

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Τμήμα Ηλεκτρολόγων & Ηλεκτρονικών Μηχανικών

[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

Θηβών 250, Αθήνα-Αιγάλεω 12244

Τηλ. +30 210 538-1225, Fax. +30 210 538-1226



UNIVERSITY of WEST ATTICA  
FACULTY OF ENGINEERING  
Department of Electrical & Electronics  
Engineering

[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

250, Thivon Str., Athens, GR-12244, Greece

Tel:+30 210 538-1225, Fax:+30 210 538-1226

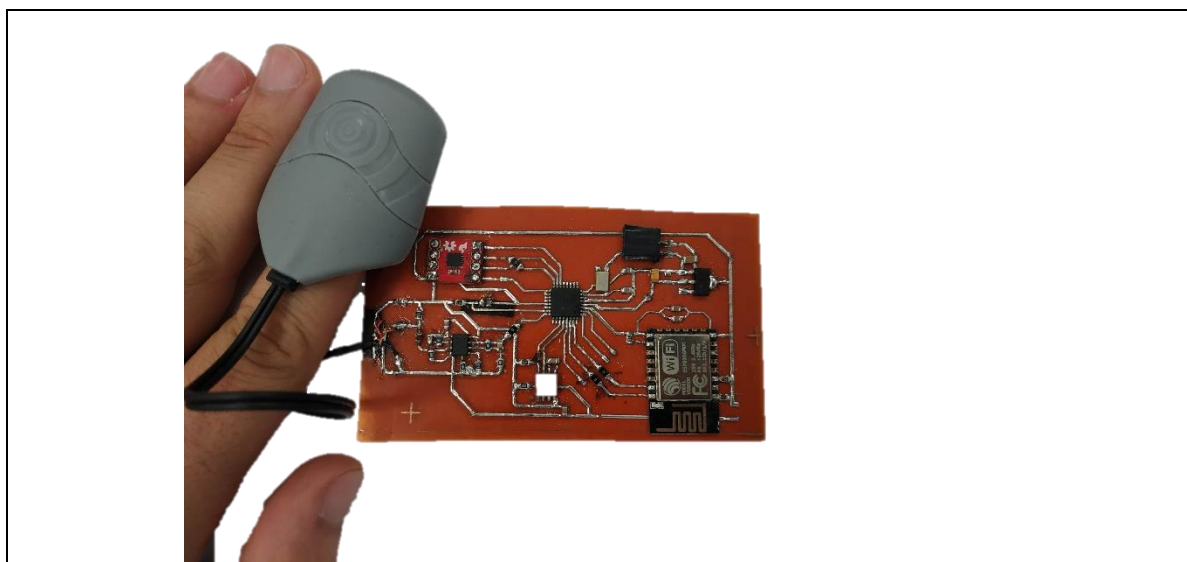
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών

Ηλεκτρικές & Ηλεκτρονικές Επιστήμες μέσω Έρευνας

Master of Science By Research in  
*Electrical & Electronics Engineering*

## ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Εύκαμπτες Ηλεκτρονικές Δομές για την Ανίχνευση Βιοσημάτων σε Πραγματικό Χρόνο μέσω Βιοαισθητήρων



Μεταπτυχιακός Φοιτητής: Πικάσης Παναγιώτης , AM 0001

Επιβλέπων Καθηγητής: Καλτσάς Γρηγόριος

ΑΘΗΝΑ - ΑΙΓΑΛΕΩ – ΜΑΡΤΙΟΣ 2022

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
Τμήμα Ηλεκτρολόγων & Ηλεκτρονικών Μηχανικών

[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

Θηβών 250, Αθήνα-Αιγάλεω 12244  
Τηλ. +30 210 538-1225, Fax. +30 210 538-1226



UNIVERSITY of WEST ATTICA  
FACULTY OF ENGINEERING  
Department of Electrical & Electronics  
Engineering

[www.eee.uniwa.gr](http://www.eee.uniwa.gr)

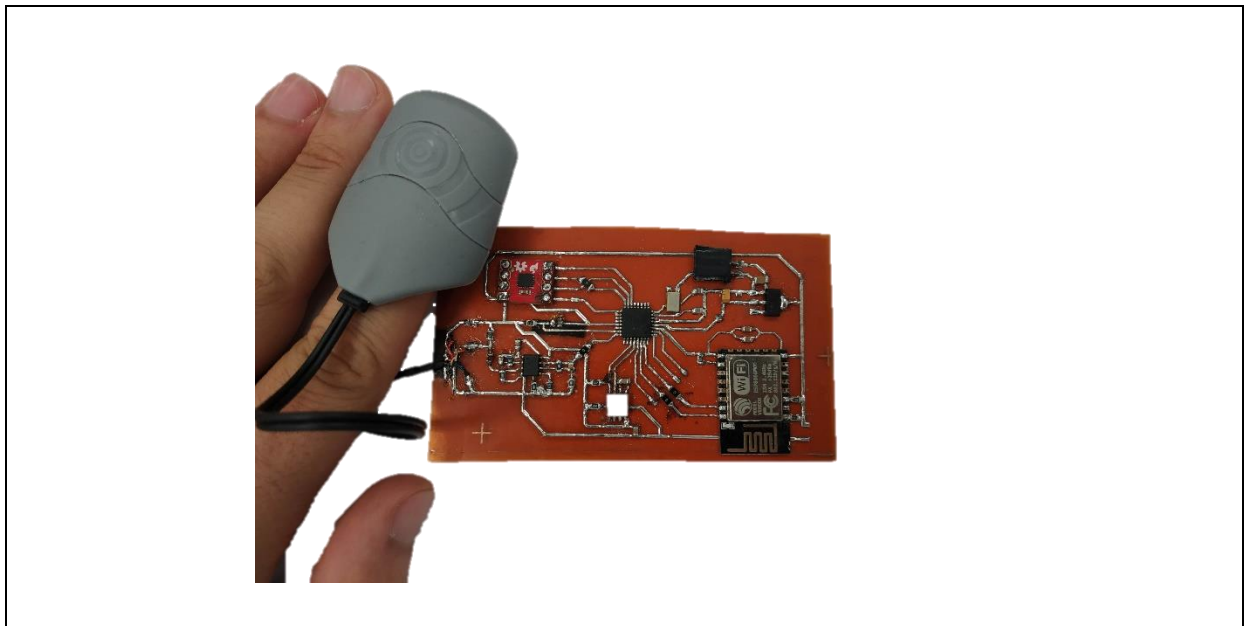
250, Thivon Str., Athens, GR-12244, Greece  
Tel:+30 210 538-1225, Fax:+30 210 538-1226

Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών  
Ηλεκτρικές & Ηλεκτρονικές Επιστήμες μέσω Έρευνας

Master of Science By Research in  
*Electrical & Electronics Engineering*

## MSc Thesis

### Flexible electronic structures for real time vital signs monitoring via biosensors



Student: Pikasis Panagiotis , Registration Number 0001

Thesis Supervisor: Professor Kaltsas Grigoris

ATHENS – EGALEO, MARCH 2022

Η Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία έγινε αποδεκτή, εξετάστηκε και βαθμολογήθηκε από την εξής τριμελή εξεταστική επιτροπή:

Επιβλέπων	Μέλος	Μέλος
Γρηγόριος Καλτσάς Καθηγητής Τμήμα Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής	Βασιλειάδης Σάββας Καθηγητής Τμήμα Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής	Ζώης Ηλίας Επίκουρος Καθηγητής Τμήμα Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΠΙΚΑΣΗΣ του ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ με αριθμό μητρώου MSCRES-0001 φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Ηλεκτρικές και Ηλεκτρονικές Επιστήμες μέσω Έρευνας» του Τμήματος Ηλεκτρολόγων και Ηλεκτρονικών Μηχανικών της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος. Τέλος, βεβαιώνω ότι η εργασία αυτή δεν έχει κατατεθεί στο πλαίσιο των απαιτήσεων για την λήψη άλλου τίτλου σπουδών ή επαγγελματικής πιστοποίησης πλην του παρόντος. Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Ο Δηλών

Παναγιώτης Πικάσης

Copyright © Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ και ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΠΙΚΑΣΗΣ ,  
ΜΑΡΤΙΟΣ , 2022**

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

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον/την συγγραφέα του και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις θέσεις του επιβλέποντος μέλους ΔΕΠ, της επιτροπής εξέτασης ή τις επίσημες θέσεις του Τμήματος και του Ιδρύματος.

# Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει στο πεδίο των φορετών συστημάτων και ειδικότερα στην κατασκευή ενός φορετού συστήματος με σκοπό την ανίχνευση βιοσημάτων σε πραγματικό χρόνο μέσω βιοαισθητήρων.

Την τελευταία δεκαετία, οι τεχνολογικές εξελίξεις τόσο στον τομέα των ηλεκτρονικών, των αισθητήρων, και των υλικών επέφεραν μια ραγδαία ανάπτυξη φορετών συστημάτων. Το επιστημονικό ενδιαφέρον είναι έντονο γύρω από την δημιουργία φορετών συστημάτων για την παρακολούθηση των βιοσημάτων του ανθρώπινου σώματος σε ιατρικές, εμπορικές αλλά και αθλητικές εφαρμογές.

Στο πρώτο κεφάλαιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα γίνει αναφορά στην ιστορία των φορετών συσκευών και την διαχρονική εξέλιξη τους καθώς και σε όλες τις βασικές και εισαγωγικές έννοιες που συνδέονται με αυτά.

Στη συνέχεια, στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιαστεί η πορεία και τα στάδια της κατασκευής της διάταξης. Θα παρουσιαστούν οι μέθοδοι και οι τεχνικές κατασκευής των εύκαμπτων υποστρωμάτων, η σύνδεσή τους με τα διακριτά ηλεκτρονικά και η υλοποίηση του συστήματος στο επίπεδο κατασκευής.

Το τρίτο κεφάλαιο απαρτίζεται από όλα τα στοιχεία και μέρη που συνδέονται με την συσκευή και τις τεχνικές λεπτομέρειες τους. Θα γίνει αναφορά στα αισθητήρια όργανα που χρησιμοποιήθηκαν για τις μετρήσεις, στα μέσα υπολογισμού και διαχείρισης (μικροελεγκτής) όπως και στα συστήματα επικοινωνίας με εξωτερικές διατάξεις (H/Y).. Επιπρόσθετα, θα παρουσιαστεί ο κώδικας προγραμματισμού του μικροελεγκτή και θα γίνουν οι σχετικές επεξηγήσεις και αναφορές στην λειτουργία του.

Τέλος, θα παρουσιαστεί μια συνολική αποτίμηση της κατασκευής, των μετρήσεων και των εφαρμογών καθώς και μελλοντικές δυνατότητες και επεκτάσεις του συστήματος. Επιπλέον, θα αναλυθεί το ερευνητικό αντίκτυπο του έργου στην επιστημονική κοινότητα και θα παρουσιαστούν οι άμεσοι μελλοντικοί ερευνητικοί στόχοι.

**ΛΕΞΕΙΣ-ΚΛΕΙΔΙΑ:** *Βιοαισθητήρες, Διαδίκτυο των Πραγμάτων, Φροντίδα ηλικιωμένων, Αισθητήρες, Βιοσήματα, Φορετά συστήματα*

# ABSTRACT

This master thesis is focused in the field of wearables and especially in the fabrication and evaluation of a wearable device able to detect vital signs in real time via biosensors.

Recent advances in technological sectors such as electronics, sensors and materials enhanced the development of wearables, thus scientific research is focused in development of wearables for vital sign monitoring for medical, commercial and sport applications.

A historical reference on wearables and on the relevant key concepts will be presented in the first chapter. Various scientific wearables in the area of vital sign monitoring will also be also presented.

The second chapter includes the process steps and the fabrication parameters of the proposed wearable device. Additionally, the fabrication methodology will be presented along with the approach to the interface with the electronics and the final integration of the device.

The third chapter consists of all the elements and parts connected to the device and their technical details. Reference will be made to the sensor devices used for the measurements, to the means of calculation and management (microcontroller) as well as to the communication systems with external devices (PC). In addition, the programming code of the microcontroller will be presented and relevant explanations and references to its operation will be made.

Finally, an overall assessment of the fabrication and evaluation will be presented as well as future capabilities and extensions of the system will be presented. In addition, the research impact of the project on the scientific community will be analyzed and the immediate future research objectives will be presented.

**KEYWORDS:** *Biosensors, IoT, Elderly-care, Sensors, Vital-signs, Wearables*

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Γρηγόρη Καλτσά για την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής εργασίας και για την άμεση και σημαντική βοήθεια του .

Επιπλέον θα ήθελα να ευχαριστώ την οικογένεια και τους φίλους μου για την συμβολή τους με κάθε δυνατό τρόπο καθώς και τους συναδέλφους μου Δημήτρη Μπαρμπάκο και Γιάννη Κούτση για την βοήθεια τους σε όλη την πορεία της έρευνας.



## ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

<b>ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ</b> .....	<b>8</b>
<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b> .....	<b>11</b>
<b>Κεφάλαιο 1<sup>ο</sup></b> .....	<b>13</b>
<b>Πρόοδος της επιστήμης - Βασικές έννοιες</b> .....	<b>13</b>
1.1 Φορετά Συστήματα .....	13
1.2 Internet of Things IoT .....	14
1.3 Βιοσήματα .....	14
1.4 Συμβατότητα υλικών .....	15
1.5 Εύκαμπτες διατάξεις .....	16
1.5.1 Ιστορικά .....	16
1.5.2 Δομές εύκαμπτων κυκλωμάτων .....	17
1.5.3 Κυκλώματα μονής όψης .....	17
1.5.4 Κυκλώματα σύνδεσης δύο όψεων .....	18
1.5.5 Ανάγλυφα κυκλώματα .....	18
1.5.6 Κυκλώματα διπλής όψης .....	18
1.5.7 Πολύ-επίπεδα κυκλώματα .....	18
1.5.8 Υβριδικά κυκλώματα .....	19
1.5.9 Εκτυπωμένα εύκαμπτα κυκλώματα .....	19
1.5.10 Υλικά εύκαμπτων κυκλωμάτων .....	19
1.5.11 Βάση .....	19
1.5.12 Υλικά κόλλησης .....	20
1.5.13 Μεταλλικό στρώμα .....	20
1.6 Ηλεκτρονικά κυκλώματα ελέγχου .....	21
1.6.1 Κατηγοριοποίηση ηλεκτρονικών στοιχείων .....	22
1.6.2 Μικροελεγκτής .....	23
1.7 Ερευνητικές και εμπορικές διατάξεις .....	24
1.7.1 Εμπορικές εφαρμογές .....	24
1.7.2 Ερευνητικές προσεγγίσεις .....	25
1.7.3 Μέτρηση θερμοκρασίας .....	26
1.7.4 Μέτρηση καρδιακής συχνότητας .....	27
1.7.5 Μέτρηση Πίεσης .....	29
1.7.6 Μέτρηση οξυγόνωση αίματος .....	29
1.7.7 Μέτρηση γλυκόζης αίματος .....	30
1.7.8 Μέτρηση σάλιου .....	32
1.7.9 Μέτρηση ιδρώτα .....	33
1.7.10 Μέτρηση συχνότητας αναπνοής .....	33
1.7.11 Μέτρηση δακρύων .....	35
1.7.12 Μέτρηση ενδιάμεσου υγρού .....	35
<b>Κεφάλαιο 2<sup>ο</sup></b> .....	<b>36</b>
<b>Κατασκευή Εύκαμπτης Διάταξης</b> .....	<b>36</b>

2.1	Βασικά μέρη.....	36
2.2	Επιλογή υποσυστημάτων .....	37
2.2.1	Στάδια Κατασκευής .....	38
2.3	Σχεδίαση ηλεκτρονικού κυκλώματος:.....	39
2.4	Εκτύπωση Εύκαμπτου Υποστρώματος.....	40
2.4.1	Χημική εγχάραξη (etching):.....	40
<b>Κεφάλαιο 3<sup>ο</sup> .....</b>		<b>44</b>
<b>Βασικά στοιχεία του προτεινόμενου συστήματος .....</b>		<b>44</b>
3.1	Αισθητήρια βιοσημάτων.....	44
3.1.1	Αισθητήρας Μέτρησης Επιδερμικής Θερμοκρασίας:.....	44
3.1.2	Οπτικός Αισθητήρας Μέτρηση Παλμών:.....	45
3.2	Αισθητήρια περιβάλλοντος.....	48
3.2.1	Αισθητήρας Περιβαλλοντικής Θερμοκρασίας και υγρασίας .....	48
3.3	Αισθητήρια θέσεως .....	49
3.3.1	Επιταχυνσιόμετρο .....	49
3.4	Προγραμματισμός μικροελεγκτή .....	49
3.5	Επικοινωνία στοιχείων.....	51
3.5.1	Επικοινωνία Φορητού Συστήματος με Web Application .....	51
3.5.2	Πρωτόκολλα Επικοινωνίας .....	52
3.6	Τροφοδοσία.....	52
3.7	Καταγραφή και διάθεση μετρήσεων .....	53
<b>Κεφάλαιο 4<sup>ο</sup> .....</b>		<b>56</b>
<b>Ανάλυση μετρήσεων – Συμπεράσματα .....</b>		<b>56</b>
4.1	Μετρήσεις πραγματικού χρόνου .....	56
4.2	Εφαρμογές διάταξης.....	58
4.3	Μελλοντικές εξελίξεις.....	59
4.4	Αποτιμήσεις ερευνητικής διάταξης .....	59
4.5	Δημοσιεύσεις.....	60
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΠΗΓΕΣ.....</b>		<b>61</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....</b>		<b>66</b>



### Αντικείμενο, ερευνητικά ερωτήματα και διάρθρωση της εργασίας

---

Η παρούσα μεταπτυχιακή έρευνα αφορά την σχεδίαση και κατασκευή εύκαμπτων ηλεκτρονικών κυκλωμάτων υπό την μορφή φορετών διατάξεων (wearables) για την ανίχνευση βιοσημάτων από το ανθρώπινο σώμα.

Η χρήση των φορετών διατάξεων (wearables) στην καθημερινότητα έχει κάνει την εμφάνισή της ήδη από το 1500 με την κατασκευή των πρώτων φορετών ρολογιών. Στην πρώιμη μορφή τους, ήταν ρολόγια τσέπης και χρειάστηκε περισσότερο από 100 χρόνια για να μεταφερθούν σε κοσμήματα (κολιέ) ενώ το 1904 καθιερώθηκε η χρήση του φορετού ρολογιού στον καρπό από τον Alberto Santos-Dumont [1].

Έκτοτε, οι φορετές διατάξεις εξελίχθηκαν με σκοπό να επιτελούν περισσότερες δραστηριότητες πέραν από την καταγραφή της ώρας. Σημαντικές εξελίξεις έχουμε κατά τα μέσα του 20<sup>ου</sup> αιώνα, όπου τα φορετά συστήματα κάνουν την εμφάνισή τους σε επιπλέον τομείς όπως η ιατρική, ο αθλητισμός και το εμπόριο. Πιο συγκεκριμένα, από τις αρχές του προηγούμενου αιώνα έως σήμερα παρατηρούμε μια σταδιακή παρουσία των φορετών διατάξεων με εφευρέσεις όπου με χρονολογική σειρά έχουμε: το 1958 εμφυτεύτηκε ο πρώτος καρδιακός βηματοδότης [2], το 1970 έκανε την εμφάνισή του το πρώτο φορετό ψηφιακό ακουστικό βαρηκοΐας [3] το 1972 εφευρέθηκε το πρώτο οπτικό παλμικό οξύμετρο [4], το 1980 εφευρέθηκε ο πρώτος μαθηματικός υπολογιστής χειρός [5], το 2009 εμφανίστηκε στην εμπορική αγορά το πρώτο φορετό band από την Fitbit [5] ενώ το 2019 εμφανίστηκε ως εμπορικό προϊόν το φορετό πιεσόμετρο από την Omron [6]. Στις αρχές του 21<sup>ου</sup> αιώνα έκανε την εμφάνισή της η πρώτη εταιρία σχεδιασμού ρούχων όπου με χρήση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και Bluetooth μπόρεσε ανιχνεύσει και να μεταφέρει σήματα από την φορετή διάταξη σε έναν απομακρυσμένο κόμβο και απέσπασε το βραβείο της καλύτερης εφεύρεσης της χρονιάς για το περιοδικό Times. []

Οι φορετές ηλεκτρονικές διατάξεις βρίσκονται ξανά στο προσκήνιο τις τελευταίες δεκαετίες αφού αποτελούν μια ταχέως αναπτυσσόμενη βιομηχανία που η συνολική της αξία εκτιμάται ότι θα ξεπεράσει τα 40\$ δισεκατομμύρια δολάρια έως το 2023 [8]. Συνήθως αποτελούνται από μικρού μεγέθους φορετές διατάξεις (επικάρπια, βραχιόλια κτλ.) και σχεδιάζονται ως αυτόνομα συστήματα για καθημερινή χρήση, παρέχοντας ευλυγισία με μεγάλη μηχανική αντοχή χρησιμοποιώντας κυκλώματα χαμηλών ενεργειακών απαιτήσεων.

Σε ερευνητικό επίπεδο, το ενδιαφέρον για τα φορετά συστήματα και ιδιαίτερα για την μέτρηση των βιοσημάτων έχει αναζωπυρωθεί την τελευταία δεκαετία με πληθώρα ερευνών και κατασκευών που θα παρουσιαστούν στην συνέχεια του κειμένου.

Στόχος της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι να μελετήσει τις υπάρχουσες διατάξεις στον τομέα των φορετών συστημάτων για την ανίχνευση βιοσημάτων και να προτείνει μια νέα διαφορετική προσέγγιση μελέτης, κατασκευής και παρακολούθησης αυτών σε πραγματικό χρόνο ενσωματώνοντας νέες τεχνολογίες και υλικά.

Η παρούσα εργασία περιέχει στο πρώτο της κεφάλαιο την εισαγωγή, βασικές έννοιες, ιστορικά στοιχεία, την μελέτη υλικών υποστρώματος και υφιστάμενες εφαρμογές φορετών συστημάτων τόσο εμπορικές όσο και ερευνητικές. Στο δεύτερο κεφάλαιο περιέχονται τα βασικά μέρη της παρούσας προσέγγισης, τα στάδια κατασκευής και η διαδικασία που ακολουθήθηκε. Στο τρίτο κεφάλαιο αναλύονται τα αισθητήρια που χρησιμοποιήθηκαν, ο προγραμματισμός και η επικοινωνία μεταξύ των στοιχείων καθώς παρουσιάζεται και η καταγραφή των μετρήσεων που διεξήχθησαν. Τέλος στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται η ανάλυση των μετρήσεων, δίνονται οι εφαρμογές της παρούσας διάταξης, οι μελλοντικές εξελίξεις, η αποτίμηση του έργου και οι δημοσιεύσεις των συμβαλλόμενων. Ακολουθούν η βιβλιογραφία και το παράρτημα που περιέχει τον κώδικα του προγράμματος που δημιουργήθηκε.

### Πρόοδος της επιστήμης - Βασικές έννοιες

---

#### 1.1 Φορετά Συστήματα

Με τον όρο φορετά συστήματα γίνεται αναφορά σε ενσωματωμένα ηλεκτρονικά συστήματα με σύνδεση τουλάχιστον δύο σημείων (end to end ) που διαθέτουν :

Έναν ή περισσότερους αισθητήρες και ενεργοποιητές κόμβων<sup>1</sup> στο ένα άκρο, πιθανόν ενσωματωμένους σε φορετά αντικείμενα

- Οι κόμβοι συνδέονται σε τοπικούς ή /και απομακρυσμένους επεξεργαστές
- Οι επεξεργαστές κατηγοριοποιούν τα γεγονότα, εκτελούν υπολογισμούς και ακολουθούν τις μεταβολές βάσει των μετρήσεων

Οι αισθητήριοι κόμβοι μπορούν να καταγράψουν σήματα σχετικά με το σώμα ως προς : την θέση, την κίνηση, την στάση, τα βιοσήματα καθώς και σήματα από τον τοπικό περιβάλλοντα χώρο. Οι ενεργοποιητές κόμβων επηρεάζουν τις ιδιότητες του φορετού αντικειμένου π.χ. με σκοπό να προειδοποιήσουν τον χρήστη σε περίπτωση κινδύνου , ή να παρέχουν σε αυτών στοιχεία/ παροτρύνσεις.

Τα δεδομένα που συλλέγονται από τα αισθητήρια όργανα μπορούν να παρέχονται σε πραγματικό χρόνο ή/και να επεξεργάζονται, το οποίο δίνει την δυνατότητα στον χρήστη για άμεση παρακολούθηση και αντίδραση.

