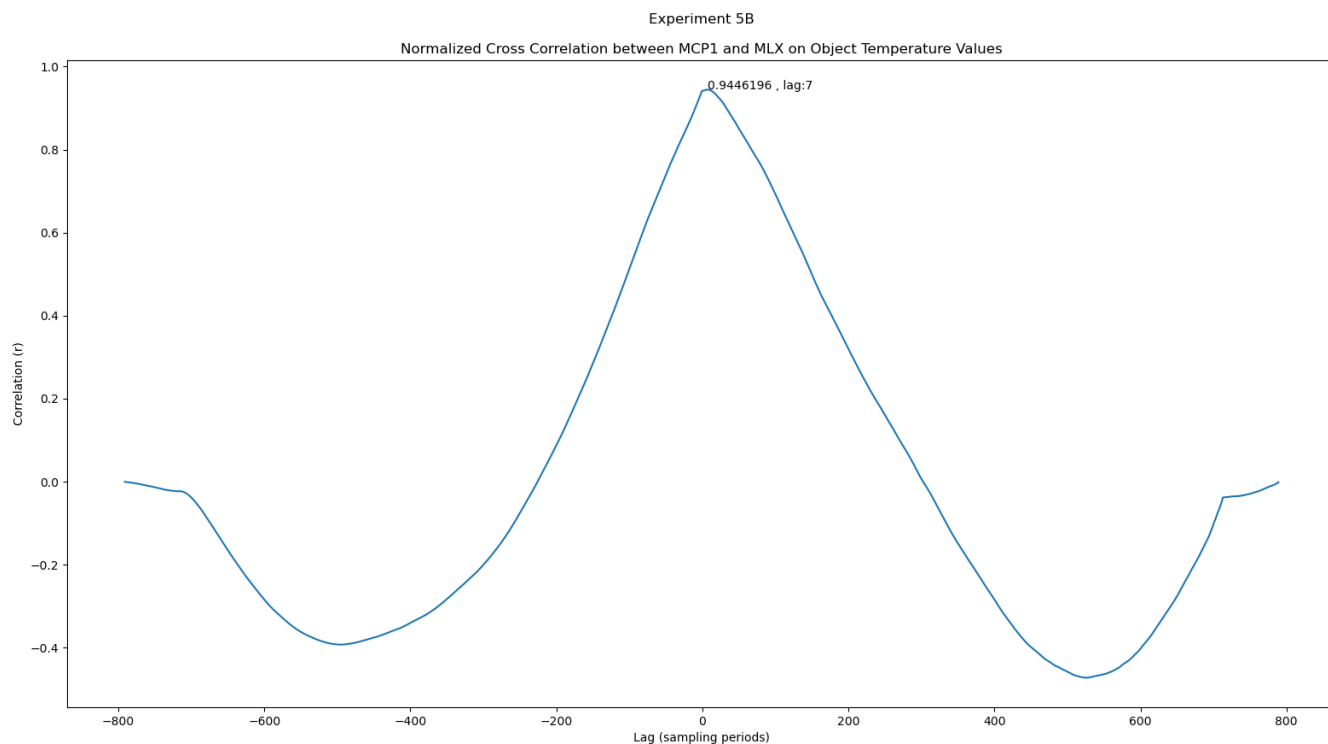
Σχήμα 5. 43 Πείραμα 4A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



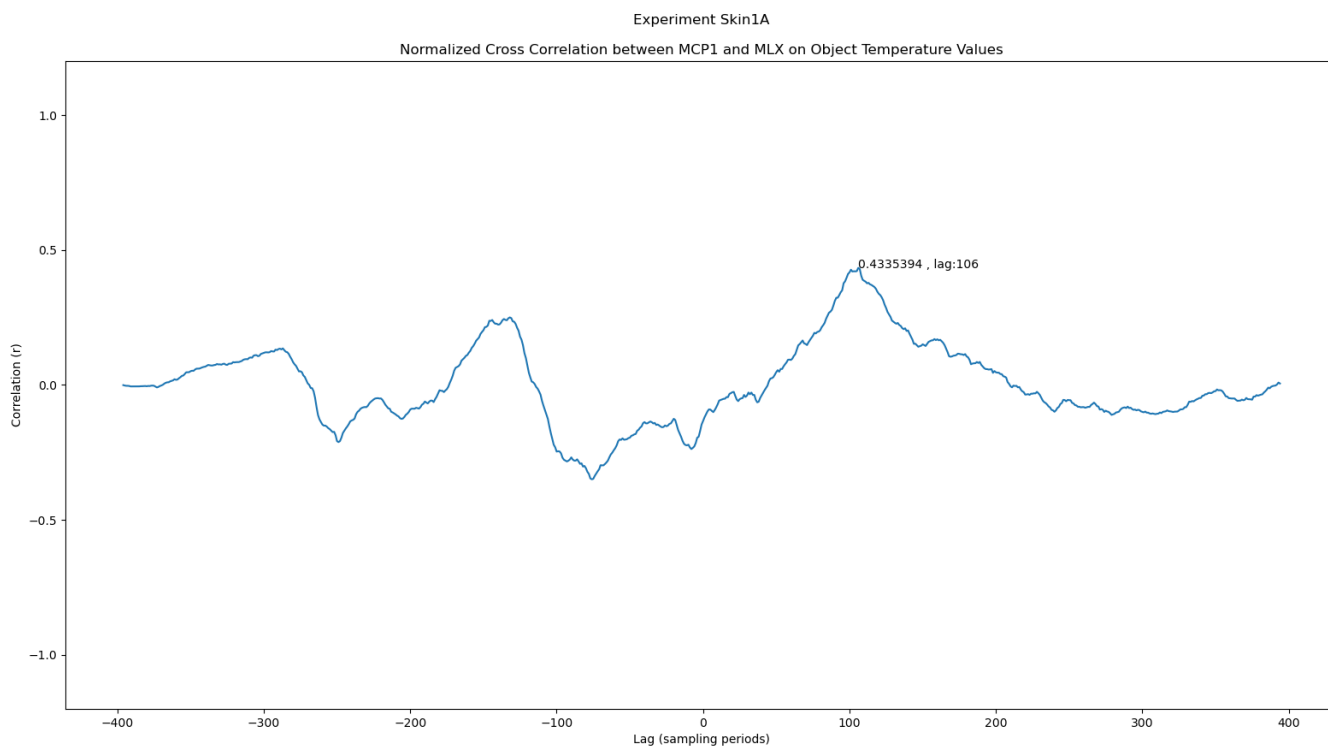
Σχήμα 5. 44 Πείραμα 4B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



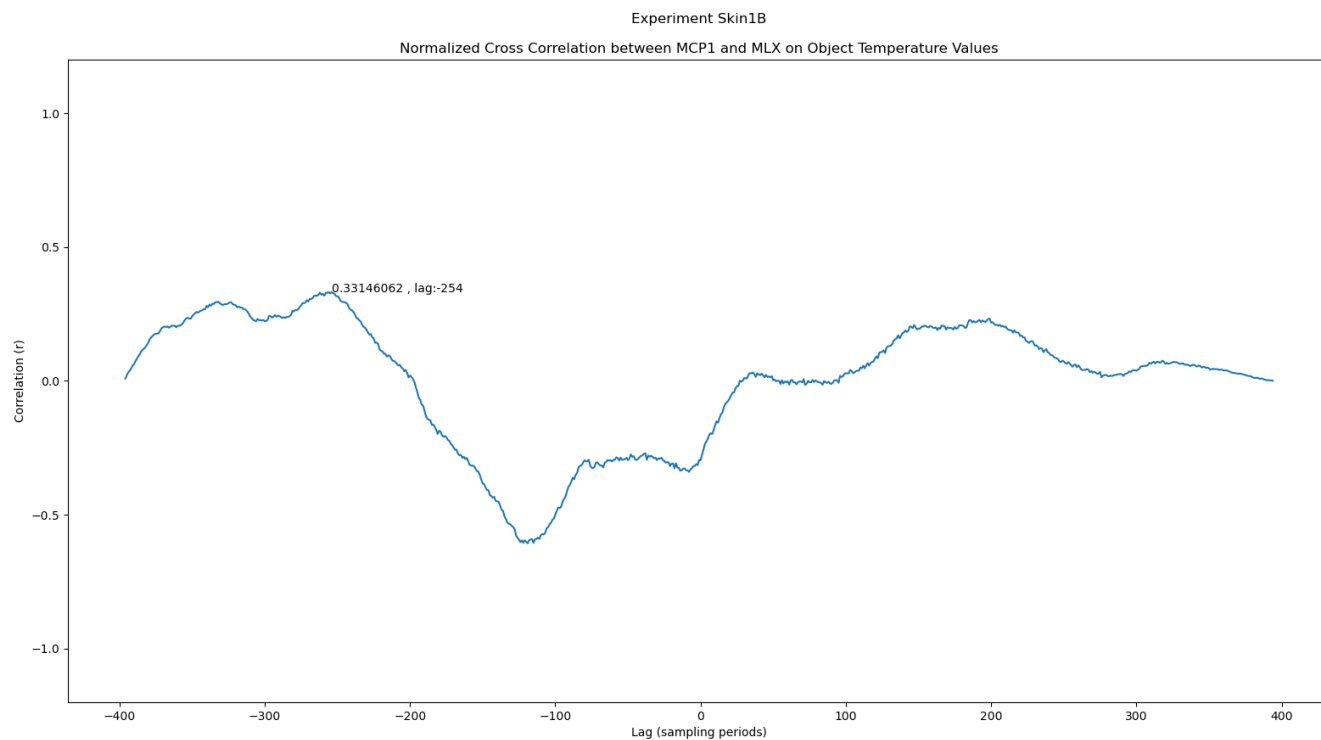
Σχήμα 5. 45 Πείραμα 5A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