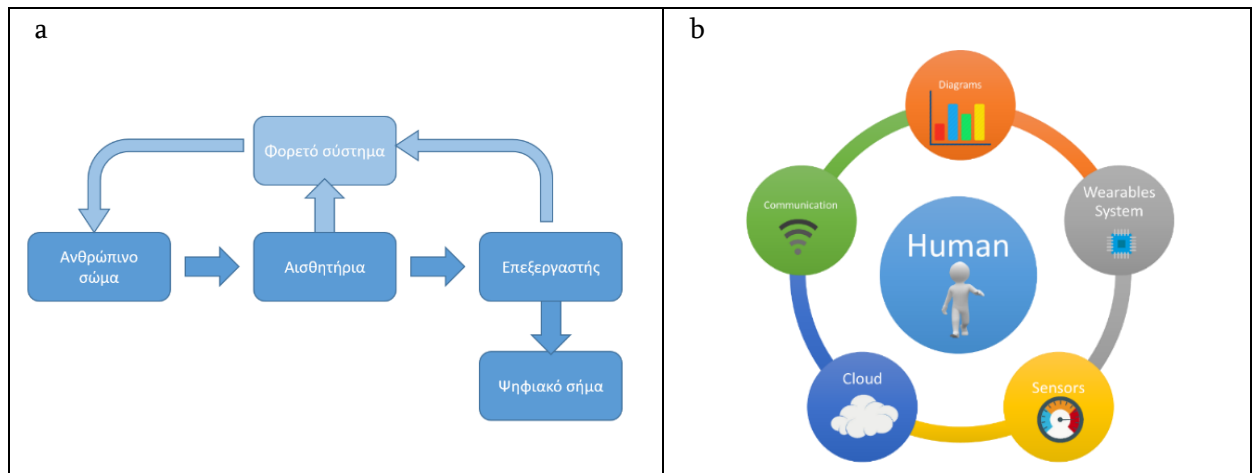
Παραδείγματα φορετών συστημάτων που χρησιμοποιούνται σε καθημερινή βάση βρίσκονται σε ρολόγια, fitness bands και ιατρικές διατάξεις, ενώ οι διάφορες κατηγορίες εφαρμογών συναντώνται κυρίως σε βελτιστοποίηση προπονητικών μεθόδων, ενεργή παρακολούθηση ασθενών, αποφυγή κινδύνων, ψυχαγωγία κ.α.

Η ιδέα των φορετών συστημάτων μπορεί να παρουσιαστεί ως μια επέκταση των εύκαμπτων ηλεκτρονικών (wearable computers) και των ευφών υφασμάτων (e – textiles) με σκοπό την πλήρη ενσωμάτωση σε ένα πλήρως διασυνδεδεμένο δίκτυο και ως εκ τούτου την δημιουργία ενός νέου είδους προϊόντων, υπηρεσιών και λύσεων[9].

Στο σχήμα 1 που ακολουθεί παρατηρείται η ροή λειτουργίας των φορετών συστημάτων.

---

<sup>1</sup> \* Ενεργοποιητής κόμβου (actuator node) : Το σύστημα που μετατρέπει το ηλεκτρικό σήμα σε φυσική κίνηση- δράση



Σχήμα 1 : a) Διάγραμμα λειτουργίας φορητού συστήματος b) σχηματική απεικόνιση συστημάτων επικοινωνίας

## 1.2 Internet of Things IoT

Το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (Internet of things) γνωστό και ως IoT είναι μια τεχνολογία που συνδέει δίκτυα επικοινωνίας συσκευών που περιέχουν ενσωματωμένα ηλεκτρονικά, αισθητήρες λογισμικό, πομποδέκτες, περιφερειακά κ.α. με σκοπό την ανταλλαγή χρήσιμων πληροφοριών για να επεξεργαστούν ή να κοινοποιηθούν περαιτέρω, σε τοπικά δίκτυα ή στο διαδίκτυο. Ως όρος επινοήθηκε από τον Kevin Aston στα τέλη τις δεκαετίας του 1990.

Σήμερα, η χρήση του είναι διαδεδομένη στο σύνολο των νέων ηλεκτρονικών συσκευών αφού παρέχει την δυνατότητα στις ίδιες τις συσκευές να αυτοματοποιήσουν επαναλαμβανόμενες, χρονοβόρες, πολύπλοκες ακόμα και επικίνδυνες διαδικασίες. Μία επιπλέον ικανότητα που παρέχεται είναι εκείνη του απομακρυσμένου ελέγχου και παρακολούθησης λειτουργιών, καταστάσεων και δεδομένων μέσω της σύνδεσης των IoT συσκευών με το διαδίκτυο.

## 1.3 Βιοσήματα

Με την χρήση του όρου βιοσήματα γίνεται αναφορά σε ηλεκτρικά ή οπτικά σήματα τα οποία προέρχονται από ουσίες που εντοπίζονται σε ιστούς και βιολογικά υγρά (αίμα, ιδρώτας, ούρα κτλ) και παράγονται από τα ανθρώπινα κύτταρα. Από τις προαναφερθείσες ουσίες αντλούνται σημαντικές πληροφορίες (pH, Νάτριο, Κάλιο, καρδιακή συχνότητα, θερμοκρασία, κτλ) που μέσω ανάλυσης παρουσιάζουν την συνολική εικόνα υγείας ενός ανθρώπου. Τα βιοσήματα μετρούνται χρησιμοποιώντας παρεμβατικούς ή μη παρεμβατικούς αισθητήρες στο ανθρώπινο σώμα. Και τα δύο είδη

αισθητήρων ανήκουν στις φορετές διατάξεις και χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της κατάστασης της υγείας του χρήστη[10].

Τα βιοσήματα, όπως και όλα τα υπόλοιπα σήματα, μετατρέπονται σε κάποια μορφή ενέργειας. Μπορεί να είναι ηλεκτρική, χημική και μηχανική δραστηριότητα που εμφανίζεται κατά την ανάλυση βιολογικών δειγμάτων σε μορφή μετρούμενου σήματος. Έχουν την δυνατότητα να μετρηθούν απευθείας από την βιολογική πηγή που τα παράγει, ενώ μπορούν και να μετρηθούν ως προς ένα εξωτερικό σύστημα αναφοράς. Η μέτρηση ενός βιοσήματος εμπεριέχει την μετατροπή του σε ηλεκτρικό σήμα χρησιμοποιώντας μια συσκευή γνωστή ως βιομετατροπέας (biotransducer). Το αποτέλεσμα της μέτρησης είναι ένα αναλογικό σήμα που συχνά μετατρέπεται σε ψηφιακό για την επεξεργασία του σε Η/Υ. Τα βιοσήματα και τα συστήματα που τα παράγουν έχουν ποικίλες ιδιότητες π.χ. μπορεί να είναι σταθερά ή ασταθή, γραμμικά ή μη γραμμικά, ντετερμινιστικά ή τυχαία και συνήθως περιέχουν θόρυβο που είναι μη επιθυμητός και επηρεάζει τις μετρήσεις [11].

#### 1.4 Συμβατότητα υλικών

Η κατασκευή μιας συσκευής που θα έρχεται σε επαφή με τον άνθρωπο (συνεχής και πολύωρη επαφή με το ανθρώπινο δέρμα) δημιουργεί την ανάγκη ελέγχου της βιοσυμβατότητας των χρησιμοποιούμενων υλικών με τον άνθρωπο.

Το θέμα της βιοσυμβατότητας προκύπτει από την διαφορά μεταξύ ζωντανών και μη ιστών και υλικών. Όταν δημιουργείται αλληλεπίδραση μεταξύ τους, οφείλουμε να ερευνούμε αν τα αποτελέσματα αυτών των αλληλεπιδράσεων έχουν ευεργετικό ή αρνητικό χαρακτήρα στους ζωντανούς οργανισμούς, αν δηλαδή τα υλικά αποφέρουν μια τοξική ή μη τοξική συμπεριφορά ως προς τους ζωντανούς οργανισμούς και σε ποια έκταση αυτό συμβαίνει [12].

Η βιολογική συμπεριφορά των υλικών και συγκεκριμένα η βιοσυμβατότητα, παρουσιάζεται ως μια οργανωμένη προσέγγιση εξέτασης και κατανόησης των αλληλεπιδράσεων μεταξύ των υλικών που χρησιμοποιούνται σε ιατρικές συσκευές και εμφυτεύματα με ζωντανούς οργανισμούς [13].

Οι τρεις βασικοί άξονες που εξετάζεται η βιοσυμβατότητα των υλικών αφορούν την αντίδραση των υλικών στα βιολογικά συστήματα, την απόκριση των ξενιστών στα βιοϋλικά και τις μεθόδους εξέτασης για τον προσδιορισμό της βιολογικής αντίδρασης σε *in vitro* δοκιμές και σε δοκιμές πειραματόζωων.

Τα βιοϋλικά είναι υλικά που προέρχονται από φυσικές πηγές ή κατασκευάζονται εργαστηριακά και χρησιμοποιούνται σε απευθείας υποστήριξη ή αλλαγή της λειτουργίας ενός ζωντανού ιστού. Όταν υπάρχει προσκόλληση σε ανθρώπινο ιστό έστω και στον μικρότερο βαθμό αυτά τα υλικά πρέπει να χαρακτηρίζονται ως βιοσυμβατά για την χρήση τους. Η βιοσυμβατότητα είναι με απλά λόγια η αρμονική συνύπαρξη ενός



υλικού με τους ανθρώπινους ιστούς. Έτσι ο όρος βιοσυμβατότητα υποδεικνύει ότι το υλικό έχει καλή συμπεριφορά σε επαφή με τους ιστούς και τα ανθρώπινα υγρά. Επιπλέον η ιδέα της βιοσυμβατότητας αναφέρεται στην επιρροή του υλικού στο βιολογικό σύστημα. Οι επιρροές που ασκούν τα υλικά στις βιολογικές λειτουργίες αντιμετωπίζονται κατά κόρων ως μη αρνητικές εκτός αν παρατηρηθεί διαφορά στην βιολογική συμπεριφορά λόγω του υλικού. Σε αυτήν την περίπτωση συναντούμε τον όρο βιολογικός υποβιβασμός (biodegradation), που υποδεικνύει κακή συμπεριφορά. Σε ορισμένες περιπτώσεις η χρήση βιο-υποβιβασμένων υλικών μπορεί να αποτελεί την επιθυμητή λύση για ένα υλικό εμφύτευσης.

Ο ουσιαστικός στόχος των βιοϋλικών δεν θα πρέπει να είναι μόνο η καλή αλληλεπίδραση με τους ιστούς αλλά αν το υλικό αποδίδει ικανοποιητικά στις απαιτήσεις της εφαρμογής του .

Στην παρούσα ερευνητική εργασία επιλέξαμε το πολυιμίδιο ως υλικό βάσης και επαφής με το δέρμα για τις ανάγκες της εύκαμπτης δομής λόγω των ιδιοτήτων που παρέχει ως προς την ευκαμψία, την θερμική και ηλεκτρική μόνωση και την βιοσυμβατότητα που παρουσιάζει.

Συμφώνα με τους Richardson, Miller και Reichert [14] το πολυιμίδιο δοκιμάστηκε σε τεστ βιοσυμβατότητας και εμφανίζεται ως ιδανικό υλικό για χρήση σε βιοαισθητήρες, είτε ως υλικό επικάλυψης, ή ως μέρος μίας μεγαλύτερης δομής.

## 1.5 Εύκαμπτες διατάξεις

Τα εύκαμπτα ηλεκτρονικά κατασκευάζονται σε υποστρώματα σε μορφή λεπτών ταινιών, φύλλων και έχουν την ιδιότητα να λυγίζουν, να τεντώνονται, να διπλώνουν και να περιστρέφονται με ελάχιστη επίδραση στη λειτουργικότητα τους (ηλεκτρονικά). Συνήθως αποτελούνται από δύο μέρη, το υπόστρωμα που βρίσκεται στην βάση και το ηλεκτρονικό κύκλωμα στην κορυφή αυτής [15]. Σε ορισμένες εφαρμογές χρησιμοποιούνται περισσότερα υποστρώματα για την μηχανική προστασία του κυκλώματος όταν εκείνη απαιτείται ή για την υλοποίηση πολλαπλών επιφανειών κυκλωμάτων όταν απαιτείται η χρήση περισσοτέρων από μίας επιφάνειας.

### 1.5.1 Ιστορικά

Πατέντες αναδεικνύουν το ερευνητικό ενδιαφέρον ήδη από τις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα κατασκευάζοντας επίπεδους αγωγούς ενδιάμεσα από στρώματα μονωτών με σκοπό την κατασκευή ηλεκτρικών κυκλωμάτων για χρήση ως διακόπτες σε τηλεφωνικές εφαρμογές. Μια από τις πρώτες περιγραφές για το τί μπορούμε να χαρακτηρίσουμε ως εύκαμπτό κύκλωμα, δόθηκε από τον Δρ. Ken Gilleo και αφορούσε μια Αγγλική πατέντα

του Albert Hansen περιγράφοντας μια κατασκευή αποτελούμενη από μεταλλικούς επίπεδους αγωγούς σε χαρτί επικαλυμμένο με παραφίνη. Στις σημειώσεις του Thomas Edison της ίδιας περιόδου περιγράφει μία παρόμοια χάρτινη κατασκευή με σκόνη γραφίτη ως αγωγίμο υλικό για να δημιουργήσει αυτό που ορίζεται σήμερα ως εύκαμπτο κύκλωμα.

Στην δημοσίευση του 1947 “Printed Circuit Technigues” των Cleo Brunetti και Roger Curtis [16] γίνεται αναφορά στην δημιουργία κυκλωμάτων σε εύκαμπτα μη αγωγίμα υλικά (π.χ. χαρτί) υποδεικνύοντας ότι η ιδέα των εύκαμπτων κυκλωμάτων ήταν σε στάδιο πραγματοποίησης έως το 1950 όπου οι Victor Dahlgren και Royden Sanders της Sanders Associates, κατασκεύασαν και πατεντάρισαν την διαδικασία εκτύπωσης επίπεδων δομών σε εύκαμπτα υποστρώματα για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα της μηχανικής καταπόνησης των αγωγών.

Στις μέρες μας , τα εύκαμπτα κυκλώματα ακόμα γνωστά και ως εύκαμπτα εκτυπωμένα κυκλώματα χρησιμοποιούνται σε πολλά προϊόντα. Τις τελευταίες δεκαετίες τα εύκαμπτα κυκλώματα παραμένουν μια από τις ταχέως αναπτυσσόμενες τεχνολογίες μεταξύ των διαφόρων τμημάτων στον τομέα της κατασκευής – συναρμολόγησης προϊόντων. Μια πρόσφατη εξέλιξη στα εύκαμπτα κυκλώματα, αφορά τα “εύκαμπτα ηλεκτρονικά” που κατά βάση περιέχει την ενσωμάτωση παθητικών και ενεργητικών κυκλωμάτων εκτυπωμένα απευθείας στην εύκαμπτη επιφάνεια.

### 1.5.2 Δομές εύκαμπτων κυκλωμάτων

Υπάρχουν διάφορες βασικές δομές εύκαμπτων κυκλωμάτων οι οποίες διαφέρουν μεταξύ τους ως προς την κατασκευή τους. Στην συνέχεια ακολουθούν οι τύποι κυκλωμάτων και οι πιο γνωστές τεχνικές κατασκευής:

### 1.5.3 Κυκλώματα μονής όψης

Τα κυκλώματα μονής όψης έχουν μία αγωγίμη επιφάνεια κατασκευασμένη από κάποιο μέταλλο ή αγωγίμο πολυμερές ή εύκαμπτό διηλεκτρικό φιλμ. Οι βάσεις κόλλησης των στοιχείων στο κύκλωμα βρίσκονται στην αγωγίμη μεριά. Η εύκαμπτη δομή μπορεί να περιέχει τρύπες για την τοποθέτηση στοιχείων διαμέσου αυτής (through hole device) ή προσκολλημένα στην επιφάνεια της (surface mounted device). Μπορούν να κατασκευαστούν με ή χωρίς προστατευτική βάση αν και συνήθως χρησιμοποιείται ένα προστατευτικό στρώμα για το κύκλωμα της διάταξης.

#### 1.5.4 Κυκλώματα σύνδεσης δύο όψεων

Τα εύκαμπτα κυκλώματα σύνδεσης δύο όψεων είναι σχεδιασμένα στην μία όψη της εύκαμπτης διάταξης αλλά παρέχουν την δυνατότητα σύνδεσης στοιχείων και από τις δύο όψεις. Παρότι αυτού του είδους τα κυκλώματα παρέχουν ορισμένα πλεονεκτήματα, οι ιδιαίτερες απαιτήσεις για την σύνδεση των στοιχείων στην διάταξη περιορίζουν την χρήση τους.

#### 1.5.5 Ανάγλυφα κυκλώματα

Αποτελούν ένα υποσύνολο των κανονικών εύκαμπτων δομών. Η διαδικασία κατασκευής τους εμπεριέχει ένα παραπάνω βήμα χημικής εγχάραξης το οποίο αφήνει το τελικό εύκαμπτο κύκλωμα με εξόδους επαφής για σύνδεση με άλλα συστήματα ( υποδοχές επαφής) και τα αγωγία μονοπάτια διαφέρουν κατά μήκος και κατά πάχος στο κύκλωμα ( λεπτότερα στα σημεία κάμψης, ογκώδη στις συνδέσεις).

#### 1.5.6 Κυκλώματα διπλής όψης

Τα κυκλώματα διπλής όψης έχουν και στις δύο πλευρές τους εκτυπωμένες αγωγίμες επιφάνειες. Οι συνδέσεις με τα στοιχεία γίνονται μόνο από την μία πλευρά της διάταξης και μπορούν να είναι διαμέσου αυτής ή προσκολλημένα στην επιφάνεια. Ανάλογα με τις απαιτήσεις του σχεδιασμού τους, μπορούν να κατασκευαστούν με προστατευτικές βάσεις σε κάποιες πλευρές του ολοκληρωμένου κυκλώματος. Ένα κύριο πλεονέκτημα τους είναι ότι μπορούν να αποφεύγουν τις διασταυρώσεις γραμμών με την διασταύρωση να γίνεται σε διαφορετικές πλευρές.

#### 1.5.7 Πολύ-επίπεδα κυκλώματα

Εύκαμπτα κυκλώματα με 3 ή περισσότερα αγωγία επίπεδα ονομάζονται πολύ-επίπεδα κυκλώματα. Συνήθως τα κυκλώματα είναι διασυνδεδεμένα διαμέσου τρυπών (through hole) χωρίς αυτό να συνεπάγεται ότι δεν γίνεται χρήση διαφορετικών μεθόδων σύνδεσης (μέσω των άκρων). Τα επίπεδα των κυκλωμάτων έχουν εσωτερική σύνδεση όπου απαιτείται ενώ όσο αναφορά την συνεχή σχεδίαση των αγωγίων μονοπατιών χαλκού, επιλέγεται αν θα είναι συνεχής ή διακοπτόμενη βάση της βέλτιστης ευκαμψίας του κυκλώματος. Αυτό επιτυγχάνεται με το να αφήνονται ακάλυπτες οι περιοχές που υπόκεινται σε κάμψη.

### 1.5.8 Υβριδικά κυκλώματα

Τα υβριδικά κυκλώματα είναι μια συνδυαστική μορφή εύκαμπτων και άκαμπτων κυκλωμάτων. Με την πάροδο των χρόνων γίνονται ολοένα και πιο δημοφιλή μιας και έχουν την δυνατότητα να παρέχουν συνδέσεις μεταξύ των άκαμπτων στοιχείων του κυκλώματος μέσω εύκαμπτων κυκλωμάτων. Το κύκλωμα ενσωμάτωσης των στοιχείων είναι άκαμπτο και παρέχεται η ευκολία σύνδεσης περισσότερων άκαμπτων υποσυστημάτων του κυκλώματος μεταξύ τους. Η χρήση τους είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη σε φορητούς υπολογιστές και κινητά [17].

### 1.5.9 Εκτυπωμένα εύκαμπτα κυκλώματα

Τα εκτυπωμένα εύκαμπτα κυκλώματα είναι κυκλώματα που χρησιμοποιούν αγώγιμα εκτυπώσιμα υλικά όπως το αγώγιμο μελάνι (silver ink, carbon ink) για την αποτύπωση ηλεκτρικών κυκλωμάτων σε πολυμερή ή άλλα υποστρώματα. Μπορούν να είναι μονής ή διπλής όψης αλλά και πολύ-επίπεδα με μονωτικά διαχωριστικά στρώματα μεταξύ τους. Είναι ιδανικά για την κατασκευή κυκλωμάτων χαμηλής ενέργειας αφού τα αγώγιμα εκτυπώσιμα υλικά που χρησιμοποιούν είναι χαμηλής αγωγιμότητας, ενώ στις περιπτώσεις χρήσης υλικών υψηλής αγωγιμότητας (silver ink) το κόστος τους είναι υψηλό [18].

### 1.5.10 Υλικά εύκαμπτων κυκλωμάτων

Κατά την κατασκευή των εύκαμπτων δομών, τα στοιχεία που χρησιμοποιούνται πρέπει να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις της κατασκευής με σκοπό την μεγιστοποίηση της διάρκειας ζωής της. Τα υλικά που επιλέγονται, πρέπει να δουλεύουν αξιόπιστα σε σχέση με τα υπόλοιπα στοιχεία του κυκλώματος για να διασφαλίσουν την αξιοπιστία της κατασκευής. Ακολουθούν τα βασικά στοιχεία μιας εύκαμπτης δομής και οι λειτουργίες τους.

### 1.5.11 Βάση

Τα υλικά βάσης είναι πολυμερή φιλμ που αποτελούν την βάση για το φύλλο μετάλλου. Σε φυσιολογικές συνθήκες, η εύκαμπτη βάση παρέχει τις περισσότερες πρωτογενείς φυσικές και ηλεκτρικές ιδιότητες ενός εύκαμπτου υποστρώματος. Στην περίπτωση των ανάγλυφων κυκλωμάτων, το υλικό βάσης παρέχει όλες τις ιδιότητες. Παρότι ένα μεγάλο εύρος πάχους είναι εφικτό να χρησιμοποιηθεί, τα περισσότερα εύκαμπτα υποστρώματα κατασκευάζονται σε ένα συγκεκριμένο εύρος τιμών, σχετικά λεπτών διαστάσεων από 12μm έως 125μm. Τα λεπτότερα υλικά είναι ασφαλώς και περισσότερο ευλύγιστα ενώ στα περισσότερα υλικά η αύξηση της ακαμψίας είναι

ανάλογη προς τον κύβο του πάχους. Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι αν ένα υλικό διπλασιάσει το πάχος του, η ακαμψία που παρουσιάζει είναι 8 φορές μεγαλύτερη.

Ως προς τα υλικά χρήσης των εύκαμπτων υποστρωμάτων, επιλέγονται κατά κόρων τα πολυμερή. Σχετικά με τις φορετές διατάξεις, οι ιδιότητες που παρέχουν και γίνονται ελκυστικά ως υλικά χρήσης είναι η θερμική και ηλεκτρική μόνωση και η ευκαμψία τους. Επιπλέον, διαθέτουν ιδιότητες όπως αντοχή, ανθεκτικότητα, αντίσταση στη διάβρωση, χρώμα, διαφάνεια, εύκολη επεξεργασία και χαμηλό κόστος ενώ οι εφαρμογές τους συναντώνται, στην αυτοκίνηση, σε ιατρικές συσκευές και καταναλωτικές εμπορικές συσκευές [19].

Οι διάφορες κατηγορίες πολυμερών είναι: polyethylene terephthalate (PET), polyethylene naphthalate (PEN), polycarbonate (PC), polyethersulfone (PES), polyarylates (PAR), polyimide (PI) με την τελευταία κατηγορία να αποτελεί και το επιλεγμένο υλικό χρήσης ως υπόστρωμα για την παρούσα ερευνητική εργασία [20] (σχήμα 2).