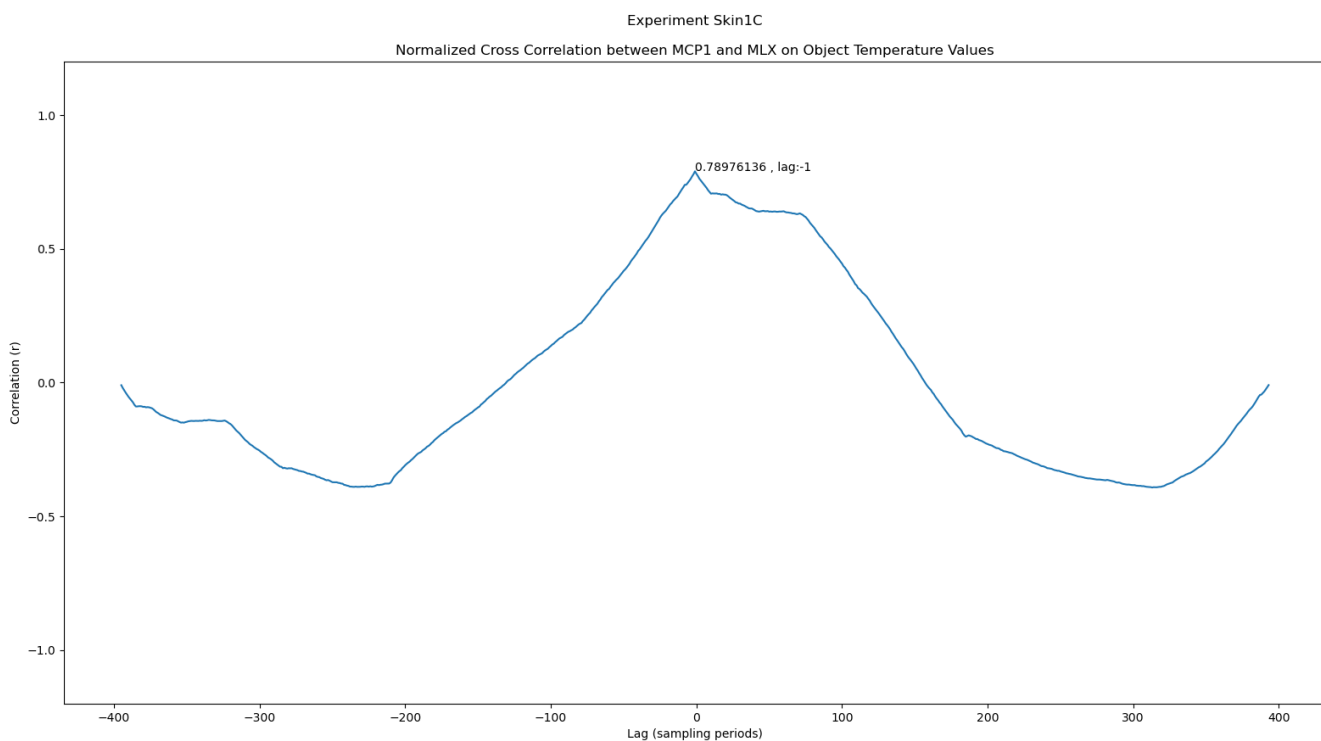
Σχήμα 5. 46 Πείραμα 5B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



Σχήμα 5. 47 Πείραμα Skin1A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



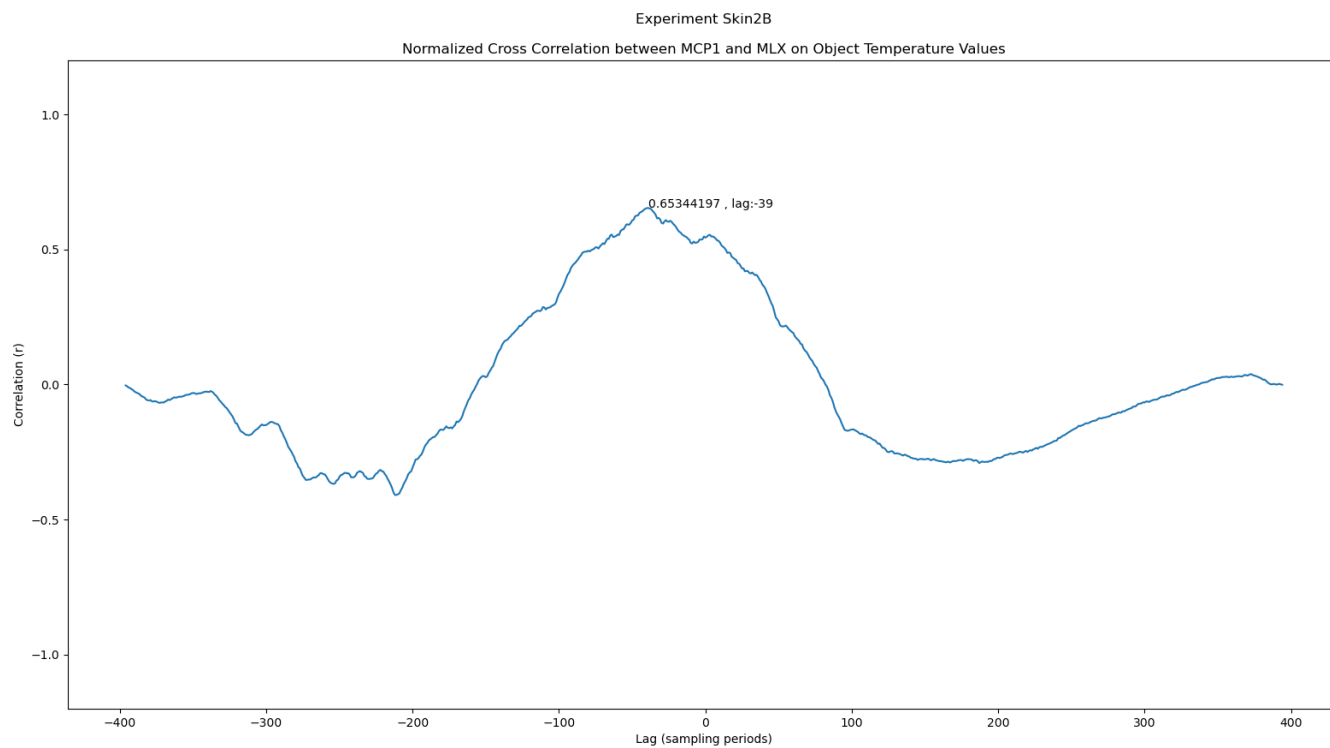
Σχήμα 5. 48 Πείραμα Skin1B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



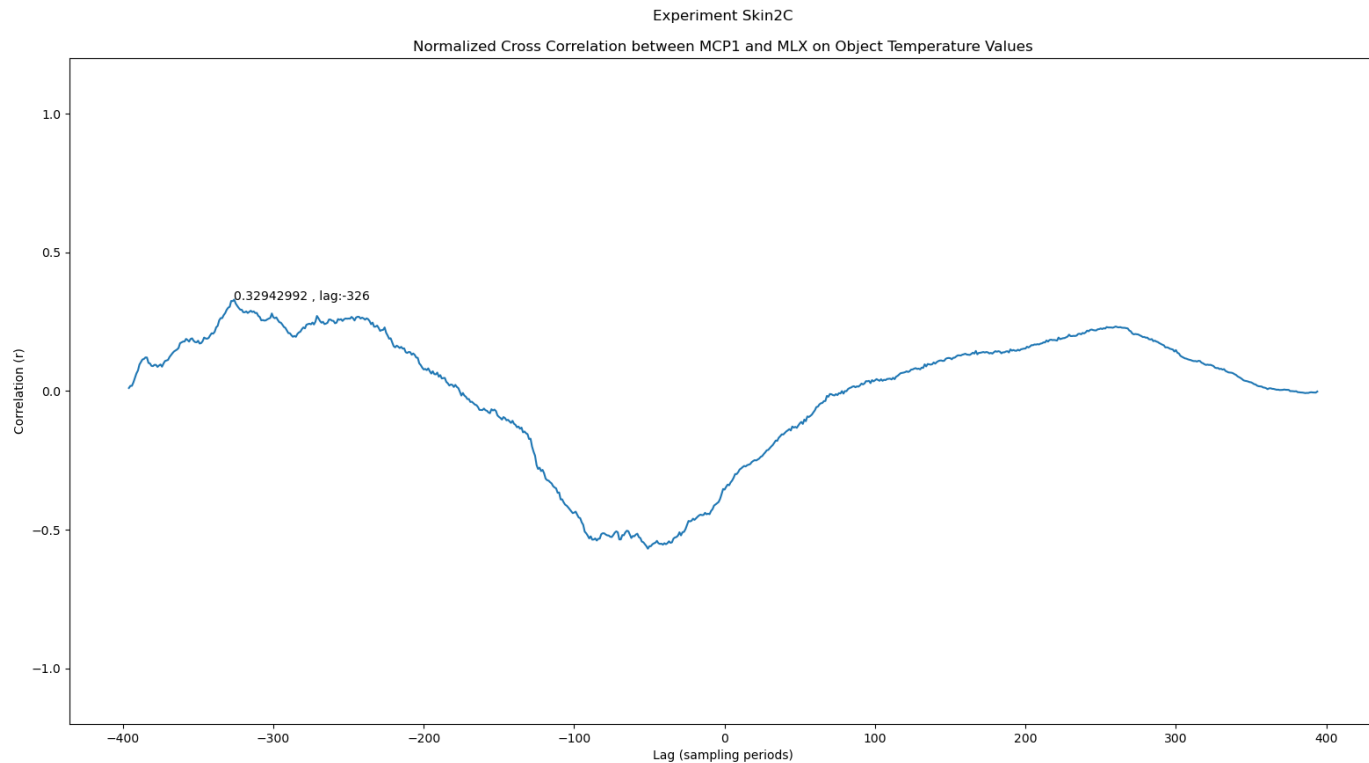
Σχήμα 5. 49 Πείραμα Skin1C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



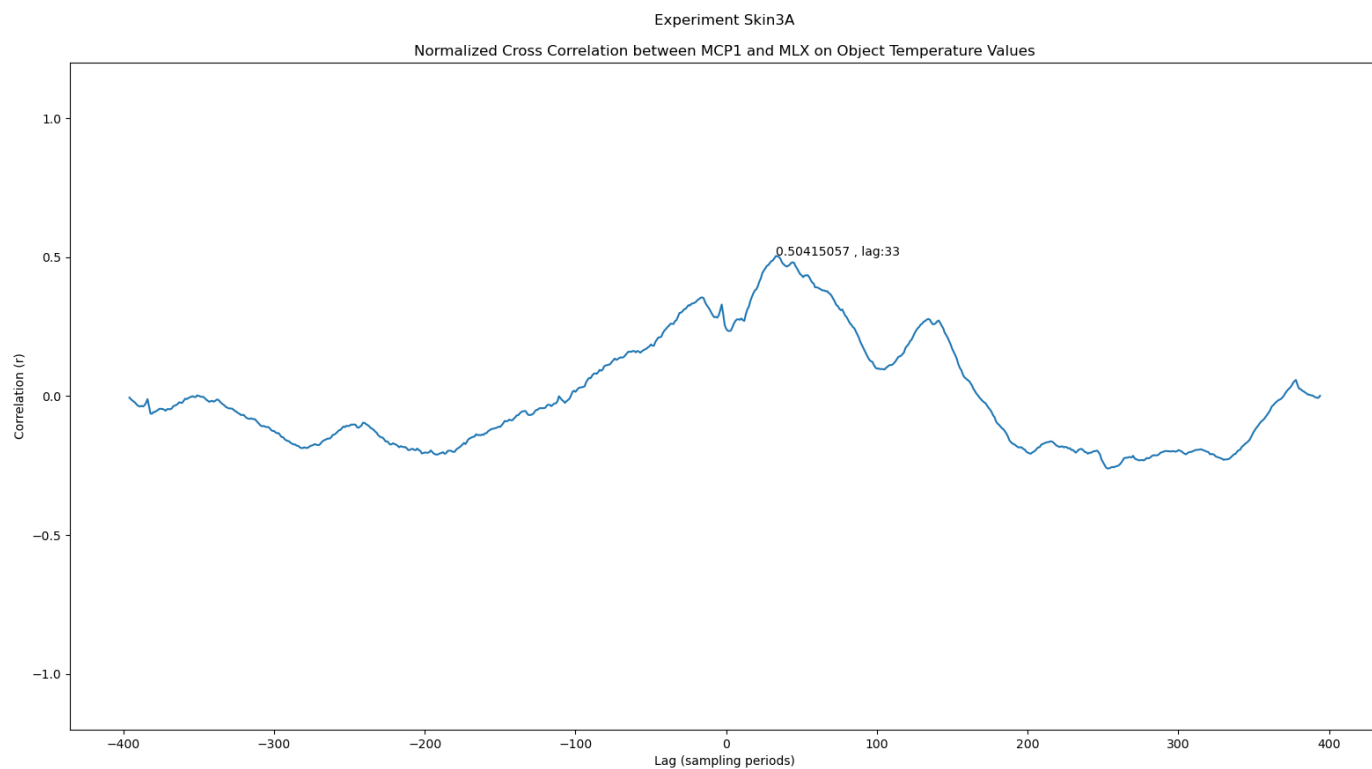
Σχήμα 5. 50 Πείραμα Skin2A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



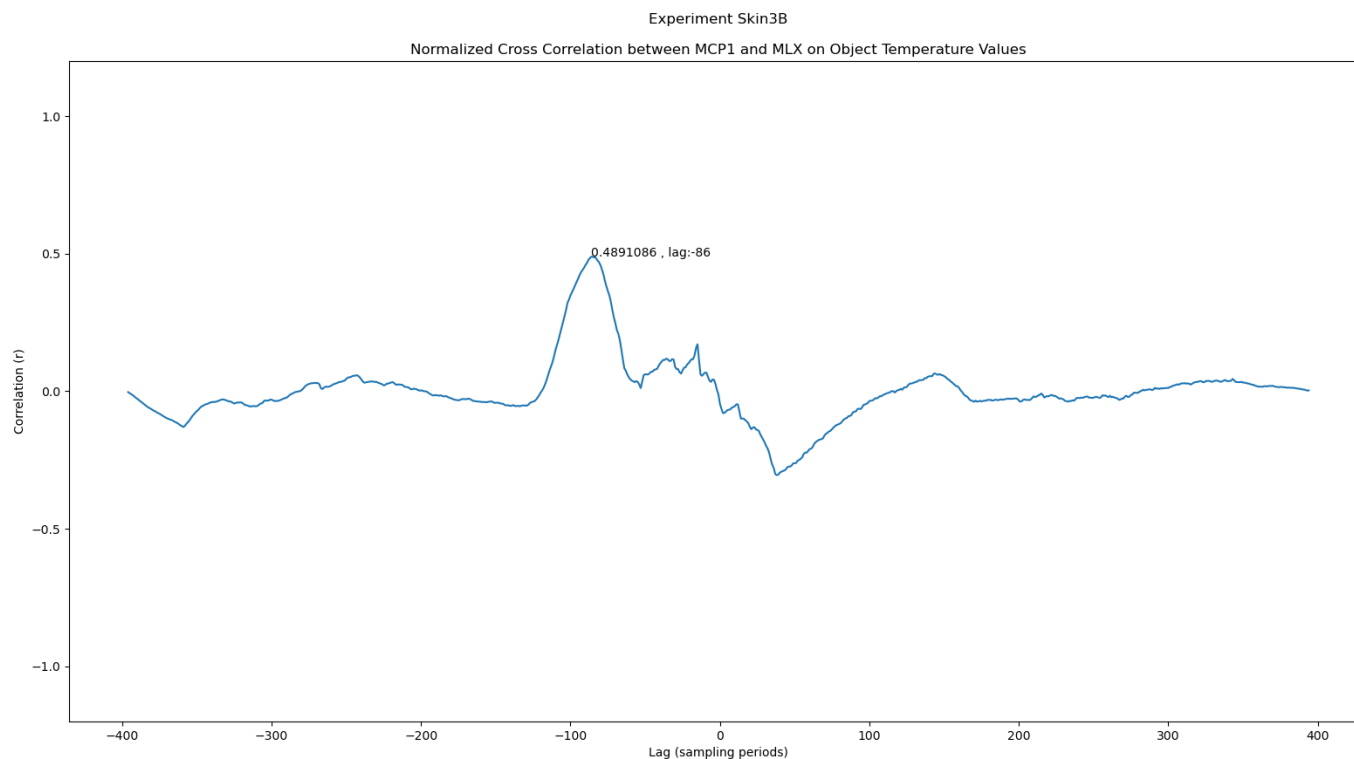
Σχήμα 5. 51 Πείραμα Skin2B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



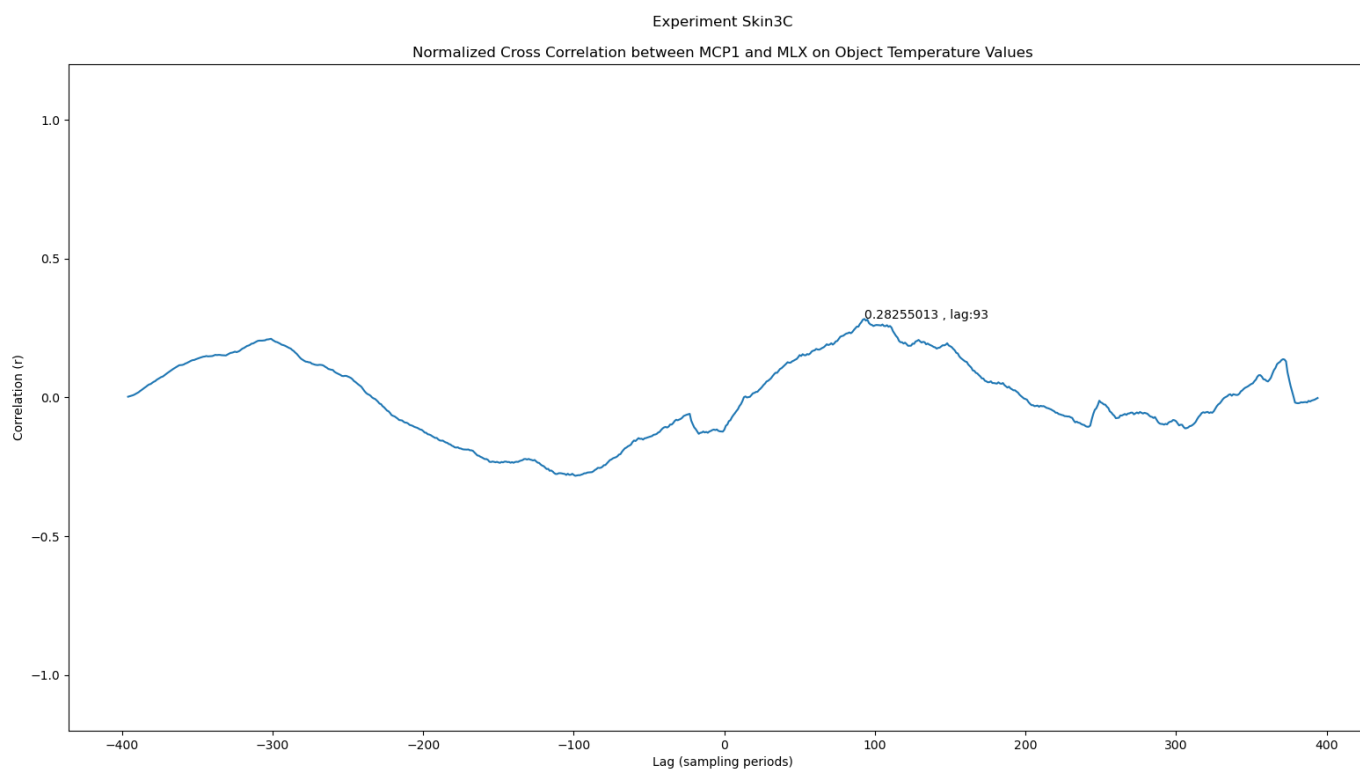
Σχήμα 5. 52 Πείραμα Skin2C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



Σχήμα 5. 53 Πείραμα Skin3A - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



Σχήμα 5. 54 Πείραμα Skin3B - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object



Σχήμα 5. 55 Πείραμα Skin3C - Normalized Cross Correlation σημάτων MCP1 και MLX on Object