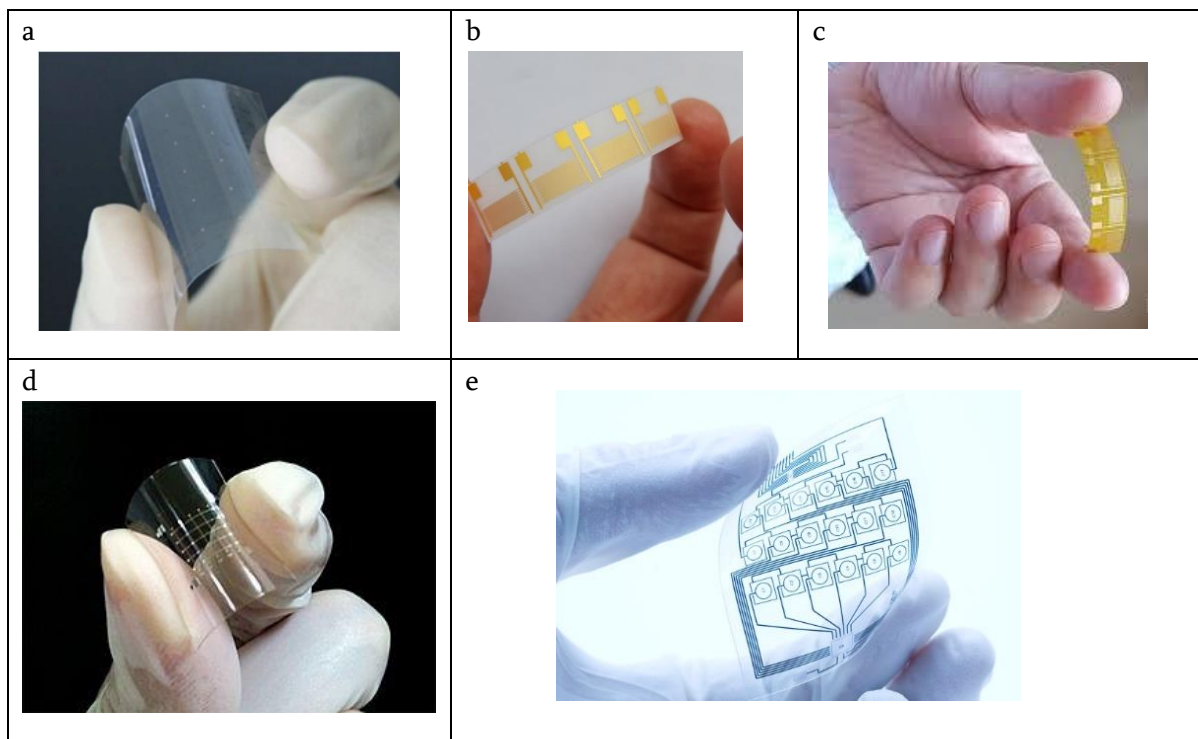
#### 1.5.12 Υλικά κόλλησης

Υλικά κόλλησης ακρυλικά, εποξικά κ.α. χρησιμοποιούνται ως συνδετικό μέσο για την δημιουργία μιας εύκαμπτης δομής. Είναι εκείνα που συνδέουν το μεταλλικό στρώμα με την βάση για την δημιουργία μιας λεπτής εύκαμπτης ταινίας. Όσο αναφορά την ανθεκτικότητα κόλλησης στην θερμοκρασία, το υλικό κόλλησης είναι συνήθως το στοιχείο που περιορίζει την αποδοτικότητα κόλλησης ενός στρώματος ιδίως όταν το πολυϊμίδιο χρησιμοποιείται ως βάση. Λόγω των προβλημάτων που σχετίζονται με την κόλληση που παρουσιάζει το πολυϊμίδιο, πολλά εύκαμπτα κυκλώματα κατασκευάζονται με διαφορετικά συστήματα κόλλησης της οικογένειας των πολυμερών. Παρόλα αυτά, ορισμένα καινούργια θερμοπλαστικά κολλητικά υλικά προσπερνούν σταδιακά τα προβλήματα αυτά με βελτιώσεις. Γενικότερα, οι κόλλες χρησιμοποιούνται σε διαφορετικά πάχη ανάλογα με τις ιδιότητες τους ενώ η επιλογή του πάχους εξαρτάται συνήθως από την εφαρμογή.

#### 1.5.13 Μεταλλικό στρώμα

Ένα μεταλλικό στρώμα χρησιμοποιείται ως το αγώγιμο στοιχείο σε μια εύκαμπτη δομή. Το στρώμα αυτό είναι εκείνο το οποίο θα χαραχθεί χημικά για την δημιουργία των αγώγιμων μονοπατιών του κυκλώματος. Μεγάλο εύρος μετάλλων, ποικίλου πάχους μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, ωστόσο ο χαλκός είναι εκείνος που χρησιμοποιείται κατά κόρον σε εφαρμογές. Η σχέση κόστους – φυσικών και ηλεκτρικών χαρακτηριστικών που διαθέτει, αποτελούν ιδανική

επιλογή . Το IPC<sup>2</sup> αναγνωρίζει 8 διαφορετικούς τύπους χαλκού για εκτυπωμένα κυκλώματα χωρίζοντας τα σε 2 γενικές κατηγορίες, τους ηλεκτρολυτικούς (electrodeposited) και τους κατεργασμένους (wrought/rolled) βάση του τρόπου κατασκευής τους και των διαφορετικών ιδιοτήτων που τους χαρακτηρίζουν, με την κάθε κατηγορία να χωρίζεται σε 4 υποκατηγορίες κλιμακωτά [21]. Ως αποτέλεσμα αυτού, υπάρχει πλήθος διαφορετικών τύπων ταινιών χαλκού διαθέσιμο ανάλογα με την τελική εφαρμογή του προϊόντος. Στην πλειοψηφία τους, οι ταινίες χαλκού βρίσκονται στην μια πλευρά της εύκαμπτης δομής για την βέλτιστη ενσωμάτωση του χαλκού στην βάση. Αν και η κατηγορία wrought/rolled χρησιμοποιείται συχνότερά σε γενικές εφαρμογές, υπάρχει μια αυξητική τάση στη χρήση των electrodeposited για εφαρμογές σε λεπτότερες ταινίες χαλκού.



Σχήμα 2 : Κατηγορίες πολυμερών, a) PEN b) PET c) PI d) PES e) PC

## 1.6 Ηλεκτρονικά κυκλώματα ελέγχου

Η μικροηλεκτρονική είναι ένας τομέας των ηλεκτρονικών που αναφέρεται στην μελέτη και κατασκευή πολύ μικρών ηλεκτρονικών σχεδίων και στοιχείων. Συνήθως αλλά όχι πάντα ανήκουν στην κλίμακα των μικρομέτρων ή μικρότερη. Κυκλώματα κανονικού ηλεκτρονικού μεγέθους είναι διαθέσιμα και σε μικροηλεκτρονική μορφή. Αποτελούνται

<sup>2</sup> IPC: Η Ένωση Σύνδεσης Ηλεκτρονικών Βιομηχανιών, είναι ένας επαγγελματικός σύλλογος με στόχο την τυποποίηση των απαιτήσεων συναρμολόγησης και παραγωγής ηλεκτρονικού εξοπλισμού και συναρμολογήσεων.

από ημιαγωγικά στοιχεία, τέτοια στοιχεία συνήθως είναι πυκνωτές αντιστάσεις, τρανζίστορ, δίοδοι και πηνία.

### 1.6.1 Κατηγοριοποίηση ηλεκτρονικών στοιχείων

Τα ηλεκτρονικά στοιχεία κατηγοριοποιούνται σε 3 μεγάλες κατηγορίες, βάση του τρόπου λειτουργίας τους και της μεθόδου

#### 1.6.1.1 Παθητικά στοιχεία

Δεν μπορούν να παρέχουν ενέργεια στο κύκλωμα. Επίσης δεν είναι εξαρτώμενα από την ενέργεια τροφοδοσίας, εκτός των εναλλασσόμενων κυκλωμάτων. Ως εκ τούτου δεν μπορούν αν ενισχύσουν την ισχύ ενός σήματος αν και μπορούν να αυξήσουν την τάση και το ρεύμα, ενώ εμπεριέχουν ακόμη και τα στοιχεία 2 εξόδων. Τα παθητικά στοιχεία που συναντάμε στα κυκλώματα ελέγχουν είναι:

- Αντιστάσεις
- Πυκνωτές
- Πηνία
- Μετατροπείς, αισθητήρες, ανιχνευτές
- Κεραίες
- Μετρητικά στοιχεία
- Βοηθητικά στοιχεία κυκλώματος (καλώδια, breadboard)

#### 1.6.1.2 Ενεργητικά στοιχεία

Είναι εξαρτώμενα από την πηγή τροφοδοσίας τους. Συνήθως μπορούν να παρέχουν με ενέργεια το κύκλωμα. Στα ενεργητικά στοιχεία συγκαταλέγονται και τα στοιχεία ενίσχυσης όπως τα τρανζίστορ. Τα ενεργητικά στοιχεία που συναντούμε στα κυκλώματα ελέγχου είναι :

- Τρανζίστορ
- Δίοδοι
- Ολοκληρωμένα κυκλώματα
- Οπτοηλεκτρονικές συσκευές
- Λυχνίες κενού
- Συσκευές αποφόρτισης
- Πηγές ενέργειας

### 1.6.1.3 Ηλεκτρομηχανικά στοιχεία

Μπορούν αν εκτελέσουν ηλεκτρικές διεργασίες χρησιμοποιώντας κινητά μέρη ή ηλεκτρικές συνδέσεις. Τα ηλεκτρομηχανικά στοιχεία που συναντάμε στα κυκλώματα ελέγχουν είναι:

- Πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, κρύσταλλοι , συντονιστές
- Διακόπτες
- Στοιχεία σύνδεσης και τερματικά στοιχεία
- Συσκευές προστασίας
- Μηχανικές συσκευές

### 1.6.2 Μικροελεγκτής

Ο μικροελεγκτής είναι ένα ολοκληρωμένο τσιπ που διαθέτει έναν ή περισσότερους επεξεργαστές μαζί με μνήμη και προγραμματιζόμενες περιφερειακές εισόδους/ εξόδους [22]. Χρησιμοποιείται σε εφαρμοσμένα συστήματα για την αποθήκευση, την επεξεργασία και την μέτρηση δεδομένων γιατί παρέχει ταχύτητα και αξιοπιστία [22]. τα βασικά στοιχεία από τα οποία αποτελείται ένας μικροελεγκτής είναι :

- Central Processing Unit (CPU)
- Program Memory (ROM – Read Only Memory)
- Data Memory (RAM – Random Access Memory)
- Timers and Counters
- I/O Ports (I/O – Input/Output)
- Serial Communication Interface
- Clock Circuit (Oscillator Circuit)
- Interrupt Mechanism
- Analog to Digital Converter Ports

Παραδείγματα χρήσης μικροελεγκτών σε φορετά για ερευνητικούς σκοπούς υπάρχουν με την δημιουργία (Liu et.al) ενός φορετού συστήματος μέτρησης αναπνοής και επεξεργασίας μέσω του MSP430F2418 [23], την έρευνα σε φορετά συστήματα για την αναγνώριση κίνησης και στάσης του σώματος (Wallace Ugulino et al.) που χρησιμοποιήθηκε ο μικροελεγκτής ATmega328V [24] και την κατασκευή ενός οπτικού οξυμέτρου (Cohen et al.) με την χρήση του μικροελεγκτή Atmega328P [25] .



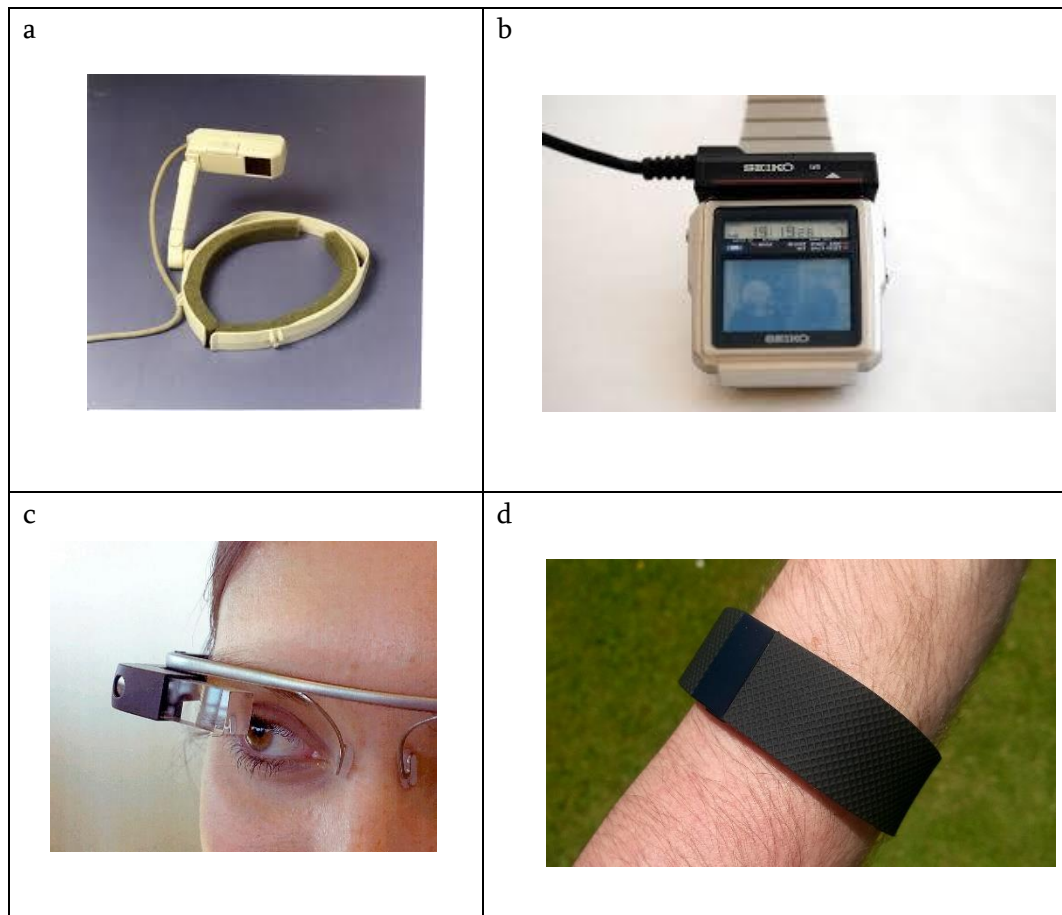
## 1.7 Ερευνητικές και εμπορικές διατάξεις

Έως τώρα έγινε λόγος σε βασικές έννοιες των φορητών συστημάτων. Ακολουθούν υφιστάμενες εμπορικές εφαρμογές τόσο στον τομέα της υγείας και του αθλητισμού, όσο και στους τομείς της μόδας, της ψυχαγωγίας και του εμπορίου.

### 1.7.1 Εμπορικές εφαρμογές

Στις αρχές του 1980 διατέθηκαν στην αγορά, πολλά εμπορικά φορητά συστήματα με στόχο την υλοποίηση υπολογισμών. Το 1981, ο Steve Mann σχεδίασε και υλοποίησε ένα φορητό υπολογιστή με την ικανότητα αναπαραγωγής πολυμέσων, καταγραφής βίντεο και αναπαραστάσης εικόνας σε ψηφιακή οθόνη [26,27]. Το 1984, η SEIKO EPSON κυκλοφόρησε το RC-20 υπολογιστή χειρός μια πρώιμη μορφή smartwatch τροφοδοτούμενη από ένα μικροελεγκτή (SOC, system on Chip) [28]. Το 1989, η Reflection Technology κυκλοφόρησε στη αγορά το πρώτο φορητό σύστημα οπτικής απεικόνισης (οθόνη LED) με σκοπό αν φορεθεί στο πρόσωπο του χρήστη το οποίο οδήγησε με την σειρά τους σε πολλές σχετικές έρευνες κυρίως από ερασιτέχνες στα επόμενα χρόνια [29]. Το 1994 η DARPA παρουσίασε μία σειρά φορητών συστημάτων, φιλικά προς τον χρήστη, που εμπεριείχαν φορητούς υπολογιστές, ραδιόφωνα, συστήματα πλοήγησης, με συστήματα διεπαφής ανθρώπου μηχανής (HMI), με εφαρμογές εμπορικές και στρατιωτικές καθώς και διοργάνωσε το συνέδριο “Wearables 2005” φέρνοντας κοντά πανεπιστήμια, βιομηχανίες και στρατιωτικούς ερευνητικούς φορείς [30]. Το 1990, ο Jaap Haartsen κέρδισε το ευρωπαϊκό βραβείο εφευρέτη για το πρώτο Bluetooth, ενώ το ίδιο κυκλοφόρησε στην αγορά το 1999 από την Ericsson [31].

Η εξέλιξη των φορητών ηλεκτρονικών συνεχίστηκε και τον 21<sup>ο</sup> αιώνα με την κυκλοφορία από την GoPro του GoPro HERO, μίας φορητής κάμερας στο κεφάλι ή τον βραχίονα ιδιαίτερα ανθεκτικής και αδιάβροχης [32]. Το 2009 η Fitbit κυκλοφόρησε το πρώτο της φορητό σύστημα για καταγραφή βιοσημάτων που αφορούσε τον τομέα της αθλητισμού [5]. Το 2014 η google, κυκλοφόρησε στην αγορά τα google glass, ένα φορητό σύστημα στο πρόσωπο (φορητά γυαλιά) που στόχο είχε να εμφανίζει πληροφορίες στην οθόνη των γυαλιών συνδεδεμένο με το κινητό του χρήστη [33]. Την ίδια χρονιά, η Thync κυκλοφόρησε ένα φορητό σύστημα το οποίο διέγειρε με μικρούς ηλεκτρικούς παλμούς τον χρήστη και προκαλούσε χαλάρωση μέσα από την σύνδεση με μια εφαρμογή κινητού [34].



Σχήμα 3 : a) Private eye ,1984 Reflection Technology, οπτική απεικόνιση LED [29], b) SEIKO RC 20 υπολογιστής χειρός [28], c) Google glasses φορητό σύστημα απεικόνισης πληροφοριών [33], d) Fitbit, φορητό σύστημα καταγραφής βιοσημάτων [5]

### 1.7.2 Ερευνητικές προσεγγίσεις

Οι ερευνητικές προσπάθειες για την δημιουργία εύκαμπτών διατάξεων για την ανίχνευση βιοσημάτων ξεκίνησαν με την ενσωμάτωση αισθητηρίων σε εύκαμπτες δομές και ποικίλουν σε πληθώρα μέτρησης βιοσημάτων. Συνοπτικά, έχουν διερευνηθεί αισθητήρες μέτρησης θερμοκρασίας, καρδιακών παλμών, οξυγόνωσης στο αίμα, πίεσης, ιδρώτα, σάλιου κ.α. [35]. Συνήθως, οι αισθητήρες αυτοί στοχεύουν στην παρακολούθηση ορισμένων τύπων βιοσημάτων για ανάλυση και επεξεργασία αλληλοσχετιζόμενων στοιχείων.

Στην συνέχεια παρουσιάζονται συνοπτικά οι τύποι βιοσημάτων που έχουν ερευνηθεί ως προς την συλλογή και ανάλυση δεδομένων καθώς και οι μέθοδοι καταγραφής των σημάτων αυτών.

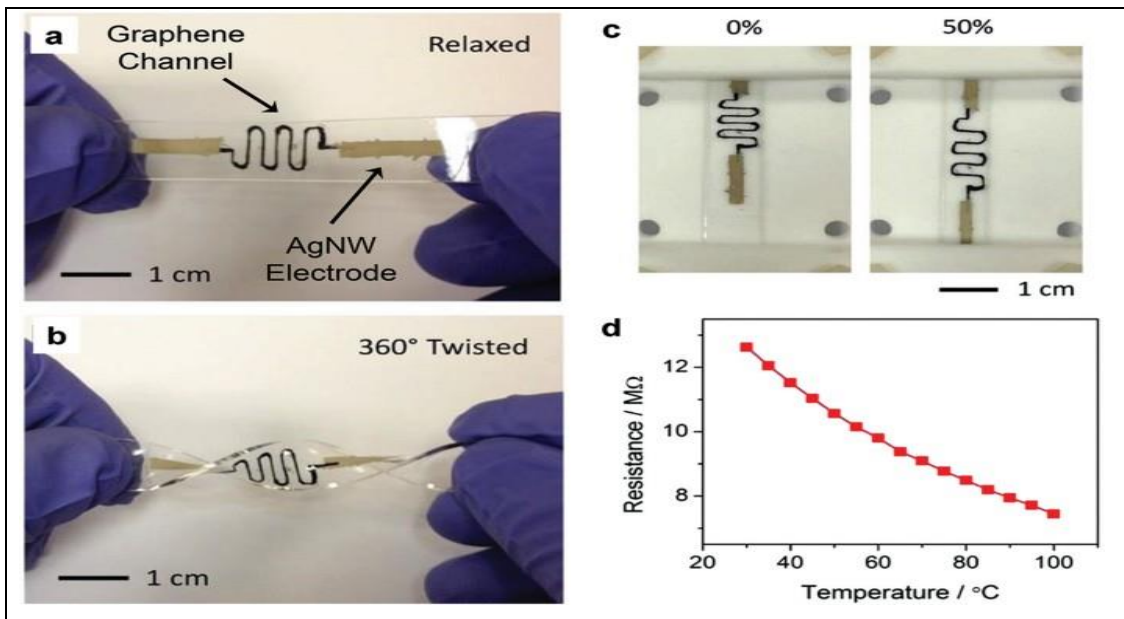
### 1.7.3 Μέτρηση θερμοκρασίας

Η θερμοκρασία σώματος είναι το πρώτο βιοσήμα που θα γίνει αναφορά. Η μεταβολή της από τις σύνηθες τιμές, αποτελεί σημαντικό δείκτη για την φυσιολογική κατάσταση ενός χρήστη. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι η επιδερμική θερμοκρασία ποικίλει από σημείο σε σημείο [36]. Συνήθως, οι μετρήσεις θερμοκρασίας σε φορετές εφαρμογές λαμβάνονται από τον καρπό.

Διαφορετικές μέθοδοι έχουν πραγματοποιηθεί για την τοπική μέτρηση θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος. Μέθοδοι όπως η αλλαγή της αντίστασης ενός θερμίστορ, η αλλαγή της τάσης ενός θερμοζεύγους ή η άντληση της θερμοκρασίας από θερμική ανάλυση εικόνας αποτελούν τις βασικότερες ερευνητικές προσπάθειες μέτρησης. Τελευταία, η ερευνητική δραστηριότητα έχει στραφεί στη χρήση φορετών θερμίστορ. Τα θερμίστορ έχουν γραμμική σχέση εξάρτησης αντίστασης – θερμοκρασίας και χωρίζονται σε δυο τύπους, εκείνα των οποίων η αντίσταση μειώνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας NTC και εκείνα των οποίων η αντίσταση αυξάνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας PTC.

Πληθώρα υλικών έχουν χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή φορετών θερμικών αισθητήρων. Γραφίτης υψηλής αντίστασης τοποθετήθηκε ως θερμικό αισθητήριο (Huang et al.) με ηλεκτρόδια υψηλής αγωγιμότητας αργύρου νανοημάτων [37], όπως παρατηρείται στην σχήμα 4 τοποθετήθηκαν οξείδια του νικελίου ως αισθητήριο στοιχείο του θερμίστορ με παρόμοια απόδοση των εμπορικών θερμίστορ [38].

Μία διάταξη μικροσωματιδίων Νικελίου (Jeon et al.) τοποθετημένη σε σύνθεση πολυμερών χρησιμοποιήθηκε ως αισθητήριο στοιχείο δημιουργώντας μια μεγάλη ζώνη μέτρησης θερμοκρασίας για ένα κύκλωμα χαμηλής ισχύος. Παρά την εξέλιξη των φορετών θερμίστορ, απαιτείται η επίλυση προβλημάτων που σχετίζονται με την εξάρτηση της αντίστασης εξόδου [37,38] των θερμίστορ από την τάση και η ακρίβεια μέτρησης μεταξύ της εσωτερικής θερμοκρασίας και της τοπικής εξωτερικής η οποία διαφέρει 2-3° C [39].



Σχήμα 4: Φορετό θερμίστορ γραφίτη σε καταστάσεις: a) ηρεμίας, b) περιστροφής, c) τάνυσης και σχηματική αναπαράσταση αλλαγής της αντίστασης με την μεταβολή της θερμοκρασίας [37]

#### 1.7.4 Μέτρηση καρδιακής συχνότητας

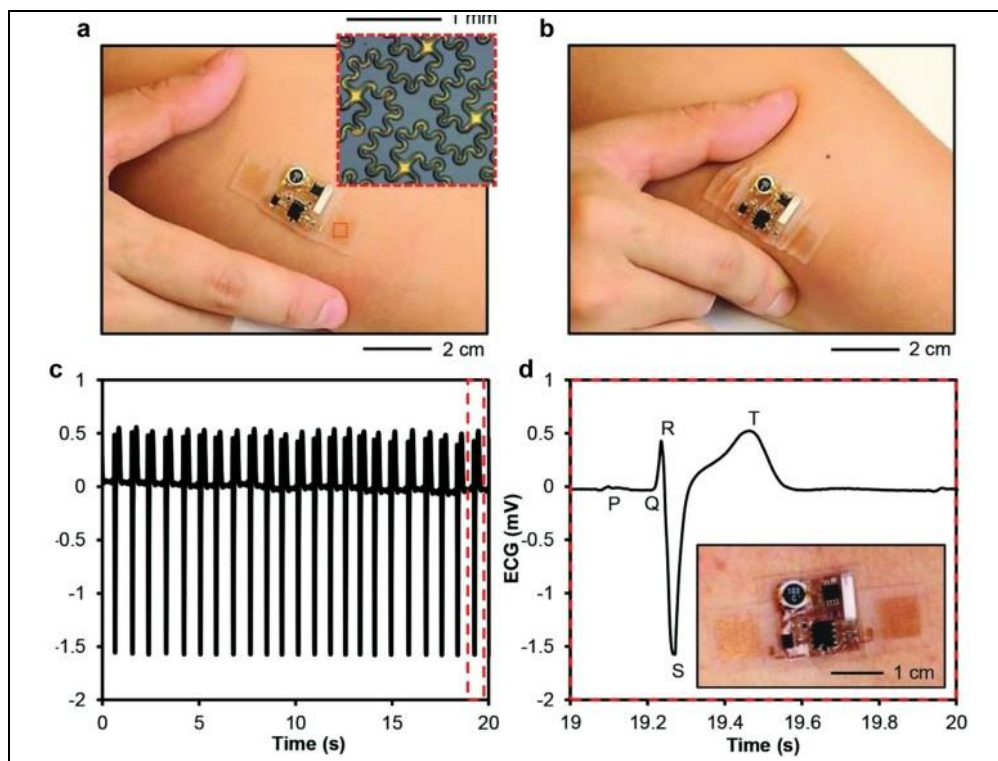
Ένας ιδιαίτερα σημαντικός παράγοντας για τον προσδιορισμό της φυσιολογικής κατάστασης ενός ατόμου είναι η καρδιακή συχνότητα. Γνωστή και ως παλμοί, η παρακολούθηση της καρδιακής συχνότητας είναι απαραίτητη για την δημιουργία μίας καθαρής εικόνας των καρδιακών κύκλων<sup>3</sup> του ατόμου. Η μονάδα μέτρησης των παλμών είναι οι χτύποι ανά λεπτό (b.p.m.) και εκφράζουν την συχνότητα των καρδιακών κύκλων. Όλες οι σημαντικές αλλαγές στην φυσιολογική και την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου συνήθως έχουν αντίκτυπο στους παλμούς του [40].

Συμβατικά, η μέτρηση των παλμών γίνεται μέσω της στερεοσκοπικής μεθόδου ή και με το χέρι μετρώντας στον καρπό ή τον λαιμό. Μια ακόμη αρκετά δημοφιλής τεχνική είναι εκείνη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) η οποία παρέχει δεδομένα μέσω ηλεκτροδίων που ανιχνεύουν το σήμα εκπόλωσης των μυών της καρδιάς. Μη παρεμβατικές μετρήσεις ακριβείας έχουν δημοσιευτεί ως εναλλακτική οι οποίες έχουν πραγματοποιηθεί μέσω οπτικών αισθητηρίων ηλεκτρικών αισθητηρίων αλλά και αισθητήρων τάνυσης.

Ένας ηλεκτρικός αισθητήρας όμοιας λειτουργίας με εκείνη των ECG ηλεκτροδίων παρουσιάζεται στην σχήμα 5 (Xu et al.) με την διαφορά ότι χρησιμοποιήθηκαν 2 αντί για 12 ηλεκτρόδια καθώς και το ότι το σύστημα μέτρησης βρίσκεται ενσωματωμένο σε εύκαμπτη διάταξη η οποία τοποθετείται στο στήθος του χρήστη [41].

<sup>3</sup> Καρδιακός κύκλος (Cardiac cycle) : Ονομάζεται ένας πλήρης κύκλος όπου το οξυγονωμένο αίμα κινείται, από τους πνεύμονες μέσω των αγγείων δίνοντας οξυγόνο σε όλα τα σημεία του σώματος και επιστρέφοντας το πίσω στους πνεύμονες για αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα.

Μία ακόμα χρήσιμη μέθοδος καταγραφής των καρδιακών παλμών είναι η πλεισματολογία. Σε κάθε φάση του καρδιακού κύκλου, το αίμα που ρέει μέσω των αρτηριών και των αγγείων αλλάζει τον όγκο αυτής του λόγω του φαινομένου της πίεσης του αίματος. Αυτή η πλήρης αλλαγή από μέγιστη σε ελάχιστη συστολή και διαστολή αποτελεί έναν καρδιακό κύκλο. Η πλεισματολογία χρησιμοποιεί οπτικά μέσα [42] αλλά και αισθητήρια πίεσης [43,44] για να καταγράψει τα παλμικά σήματα. Ένα OLED και μία φωτοδίοδος τοποθετημένα αντιδιαμετρικά του καρπού χρησιμοποιήθηκαν για να καταγραφεί η πλήρης αλλαγή του καρδιακού κύκλου και παρουσιάστηκε από τους Lochner et al. [42]. Η διακύμανση του όγκου των αγγείων, επηρεάζει την ποσότητα φωτός που τελικά καταλήγει στην φωτοδίοδο. Για την μέτρηση του παλμικού σήματος της επικάρπιας αρτηρίας, χρησιμοποιήθηκε (Schwartz et al.) ένα τρανζίστορ πολυμερούς ως αισθητήρας πίεσης [43] ενώ για την μέτρηση παλμών της καρδιακής αρτηρίας (Nie et al.) χρησιμοποιήθηκε ένας εκτυπωμένος χωρητικός πυκνωτής πίεσης που μέσω της συστολής και της διαστολής του αισθητήρα αλλάζει η χωρητικότητά του [44].



Σχήμα 5: Αισθητήρας ECG σε εύκαμπτο υπόστρωμα για την μέτρηση παλμών σε κατάσταση: a) ηρεμίας, b)πίεσης, c) ECG μετρήσεις από το στέρνο d) λεπτομερής απεικόνιση του ECG σήματος παρουσιάζει τις Q, R, S κυματομορφές, [41]

### 1.7.5 Μέτρηση Πίεσης

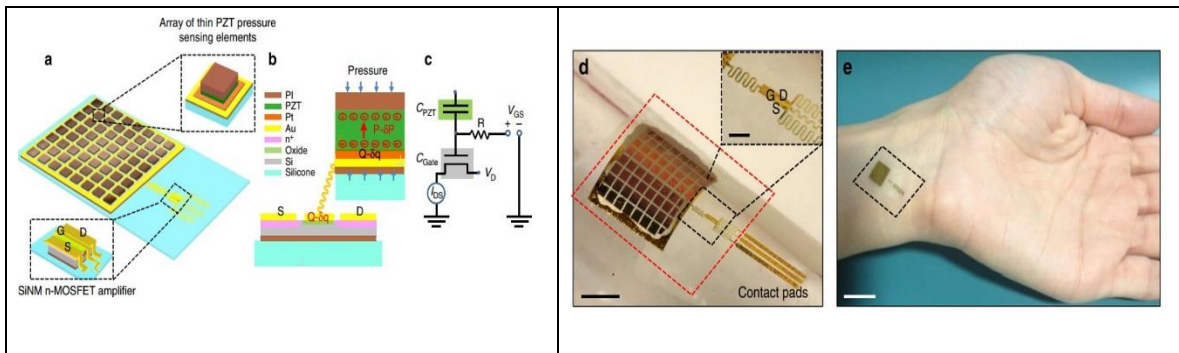
Η πίεση του αίματος αποτελεί ένα βασικό βιοσήμα. Αποτελείται από την συστολική (μεγάλη) και την διαστολική (μικρή) πίεση. Επιπρόσθετα σε αυτές υπάρχει και μια ακόμη μετρήσιμη μονάδα, η αρτηριακή πίεση, που ορίζεται ως εκείνη μεταξύ της συστολικής και της διαστολικής. Η κυματομορφές της Αρτηριακής πίεση είναι σημαντική πηγή πληροφοριών για συνεχείς μετρήσεις μακράς διάρκειας καθώς μπορεί να εξάγει δεδομένα και προβλέψεις σχετικά με καρδιακές παθήσεις και ασυμπτωματική λειτουργία της καρδιάς. Αν και η ανατομία μεταξύ των ανθρώπων διαφέρει με συνέπεια να δημιουργεί δυσκολίες στις μετρήσεις, η πίεση αποτελεί ένα πολύ καλό γενικό δείκτη.

Συμβατικά μετρητικά όργανα όπως τα σφυγμόμετρα δεν μπορούν να παρέχουν συνεχείς μετρήσεις πραγματικού χρόνου και ιδίως μετρήσεις αρτηριακής πίεσης [35].

Αρκετές τεχνικές έχουν παρουσιαστεί ως εναλλακτικές των συμβατικών μεθόδων μετρήσεων κάνοντας χρήση αισθητήρων υψηλής τάνυσης, όπως :

- i. Συστοιχία πυκνωτών κατασκευασμένη σε εύκαμπτο υπόστρωμα μετρώντας χωρητικότητα εντός ενός συμπιεσμένου διηλεκτρικού συστήματος (σχήμα 6).
- ii. Συστοιχία πυκνωτών κατασκευασμένη σε εύκαμπτο υπόστρωμα μετρώντας την τάση στα άκρα της συσκευής εντός ενός πιεζοηλεκτρικού διηλεκτρικού.
- iii. Αντιστάσεις κατασκευασμένες σε εύκαμπτο υπόστρωμα με την ιδιότητα να αλλάζουν την μετρούμενη αντίσταση (μειονεκτούν λόγω της μεγάλης κατανάλωσης ρεύματος).

Και οι δύο μέθοδοι με χρήση πυκνωτών χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό ενισχυτών ή εξωτερικών ενσωματωμένων συσκευών (thin film transistor) για την επεξεργασία του σήματος [45-50].



Σχήμα 6: Εύκαμπτος πιεζοηλεκτρικός αισθητήρας με συστοιχία πυκνωτών: a) σχηματική απεικόνιση αισθητήρα και στοιχείων, b) σχηματική αναπαράσταση των συστοιχιών των στοιχείων πίεσης, c) κυκλωματική απεικόνιση των χωρητικών ζευγών μεταξύ αισθητήρα και τρανζίστορ, d) παρουσίαση του αισθητήρα τυλιγμένου γύρω από ένα κυλινδρικό γυάλινο αντικείμενο, e) φωτογραφία του αισθητήρα φορετού στον καρπό [38]

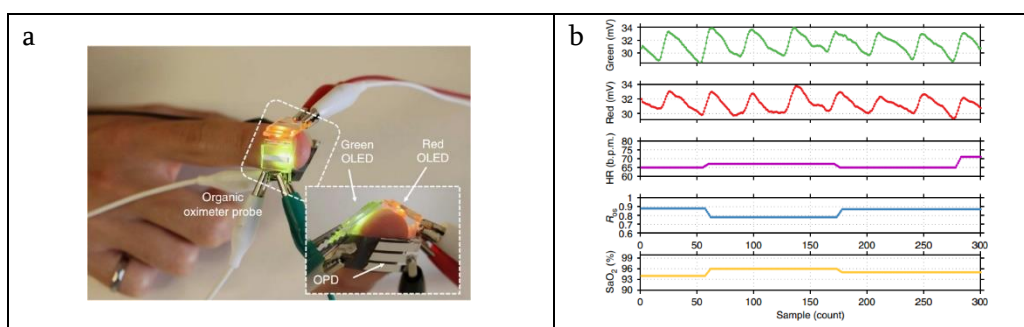
### 1.7.6 Μέτρηση οξυγόνωση αίματος

Η οξυγόνωση του αίματος σχετίζεται με την μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου που βρίσκεται εντός του αρτηριακού αίματος. Σημαντικές πληροφορίες μπορούν να

προκύψουν από την καταγραφή και ανάλυση των μετρήσεων οξυγόνου. Για παράδειγμα, αν ο κορεσμός του οξυγόνου πέσει σε επίπεδα χαμηλότερα του 80%, τα όργανα δυσλειτουργούν. Σε κανονικές συνθήκες τα επίπεδα μετρήσεων σε υγιείς πληθυσμό, συγκεντρώνονται πλησίον του 95% [51].

Οι οπτικές μετρήσεις χρησιμοποιούνται ως την βέλτιστη μη επεμβατική μέθοδο συλλογής πληροφοριών για την οξυγόνωση του αίματος. Επιλέγοντας την μέθοδο και την περιοχή μέτρησης στο ανθρώπινο σώμα, η οξυγόνωση κατηγοριοποιείται σε : οξυγόνωση ιστών (StO<sub>2</sub>), οξυγόνωση αγγείων (SvO<sub>2</sub>) και περιφερειακή οξυγόνωση (SpO<sub>2</sub>). Στις μη επεμβατικές μεθόδους, η μέτρηση του SpO<sub>2</sub> είναι η καταλληλότερη επιλογή. Μέσω ενός OLED ως εκπομπού και μιας φωτοδιόδου ως συλλέκτη, η επιλεγμένη φωτεινή ακτινοβολία ταξιδεύει διαμέσου του δέρματος και των ιστών του σώματος (αντιδιαμετρική τοποθέτηση), ή ανακλάται μεταξύ αυτών (τοποθέτηση παράλληλη) προς την φωτοδίοδο με μία σχετική απόκλιση. Αυτή η απόκλιση οφείλεται στην απορρόφηση μέρους της ακτινοβολίας από την αιμοσφαιρίνη που ρέει εντός των αγγείων [52].

Στις ερευνητικές προσπάθειες συλλογής πληροφοριών οξυγόνωσης του αίματος συγκαταλέγονται: η δημιουργία μίας εύκαμπτης διάταξης μέτρησης μέσω ενός OLED και μίας εκτυπωμένης φωτοδιόδου (Lochner et al.) [38] σε αντιδιαμετρική διάταξη εκπομπού – συλλέκτη (σχήμα 7), η κατασκευή ενός οξύμετρου (Bansal et al.) [53] σε παράλληλη διάταξη εκπομπού – συλλέκτη για την ανάλυση της ανακλώμενης ακτινοβολίας. Παρότι και οι δύο εφαρμογές χρησιμοποιούν βιοσυμβατά στοιχεία, οι διατάξεις χρειάζονται να τοποθετούνται αρκετά προσεκτικά στο δέρμα για να αποφευχθούν οι απώλειες λόγω κακής επαφής κατά την μέτρηση. Τέλος , μια διαφορετική προσέγγιση ακολουθήθηκε με την κατασκευή (Rothmaier et al.) [54] ενός φορητού γαντιού με οπτικές ίνες για την μετάδοση της ακτινοβολίας μέσω των δακτύλων, χρησιμοποιώντας μη οργανική πηγή φωτός και μη εύκαμπτα υλικά.



Σχήμα 7: Φορητό οξύμετρο a) απεικόνιση του συστήματος με OLED πράσινης και κόκκινης ακτινοβολίας και εύκαμπτο συλλέκτη, b) γραφική απεικόνιση των μετρήσεων [35].

### 1.7.7 Μέτρηση γλυκόζης αίματος

Η γλυκόζη στο αίμα αποτελεί βασικό ανθρώπινο βιοσμήμα. Σύμφωνα με έρευνες του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας, το 2014, το 8,5% των ενηλίκων έπασχε από διαβήτη

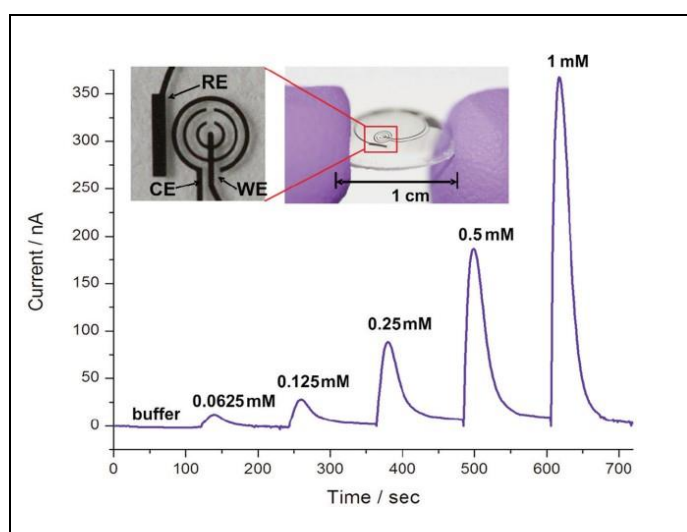
και το 2016 ο διαβήτης κόστισε την ζωή σε 1.6 εκατομμύρια ανθρώπους [55]. Ως εκ τούτου, η καταγραφή της γλυκόζης είναι απαραίτητη για την ζωή εκατομμυρίων ανθρώπων.

Οι συμβατικές μέθοδοι καταγραφής απαιτούν αίμα από τους ασθενείς αρκετές φορές μέσα στην μέρα. Οι σύγχρονες εύκαμπτες ηλεκτρονικές συσκευές παρέχουν αυτή την δυνατότητα ( μέτρηση των επιπέδων γλυκόζης) με ακρίβεια και με μη επεμβατικές μεθόδους.

Ένας μη επεμβατικός ηλεκτροχημικός αισθητήρας με ενζυματική βάση οξειδίων γλυκόζης (GOD) αναπτύχθηκε με σκοπό την καταγραφή συγκέντρωσης γλυκόζης. Η λειτουργία του όταν έρθει σε επαφή με την μετρούμενη ποσότητα βασίζεται στην αντίδραση με D – γλυκόζη που δημιουργεί  $H_2O_2$ . Το  $H_2O_2$  οξειδώνεται και παράγει υδρογόνο, οξυγόνο και ελεύθερα ηλεκτρόνια [35]. Τα παραγόμενα ελεύθερα ηλεκτρόνια είναι το μετρούμενο ρεύμα του αισθητήρα το οποίο συγκρίνεται ( σχέση αναλογίας) με την συγκέντρωση γλυκόζης. Όσο περισσότερα τα ελεύθερα ηλεκτρόνια, τόσο μεγαλύτερο το μετρούμενο ρεύμα και τόσο υψηλότερη η συγκέντρωση γλυκόζης.

Οι ηλεκτροχημικοί αισθητήρες αυτού του τύπου έχουν χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές όπως:

- i. Φορητοί αισθητήρες δακρύων σε μορφή φακού, τριών ηλεκτροδίων σε PET υπόστρωμα, μετρώντας το επίπεδο γλυκόζης από τα δάκρια (σχήμα 8)
- ii. Αμπερομετρικούς αισθητήρες σε μορφή τατουάζ, μετρώντας την γλυκόζη από το ενδιάμεσο υγρό του δέρματος
- iii. Εύκαμπτους αισθητήρες γλυκόζης από γραφίτη, σε PET υπόστρωμα χρησιμοποιώντας δομές από τρανζίστορ πεδίου δύο ηλεκτροδίων και λαμβάνοντας μετρήσεις από το ενδιάμεσο υγρό



Σχήμα 8: Αισθητήρας γλυκόζης σε μορφή φακού επαφής και απόκριση του ρεύματος βάσει της συγκέντρωσης γλυκόζης σε τεχνητό δάκρυ [56].

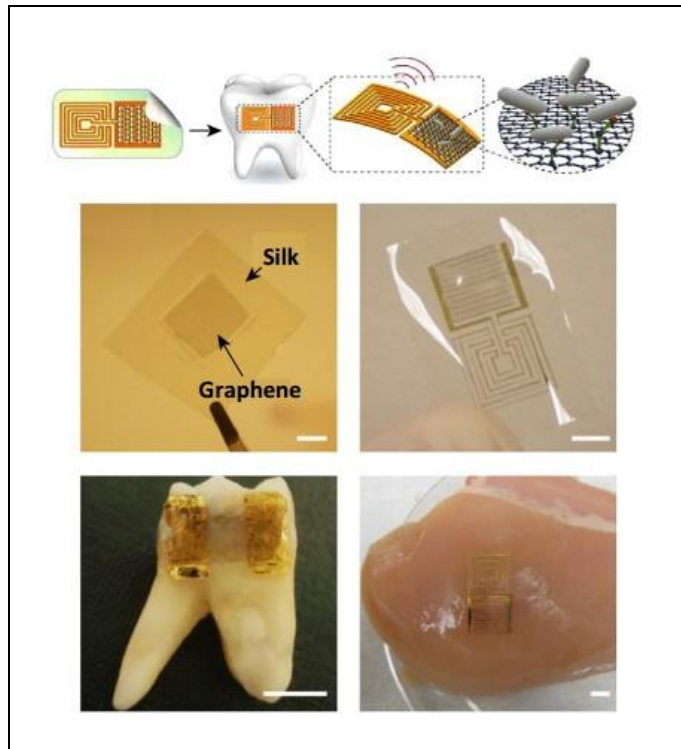


### 1.7.8 Μέτρηση σάλιου

Ένα ακόμη σημαντικό βιοσήμα αποτελεί το σάλιο λόγω της καλής συσχέτισής του με τις συγκεντρώσεις των στοιχείων του αίματος. Η μελέτη των αναλυτών του σάλιου ως τεχνική είναι ιδιαίτερα ελκυστική λόγω των λίγων βημάτων που απαιτούνται σε σύγκριση με τις υπόλοιπες μεθόδους. Επιπλέον, με την ανάλυση του σάλιου προκύπτουν πληροφορίες αξιοποιήσιμες σχετικά με την ορμονική, την συναισθηματική, την θρεπτική και μεταβολική κατάσταση του χρήστη.

Οι πρώτες απόπειρες για την καταγραφή πληροφοριών ξεκίνησαν στις αρχές του 1960, όπου αισθητήρες με βάση δοντιών ενσωματώθηκαν εντός της στοματικής κοιλότητας με σκοπό την καταγραφή του ΡΗ και την παρακολούθηση στις αλλαγές του φθορίου. Οι ερευνητές, σε αυτή τους την προσπάθεια, συναντήσαν πολλές δυσκολίες όπως η καταγραφή σε πραγματικό χρόνο το υψηλό φορτίο του αισθητήρα, η προετοιμασία του αισθητήρα, η πιθανότητες διαρροής και η ανάγκη εξαγωγής υπαρχόντων δοντιών.

Το 2014 κατασκευάστηκε ένας ηλεκτροχημικός αισθητήρας (Kim et al.) σε PET υπόστρωμα για την παρακολούθηση της λακτόζης, ικανός να πραγματοποιεί συνεχείς μετρήσεις. Η αισθητήρια κατασκευή προσκολλάται σε ένα προστατευτικό στόματος και είναι σε συνεχή επαφή με το παραγόμενο σάλιο [57]. Ένας ασύρματος εκτυπωμένος αισθητήρας στόματος (Manpoor et al.) με την δυνατότητα να καταγράφει συνεχώς τα βακτήρια εντός του στόματος σε εύκαμπτο υπόστρωμα παρουσιάζεται στην σχήμα 9 [58].



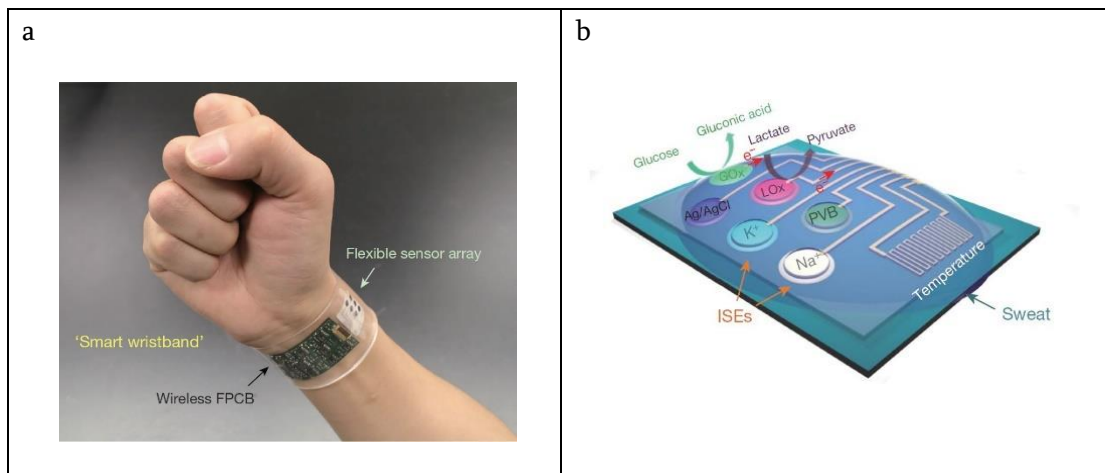
Σχήμα 9: Εκτυπωμένος ηλεκτροχημικός, ασύρματος αισθητήρας στόματος [58].

### 1.7.9 Μέτρηση ιδρώτα

Η ανάλυση του ιδρώτα αποτελεί ένα πολύτιμο σήμα μεταξύ των βιοσημάτων. Περιέχει πλήθος πληροφοριών και αποτελεί μια από τις καλύτερες επιλογές από τις μη επεμβατικές μεθόδους μετρήσεων. Μπορεί να παρέχει δεδομένα που βοηθούν στην διάγνωση ασθενειών, την ανίχνευση ουσιών και την βελτιστοποίηση των αθλητικών επιδόσεων. Οι ερευνητές χρησιμοποιούν την μέθοδο με σκοπό να καταγράψουν δείκτες όπως Κάλιο, Νάτριο, επίπεδα γλυκόζης και επίπεδα λακτόζης [59,60].

Φορητοί ενσωματωμένοι αισθητήρες έχουν παρουσιαστεί με πληθώρα διαφορετικών μετρούμενων δεικτών. Λόγω του πλήθους και της ποιότητας των υποστρωμάτων (επιτρέπουν την συνεχή επαφή χωρίς παρενέργειες) όπως το ύφασμα το μαλλί κ.τ.λ. και την συνεχή επαφή του με το δέρμα, οι πλαστικοί αισθητήρες εισάγονται σε υφασμάτινα ρούχα. Το Κάλιο, το Νάτριο, το PH, το Χλώριο η εφίδρωση είναι μερικοί από τους μετρούμενους δείκτες που έχουν καταγραφεί με επιτυχία από φορητές δομές [59].

Μία φορητή διάταξη με ενσωματωμένο αισθητήρα ανάλυσης ιδρώτα και μετρητή θερμοκρασίας (Wei Go et al.) παρουσιάστηκε με στόχο την ανάλυση βιοσημάτων για βελτιστοποίηση των αθλητικών επιδόσεων των χρηστών (σχήμα 10). Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε σύστημα αμπερομετρικών αισθητήρων ικανό να διεξάγει μετρήσεις Γλυκόζης λακτόζης, Καλίου και Νατρίου [60].



Σχήμα 10: Σύστημα αισθητηρίων ιδρώτα a) απεικόνιση του ενσωματωμένου συστήματος αισθητηρίων τοποθετημένο στον καρπό, b) Σχηματική αναπαράσταση του συστήματος αισθητηρίων με τα ηλεκτρόδια καταγραφής, τα ηλεκτρόδια αναφοράς (PVB, Ag/AgCl) και ενσωματωμένο το θερμίστορ μέτρησης θερμοκρασίας, [60].