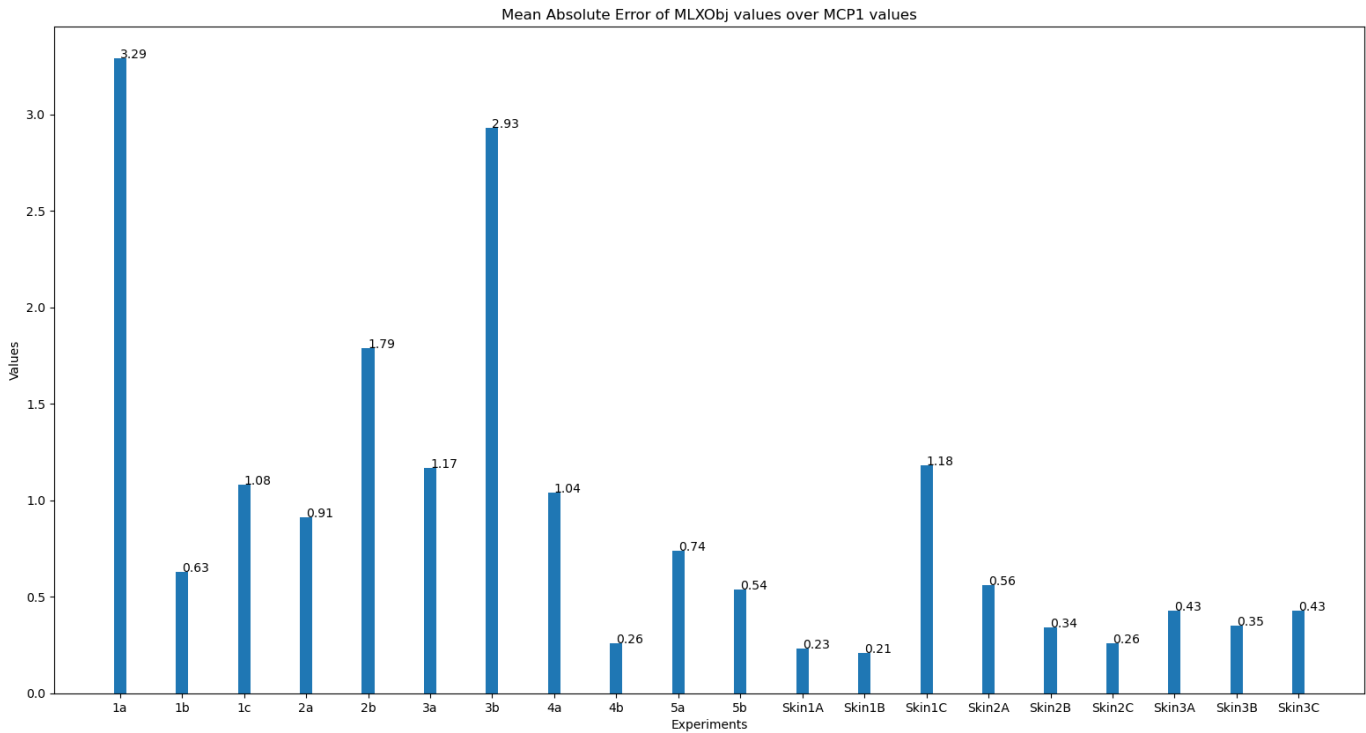
5.2.2 Mean Absolute Error

Μέσο Απόλυτο Σφάλμα (Mean Absolute Error - MAE) είναι μια μέτρηση των σφαλμάτων μεταξύ παρατηρήσεων που εκφράζουν το ίδιο φαινόμενο, θεωρώντας ότι η μία σειρά παρατηρήσεων εκφράζει τις εκτιμώμενες τιμές και η άλλη τις πραγματικές τιμές. Το MAE υπολογίζεται ως εξής:

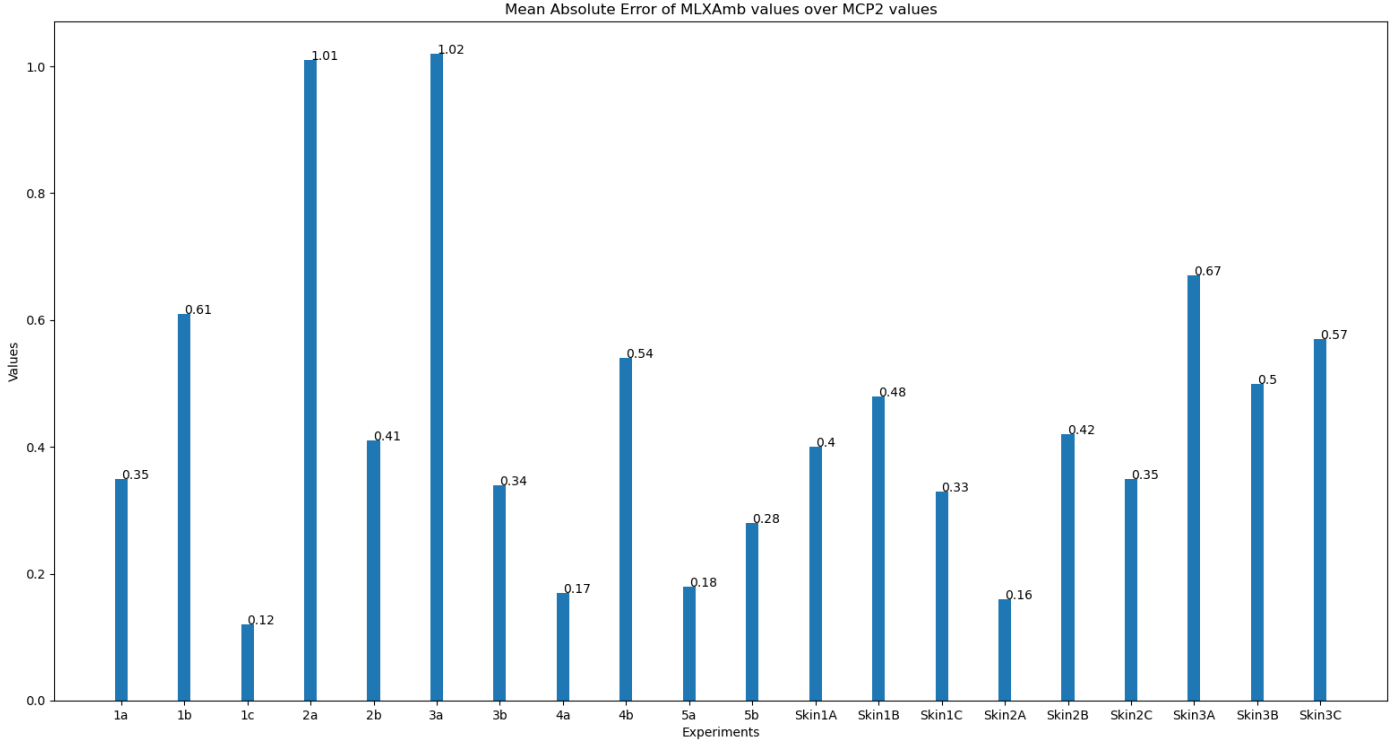
$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^n |y_i - x_i|}{n}$$

όπου y_i είναι η εκτιμώμενη τιμή και x_i είναι η πραγματική τιμή και n το σύνολο των παρατηρήσεων. [23]

Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται το Μέσο Απόλυτο Σφάλμα των σημάτων MLXObj ως προς το MCP1 και των σημάτων MLXAmb ως προς MCP2 για όλα τα πειράματα.



Σχήμα 5. 56 Mean Absolute Error MLXObj ως προς MCP1



Σχήμα 5. 57 Mean Absolute Error MLXAmb ως προς MCP2

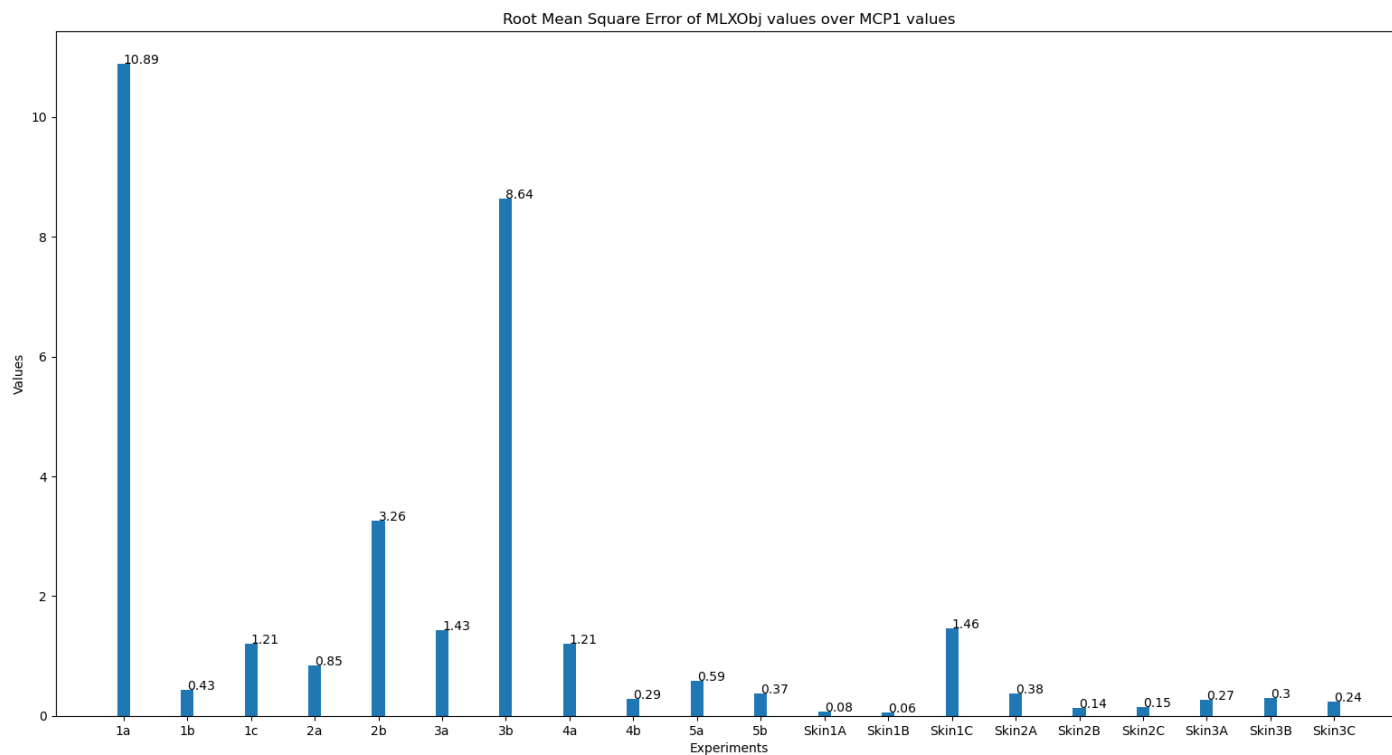
5.2.3 Root Mean Square Error

Η ρίζα μέσου τετραγωνικού σφάλματος (Root Mean Square Error – RMSE) χρησιμοποιείται για την μέτρηση των διαφορών μεταξύ τιμών που εκτιμώνται από κάποιο μοντέλο και πραγματικών τιμών. Η RMSE υπολογίζεται ως εξής:

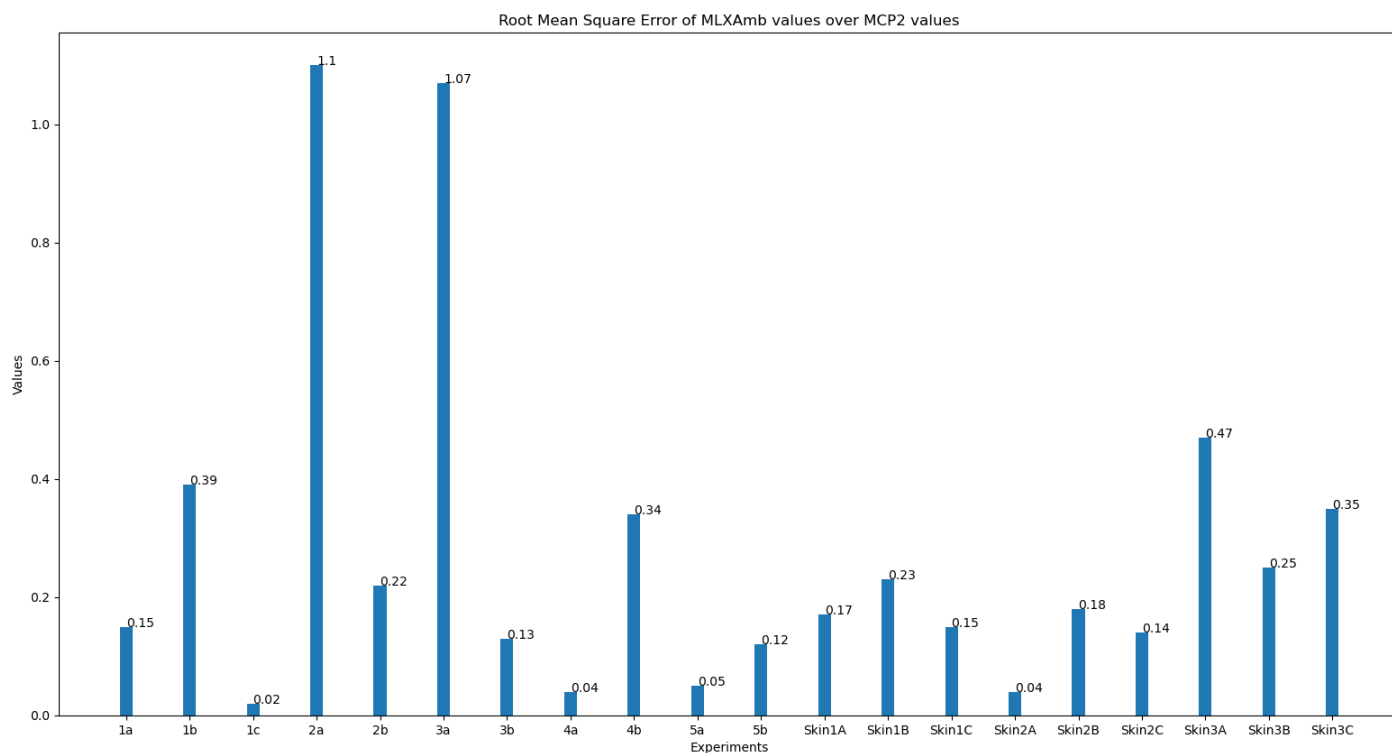
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2}{n}}$$

όπου y_i είναι η εκτιμώμενη τιμή και x_i είναι η πραγματική τιμή και n το σύνολο των παρατηρήσεων. [24]

Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται η ρίζα μέσου τετραγωνικού σφάλματος (RMSE) των σημάτων MLXObj ως προς το MCP1 και των σημάτων MLXAmb ως προς MCP2 για όλα τα πειράματα.



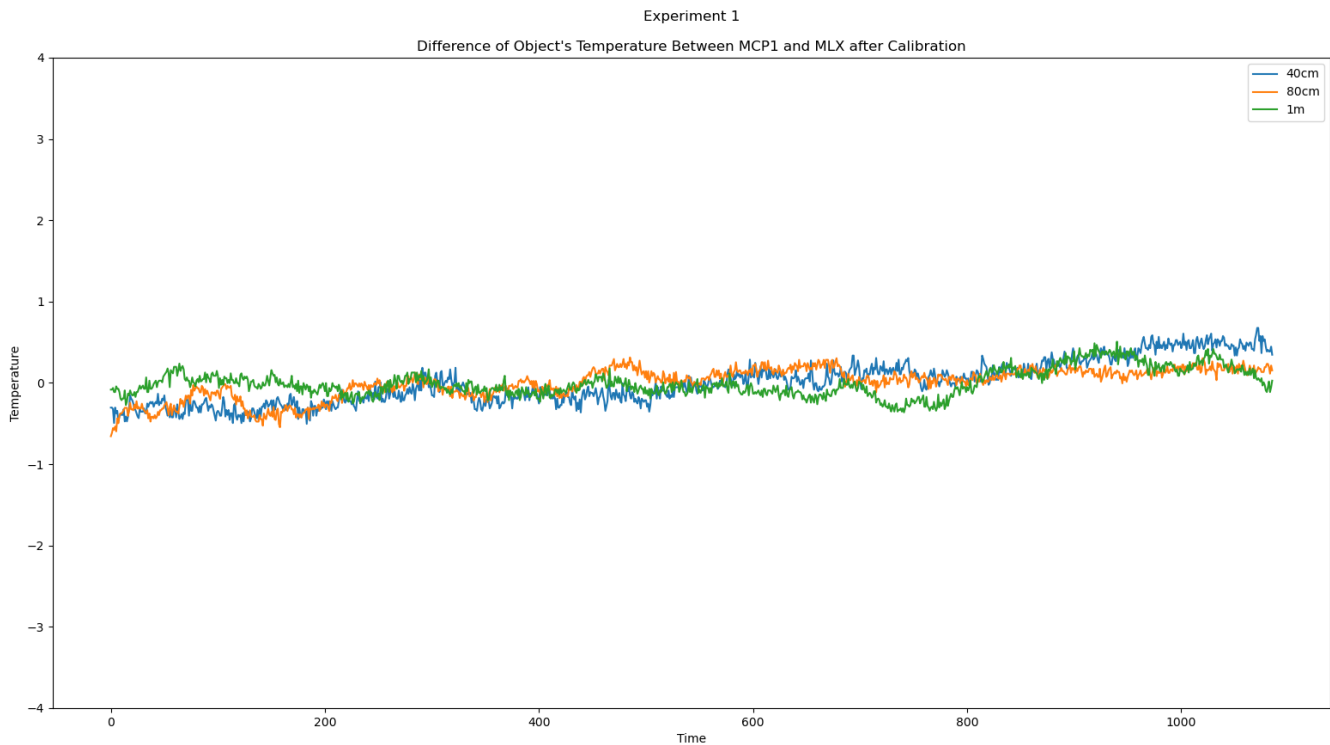
Σχήμα 5. 58 Root Mean Square Error MLXObj ως προς MCP1



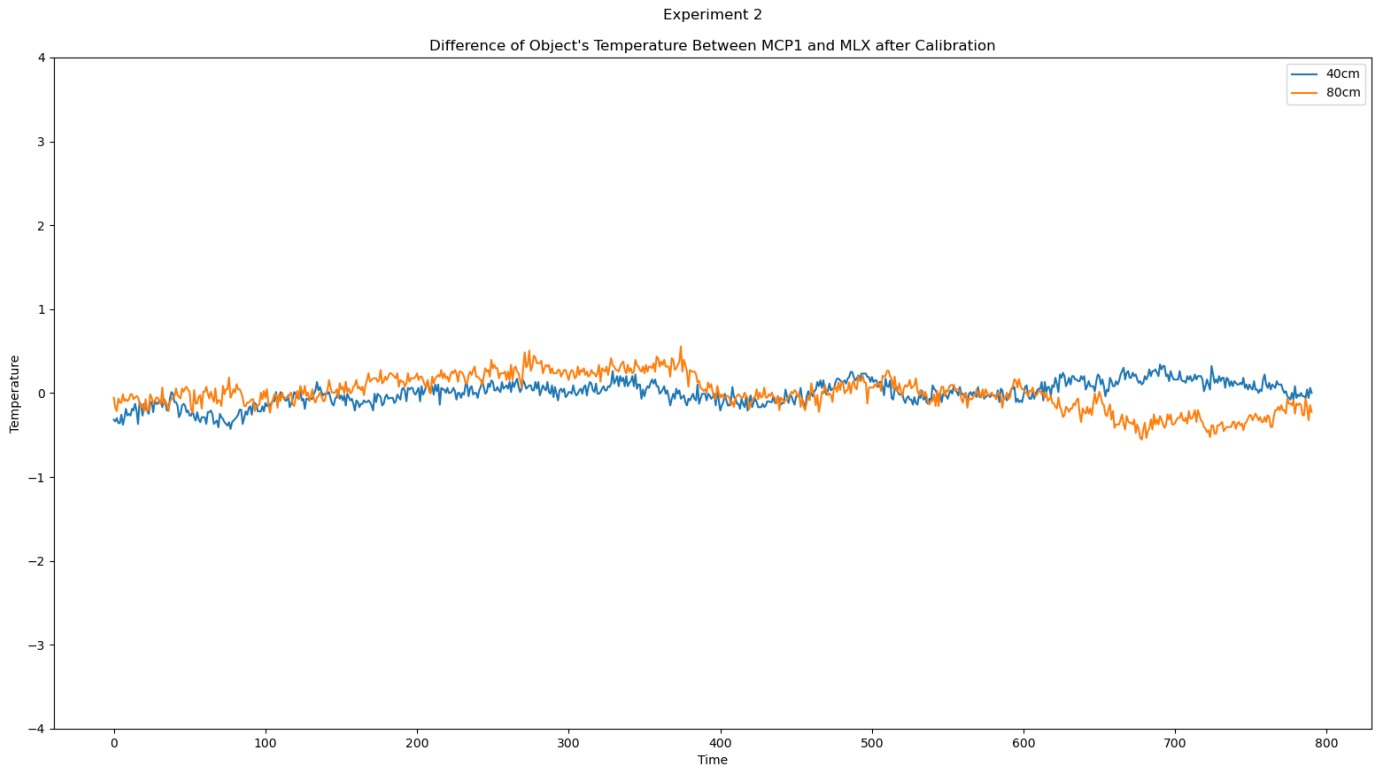
Σχήμα 5. 59 Root Mean Square Error MLXAmb ως προς MCP2