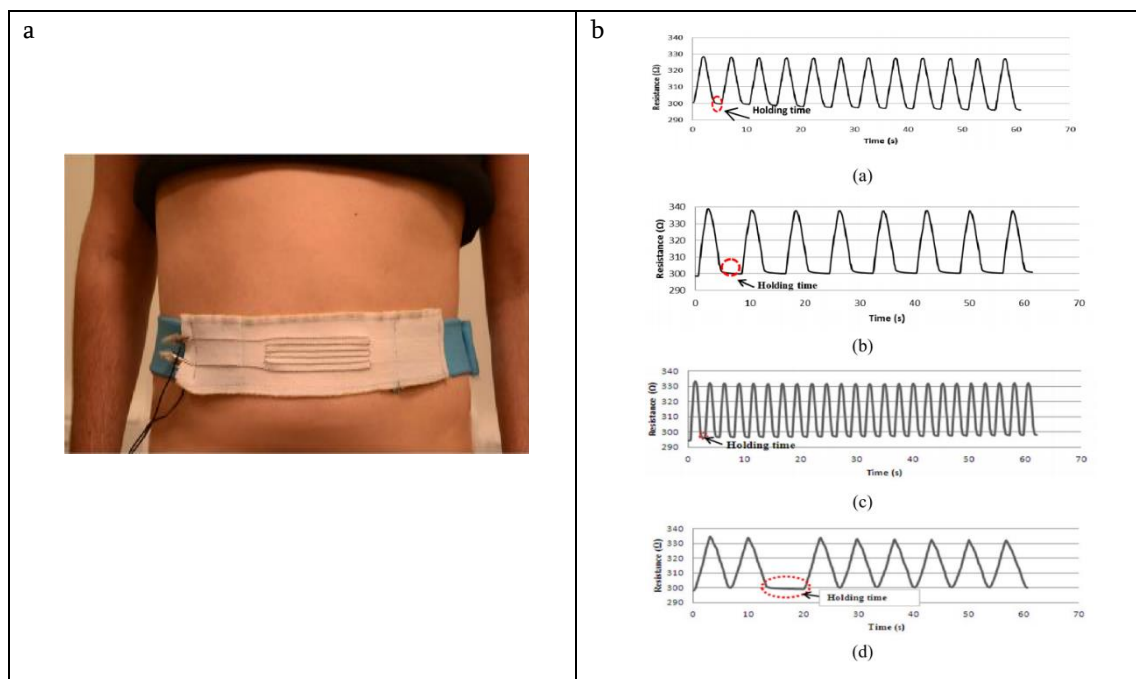
### 1.7.10 Μέτρηση συχνότητας αναπνοής

Η καταγραφή του οξυγόνου που εισέρχεται και του διοξειδίου που εξέρχεται από τους ανθρώπινους πνεύμονες είναι ένα πολύ σημαντικό βιοσήμα. Η αφύσικη συχνότητα αναπνοής συνδέεται με πολλές διαταραχές υγείας όπως το άσθμα, η αναιμία, η άπνοια [61-63]. Διάφορες μέθοδοι έχουν παρουσιαστεί για την καταγραφή της συχνότητας αναπνοής. Μεταξύ αυτών έχουν τοποθετηθεί αισθητήρες τάνυσης και πίεσης σε μέρη

όπως η μέση και το στήθος. Κάνοντας χρήση της συστολής – διαστολής του στήθους, κατασκευάστηκαν ενσωματωμένα συστήματα όπως ζώνες (Atalay et al.) μέτρησης με αισθητήρες τάνσης που αλλάζουν την αντίστασή τους σύμφωνα με την διαστολή και γιλέκα με ενσωματωμένους αισθητήρες από ίνες άνθρακα ή αργύρου που μεταβάλλουν την χωρητικότητά τους αντίστοιχα με την μεταβολή του θώρακα (Kundu et al.) [64]. Καθώς μεταβάλλεται ο κατανεμημένος όγκος του θώρακα, η αντίσταση και η χωρητικότητα μεταβάλλονται αντίστοιχα και μας δίνουν γραφικές απεικονίσεις της εισπνοής και της εκπνοής [63,65,66-68].

Επιπλέον, αρκετές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί σχετικά με συστήματα που κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας πιεζοηλεκτρικούς και τριβοηλεκτρικούς αισθητήρες. Είναι αυτοτροφοδοτούμενοι καθώς χρησιμοποιούν την μηχανική παραμόρφωση που δέχονται από το σημείο τοποθέτησής τους και δημιουργούν μια τάσης εξόδου στα άκρα τους η οποία χρησιμοποιείται ως ανιχνεύσιμο σήμα τάσης. Λόγω της παράλληλης ανίχνευσης των καρδιακών χτύπων, η ανάλυση του σήματός τους απαιτεί διαδικασία εντοπισμού και διαχωρισμού των σημάτων [69-71].

Τέλος, αισθητήρες τοποθετημένοι στον λαιμό, την μύτη και το στόμα έχουν παρουσιαστεί ανιχνεύοντας την ροή αέρα κατά την αναπνοή. Παρόλη την υψηλή ακρίβεια καταγραφής του σήματος που έχουν επιδείξει, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε φορετές εφαρμογές που εμπεριέχουν ομιλία, περπάτημα και γενικότερα κίνηση σώματος, λόγω της ανάγκης τους για σταθερό, ελεγχόμενο περιβάλλον και αποτελούν την καλύτερη επιλογή σε περιπτώσεις παρακολούθησης ασθενών όπου απαιτείται υψηλή ακρίβεια μετρήσεων [72-77].



Σχήμα 11: Ενσωματωμένος αισθητήρας τάνσης σε ζώνη, ο οποίος αλλάζει την αντίστασή του σε σχέση με την διαστολή, α) Απεικόνιση φορετής διάταξης, β) Σχηματική απεικόνιση μετρήσεων, [63].

### 1.7.11 Μέτρηση δακρύων

Η ανάλυση δακρύων είναι μια πολλά υποσχόμενη τεχνική για την ανάλυση βιοσημάτων. Ένα πλήθος στοιχείων εμπεριέχονται στην επιφάνεια της οπτική κοιλότητα, όπως πρωτεΐνες, πεπτίδια ηλεκτρολύτες, λιπίδια και μεταβολίτες. Πολλοί διαφορετικοί αισθητήρες δακρύων έχουν κατασκευαστεί για καταγραφή της γλυκόζης καθώς το αίμα είναι ένα από τα επιπλέον στοιχεία που αποτελούνται τα δάκρυα.

Ένας ηλεκτροχημικός αμπερομετρικός αισθητήρας σε PET υπόστρωμα και μορφή φακού επαφής (Parix et al.) παρουσιάστηκε με σκοπό την καταγραφή των επιπέδων γλυκόζης [56,78,79] και παρουσιάζεται στην σχήμα 8. Εκτυπωμένοι αισθητήρες έχουν επίσης κατασκευαστεί σε εύκαμπτα υποστρώματα με γυμνά ηλεκτρόδια, χρησιμοποιώντας τις συνήθεις φωτολιθογραφικές μεθόδους για την καταγραφή των επιπέδων γλυκόζης και την περιεκτικότητα οξυγόνου στο αίμα [80-84].

Τέλος μια πολλά υποσχόμενη δημοσίευση (Falk et al.) παρουσιάζει κυψέλες βιοκαυσίμων ικανές να παράγουν ενέργεια για την τροφοδοσία των οπτικών αισθητήρων από την γλυκόζη που βρίσκεται στα δάκρυα [85,86].

### 1.7.12 Μέτρηση ενδιάμεσου υγρού

Με τον όρο ενδιάμεσο υγρό γίνεται αναφορά στο υγρό που υπάρχει στον χώρο περίξ των κυττάρων του αίματος. Αποτελείται από ουσίες που διαρρέουν από τα μικρού τύπου αγγεία που ονομάζονται τριχοειδή. Ο ρόλος του είναι να τροφοδοτεί τα κύτταρα με θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο και να αφαιρεί από αυτά τα απόβλητα [87].

Οι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει το ενδιάμεσο υγρό τα τελευταία χρόνια για έρευνα που σχετίζεται με μη επεμβατικές μεθόδους αποδοτικότερης συνταγογράφησης φαρμάκων για διαβητικούς χρήστες, έλεγχο ασθενών για κληρονομικές ασθένειες και έλεγχο ασθενών για να διαπιστωθεί η επιτυχία σε επεμβάσεις μεταμόσχευσης οργάνων. Διαφορετικοί μέθοδοι μέτρησης έχουν επιχειρηθεί κυρίως εστιάζοντας στην καταγραφή της γλυκόζης (καθώς υπάρχει συσχέτιση γλυκόζης και ενδιάμεσου υγρού) και οδήγησαν στην δημιουργία θερμικών ηλεκτροχημικών, υπερηχητικών, και οπτικών αισθητήρων για καταγραφή μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο.

Ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί σε ηλεκτροχημικούς αισθητήρες που βασίζονται στην αντίστροφη ιοντοφόριση <sup>4</sup>της γλυκόζης και αποτελούν την πιο αξιόπιστη μέθοδο συλλογής δεδομένων μεταξύ των διαθέσιμων. Εμπορικά προϊόντα έχουν δημιουργηθεί με σκοπό την μέτρηση της γλυκόζης μέσω του ενδιάμεσου υγρού. Παρόλη την πρόοδο του τομέα, συνεχίζουν να αναφέρονται προβλήματα ερεθισμών στο δέρμα και οδήγησαν σε απόσυρση από την αγορά, εμπορικών συσκευών [59].

---

<sup>4</sup> Αντίστροφη ιοντοφόριση: Είναι μια διαδικασία υποδερμικής λήψης φαρμάκου στην οποία χρησιμοποιείται μια διαφορά δυναμικού στο δέρμα για να επιτευχθεί η ροή φαρμάκου μέσω αυτού. Το ηλεκτρικό πεδίο που δημιουργείται δίνει την δυνατότητα στα μόρια του φαρμάκου να διαπεράσουν τον επιδερμικό ιστό.[88]

### Κατασκευή Εύκαμπτης Διάταξης

---

#### 2.1 Βασικά μέρη

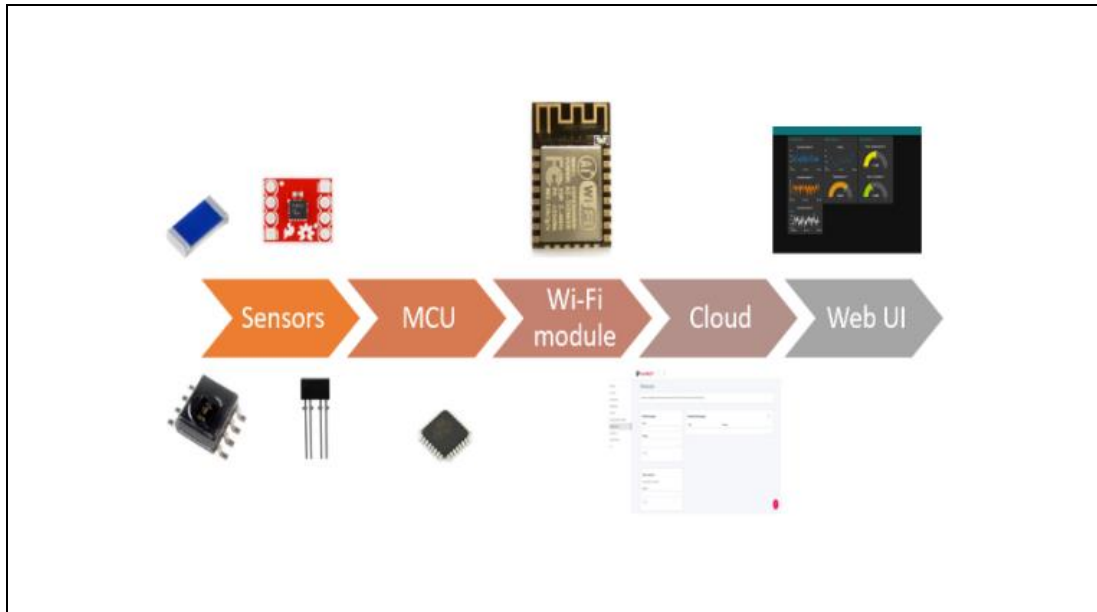
Για την υλοποίηση της εργασίας χρειάστηκε να οριστούν τα απαιτούμενα στοιχεία που θα αποτελέσουν την μετρητική διάταξη. Για τον σκοπό αυτό, αντλήθηκαν πληροφορίες από την βιβλιογραφική έρευνα στις υφιστάμενες εφαρμογές για να συγκριθούν, να αναλυθούν και να επιλεγθούν τα μετρούμενα βιοσήματα της ερευνητικής εργασίας.

Από την βιβλιογραφική μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε φορητά συστήματα μέτρησης βιοσημάτων, επιλέχθηκαν για στην δική μας κατασκευή να διερευνηθούν η θερμοκρασία, η πίεση του αίματος και η καρδιακή συχνότητα. Επιπλέον σε αυτά, επιλέχθηκαν να καταγράφονται μέσω υπολογιστικών μεθόδων οι θερμίδες που καταναλώνονται κατά την άσκηση και τα βήματα – την απόσταση που διανύθηκε.

Ακολουθεί η σχηματική αναπαράσταση του συστήματος το οποίο κατασκευάστηκε στα πλαίσια της παρούσας ερευνητικής εργασίας (σχήμα 12)

Σε αυτήν παρουσιάζονται τα βασικά μέρη του συστήματος, τα οποία είναι: οι αισθητήρες, ο μικροελεγκτής, το wifi module και ο server.

Οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται για να καταγράφουν τα διάφορα σήματα ( βιοσήματα, περιβαλλοντικά σήματα και σήματα κίνησης). Ο μικροελεγκτής χρησιμοποιείται για, να επεξεργάζεται τα αναφερόμενα σήματα που λαμβάνει, να οργανώνει την επικοινωνία με εξωτερικά συστήματα και να επεξεργάζεται τις πληροφορίες σύμφωνα με τον εκάστοτε κώδικα. Το wifi module χρησιμοποιείται μόνο για την αποστολή και λήψη πληροφοριών μεταξύ της συσκευής και του server. Ο cloud server χρησιμοποιείται για την αποθήκευση και διάθεση των δεδομένων που λαμβάνει από την συσκευή ενώ το εργαλείο Node Red χρησιμοποιείται για την γραφική απεικόνιση των δεδομένων και την δημιουργία ειδοποιήσεων.



Σχήμα 12: Αναπαράσταση των αποτελούμενων στοιχείων του προτεινόμενου εύκαμπτου συστήματος .

## 2.2 Επιλογή υποσυστημάτων

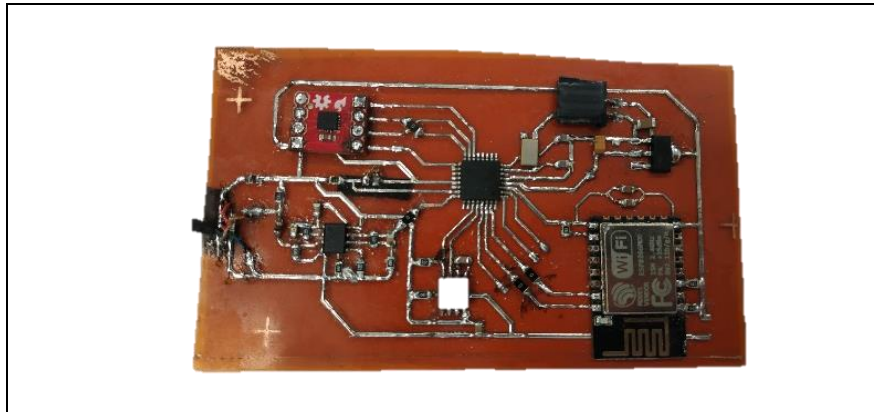
Η δημιουργία ενός πρωτότυπου μηχανισμού ελέγχου βιοσημάτων απαιτεί τον καθορισμό των στοιχείων που θα τον απαρτίζουν. Για τον σκοπό αυτό, έχουν επιλεγεί τα στοιχεία που θα χρησιμοποιηθούν και μελετήθηκαν οι ανάγκες για ενσωμάτωση επιπλέον στοιχείων υποστηρικτικά σε αυτά.

Η κατασκευή αποτελείται από υπόστρωμα με εμπορική ονομασία Karton της εταιρείας DuPont (φύλλο πολυιμιδίου) πάνω στο οποίο βρίσκεται το ηλεκτρονικό κύκλωμα με τα στοιχεία και τις υποδοχές στις οποίες συνδέονται εξωτερικά αισθητήρια όργανα (επιταχυνσιόμετρο – γυροσκόπιο, περιβαλλοντικό αισθητήρα, θερμίστορ, οπτικό αισθητήρα ). Η κατασκευή επικοινωνεί μέσω ενός Wifi module και αποστέλλει ασύρματα τα στοιχεία που έχουν συλλεχθεί και αναλυθεί από τους αισθητήρες και τον μικροελεγκτή. Τέλος η ενέργεια τροφοδοσίας παρέχεται από μία μπαταρία ισχύος 1500 mAh και τάσης 3,7 volt.

Στην τελική του κατάσταση το φορητό σύστημα αποτελείται από:

- Επεξεργαστή ATmega328P-TH χαμηλής κατανάλωσης
- Θερμίστορ PT100 για μέτρηση της επιδερμικής θερμοκρασίας
- Ψηφιακό αισθητήρα θερμοκρασίας & υγρασίας DHT 11
- Επιταχυνσιόμετρο-Γυροσκόπιο MPU-6050 6 αξόνων
- DC-DC μετατροπέα τάσης εξόδου 3.3V
- Κρύσταλλο 16000 Hz
- Πυκνωτές 22μF

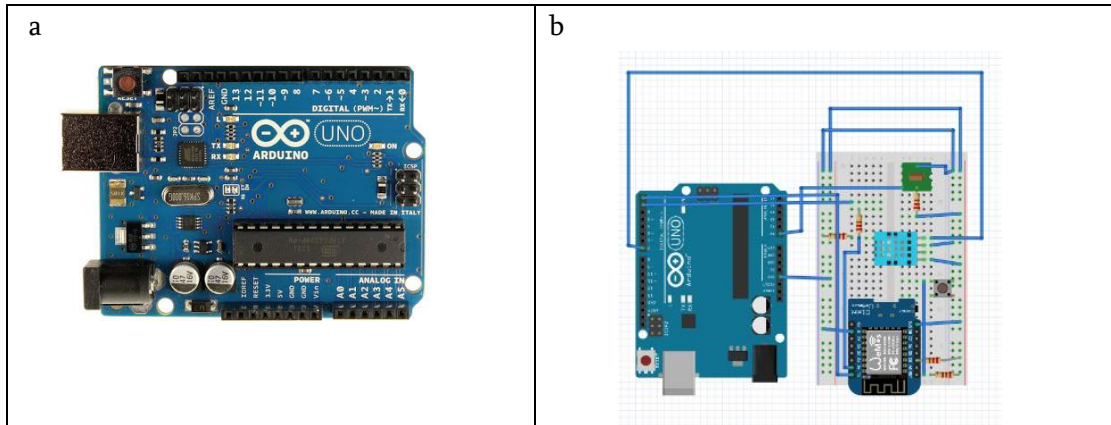
- Αντιστάσεις smd 500 & 100 Ohms
- Wifi module
- Οπτικό αισθητήρα
- Μπαταρία τροφοδοσία 400 mAh, 3.7 V



Σχήμα 13: Αναπαράσταση εύκαμπτης φορητής κατασκευής στο τελικό στάδιο ολοκλήρωσης

### 2.2.1 Στάδια Κατασκευής

Το πρώτο βήμα πριν το σχεδιασμό και κατασκευή οποιουδήποτε εύκαμπτου κυκλώματος ήταν η δημιουργία ενός κυκλώματος που θα επιτελεί την ίδια εργασία (μετρήσεις μέσω αισθητήρων) με το ζητούμενο της έρευνας. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το αναπτυξιακό της Arduino, μοντέλο Mega 2560 στο οποίο δαπανήθηκε χρόνος τόσο για την κατανόηση του σε πρώτο επίπεδο, όσο και για την υλοποίηση μιας πρώιμης διάταξης με σκοπό την διεξαγωγή μετρήσεων ακριβείας και με αξιοπιστία για το πρώτο σετ αισθητηρίων που είχαν επιλεγεί. Με την υλοποίηση της διαδικασίας μετρήσεων, ακολούθησε το στάδιο της επικοινωνίας με εξωτερικό κόμβο για αποστολή και συλλογή των μετρήσεων. Στο πρώτο στάδιο ενσωμάτωσης, επιλέχθηκε να αποστέλλονται ενσύρματα και σειριακά τα δεδομένα μέσω του UART πρωτόκολλου επικοινωνίας που διαθέτει ο Arduino με επόμενο στόχο την μετάβαση σε ασύρματη αποστολή δεδομένων. Στην σχήμα 14 παρατηρείται το αναπτυξιακό Arduino Mega2560 καθώς και την συνδεσμολογία με το αναπτυξιακό και τα αισθητήρια συνδεδεμένα μέσω σειριακής επικοινωνίας να αποστέλλουν δεδομένα και να προβάλλονται μέσω του προγράμματος Arduino IDE (πρόγραμμα επικοινωνίας της Arduino).



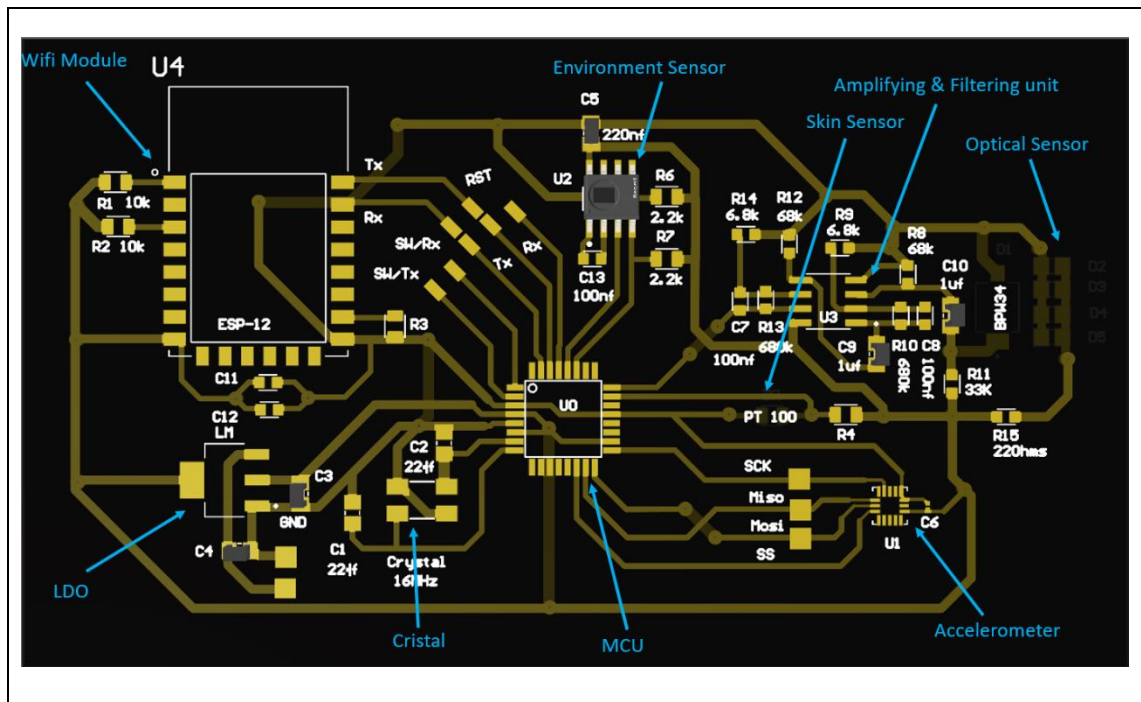
Σχήμα 14 : a) Αναπτυξιακό κύκλωμα b) και σύνδεση αναπτυξιακού με αισθητήρια για μεταφορά δεδομένων σε Η/Υ.

### 2.3 Σχεδίαση ηλεκτρονικού κυκλώματος:

Το κύκλωμα εκτέλεσης της διάταξης, σχεδιάστηκε στο πρόγραμμα Altium βάση των ηλεκτρονικών στοιχείων που προσδιορίστηκαν προηγουμένως και θα αποτελούν αυτούσιο το σύστημα μέτρησης. Στο σχήμα 15 παρουσιάζεται το ηλεκτρονικό κύκλωμα σε επίπεδο σχεδίασης. Σε αυτό φαίνεται ο μικροελεγκτής, στο κέντρο του κυκλώματος, το wifi module στην άνω δεξιά γωνία του κυκλώματός και κάτω από αυτό το ολοκληρωμένο γραμμικό τροφοδοτικό. Στο κάτω δεξιά μέρος του κυκλώματος βρίσκεται ο αισθητήρας επιτάχυνσης ενώ πάνω από αυτόν ο αισθητήρας επιδερμικής θερμοκρασίας. Τέλος στο πάνω μέρος του κυκλώματος παρατηρείται ο αισθητήρας περιβαλλοντικών μετρήσεων ενώ δεξιά του, το κύκλωμα του οπτικού αισθητήρα μετρήσεων.

Για την σχεδίαση του, χρησιμοποιήθηκε αντίστοιχη διαδικασία σχεδίασης με εκείνη του αναπτυξιακού και συμβουλευτήκαμε τα τεχνικά φυλλάδια σχεδίασης. Επιπλέον κατά την διαδικασία της σχεδίασης του φορητού συστήματος λήφθηκαν υπόψη παράμετροι όπως η συνεχής και αυστηρά καθορισμένη τροφοδοσία ρεύματος και τάσης τόσο για το κύκλωμα, όσο και για τους διάφορους αισθητήρες και τα βοηθητικά κυκλώματα μιας και η διάταξη αποτελεί πρωτότυπο και συνδυασμό διαφορετικών κυκλωμάτων που παρουσιάζουν διαφορετικές άγνωστες σε εμάς αλληλεπιδράσεις μεταξύ τους.





Σχήμα 15 : Αναπαράσταση του κυκλώματος από το σχεδιαστικό πρόγραμμα Altium.

## 2.4 Εκτύπωση Εύκαμπτου Υποστρώματος

Για την μετάβαση από το αναπτυξιακό του επεξεργαστή σε ένα αυτόνομο κύκλωμα FPCB (Flexible Printed Circuit Board) έγινε χρήση της φωτολιθογραφικής μεθόδου. Στην επιφάνεια ενός λεπτού φιλμ πολυιμιδίου (φύλλο Karton) ακολουθήθηκε μια σειρά διεργασιών (treatment) για να εντυπωθεί σε εκείνη το επιθυμητό κύκλωμα. Η διαδικασία αυτή βασίζεται στην χημική εγχάραξη (etching)

### 2.4.1 Χημική εγχάραξη (etching):

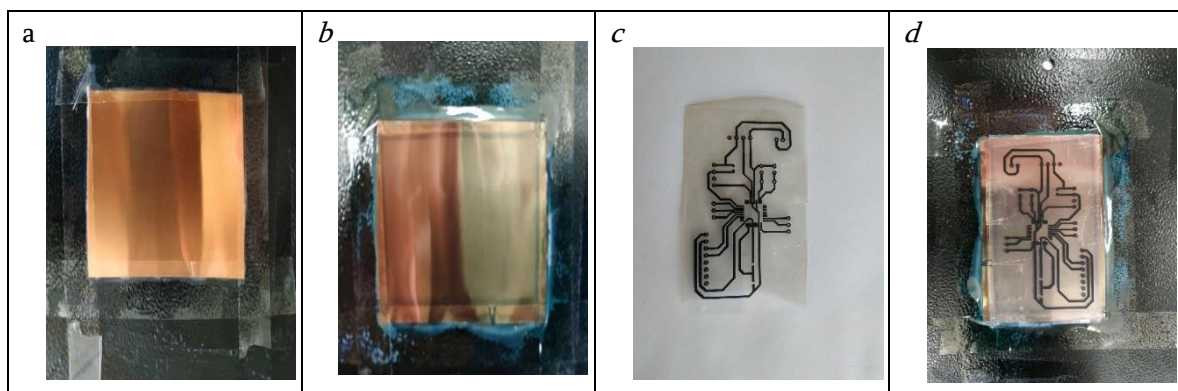
Η χημική εγχάραξη είναι μια διαδικασία που χρησιμοποιείται στην εκτύπωση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων για την διάσπαση μιας ενιαίας επιφάνειας χαλκού σε ένα ολοκληρωμένο ηλεκτρονικό κύκλωμα. Κατά την διαδικασία αυτή, η επιφάνεια δοκιμίου χαλκού πάνω σε υπόστρωμα Karton, επικαλύπτεται με ένα φωτοευαίσθητο στρώμα υγρού. Στην συνέχεια, απαιτείται η θέρμανση του δοκιμίου. Ακολουθεί η τοποθέτηση της επιθυμητής μάσκας (απεικόνιση των γραμμών του κυκλώματος σε μια διαφανή ζελατίνη προς εκτύπωση στην επιφάνεια του χαλκού και η έκθεση αυτού σε UV ακτινοβολία (exposure) με σκοπό την σκλήρυνση του φωτοευαίσθητου στρώματος που επικαλύφθηκε στα προηγούμενα βήματα. Έπειτα, το δοκίμιο εμβαπτίζεται σε ένα διάλυμα υπεροξειδίου του νατρίου (NaOH) όπου αφαιρείται μόνο το φωτοευαίσθητο στρώμα που εκτέθηκε στην ακτινοβολία, αφήνοντας ένα στρώμα μάσκας από

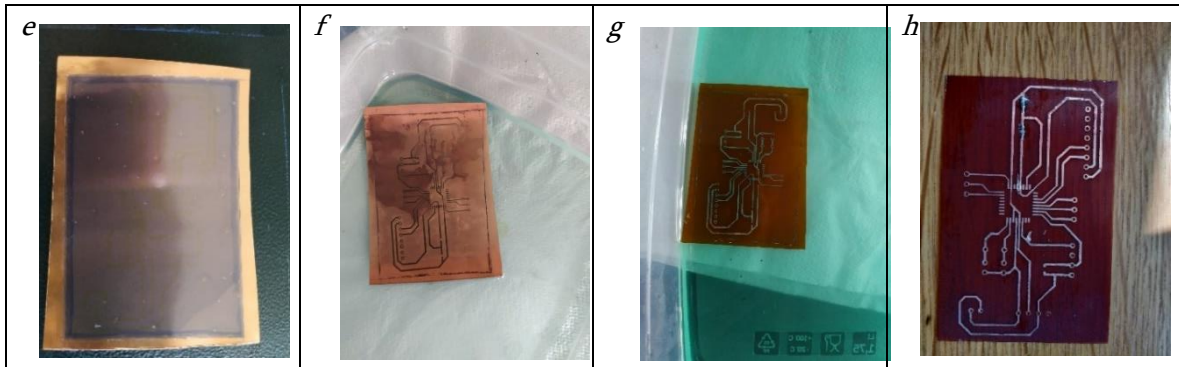
φωτοευαίσθητο υλικό. Τέλος, εμβαπτίζεται το δοκίμιο σε ένα διάλυμα υδροχλωρικού οξέος και υπεροξειδίου του υδρογόνου το οποίο αποδομεί τον εκτεθειμένο χαλκό και αφήνει το τελικό εκτυπωμένο σχέδιο χαλκού στην επιφάνεια του Karton.

Η διαδικασία όπως ακολουθήθηκε περιέχει:

- Την τοποθέτηση σε λεία στέρεα βάση του φύλλου Karton που θα χρησιμοποιηθεί.
- Την επικάλυψη αυτού με ένα λεπτό στρώμα φωτοευαίσθητου σπρέι κατασκευαστής : Kontakt Chemie, ονομασία : Positiv 20 ,περιγραφή : Υγρό φωτοευαίσθητο σπρέι με βάση την ναυθοκινονδιαζίδα (o-naphtho-chinon-diazide) και το Νοβολάκ (Novolack), χρησιμοποιείται για την κατασκευή εκτυπωμένων πλακετών. Εμπορική ονομασία : KONTAKT CHEMIE POSITIV 20 200ML
- Την θέρμανση αυτού στους 70 °C για 15 λεπτά (καθορίζεται από το σπρέι).
- Την τοποθέτηση της μάσκας (εκτυπωμένη αναπαράσταση του κυκλώματος σε διαφανή ζελατίνα) στο σημείο της επιθυμητής εκτύπωσης.
- Την έκθεση αυτού σε υπεριώδη ακτινοβολία για 4 λεπτά (καθορίζεται από το σπρέι).
- Την εμφάνιση του σχεδίου μέσω εμβάπτισης σε ένα διάλυμα υπεροξειδίου του νατρίου NaOH.
- Την χημική εγχάραξη του FPCB μέσω εμβάπτισης σε διάλυμα υδροχλωρικού οξέος και υπεροξειδίου του υδρογόνου (APS)  $(\text{NH}_4)_2\text{S}_2\text{O}_8$

Στην σχήμα 16 που ακολουθεί παρουσιάζονται τα στάδια κατασκευής του εύκαμπτου κυκλώματος. Από αριστερά προς τα δεξιά το polyimide περνά από μια συνεχή διαδικασία επεξεργασίας όπως προαναφέρθηκε για την παραγωγή του τελικού εκτυπωμένου κυκλώματος. Η διαδικασία εκτύπωσης χρειάζεται μεγάλη ακρίβεια και απαιτεί αρκετές απόπειρες κατασκευής. Πολλές φορές χρειάστηκε να ανακατασκευαστεί το εκτυπωμένο κύκλωμα αφού η ανθεκτικότητά του μειώνεται μετά από επαναλαμβανόμενες δοκιμές και συχνά οι γραμμές του κυκλώματος σπάνε αν εκτεθούν σε μεγαλύτερη πίεση και κάμψη από την μέγιστη επιτρεπτή που διαφέρει από κατασκευαστή σε κατασκευαστή.





Σχήμα 16 : Στάδια κατασκευή FPCB που ακολουθήθηκαν (από αριστερά προς τα δεξιά). a) Τοποθετούμε το φύλλο Karton σε λεία επιφάνεια b) απλώνουμε ομοιόμορφα στην επιφάνεια το φωτοευαίσθητο σπρέι με την μέθοδο spin-off c) εκτυπώνουμε σε μια διαφάνεια, σε διαστάσεις ένα προς ένα το κύκλωμα d) τοποθετούμε το κύκλωμα στο φύλλο Karton e) εκθέτουμε σε UV ακτινοβολία το κύκλωμα f) τοποθετούμε σε διάλυμα υπεροξειδίου του νατρίου (NaOH) το φύλλο έως ότου να εμφανιστεί το κύκλωμα g) τοποθετούμε σε διάλυμα υδροχλωρικού οξέος και υπεροξειδίου του υδρογόνου (APS)  $(\text{NH}_4)_2\text{S}_2\text{O}_8$  το φύλλο έως ότου να ολοκληρωθεί η χημική εγχάραξη και να απομείνει η αποτύπωση του κυκλώματος στο φύλλο Karton h) καθαρίζουμε το εύκαμπτο κύκλωμα από τις χημικές ουσίες που έχουν απομείνει στην επιφάνεια αυτού.

Το σχήμα 17 που ακολουθεί αποτελεί ένα σχηματικό διάγραμμα των στοιχείων της εύκαμπτης κατασκευής. Σε αυτό διακρίνονται το γραμμικό τροφοδοτικό του κυκλώματος με ονομασία LM που μετατρέπει την τάση της μπαταρίας από 7.4V σε σταθερή τάση 3,3V, ο εξωτερικός κρύσταλλος με ονομασία Crystal που δίνει μια σταθερή συχνότητα στον μικροελεγκτή στα 16.000MHz, ο μικροελεγκτής με σύμβολο U0 που διασυνδέεται με όλα τα περιφερειακά και προγραμματίζεται για να εκτελεί τις λειτουργίες που του έχουμε ορίσει, το Wifi module με σύμβολο U4, που αποστέλλει τα δεδομένα στον server, το επιταχυνσιόμετρο με σύμβολο U1 που πραγματοποιεί μετρήσεις επιτάχυνσης στους 3 άξονες, ο τελεστικός ενισχυτής με σύμβολο U3 που φιλτράρει και ενισχύει το σήμα του οπτικού αισθητήρα και ο περιβαλλοντικός αισθητήρας με σύμβολό U2 που πραγματοποιεί μετρήσεις περιβαλλοντικής θερμοκρασίας και υγρασίας. Επιπλέον στο σχήμα εμφανίζονται οι συνδέσεις μεταξύ των στοιχείων καθώς και τα ίδια στοιχεία με τις διευθύνσεις και την ονοματολογία των πορτών τους.



### Βασικά στοιχεία του προτεινόμενου συστήματος

---

Το κύκλωμα που κατασκευάστηκε, αποτελείται από συγκεκριμένες διατάξεις οι οποίες συνθέτουν το τελικό εύκαμπτο σύστημα. Οι διατάξεις επιλέχθηκαν με βάση την βιβλιογραφική μελέτη που έγινε στο πρώτο στάδιο της παρούσας ερευνητικής εργασίας, στοχεύοντας στην κατασκευή μιας ολοκληρωμένης διάταξης ανίχνευσης, επεξεργασίας και παρουσίασης των βιοσημάτων μέσω μιας διαδικτυακής σελίδας που δημιουργήθηκε ειδικά για τους σκοπούς της εργασίας. Ο χρήστης της φορητής συσκευής, θα μπορεί να παρακολουθεί τους παλμούς του, την θερμοκρασιακή του μεταβολή, την κίνηση καρπού του χρήστη καθώς και τις περιβαλλοντικές συνθήκες σε πραγματικό χρόνο και να αποθηκεύει τα γραφήματα που αναπαριστούν τις προαναφερθείσες παραμέτρους.

#### 3.1 Αισθητήρια βιοσημάτων

##### 3.1.1 Αισθητήρας Μέτρησης Επιδερμικής Θερμοκρασίας:

Για την κατασκευή της μετρητικής διάταξης επιδερμικής θερμοκρασίας χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος μέτρησης μέσω θερμίστορ (κατασκευαστής: Vishay, τύπος : Resistance Temperature Detector Surface Mount Device, κωδικός κατασκευαστή: PTS120601B500RP100). Στο φορητό σύστημα που σχεδιάστηκε, ενσωματώσαμε έναν διαιρέτη τάσης για να επιτελέσει τον σκοπό της μέτρησης. Στην σχήμα 18 παρουσιάζεται η αντίσταση Ref (500 ohms) που αποτελεί την αντίσταση αναφοράς και η αντίσταση Rx που τοποθετήσαμε το θερμίστορ (500 ohms) για την μέτρηση καθώς και μια σειρά μετρήσεων εύρους 24 – 35 °C. Μέσω του διαιρέτη τάσης η μεταβολή της αντίστασης Rx θα επιφέρει την μεταβολή στην έξοδο Vout του κυκλώματος, όπου είναι τοποθετημένη στον ακροδέκτη ADC του επεξεργαστή. Το διάγραμμα που παρουσιάζει την μεταβολή της αντίστασης προς την μεταβολή της θερμοκρασίας αναπαρίσταται από μια καμπύλη γραμμή σύμφωνα με τις διακριβώσεις και την περιγραφή του κατασκευαστή. Η συνάρτηση υπολογισμού της θερμοκρασίας μέσω της μεταβολής της αντίστασης του θερμίστορ δίνεται στο τεχνικό φυλλάδιο του κατασκευαστή και έχει ως ακολούθως:

$$\theta = (-0.39083 + \sqrt{((0.39083^2) - 4 * (-0.00005775) * (100 - Rt))}) / (2 * -0.00005775)$$

Όπου  $\theta$  η πραγματική θερμοκρασία και  $R_t$  η ένδειξη της αντίστασης του θερμίστορ.

Από τον προγραμματισμό της, η διάταξη αυτή έχει εύρος μέτρησης 33 έως 41 °C. Ο τρόπος λειτουργίας του διαιρέτη τάσης εξηγείται παρακάτω. Η διάταξη είναι σχεδιασμένη να μετρά την τάση στη έξοδο  $V_{out}$  μέσω δύο αντιστάσεων [89]. Από την θεωρία των ηλεκτρικών κυκλωμάτων γνωρίζουμε ότι το ρεύμα εισόδου ισούται με την τάση εισόδου δια το άθροισμα των αντιστάσεων που βρίσκονται εν σειρά:

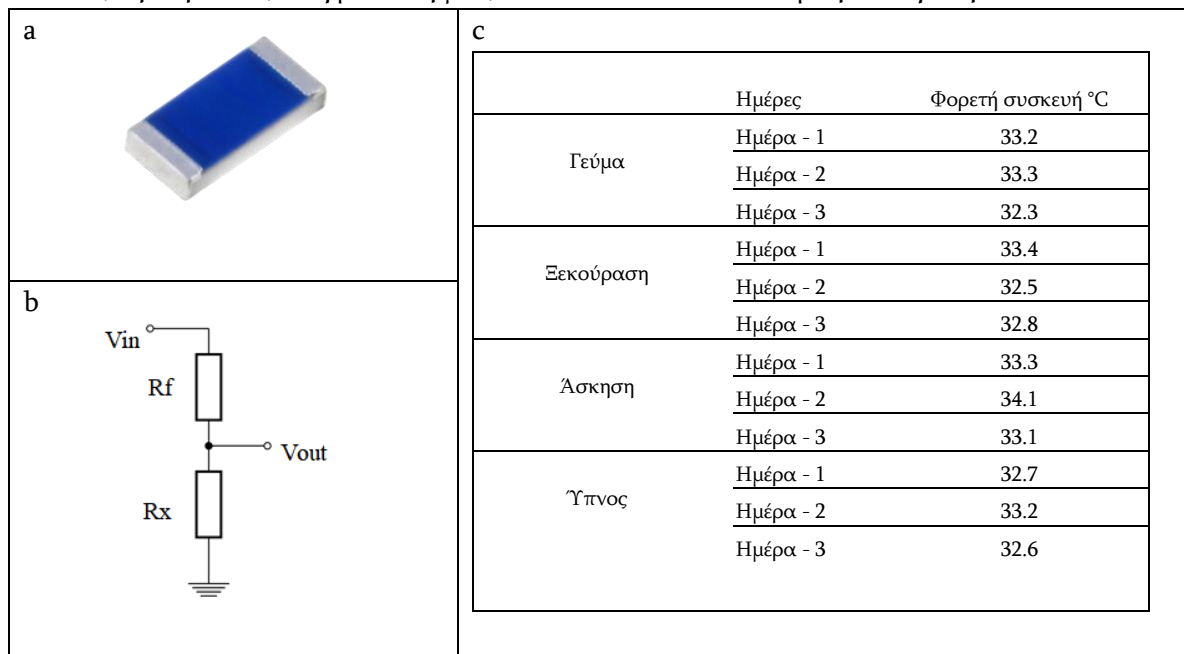
$$I = \frac{V_{in}}{R_f + R_x} \quad (1)$$

Η τάση στην έξοδο  $V_{out}$  από την σχέση (1) δίνεται από τον τύπο:

$$V_{out} = I * R_x = \frac{R_x}{R_f + R_x} * V_{in} \quad (2)$$

Μέσω του σήματος που λαμβάνει ο ADC από το σημείο  $V_{out}$ , το πρόγραμμα υπολογίζει την πραγματική θερμοκρασία βάση της μεταβολής της αντίστασης του θερμίστορ από την θερμοκρασιακή μεταβολή που ανιχνεύει.

Τέλος, η περίοδος δειγματοληψίας στο ADC κανάλι του μικροελεγκτή είναι 3 second.



Σχήμα 18: a) θερμίστορ PT500 b) Κύκλωμα της μετρητικής διάταξης

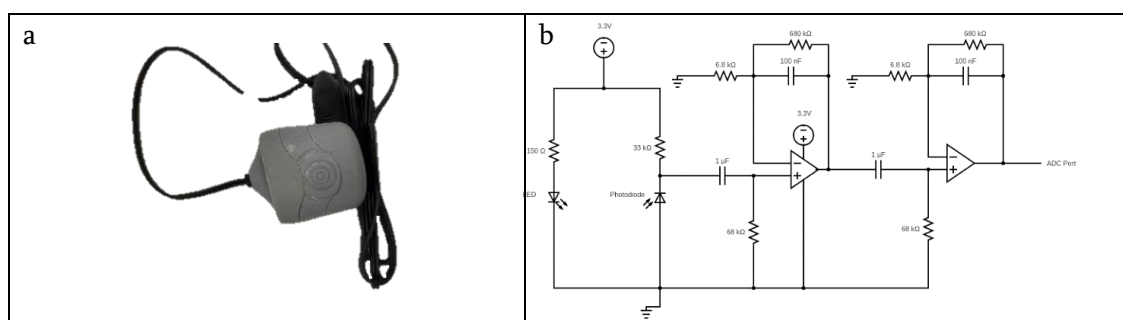
### 3.1.2 Οπτικός Αισθητήρας Μέτρηση Παλμών:

Για την μέτρηση των παλμών χρησιμοποιήσαμε οπτικά μέσα. Από τα προηγούμενα κεφάλαια είδαμε το θεωρητικό σκέλος των μετρήσεων. Στην παρούσα ερευνητική εργασία επιλέξαμε την τοποθέτηση ενός αισθητήρα μέτρησης φωτεινότητας (HRM2511E) με σκοπό την ανίχνευση της απορροφούμενης ακτινοβολίας. Η

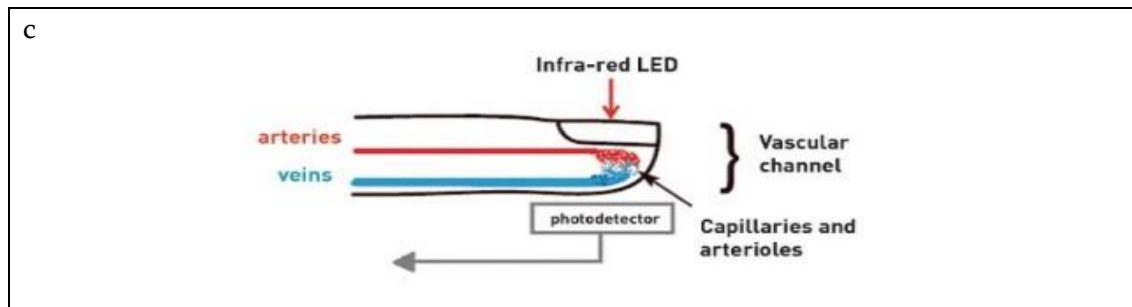
προσπίπτουσα ακτινοβολία στο δάκτυλο του χεριού που εκπέμπεται στο φάσμα της υπέρυθρης ακτινοβολίας (880nm), περνά μέσα από τους ιστούς και τα οστά του δακτύλου. Στην πορεία της συναντά τα αγγεία που περιέχουν αιμοσφαιρίνη<sup>5</sup>. Το οξυγόνο που μεταφέρει η αιμοσφαιρίνη έχει την ιδιότητα να απορροφά την προσπίπτουσα υπέρυθρη ακτινοβολία. Η ποσότητα της ακτινοβολίας που συνεχίζει την διαδρομή της έως τον αισθητήρα ανίχνευσης φωτός εμφανίζεται μειωμένη καθώς ένα μέρος της απορροφάται. Όταν τα αγγεία βρίσκονται στην μέγιστη διαστολή τους και καλύπτουν περισσότερη επιφάνεια με αιμοσφαιρίνη η ακτινοβολία μειώνεται ενώ, στην φάση της συστολής τους, μεγαλύτερη ποσότητα καταφέρνει να περάσει οπότε και η ακτινοβολία αυξάνεται, δημιουργώντας έτσι έναν κύκλο συστολής – διαστολής. Οι αυξομειώσεις της διαφοράς δυναμικού που εμφανίζονται στον αισθητήρα, καταγράφονται στον μικροελεγκτή μέσω ενός αναλογικού (ADC) καναλιού και εμφανίζονται σε ένα συγκεντρωτικό γράφημα, δίνοντας μια ολοκληρωμένη εικόνα των καρδιακών παλμών του χρήστη. Στην πράξη και τα υπόλοιπα μέρη (μύες, ιστοί, χόνδροι, κ.α.) απορροφούν ποσότητες της προσπίπτουσας ακτινοβολίας με την διαφορά ότι η απορρόφηση τους είναι σταθερή ενώ μόνο τα αγγεία παρουσιάζουν παλμική συμπεριφορά.

Αυτή η παλμική διακύμανση είναι εκείνη που καταγράφεται από την διάταξη που κατασκευάστηκε και παρουσιάζεται στην σχήμα 19.

Το αναλογικό σήμα του αισθητήρα, πριν καταλήξει στον μικροελεγκτή φιλτράρεται και ενισχύεται από το κύκλωμα που δημιουργήθηκε για τον σκοπό αυτό. Το ηλεκτρονικό ισοδύναμο παρουσιάζεται στην σχήμα 19b. Το κύκλωμα αποτελείται από ένα τελεστικό ενισχυτή (operational amplifier) (MCP6002) που στην έξοδο του δίνει φλιταρισμένο το σήμα μεταξύ 1,5 και 3,5 HZ και ενισχυμένο κατά 1000 φορές. Η περίοδος δειγματοληψίας στο ADC κανάλι του μικροελεγκτή είναι 300 milliseconds.



<sup>5</sup> Αιμοσφαιρίνη: Είναι μια πρωτεΐνη του αίματος η οποία προσδένει οξυγόνο [90]



Σχήμα 19: a) Απεικόνιση της μετρητικής διάταξης όπως κατασκευάστηκε στο εύκαμπτο υπόστρωμα b) Ηλεκτρονικό ισοδύναμο διάταξης c) απεικόνιση της μεθόδου λειτουργίας.

Νόμος των Beer –Lambert:

Ο νόμος των Beer & Lambert αναφέρει ότι η ποσότητα ακτινοβολίας που απορροφάται από μία ουσία διαλυμένη σε έναν πλήρως διάφανο διαλύτη, είναι ευθέως ανάλογη της περιεκτικότητας της ουσίας και του μήκους κύματος της ακτινοβολίας μέσα στο διάλυμα [91].