5.3 Βαθμονόμηση

Για την βελτίωση των μετρήσεων της θερμοκρασίας από απόσταση θα πρέπει η διαφορά μεταξύ MCP1 και MLXObj που φαίνεται στα Σχήματα **Σχήμα 5. 21** με **Σχήμα 5. 31** να βρίσκεται γύρω από το μηδέν. Επειδή σε αρκετά από τα πειράματα κάτι τέτοιο δεν φαίνεται να συμβαίνει, έγινε μία προσπάθεια βαθμονόμησης (Calibration) της μέτρησης του IR θερμομέτρου MLX90614 προσθέτοντας ή αφαιρώντας, ανάλογα την περίπτωση, το Mean Absolute Error (MAE) από τις μετρήσεις MLXObj. Έπειτα υπολογίστηκε η νέα διαφορά των 2 σημάτων, που όπως φαίνεται και στα παρακάτω σχήματα έγινε ακόμα μικρότερη.



Σχήμα 5. 60 Πείραμα 1 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



Σχήμα 5. 61 Πείραμα 2 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



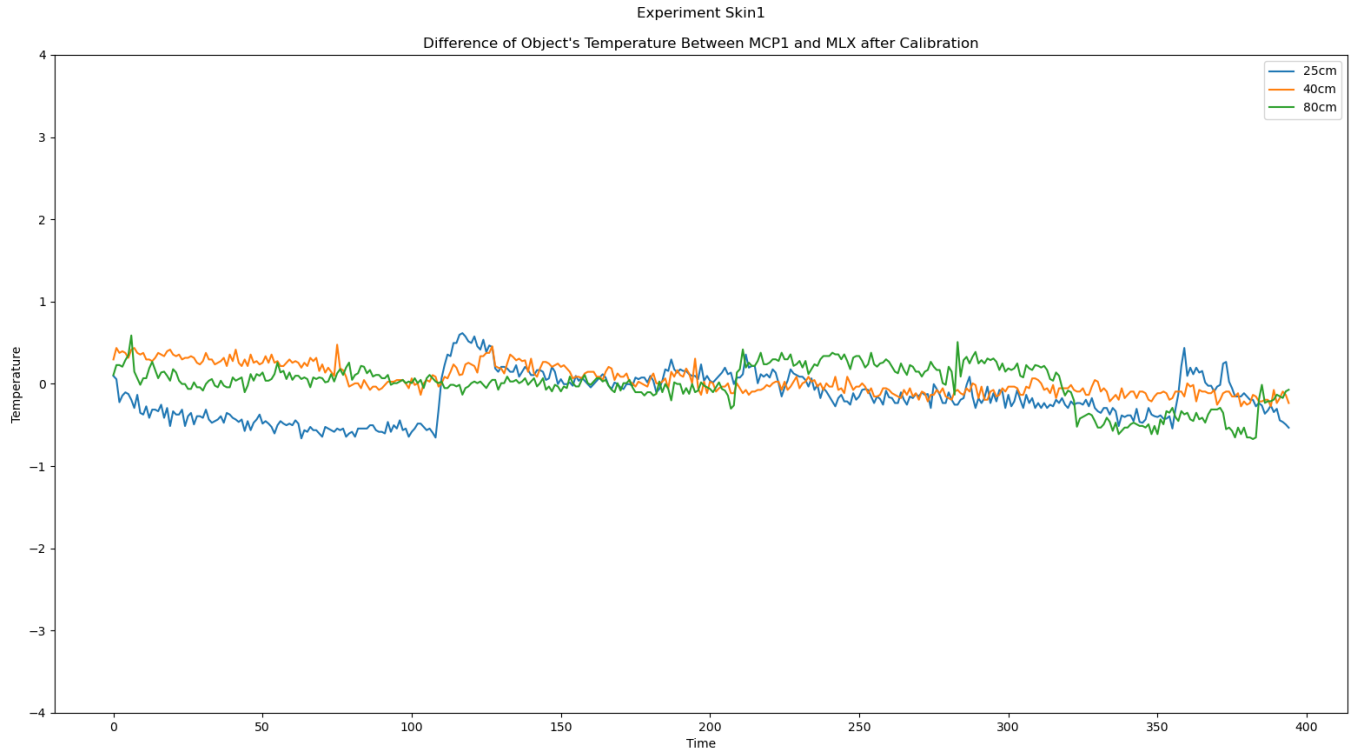
Σχήμα 5. 62 Πείραμα 3 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



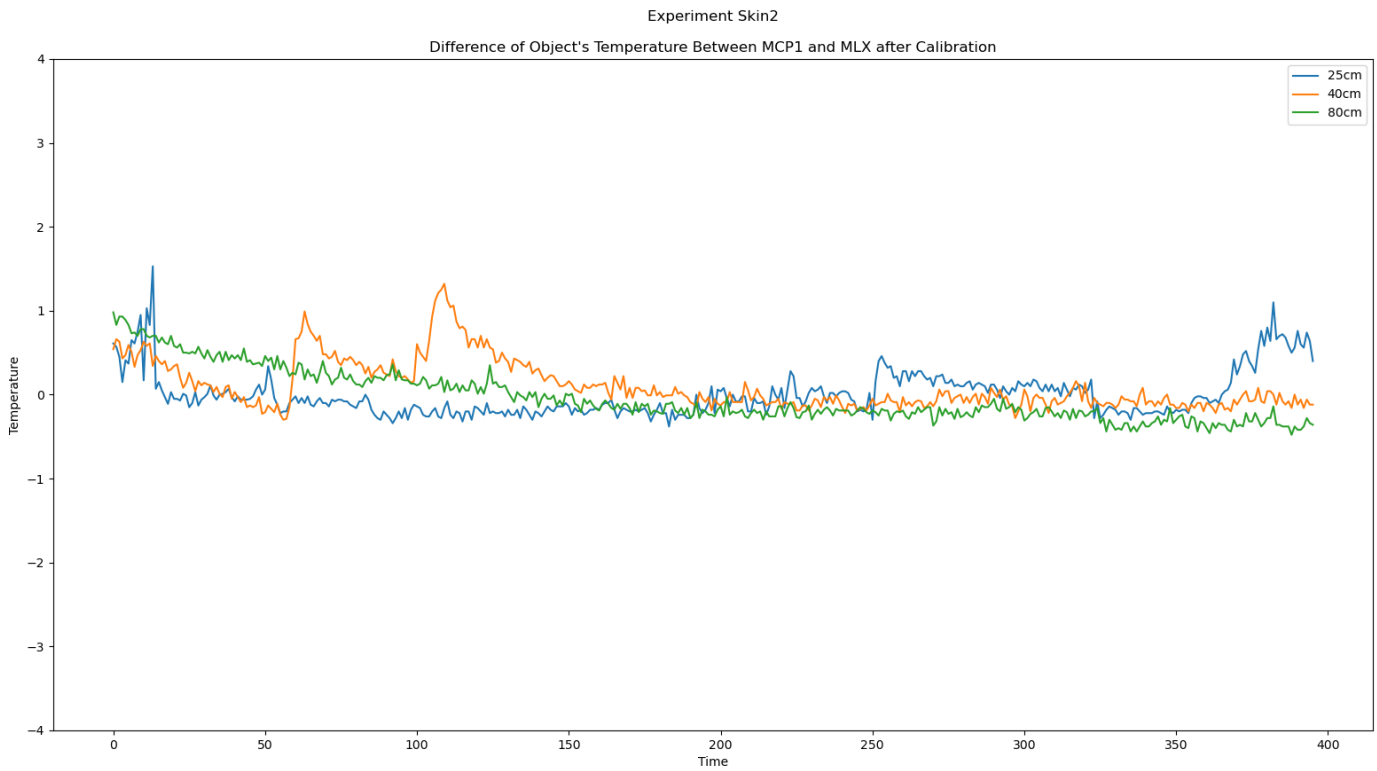
Σχήμα 5. 63 Πείραμα 4 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



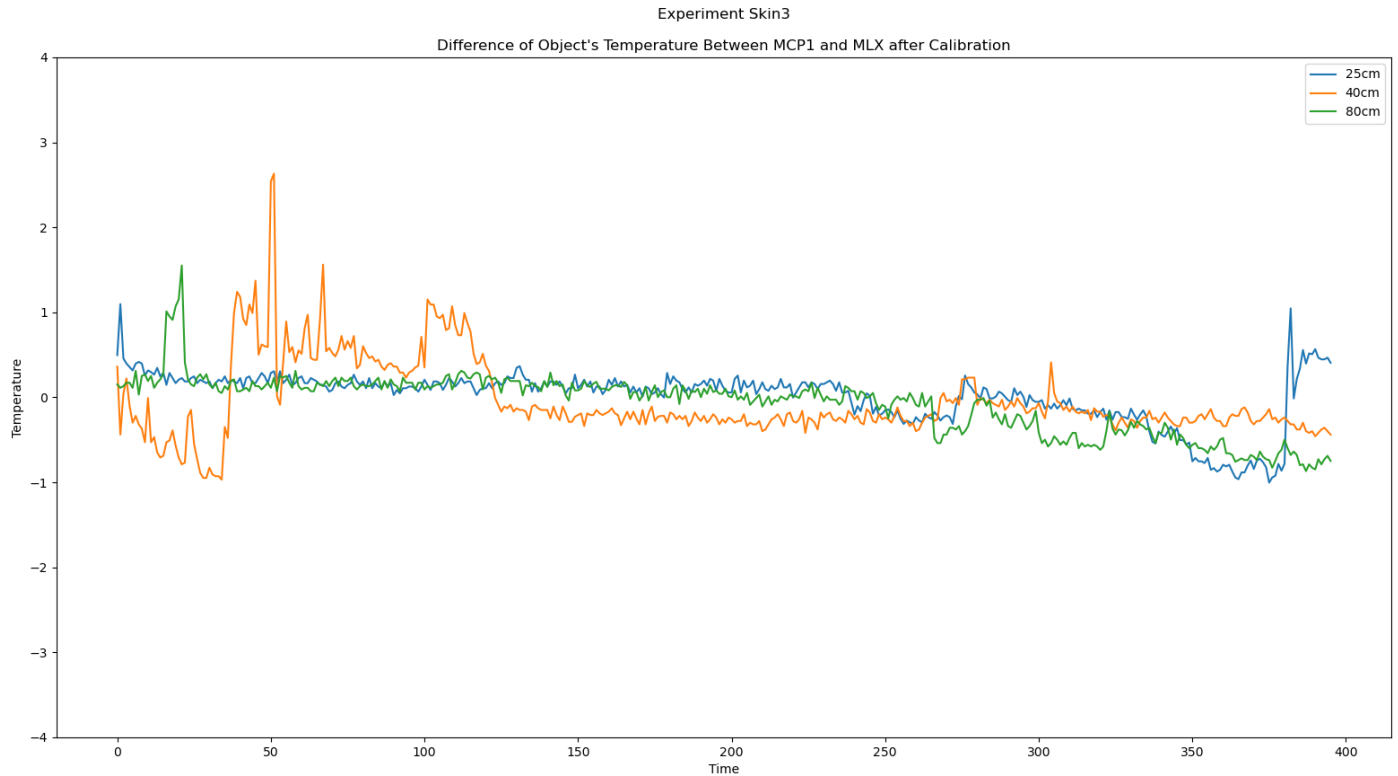
Σχήμα 5. 64 Πείραμα 5 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



Σχήμα 5. 65 Πείραμα Skin1 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



Σχήμα 5. 66 Πείραμα Skin2 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση



Σχήμα 5. 67 Πείραμα Skin3 – Διαφορά MCP1-MLXObj μετά από βαθμονόμηση

Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η απόκλιση της μέτρησης του MLX από τον MCP πριν και μετά την βαθμονόμηση. Για την συμπλήρωση του πίνακα, υπολογίστηκε η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή των διαγραμμάτων της διαφοράς και η απόκλιση ήταν η μέγιστη κατά απόλυτη τιμή διαφορά. Κάποιες τιμές μπορεί να φαίνονται πολύ μεγάλες, αλλά είναι λόγω των απότομων κορυφών που εμφανίζονται σε κάποια διαγράμματα.

Experiments	Before Calibration	After Calibration
1A	± 3.77	± 0.70
1B	± 0.94	± 0.66
1C	± 1.62	± 0.83
2A	± 1.34	± 0.43
2B	± 2.35	± 0.56
3A	± 1.81	± 0.64
3B	± 4.10	± 1.17
4A	± 3.71	± 2.66
4B	± 5.77	± 5.51
5A	± 1.31	± 0.57
5B	± 2.56	± 3.10
Skin1A	± 0.85	± 0.66
Skin1B	± 0.48	± 0.48
Skin1C	± 1.77	± 0.67
Skin2A	± 2.09	± 1.53
Skin2B	± 0.98	± 1.32
Skin2C	± 1.24	± 0.98
Skin3A	± 1.43	± 1.09
Skin3B	± 2.98	± 2.63
Skin3C	± 1.98	± 1.55

Σχήμα 5. 68 Απόκλιση μετρήσεων MLX και MCP πριν και μετά την βαθμονόμηση

Κεφάλαιο 6^ο: Συμπεράσματα και Μελλοντική Μελέτη

6.1 Συμπεράσματα

Στη παρούσα εργασία αναπτύχθηκε ένα ολοκληρωμένο μη παρεμβατικό σύστημα μέτρησης θερμοκρασίας, υγρασίας και υγρού, τόσο από μεριάς hardware όσο και software. Το σύστημα είναι εύκολο στη χρήση του ακόμα και από κάποιον που δεν έχει κάποια περαιτέρω εξειδίκευση. Το σύστημα είναι ικανό να συλλέξει και να εμφανίσει δεδομένα σε πραγματικό χρόνο, ενώ ταυτόχρονα είναι δυνατή η αποθήκευσή τους για περαιτέρω επεξεργασία. Για την επιβεβαίωση λειτουργίας του συστήματος και την συλλογή δεδομένων για επεξεργασία, στήθηκαν μια σειρά από διαφορετικά πειράματα. Τέλος, εφαρμόστηκε βαθμονόμηση μέσω του Mean Absolute Error (MAE) στις μετρήσεις θερμοκρασίας από απόσταση, παίρνοντας κάποια θετικά αποτελέσματα.

Σύμφωνα με τα σχήματα της παραγράφου 5.1.1, η θερμοκάμερα AMG8833 που χρησιμοποιήθηκε δεν είναι ικανή να δώσει αξιόπιστη πληροφορία για την θερμοκρασία του σώματος, καθώς τις περισσότερες φορές βρίσκεται στα όρια ακρίβειας της ή πάνω από αυτά. Επομένως, στο συγκεκριμένο σύστημα χρησιμοποιείται περισσότερο σαν όργανο εντοπισμού του μετρούμενου σώματος παρά σαν θερμόμετρο. Επιπλέον, σύμφωνα με τα ίδια σχήματα, η θερμοκρασία του σώματος, όπως προκύπτει από τους δύο αισθητήρες (σήματα MCP1 και MLXObj), μπορεί να έχει κάποια απόκλιση, αλλά μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο και τον ίδιο ρυθμό στις περισσότερες περιπτώσεις. Μόνο σε περιπτώσεις απότομης μεταβολής της θερμοκρασίας, όπως στα Σχήματα **Σχήμα 5. 8**, **Σχήμα 5. 9** και **Σχήμα 5. 11**, ο MLX90614 φαίνεται να αντιδρά πιο γρήγορα από τον MCP9808.

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων από απόσταση εξαρτώνται από το μέγεθος της επιφάνειας που μετρείται, την απόσταση στην οποία θα τοποθετηθούν οι αισθητήρες και φυσικά την τιμή εκπομπής της μετρούμενης επιφάνειας. Για αυτό στα Σχήματα **Σχήμα 5. 21** με **Σχήμα 5. 25** η αλλαγή της απόστασης φαίνεται άλλες φορές να αυξάνει την ακρίβεια του MLX9808 και άλλες όχι. Επίσης σύμφωνα με τα Σχήματα **Σχήμα 5. 26** με **Σχήμα 5. 31**, φαίνεται πως το σύστημα μπορεί να δώσει αξιόπιστα δεδομένα σχετικά με την θερμοκρασία του ανθρώπινου δέρματος, καθώς η διαφορά των σημάτων κινείται γύρω από το μηδέν. Από την άλλη μεριά, η κίνηση του ατόμου και άρα η κακή εστίαση του αισθητήρα στην περιοχή που βρίσκεται υπό εξέταση είναι ικανή να επηρεάσει τις μετρήσεις. Επιπλέον, η χαμηλή μέση τιμή της διαφοράς που φαίνεται στο **Σχήμα 5. 32** στα πειράματα Skin, σε συνδυασμό με την χαμηλή διασπορά της διαφοράς στα ίδια πειράματα στο **Σχήμα 5. 33**, οδηγεί στο συμπέρασμα πως το σύστημα συμπεριφέρεται καλύτερα σε μετρήσεις δέρματος σε σχέση με μετρήσεις επιφανειών αντικειμένων.

Όσον αφορά το Cross Correlation των σημάτων MCP1 και MLXObj, στα Σχήματα **Σχήμα 5. 36** με **Σχήμα 5. 46** (μετρήσεις σε αντικείμενα με μη σταθερή θερμοκρασία) παρατηρείται παρόμοια συμπεριφορά στις γραφικές παραστάσεις. Μια αρκετά υψηλή κορυφή, κοντά στο μέγιστο και με lag αρκετά κοντά στο μηδέν. Αυτό φανερώνει πως τα δύο σήματα στις 5 πρώτες επιφάνειες που εξετάστηκαν έχουν αρκετά μεγάλη συσχέτιση, κάτι που παρατηρείται και από τα αντίστοιχα σχήματα στην παράγραφο 5.1.1, όπου το ένα σήμα ακολουθεί το άλλο και μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο και ρυθμό με το πέρασμα του χρόνου. Στα πειράματα που έγιναν στο ανθρώπινο δέρμα δεν φαίνεται να υπάρχει υψηλή κορυφή στο κέντρο του Cross Correlation (Σχημάτα **Σχήμα 5. 47** με **Σχήμα 5. 55**). Αυτό οφείλεται στο ότι τα σήματα αυτά είχαν σταθερή θερμοκρασία με αποτέλεσμα να μην επηρεάζονται από το μεταβαλλόμενο lag. Οι όποιες κορυφές εμφανίζονται στο Cross Correlation αυτών των σημάτων έχουν να κάνουν απότομες αλλαγές μικρής διάρκειας που μπορεί να προκάλεσε η κίνηση του ατόμου ή η χειροκίνητη σταθεροποίηση του αισθητήρα κατά την μέτρηση.