Η μαθηματική έκφραση του νόμου Beer & Lambert που συσχετίζει την ακτινοβολία που δέχεται μία διαλυμένη ουσία με το μήκος κύματος και την απορρόφηση δίνεται από τον τύπο:

$$A = \epsilon * l * c$$

Όπου:

- A η απορρόφηση.
- $\epsilon$  ο μοριακός συντελεστής εξασθένησης ή η απορρόφηση της διαλυμένης ουσίας
- l το μήκος κύματος της ακτινοβολίας
- c η συγκέντρωση της διαλυμένης ουσίας

Μια γενική μορφή του νόμου Beer & Lambert για N διαλυμένη ουσία σε ένα διαλύτη για ένα τυχαίο δείγμα, διατυπώνεται ως εξής :

$$T = e^{-\sum_{i=1}^N \sigma_i \int_0^l n_i(z) dz} = 10^{-\sum_{i=1}^N \epsilon_i \int_0^l c_i(z) dz}$$



$$T = \sum_{i=1}^N \tau_i = \sum_{i=1}^N \sigma_i \int_0^l n_i(z) dz,$$

$$A = \sum_{i=1}^N A_i = \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \int_0^l c_i(z) dz,$$

Όπου:

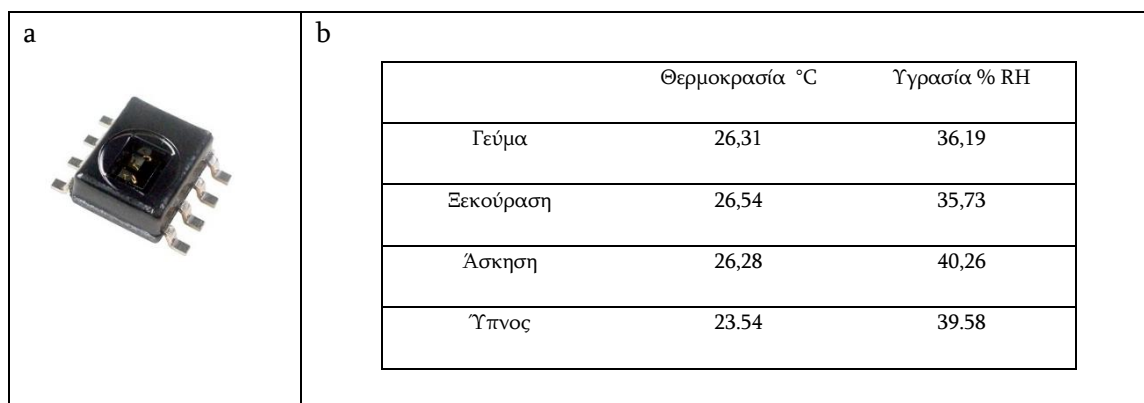
- $\sigma_i$  η πιθανότητα εξασθένησης της διαλυμένης ουσίας στο διάλυμα ουσίας
- $n_i$  η συγκέντρωση της διαλυμένης ουσίας  $i$  στο διάλυμα για ένα τυχαίο δείγμα,
- $\varepsilon_i$  ο μοριακός συντελεστής εξασθένησης ή η απορρόφηση της διαλυμένης ουσίας στο διάλυμα για ένα τυχαίο δείγμα,
- $c_i$  η μοριακή συγκέντρωση της διαλυμένης ουσίας  $i$  στο διάλυμα
- $l$  το μήκος κύματος της ακτινοβολίας δια μέσου του διαλύματος

## 3.2 Αισθητήρια περιβάλλοντος

### 3.2.1 Αισθητήρας Περιβαλλοντικής θερμοκρασίας και υγρασίας

Η καταγραφή των περιβαλλοντικών συνθηκών σε πραγματικό χρόνο πραγματοποιήθηκε με την χρήση ενός ψηφιακού εμπορικού αισθητήρα θερμοκρασίας και υγρασίας (HIH 6130) της Honeywell. Ο αισθητήρας έχει ανάλυση 14-bit με εύρος μέτρησης θερμοκρασίας 5 έως 50°C και υγρασίας 10% έως 90%RH. Η ακρίβεια των μετρήσεων από τον κατασκευαστή κυμαίνεται σε  $\pm 0.5\%^\circ\text{C}$  και  $\pm 4\%\text{RH}$  αντίστοιχα. Τα πρωτόκολλα επικοινωνίας που διαθέτει είναι το I<sup>2</sup>C και το SPI. Στην παρούσα κατασκευή, η σύνδεση γίνεται μέσω του πρωτοκόλλου SPI. Η περίοδος δειγματοληψίας του αισθητήρα είναι 3 seconds.

Στην σχήμα 20 που ακολουθεί παρουσιάζεται τμήμα απεικόνισης του κυκλώματος καθώς και σειρές μετρήσεων σε 4 διαφορετικές καταστάσεις του χρήστη.

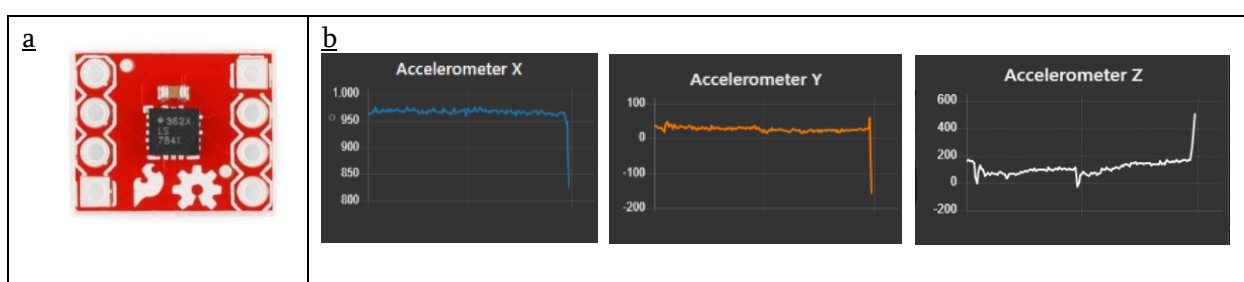


Σχήμα 20 : α) Περιβαλλοντικός αισθητήρας θερμοκρασίας και υγρασίας H1H 6130 β) Μετρήσεις που διεξήχθησαν

### 3.3 Αισθητήρια θέσεως

#### 3.3.1 Επιταχυνσιόμετρο

Για την καταγραφή της κίνησης και της περιστροφής του χρήστη, χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας ADXL362 της Analog device . Μέσα από τις δωρεάν βιβλιοθήκες που υπάρχουν διαθέσιμες προγραμματίσαμε το επιταχυνσιόμετρο με σκοπό να αναπαραστήσει τις μεταβολές σε κίνηση και περιστροφή καθώς μέσω καθορισμένων πινάκων μπορούμε να αξιοποιήσουμε τις πληροφορίες για τον υπολογισμό της έντασης της άσκησης , της καύσης θερμίδων της απόστασης που διανύθηκε κ.α. Στην σχήμα 21 που ακολουθεί παρουσιάζεται το τμήμα του κυκλώματος του επιταχυνσιομέτρου καθώς και μια τυπική απεικόνιση μετρήσεων που διεξήχθησαν με αυτό. Η περίοδος δειγματοληψίας του αισθητήρα είναι 300 milliseconds.



Σχήμα 21: α) Αισθητήρας θέσεως β) απεικόνιση μετρήσεων

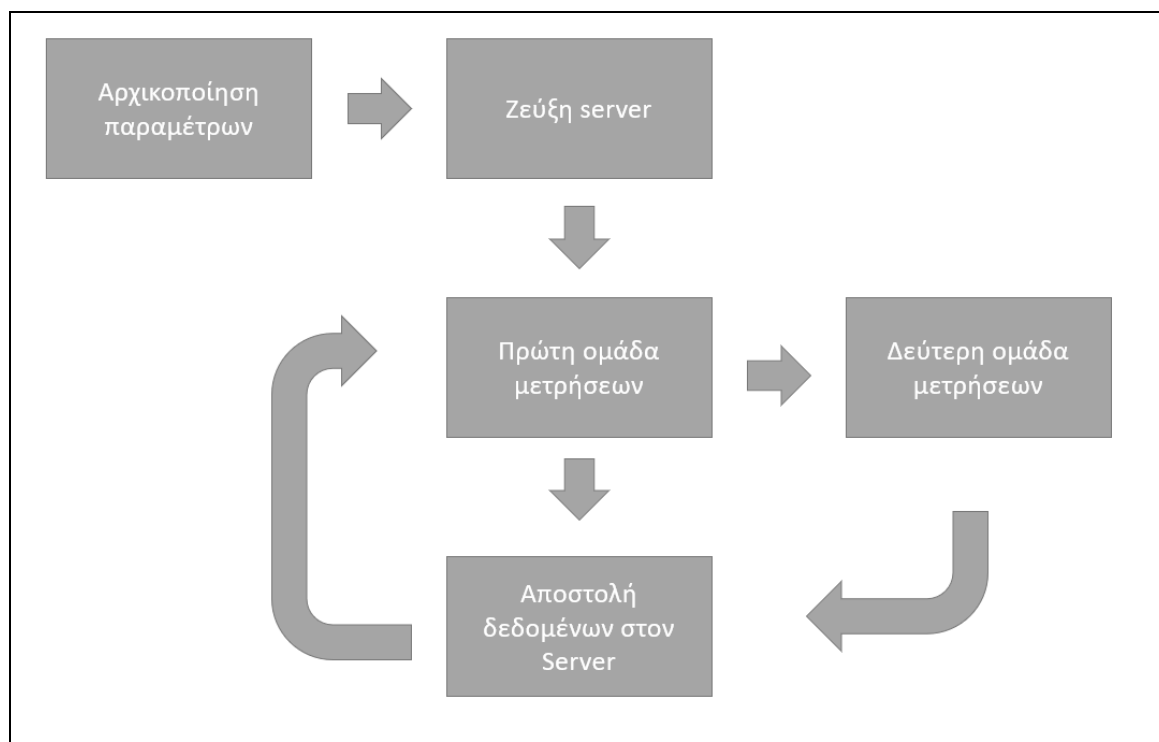
### 3.4 Προγραμματισμός μικροελεγκτή

Ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή έγινε σε προγραμματιστική γλώσσα C. Για την δημιουργία του κώδικα χρησιμοποιήθηκε το περιβάλλον ανάπτυξης Arduino IDE μια πλατφόρμα ανοιχτού κώδικα. Με σκοπό την βέλτιστη λειτουργία του μικροελεγκτή

χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές προγραμματισμού όπως τα software interrupts, PROGMEM, κ.α. Ο κώδικας που είναι γραμμένος στον μικροελεγκτή βρίσκεται στο παράρτημα 1 στο τέλος του κειμένου. Όλες οι βιβλιοθήκες που καλούνται είναι ανοιχτού κώδικα και διατίθενται στο διαδίκτυο δωρεάν.

Στο σχήμα 22 που ακολουθεί παρουσιάζεται η δομή του προγράμματος του μικροελεγκτή. Οι αισθητήρες του κυκλώματος είναι χωρισμένοι σε δύο ομάδες μετρήσεων. Την πρώτη ομάδα που πραγματοποιεί μετρήσεις κάθε 300 millisecond στην οποία ανήκουν το επιταχυνσιόμετρο και ο οπτικός αισθητήρας και την δεύτερη ομάδα μετρήσεων που πραγματοποιεί μετρήσεις κάθε 3 second και σε αυτήν ανήκουν ο περιβαλλοντικός αισθητήρας και ο αισθητήρας μέτρησης επιδερμικής θερμοκρασίας.

Το πρόγραμμά ξεκινά με την αρχικοποίηση όλων των περιφερειακών του κυκλώματος. Έπειτα πραγματοποιεί ζεύξη με τον server. Στην συνέχεια ξεκινά να λαμβάνει μετρήσεις από την πρώτη ομάδα και να κοινοποιεί τα δεδομένα στον server. Αυτό επαναλαμβάνεται έως ότου να έρθει η στιγμή να κοινοποιηθούν τα δεδομένα της δεύτερης ομάδας. Οι μετρήσεις αποστέλλονται απευθείας στον server και δεν αποθηκεύονται τοπικά σε κάποια μνήμη του συστήματος. Η διαδικασία λειτουργίας του προγράμματος γίνεται μέσα από έναν αέναο βρόχο και το πρόγραμμα θα συνεχίσει να τρέχει με αυτόν τον τρόπο μέχρι να το σταματήσει ο χρήστης.



Σχήμα 22: Μπλοκ Διάγραμμα της λειτουργίας του μικροελεγκτή

## 3.5 Επικοινωνία στοιχείων

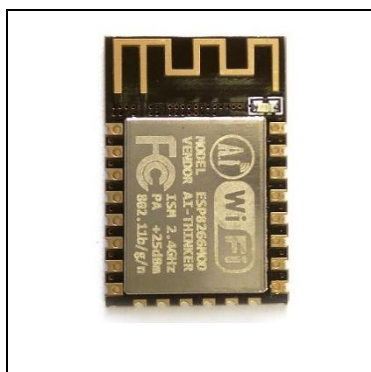
### 3.5.1 Επικοινωνία Φορητού Συστήματος με Web Application

Η επικοινωνία του επεξεργαστή με την διαδικτυακή σελίδα πραγματοποιήθηκε με την χρήση ενός wifi module (esp8266). Το wifi module αποτελεί ένα αυτόνομο σύστημα με ενσωματωμένο το δικό του μικροελεγκτή (L106 32bit RISC,80MHz) και firmware για ευκολία στο προγραμματισμό. Μπορεί να συνδεθεί μέσω των πρωτοκόλλων UART, SPI, I<sup>2</sup>C με άλλους μικροελεγκτές ή περιφερειακές συσκευές όπως αισθητήρες, κ.α. Στην παρούσα διάταξη η σύνδεση του μικροελεγκτή Atmega328 με το esp8266 γίνεται σειριακά μέσω του UART πρωτοκόλλου με 115200 baud rate<sup>6</sup>.

Προγραμματίσαμε τον μικροελεγκτή Atmega328 χρησιμοποιώντας την βιβλιοθήκη wifiEsp που συνδέεται μέσω UART με το wifi module ώστε να επικοινωνεί με το ασύρματο δίκτυο και να αποστέλλει τις πληροφορίες κάνοντας χρήση του πρωτοκόλλου MQTT στην ιστοσελίδα MQTT Cloud που δημιουργήσαμε λογαριασμό για τον σκοπό της ερευνητικής εργασίας.

Το esp8266 χρησιμοποιεί το πρωτόκολλο IEEE 802.11 και καθορίζει το σύνολο των πρωτοκόλλων ελέγχου πρόσβασης πολυμέσων (MAC) και φυσικού επιπέδου (PHY) για την υλοποίηση ασύρματης επικοινωνίας με ασύρματο τοπικό δίκτυο (WLAN) Wi-Fi σε ζώνες συχνοτήτων 2,4 GHz, 5 GHz.

Επιλέχθηκε γιατί είναι ένα μικρό, φθηνό, έχει ενσωματωμένη PCB κεραία, δεν χρειάζεται προθήκη περιφερειακών συσκευών για την λειτουργία του, έχει μικρή κατανάλωση ενέργειας (~71mA) και ενσωματώνεται εύκολα στην εύκαμπτη βάση.



Σχήμα 23 : Esp-8266 χρησιμοποιήθηκε για την δημιουργία ασύρματης επικοινωνίας.

---

<sup>6</sup> Baud rate : Το baud rate είναι η συχνότητα στην οποία μεταφέρονται οι πληροφορίες σε ένα κανάλι. Στην σειριακή επικοινωνία, 115200 baud σημαίνει ότι το κανάλι μπορεί να μεταφέρει με μέγιστο ρυθμό 115200 bits το δευτερόλεπτο.

### 3.5.2 Πρωτόκολλα Επικοινωνίας

Συγκεντρωτικά, οι τρόποι επικοινωνίας που χρησιμοποιούνται για την σύνδεση κάθε στοιχείου του κυκλώματος με μικροελεγκτή έχουν ως ακολούθως:

- Atmega328P – Esp8266 μέσω του UART πρωτοκόλλου
- Atmega328P – Pulse Sensor μέσω της θύρας ADC του μικροελεγκτή
- Atmega328P – Ambient Sensor μέσω του SPI πρωτοκόλλου
- Atmega328P – Thermal Sensor μέσω της θύρας ADC του μικροελεγκτή
- Atmega328P – Accelerometer μέσω του I2c πρωτοκόλλου

Για την επικοινωνία του Wifi module με το τοπικό δίκτυο που παρέχει την δυνατότητα σύνδεσης στο διαδίκτυο, χρησιμοποιείται το TCP/IP πρωτόκολλο ενώ τα πακέτα που συνδέουν client και Server στέλνονται με την χρήση του HTTP πρωτοκόλλου επικοινωνίας.



Σχήμα 24: Αναπαράσταση σύνδεσης των πρωτοκόλλων επικοινωνίας του επεξεργαστή Atmega328 της Arduino με τα περιφερειακά στοιχεία του κυκλώματος.

### 3.6 Τροφοδοσία

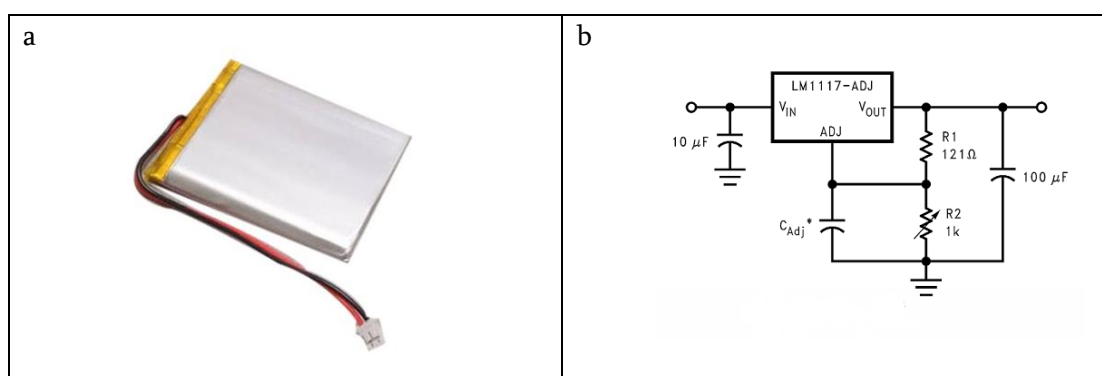
Η τροφοδοσία της συσκευής γίνεται από δύο επαναφορτιζόμενες μπαταρίες ιόντων Λίθου πολυμερούς τοποθετημένες σε σειρά. Η τάση κάθε μπαταρίας είναι 3,7V και η χωρητικότητα στα 400mAh. Η συνδεσμολογία αυτή επιλέχθηκε με σκοπό να δημιουργήσουμε τάση ίση με 6V, η οποία μετατρέπεται σε 3,3V από έναν υποβιβαστή τάσης, Linear Voltage Regulator (LDO) του κυκλώματος για να τροφοδοτήσει το

μικροελεγκτή και τα υπόλοιπα περιφερειακά. Το LDO που χρησιμοποιήθηκε είναι το LM1117 της Texas Instrument.

Λοιπές ερευνητικές εργασίες ωστόσο χρησιμοποιούν διαφορετικές μεθόδους τροφοδοσίας όπως μπαταρίες τύπου κέρματος (coin cells), εκτυπωμένες μπαταρίες (printed cells) κ.α.

Από τις μετρήσεις που διεξήχθησαν ο εκτιμώμενος χρόνος τροφοδοσίας της συσκευής είναι 4 ώρες και ο λόγος που επιλέχθηκε έναντι των υπολοίπων συστημάτων τροφοδοσίας είναι η δυνατότητα επαναφόρτισης, το χαμηλό βάρος και ο μικρός όγκος της μπαταρίας, συναρτήσει της ενέργειας που προσφέρει.

Παρακάτω απεικονίζεται η μπαταρία τροφοδοσίας και το κύκλωμα του υποβιβασμού τάσης.



Σχήμα 25: a) μπαταρία τροφοδοσία κυκλώματος b) κύκλωμα υποβιβασμού τάσης.

### 3.7 Καταγραφή και διάθεση μετρήσεων

Η προβολή και επεξεργασία των δεδομένων που θα ανιχνεύονται και θα αποστέλλονται από την φορητή συσκευή, έχει ανατεθεί σε μια ιστοσελίδα που δημιουργήθηκε για τον σκοπό της ερευνητικής πρότασης. Χρησιμοποιώντας την πλατφόρμα Cloud MQTT αποστέλλουμε τα δεδομένα με το MQTT πρωτόκολλο επικοινωνίας. Με την σειρά τους τα δεδομένα αυτά γίνονται post στους subscribers της εφαρμογής όπως ορίζει το πρωτόκολλο με σκοπό να επεξεργαστούν και να παρουσιαστούν στον χρήστη. Τον ρόλο της επεξεργασίας και παρουσίασης έχει αναλάβει το προγραμματιστικό εργαλείο Node Red της οποίας χρησιμοποιούμε την υπηρεσία διαχείρισης και απεικόνισης FRED (Front End).

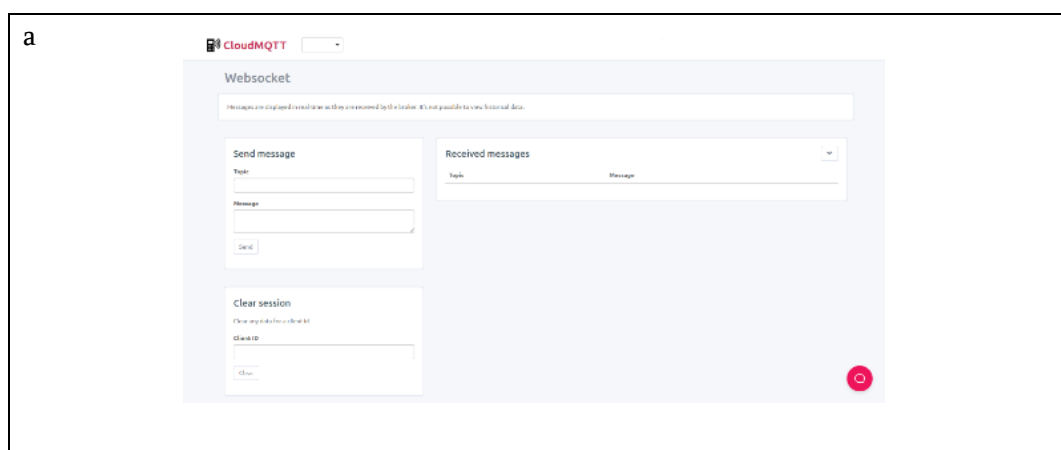
Το προγραμματιστικό εργαλείο Node Red χρησιμοποιείται για να ενώνει το hardware (συσκευές) με online υπηρεσίες. Παρέχει ένα πρόγραμμα επεξεργασίας που βασίζεται στον περιηγητή (browser) και δίνει την δυνατότητα διασύνδεσης διαφορετικών δεδομένων (flows) μέσα από τα πολλούς κόμβους που επιτελούν συγκεκριμένο σκοπό (nodes) που παρέχει. Επιλέχθηκε μεταξύ άλλων όπως τα Apache airflow, WPMU dev,

Terminus κ.α. για την πληθώρα έτοιμων κόμβων που παρέχει, την ευκολία στην χρήση του και την προσβασιμότητα του.

Για τον λόγο αυτό δημιουργήθηκε μια εφαρμογή σε JavaScript, χρησιμοποιώντας Nodes, μικρούς κόμβους, όπου τα εισερχόμενα δεδομένα επεξεργάζονται και προχωρούν σε περαιτέρω ανάλυση ή εξαγωγή δεδομένων. Στόχος της εφαρμογής είναι η συλλογή των πληροφοριών που εξάγει το φορητό σύστημα μέσω της σύνδεσης του διαδικτύου, η επεξεργασία αυτών καθώς και η προβολή τους σε συστήματα αξόνων που δίνουν την δυνατότητα ανάλυσης και διεξαγωγής συμπερασμάτων.

Επιπλέον, με την κατασκευή της, η εφαρμογή δίνει την δυνατότητα επιλογής μεταξύ των τιμών που θα παρουσιάζονται καθώς και του φιλτραρίσματος των μετρήσεων με σκοπό την έγκαιρή ειδοποίηση μέσω e-mail σε περίπτωση που παρατηρηθούν τιμές βιοσημάτων οι οποίες αποτελούν ένδειξη ανωμαλίας στην κατάσταση της υγείας του χρήστη.

Στην Σχήμα 26 που ακολουθεί παρουσιάζονται το MQTT Cloud, οι συνδέσεις των Nodes που καθορίζουν την επεξεργασία των δεδομένων που λαμβάνονται από τον publisher (cloud) και το User Interface (UI) που σχεδιάστηκε για τον σκοπό της απεικόνισης των μετρήσεων. Στο σχήμα 26a παρουσιάζεται ο cloud server που λαμβάνει δεδομένα (raw data) όπως ακριβώς στέλνονται από το wifi module χωρίς να τα επεξεργάζεται. Στο σχήμα 26b παρουσιάζεται, το Node διάγραμμα λειτουργίας, που λαμβάνει δεδομένα, τα επεξεργάζεται και στην συνέχεια δημιουργεί το UI με σκοπό να τα απεικονίσει. Στο UI του σχήματος 26c, απεικονίζεται, στα αριστερά η στήλη με τα δεδομένα του επιταχυνσιόμετρου. Τα γραφήματα X, Y, Z δίνουν τις τιμές του επιταχυνσιόμετρου για τους αντίστοιχους άξονες και παρουσιάζουν το μοτίβο της κίνησης του χρήστη. Στην μεσαία στήλη, απεικονίζονται τα μετρούμενα βιοσήματα, δηλαδή οι παλμοί του χρήστη και η θερμοκρασία σώματος, ενώ στην δεξιά στήλη, παρουσιάζεται η θερμοκρασία και η υγρασία που είναι εκτεθειμένος ο χρήστης.