Σύμφωνα με το Σχήματα **Σχήμα 5. 56** και **Σχήμα 5. 58**, το Mean Absolute Error (MAE) και το Root Mean Square Error (RMSE) των σημάτων MLXObj και MCP1 φαίνεται να έχει μικρότερη τιμή στις μετρήσεις που έγιναν στο ανθρώπινο δέρμα. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι το σύστημα που αναπτύχθηκε έχει μικρότερες αποκλίσεις στην μέτρηση θερμοκρασίας ανθρώπινου δέρματος σε σχέση με μετρήσεις θερμοκρασίας άλλων επιφανειών. Επιπλέον, σύμφωνα με τα Σχήματα **Σχήμα 5. 60** με **Σχήμα 5. 67**, η βαθμονόμηση των μετρήσεων χρησιμοποιώντας το MAE είναι ικανή να τις βελτιώσει σημαντικά, ανεξάρτητα από το είδος της επιφάνειας που βρίσκεται υπό εξέταση.

Ένα εμπορικό IR θερμόμετρο μετώπου εμφανίζει σε μετρήσεις στο μέτωπο ακρίβεια $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ στην περιοχή θερμοκρασίας $35\text{-}42^{\circ}\text{C}$ και $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ σε άλλη περιοχή θερμοκρασίας. Σε μετρήσεις λοιπών επιφανειών εμφανίζει ακρίβεια $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ στην περιοχή θερμοκρασίας $22\text{-}42.2^{\circ}\text{C}$ και περισσότερο από $\pm 2^{\circ}\text{C}$ σε άλλη περιοχή θερμοκρασίας. [25] Αν λάβουμε υπόψιν τις αποκλίσεις που φαίνονται στο **Σχήμα 5. 68** και ότι στα πειράματα που έγιναν υπάρχουν αρκετές ξαφνικές και ακραίες μεταβολές στην θερμοκρασία των επιφανειών που μετριούνται (λόγω προσθήκης ζεστού νερού ή λόγω κακής εφαρμογής του αισθητήρα επαφής ή λόγω κίνησης του ατόμου) φαίνεται πως το σύστημα έχει αρκετά καλή ακρίβεια σε σχέση με ένα εμπορικό IR θερμόμετρο μετώπου. Αυτό σημαίνει πως το σύστημα είναι ικανό να πάρει αξιόπιστες μετρήσεις από απόσταση.

Αν μεγαλώσει πολύ η απόσταση μεταξύ αισθητήρα και αντικειμένου είναι πιθανό να προκύψουν λανθασμένες μετρήσεις, καθώς επιφάνειες εκτός ενδιαφέροντος με διαφορετική θερμοκρασία εισέρχονται στο οπτικό πεδίο του αισθητήρα. Για αυτό τον λόγο πρέπει να γίνεται πάντα μια εκτίμηση της ιδανικής απόστασης που θα πρέπει να τοποθετηθεί ο εξοπλισμός χρησιμοποιώντας τον τύπο της σελίδας 33.

Όπως φαίνεται στα σχήματα της παραγράφου 5.1.1, δεν φαίνεται να υπάρχει μεγάλη απόκλιση μεταξύ των αισθητήρων MCP9808 και MLX90614 όσον αφορά την θερμοκρασία του περιβάλλοντος (σήματα MCP2 και MLXAmb). Στις περιπτώσεις που φαίνεται να υπάρχει μια μικρή απόκλιση, μπορεί να οφείλεται στην διαφορετική θέση που βρίσκονται οι αισθητήρες και σε κάποια κύματα αέρα που πιθανόν να υπάρχουν, λόγω κλιματισμού ή ανοιχτού παραθύρου.

Ο αισθητήρας Soil Moisture τοποθετείται κάτω από το υπόστρωμα του μωρού για την ανίχνευση τυχόν υγρασίας που μπορεί να υπάρχει στη περιοχή. Παρόλο που δεν χρησιμοποιήθηκε σε κάποιο από τα πειράματα, έγινε ξεχωριστή βαθμονόμησή του και επιβεβαιώθηκε η σωστή του λειτουργία. Όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 3. 25**, το επίπεδο υγρασίας που δίνει ο αισθητήρας επισημαίνεται με κάποιο χρώμα, ώστε ο χρήστης να καταλαβαίνει πιο εύκολα αν υπάρχει αυξημένη υγρασία στην περιοχή.

6.2 Μελλοντική Μελέτη

Η μελλοντική μελέτη αφορά κυρίως επεκτάσεις του συστήματος. Αρχικά, το σύστημα θα μπορούσε να χτιστεί με wireless αισθητήρες, δίνοντας έτσι μια μεγαλύτερη ελευθερία ως προς την τοποθέτηση των αισθητήρων γύρω από το μετρούμενο σώμα. Η προσθήκη μερικών ακόμα διαφορετικού είδους αισθητήρων, όπως αισθητήρας βαλιστοκαρδιογραφήματος, θα μπορούσε να κάνει το σύστημα πιο ολοκληρωμένο από την μεριά της καταγραφής διαφορετικών βιο-σημάτων.

Επιπλέον, η προβολή των δεδομένων σε πραγματικό χρόνο θα μπορούσε να γίνει μέσω Wi-Fi, έτσι ώστε να μην είναι απαραίτητη η παρουσία υπολογιστή στο σύστημα. Με αυτό τον τρόπο θα μπορούσε να γίνει παρακολούθηση των δεδομένων και από απόσταση ακόμα και με ένα κινητό τηλέφωνο (smartphone).

Η εικόνα της θερμοκάμερας θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με τεχνολογίες κατάτμησης εικόνας για μια καλύτερη εκτίμηση του χώρου που καταλαμβάνει το αντικείμενο μέτρησης στο οπτικό πεδίο του αισθητήρα MLX, με στόχο μία αυτοματοποιημένη βαθμονόμηση.

Με την υλοποίηση και των παραπάνω προτάσεων θα έχουμε ένα ακόμα πιο ολοκληρωμένο σύστημα το οποίο θα είναι ικανό να συλλέξει περισσότερα βιο-σήματα σε πραγματικό χρόνο για οικιακή ή και ιατρική ακόμα χρήση.

Βιβλιογραφία

- [1] Oshin O, Okhanigbe S, Oni O, Idachaba F, «Development of a Wearable for Remote Health Monitoring in Infants, Vol 1,» σε *WCECS 2017, October 25-27, San Francisco, USA*, 2017.
- [2] Zhu Z, Liu T, Li G, Li T, Inoue Y , «Wearable Sensor Systems for Infants,» *Sensors*, τόμ. 15, αρ. 2, pp. 3721-3749, 2015.
- [3] A. Morris, «Wireless Body Sensors for Infants,» Northwestern University, 28 February 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://news.northwestern.edu/stories/2019/02/wireless-body-sensors-premature-babies-nicu>.
- [4] T. Cralle, «Eight Sleep Pod Review,» Eight Sleep, 9 June 2020. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.terrycralle.com/eight-sleep-pod-review/>.
- [5] «Bed Monitoring System & Baby Monitoring System Market,» Markets and Markets, June 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/bed-baby-monitoring-system-market-62445948.html>.
- [6] Κ. Καλαϊτζάκης, "Αισθητήρας & Μετατροπέας," in *Παρουσίαση Μαθήματος - Ηλεκτρικές Μετρήσεις και Αισθητήρες (HPY414)*, 2019.11 ed., Χανιά, 2019, pp. 66-70.
- [7] Κ. Καλαϊτζάκης, "Ακρίβεια," in *Παρουσίαση Μαθήματος - Ηλεκτρικές Μετρήσεις και Αισθητήρες (HPY414)*, 2019.11 ed., Χανιά, 2019, pp. 78-79.
- [8] Κ. Καλαϊτζάκης, «Διακριτική Ικανότητα,» σε *Παρουσίαση Μαθήματος - Ηλεκτρικές Μετρήσεις και Αισθητήρες (HPY414)*, 2019.11 επιμ., Χανιά, 2019, p. 103.
- [9] «Analog-to-digital converter,» Wikipedia, [Ηλεκτρονικό]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Analog-to-digital_converter.
- [10] M. D. P. Emilio, «Data Acquisition Systems - For Fundamentals to Applied Design,» Springer-Verlag New York, 2013, pp. 1-2.
- [11] Κ. Καλαϊτζάκης, "Το πρότυπο επικοινωνίας I2C," in *Παρουσίαση Μαθήματος - Ηλεκτρικές Μετρήσεις και Αισθητήρες (HPY414)*, 2019.11 ed., Χανιά, 2019, pp. 799-800.
- [12] Dejan, «How I2C Communication Works and How to Use It with Arduino,» HowToMechatronics, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/how-i2c-communication-works-and-how-to-use-it-with-arduino/>.

- [13] Arduino, «Arduino Due,» Arduino, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-due>.
- [14] D. Miller, «Adafruit AMG8833 8x8 Thermal Camera Sensor,» 22 July 2018. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-amg8833-8x8-thermal-camera-sensor>.
- [15] l. ada, «Adafruit MCP9808 Precision I2C Temperature Sensor,» 18 June 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-mcp9808-precision-i2c-temperature-sensor-guide>.
- [16] Melexis, «MLX90614 family Datasheet,» 13 September 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.melexis.com/en/documents/documentation/datasheets/datasheet-mlx90614>.
- [17] FutureElectronics, «How Field Of View For Infrared Temperature Sensors Is Determined,» Melexis, [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.youtube.com/watch?v=9GaCs0-EUe8&ab_channel=FutureElectronics.
- [18] l. ada, «DHT11, DHT22 and AM2302 Sensors,» 12 January 2019. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://learn.adafruit.com/dht>.
- [19] «SparkFun Soil Moisture Sensor,» SparkFun, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/13637>.
- [20] «The HDF5 Support Page,» The HDF Group, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://portal.hdfgroup.org/display/HDF5/HDF5>.
- [21] «Emissivity,» Wikipedia, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Emissivity>.
- [22] «Cross Correlation,» United States Naval Academy (USNA), [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.usna.edu/Users/oceano/pguth/md_help/html/time0alq.htm.
- [23] «Mean Absolute Error,» Wikipedia, [Ηλεκτρονικό]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Mean_absolute_error.
- [24] «Root Mean Square Deviation,» Wikipedia, [Ηλεκτρονικό]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Root-mean-square_deviation.
- [25] «Non-Contact Forehead Thermometer,» ETI, [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://thermometer.co.uk/medical-thermometers/1375-non-contact-forehead-thermometer.html>.