Σχήμα 26: a) MQTT cloud b) Nodes connection from FRED c) απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο των μετρήσεων του φορετού συστήματος



## Ανάλυση μετρήσεων – Συμπεράσματα

## 4.1 Μετρήσεις πραγματικού χρόνου

Ο έλεγχος και η επιβεβαίωση της σωστής λειτουργίας της προτεινόμενης εύκαμπτης φορητής διάταξης έγινε με μια σειρά μετρήσεων των βιοσημάτων σε συνδυασμό με αντίστοιχες εμπορικές συσκευές . Συγκεκριμένα, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για τέσσερις διαφορετικές καταστάσεις του χρήστη κατά την διάρκεια της ημέρας όπως ο ύπνος, η άσκηση, το γεύμα και η ξεκούραση.

Με σκοπό να βεβαιώσουμε την αξιοπιστία των μετρήσεων στο σύστημά μας, πραγματοποιήθηκε μία σειρά μετρήσεων σε κάθε κατάσταση για τρεις διαφορετικές μέρες. Για την σύγκριση των μετρήσεων των βιοσημάτων με τις πραγματικές τιμές χρησιμοποιήθηκε ένα υπέρυθρο θερμομέτρο, (Mastech MS6522B) ενώ για τις μετρήσεις των παλμών του χρήστη χρησιμοποιήθηκε ένα εμπορικό band το Xiaomi Mi band 3.

Όλες οι σειρές μετρήσεων ακολούθησαν την ίδια διαδικασία. Πρώτα έγινε καταγραφή των δεδομένων από τον αισθητήρα για ένα λεπτό. Στην συνέχεια από τα αποτελέσματα των μετρήσεων υπολογίστηκε ο μέσος όρος. Η διαδικασία επαναλήφθηκε σε τρεις διαφορετικές μέρες με σκοπό την πληρέστερη εικόνα της αξιοπιστίας των μετρήσεων. Τέλος με τις υπολογισμένες τιμές σχεδιάστηκε ο συγκριτικός πίνακας μετρήσεων. Οι τιμές των μετρούμενων μεγεθών των υπόλοιπων αισθητήρων για την πρώτη ημέρα μετρήσεων παρατίθενται στους πίνακες 3 και 4

Τα αποτελέσματα όλων των μετρήσεων παρατίθενται στους παρακάτω πίνακες.

Πίνακας 2. Μετρήσεις Xiaomi Mi band 3 - φορητή συσκευή

	Ημέρες	Xiaomi Band	Φορητή συσκευή
Γεύμα	Ημέρα - 1	78.3	79.3
	Ημέρα - 2	80.6	81
	Ημέρα - 3	79.6	79.3
Ξεκούραση	Ημέρα - 1	77.3	77.6
	Ημέρα - 2	75.2	76.8
	Ημέρα - 3	72.4	72.2
Άσκηση	Ημέρα - 1	91.2	91.1
	Ημέρα - 2	95.5	94.2
	Ημέρα - 3	103.1	102.7

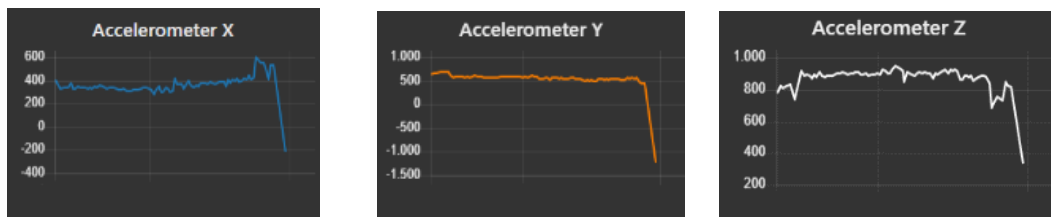
Υπνος	Ημέρα - 1	68.5	68.6
	Ημέρα - 2	64.3	64.7
	Ημέρα - 3	70.1	70.4

Πίνακας 3. Μετρήσεις Mastech MS6522B - φορητή συσκευή

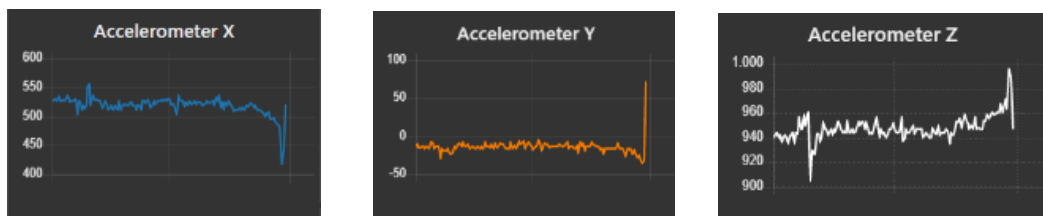
	Ημέρες	Mastech MS6522B °C	Φορητή συσκευή °C
Γεύμα	Ημέρα - 1	34.1	33.2
	Ημέρα - 2	33	33.3
	Ημέρα - 3	32	32.3
Ξεκούραση	Ημέρα - 1	33.1	33.4
	Ημέρα - 2	32.2	32.5
	Ημέρα - 3	32.9	32.8
Άσκηση	Ημέρα - 1	33.3	33.3
	Ημέρα - 2	35.3	34.1
	Ημέρα - 3	34.3	33.1
Υπνος	Ημέρα - 1	32.4	32.7
	Ημέρα - 2	32.8	33.2
	Ημέρα - 3	32.2	32.6

Πίνακας 4. Μετρήσεις επιταχυνσιόμετρου στους 3 άξονες για κάθε διαφορετική κατάσταση του χρήστη για την πρώτη ημέρα μετρήσεων.

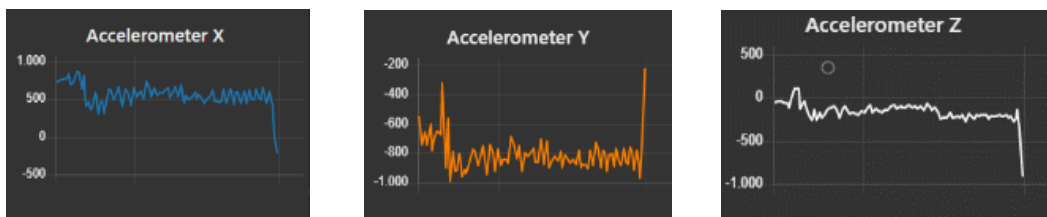
a)



b)



c)



d)



Πίνακας 5. Μετρήσεις Θερμοκρασίας & Υγρασίας περιβάλλοντος από H1H6130 για την πρώτη ημέρα μετρήσεων

	Θερμοκρασία °C	Υγρασία % RH
Γεύμα	26,31	36,19
Ξεκούραση	26,54	35,73
Άσκηση	26,28	40,26
Ύπνος	23.54	39.58

## 4.2 Εφαρμογές διάταξης

Η χρήση της διάταξης επιλέχθηκε να καλύπτει τις ανάγκες ηλικιωμένων και συγκεκριμένα την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας τους σε πραγματικό χρόνο και την ειδοποίηση των ανθρώπων που τους παρέχουν βοήθεια σε συνθήκες κινδύνου της κατάστασης υγείας τους. Για τον σκοπό αυτό δημιουργήθηκε μια πλατφόρμα καταγραφής των δεδομένων αυτών χρησιμοποιώντας την ιστοσελίδα MQTT-cloud και Node RED FRED. Σχετική ερευνητική εργασία έχει δημοσιευτεί στο συνέδριο του περιοδικού IARIA SENSORCOMM στην Αθήνα τον Νοέμβριο του 2021 [93].

Παρόλα αυτά, η χρήση της συσκευής δεν περιορίζεται μόνο στο συγκεκριμένο ηλικιακό κοινό. Θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί από οποιονδήποτε χρήστη που θα ήθελε να καταγράψει τα συγκεκριμένα βιοσήματα μέσα στην καθημερινότητα εφόσον δεν θα έκανε χρήση της σε έντονη άσκηση καθώς στην παρούσα διάταξη υπάρχουν ακόμα περιορισμοί στην δυνατότητα καταγραφής και την μηχανική καταπόνηση. Σε

58

μελλοντικό επανασχεδιασμό αυτά τα προβλήματα μπορούν να εκλείψουν με σκοπό την χρήση της κατασκευής σε έντονη άσκηση. Τα βιοσημάτα που καταγράφονται μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ένδειξη πιθανόν ανωμαλιών της κατάστασης υγείας του χρήστη συνδυαστικά με την αξιολόγηση τους από τον επιβλέποντα ιατρό και τις ιατρικές εξετάσεις που δεν αντικαθιστούν τα μετρούμενα μεγέθη που καταγράφονται.

#### 4.3 Μελλοντικές εξελίξεις

Η ερευνητική διάταξη που παρουσιάστηκε αποτελεί την πρώτη προσέγγιση κατασκευής ενός κυκλώματος παρακολούθησης βιοσημάτων σε πραγματικό χρόνο. Η παρούσα κατασκευή μπορεί να χρησιμοποιήσει μελλοντικά τις μετρήσεις από τον αισθητήρα θέσης που διαθέτει με σκοπό την καταγραφή των βημάτων που κάνει καθημερινά ο χρήστης της μέσα από την δημιουργία αντίστοιχων συναρτήσεων και κατ' επέκταση θα μπορούσε να προσδιοριστεί η καύση των θερμίδων του χρήστη προσεγγιστικά. Επιπλέον, από τον οπτικό αισθητήρα και τις μετρήσεις που πραγματοποιεί, μπορεί να εξαχθούν αποτελέσματα όπως η αρτηριακή πίεση, συστολική και διαστολική καθώς και η οξυγόνωση του αίματος.

Τέλος ως προς το κατασκευαστικό μέρος της, παρέχεται η δυνατότητα ενσωμάτωσης εκτυπωμένων αισθητήρων στην επιφάνεια του υποστρώματος, επανασχεδιασμός και ελαχιστοποίηση της πυκνότητας του κυκλώματος μέσα από την ενσωμάτωση πολύ-επίπεδων εύκαμπτων κυκλωμάτων (δες κεφάλαιο 1.3)., Ακόμη βελτιωτικές κινήσεις μπορούν να γίνουν μεταφέροντας ορισμένα μη εύκαμπτα μέρη της κατασκευής όπως το επιταχυνσιόμετρο και το wifi module σε από το επίπεδο του PCB σε αυτό του FPCB βελτιώνοντας έτσι της ευκαμψία και τον χρόνο ζωής της κατασκευής

#### 4.4 Αποτιμήσεις ερευνητικής διάταξης

Στην παρούσα ερευνητική διάταξη παρουσιάστηκε ένα φορητό σύστημα με σκοπό την μέτρηση των βιοσημάτων ενός χρήστη και τον έγκαιρο εντοπισμό προβλημάτων στην κατάσταση υγείας του. Δημιουργήθηκε μια πλατφόρμα παρακολούθησης και αποθήκευσης των βιοσημάτων αλλά και άλλων περιβαλλοντικών συνθηκών με σκοπό την άμεση αλλά και την μακροχρόνια καταγραφή τους για περαιτέρω ανάλυση και δημιουργία ιστορικού αρχείου ασθενούς.

Η κατασκευή του κυκλώματος πάνω σε μια εύκαμπτη δομή δίνει την δυνατότητα στο χρήστη να μπορεί να παραμορφώσει όλη την διάταξη χωρίς να παρουσιάζεται πρόβλημα στις μετρήσεις των αισθητήρων. Λόγω του εύκαμπτου υποστρώματος, η διάταξη μπορεί να τοποθετηθεί εύκολα σε κάποιο ρούχο ή περικάρπιο και να φορεθεί από τον χρήστη για μεγάλη χρονική διάρκεια καταγράφοντας δεδομένα σε πραγματικό χρόνο χωρίς την χρήση καλωδίων και άλλων περιοριστικών παραγόντων.

Παρόλα αυτά παρατηρήθηκαν και αδυναμίες στο υπόστρωμα της κατασκευής καθώς η έντονη μηχανική καταπόνηση του μπορεί να προκαλέσει ανεπανόρθωτες καταστροφές στις εκτυπωμένες πίστες χαλκού και ως εκ τούτου συνεπάγεται ότι η προσεκτική μεταχείριση κατά την χρήση είναι απαραίτητη για την αύξηση της διάρκειας ζωής της κατασκευής.

Παρουσιάστηκε η διαδικασία χαρακτηρισμού της συσκευής όπως και το εύρος μετρήσεων των βιοισθητήρων σε σχέση με άλλες αντίστοιχες εμπορικές συσκευές καθώς και η διαδικασία και τα στάδια που ακολουθήθηκαν.

Τέλος, παρουσιάστηκε η χρήση της IoT πλατφόρμας και οι δυνατότητες που εκείνη παρέχει τόσο στη απεικόνιση των μετρούμενων μεγεθών όσο και στην ειδοποίηση των επιβλεπόντων του χρήστη σε περίπτωση ανάγκης.

#### 4.5 Δημοσιεύσεις

Στην διάρκεια της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας και για την απόκτηση του μεταπτυχιακού τίτλου σπουδών, πραγματοποιήθηκαν οι παρακάτω επιστημονικές δημοσιεύσεις:

- P. Pikasis, G. Kaltsas “A wearable IoT device for bio-signals real time monitoring of elderly people” *SENSORDEVICES 2021*, Athens, Greece, Nov. 14-18, 2021.
- E. T. Michailidis, P. Pikasis, G. Kaltsas “Recent Advances in IoT-Based Wearable Systems for Biosignals Monitoring – Application to Elderly Care” *SENSORCOMM 2021*, Athens, Greece, Nov. 14-18, 2021.
- T. Koutsis, P. Pikasis, A. Psyrris, G. Kaltsas “A thermal flow sensor with a 3D printed housing for spirometry applications” *Microelectronic Engineering*, Volume 226, 1 April 2020, 111286, <https://doi.org/10.1016/j.mee.2020.111286>

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΠΗΓΕΣ

---

- [1] William S. Wong, Alberto Salleo "Flexible Electronics: Materials and Applications", Springer 2009
- [2] Reynolds, Jorge "The Early History of Cardiac Pacing in Colombia". Pacing and Clinical Electrophysiology 1988 11 (3): 355–361
- [3] Medical Devices: Applications for Exemption from Federal Preemption of State and Local hearing Aid Requirements, Docket No. 78P-0222 1980
- [4] Severinghaus JW, Honda Y "History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry". Journal of Clinical Monitoring. (April 1987).3 (2): 135–8.
- [5] Kaewkannate and Kim. "A comparison of wearable fitness devices" BMC Public Health 2016
- [6] Devin B. McCombie, Andrew T. Reisner, Haruhiko H. Asada, Phillip Shaltis "Wearable pulse wave velocity blood pressure sensor and methods of calibration thereof" U.S. Patent 2007
- [7] <http://content.time.com/time/specials/packages/article> Accessed on 2018-02-27
- [8] <https://www.juniperresearch.com/press/healthcare-spend-in-wearables-reach-60-bn-2023>, Accessed on 2018-02-27
- [9] Joanna Berzowska "Electronic Textiles: Wearable Computers, Reactive Fashion, and Soft Computation" Textile The Journal of Cloth and Culture , January 2005, 3(1):58-75
- [10] Raluca Maria Aileni, Rodica Strungaru, " Ambient Assisted Living and Enhanced Living Environments", Elsevier 2017
- [11] John Semmlow, " Circuits, Signals and Systems for Bioengineers" (Third Edition), Elsevier 2018
- [12] Raju G. Kammula , Janine M. Morris "Considerations for the Biocompatibility Evaluation of Medical Devices", MDDI May 2001
- [13] Jonathan Black "BIOLOGICAL PERFORMANCE of MATERIALS Fundamentals of Biocompatibility", 2006, 978-1-4200-5784-3
- [14] R.R. Richardson Jr\*, J.A. Miller and W.M. Reichert "Polyimides as biomaterials: preliminary biocompatibility testing", Elsevier Biomaterials Volume 14, Issue 8, 1993, Pages 627-635
- [15] Alam M.A., Kumar S. (2012) "Flexible Electronics". In: Bhushan B. (eds) Encyclopedia of Nanotechnology. Springer, Dordrecht 2012
- [16] Cleo Brunetti and Roger w. Curtis "Printed Circuit Techniques" National Bureau of Standards Circular 468 first issued 15 November 1947
- [17] <http://gcaflex.com/flexible-circuits/rigid-flex-circuits/gcaflex.com>. accessed on 2018-02-27.
- [18] <https://www.idc-online.com/resources/technical-references/electronic-engineering-technical-references.html> "Thick film Technology.pdf", IDC Technologies, accessed on 2018-02-27.
- [19] Hal F. BrinsonL, Catherine Brinson "Characteristics, Applications and Properties of Polymers. In: Polymer Engineering Science and Viscoelasticity" Springer, Boston, MA 2008

- [20] W. A. Macdonald, M. K. Looney, D. A. MacKerron , R Eveson “Latest advances in substrates for flexible electronics”, Journal of the Society for Information Display , December 2007
- [21] R. S. Khandpur “Printed Circuit Boards: Design, Fabrication, Assembly and Testing ”Tata McGraw-Hill Education, 2005
- [22] <https://www.electronicshub.org/microcontrollers-basics-structure-applications/> Electronics Hub, accessed on November 13, 2017
- [23] Liu Guan-Zheng, Bang-Yu Huang, Lei Wang “A Wearable Respiratory Biofeedback System Based on Generalized Body Sensor Network” Telemedicine and e-Health, June 2011
- [24] Wallace Ugulino, Débora Cardador, Katia Vega “ Wearable computing: Accelerometers' data classification of body postures and movements” Proceedings of 21st Brazilian Symposium on Artificial Intelligence, Advances in Artificial Intelligence, 2012
- [25] Z. Cohen , Shyqyri Haxha , Amar Aggoun “Pulse oximetry optical sensor using oxygen- bound haemoglobin” Optics Express, January 2005, 108(1):733-737
- [26] Steve Mann, "An historical account of the 'WearComp' and 'WearCam' inventions developed for applications in 'Personal Imaging,'" in The First International Symposium on Wearable Computers: Digest of Papers, IEEE Computer Society, 1997, pp. 66–73
- [27] <http://wearcam.org/ieeecomputer/r2025.htm> Accessed on 2018-02-27
- [28] Hussain Nadia “Quality of Experience in Relation to Wearables”, January 2020, Brunel London University
- [29] J. Peter Bade, G.Q. Maguire Jr., and David F. Bantz, The IBM/Columbia Student Electronic Notebook Project, IBM, T. J. Watson Research Lab., Yorktown Heights, NY, 29 June 1990. (The work was first shown at the [DARPA](#) Workshop on Personal Computer Systems, Washington, D.C., 18 January 1990.)
- [30] E.C. Urban, Kathleen Griggs, Dick Martin, Dan Siewiorek and Tom Blackadar “[Proceedings of Wearables in 2005 Archived](#) 14 September 2005 at the [Wayback Machine](#), Arlington, VA, 18–19 July 1996.
- [31] Nguyen, Tuan C. "Who Invented Bluetooth?". ThoughtCo. Retrieved 11 October 2019.
- [32] <https://en.wikipedia.org/wiki/GoPro#35mm> Accessed on 2018-02-27
- [33] <http://www.gadgetcluster.com/2014/04/> Accessed on 2018-02-27
- [34] Russell, Kyle "Hands-On With Thync's Mood-Altering Headset" TechCrunch. Retrieved 9 April 2016.
- [35] Yasser Khan, 2016,” Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices”, Advanced Material, DOI : 10.1002/adma.201504366
- [36] Yasser Khan , Aminy E Ostfeld , Claire M Lochner “ Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices” Adv. Mater. 2016 28, 4373–4395
- [37] C. Yan , J. Wang , P. S. Lee “ Stretchable Graphene Thermistor with Tunable Thermal Index” ACS Nano 2015, 9, 2130, <https://doi.org/10.1021/nn507441c>
- [38] C.-C. Huang , Z.-K. Kao , Y.-C. Liao “ Flexible miniaturized nickel oxide thermistor arrays via inkjet printing technology” ACS Appl. Mater. Interfaces 2013, 5, 12954, DOI: 10.1021/am404872j

- [39] C. A. Boano , M. Lasagni , K. Romer , T. Lange “ Accurate Temperature Measurements for Medical Research using Body Sensor Networks” IEEE , 2011, pp.189 – 198 .
- [40] D. Evans , B. Hodgkinson , J. Berry “ Vital signs in hospital patients: a systematic review” Int. J. Nurs. Stud. 2001, 38, 643
- [41] S. Xu , Y. Zhang , L. Jia , K. E. Mathewson , K.-I. Jang , J. Kim , H. Fu , X. Huang , P. Chava “ Soft microfluidic assemblies of sensors, circuits, and radios for the skin” Science 2014, 344, 70
- [42] C. M. Lochner , Y. Khan , A. Pierre , A. C. Arias “ All-organic optoelectronic sensor for pulse oximetry” Nat. Commun. 2014, 5, 5745
- [43] G. Schwartz , B. C.-K. Tee , J. Mei , A. L. Appleton ,D. H. Kim , H. Wang , Z. Bao “ Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring” Nat. Commun. 2013, 4,
- [44] B. Nie , S. Xing , J. D. Brandt , T. Pan “ Droplet-based interfacial capacitive sensing” Lab Chip 2012, 12, 1110
- [45] C. Dagdeviren , Y. Su , P. Joe , R. Yona , Y. Liu , Y.-S. Kim , Y. Huang “ Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring” Nat. Commun. 2014, 5, 4496 .
- [46] R. Li , B. Nie , P. Digiglio , T. Pan “Microfluidics: A Flexible, Transparent, Pressure-Sensitive Microfluidic Film” Adv. Funct. Mater. 2014, 24, 6195 .
- [47] Z. Li , Z. L. Wang “ Air/Liquid-pressure and heartbeat-driven flexible fiber nanogenerators as a micro/nano-power source or diagnostic sensor” Adv. Mater. 2011, 23, 84 .
- [48] X. Wang , Y. Gu , Z. Xiong , Z. Cui , T. Zhang “ Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals” Adv. Mater. 2014, 26,1336
- [49] C.-L. Choong , M.-B. Shim , B.-S. Lee , S. Jeon , ” Highly stretchable resistive pressure sensors using a conductive elastomeric composite on a micropylramid array” Adv. Mater. 2014, 26, 3451
- [50] N. Wu , X. Cheng , Q. Zhong , J. Zhong , W. Li , B. Wang , B. Hu “ Stretchable Self-Powered Fiber-Based Strain Sensor” Adv. Funct. Mater. 2015, 25, 4788 .
- [51] J. G. Webster , , Taylor and Francis “ Design of Pulse Oximeters” NewYork , 1997
- [52] Edward D Chan , Michael M Chan, Mallory M Chan “Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations” Respir. Med. 2013,
- [53] A. K. Bansal , S. Hou , O. Kulyk , E. M. Bowman , I. D. W. Samuel “ Wearable Organic Optoelectronic Sensors for Medicine” Adv. Mater. 2014, 27, 7638
- [54] M. Rothmaier , B. Selm , S. Spichtig , D. Haense , M. Wolf “Photonic textiles for pulse oximetry” Opt. Express 2008, 16, 12973
- [55] <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/diabetes>, Accessed on 2018-02-27
- [56] Yu-Te Liao, Huanfen Yao, Andrew Lingley “A 3- $\mu$ W CMOS Glucose Sensor for Wireless Contact-Lens Tear Glucose Monitoring” IEEE J. Solid State Circuits 47,2012 335–344
- [57] Jayoung Kim, Gabriela Valdés-Ramírez, Amay J Bandodkar “ Non-invasive mouthguard biosensor for continuous salivary monitoring of metabolites” Analyst ,2014, 139, 1632–1636
- [58] Manu S Mannoor, Hu Tao, Jefferson D Clayton, Amartya Sengupta, David L Kaplan “Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel” Nat. Commun. 2012 , 3, 763–770



- [59] Amay J. Bhandodkar and Joseph Wang “Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review” *Adv Mat.* 2014, 363-371
- [60] Wei Gao, Sam Emaminejad, Hnin Yin Yin Nyein “Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis” *Nature* 2016 529,509-514
- [61] L. Guo , L. Berglin , U. Wiklund , H. Mattila “ Design of a garment-based sensing system for breathing monitoring” *Text. Res. J.* 2012, 83, 499 .
- [62] S. D. Min , Y. Yun , H. Shin “ Simplified Structural Textile Respiration Sensor Based on Capacitive Pressure Sensing Method” *IEEE Sensors J.* 2014, 14, 3245 .
- [63] O. Atalay , W. R. Kennon , E. Demirok “ Weft-Knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling” *IEEE Sensors J.* 2015, 15, 110
- [64] S. K. Kundu , S. Kumagai , M. Sasaki “ A Wearable Capacitive Sensor for Monitoring Human Respiratory Rate” *Japanese Journal of Applied Physics*, 2013 , 52 ,04CL05
- [65] C.-T. Huang, C.-L. Shen, C.-F. Tang, S.-H. Chang “A wearable yarn-based piezo-resistive sensor” *Sens. Actuators, A* 2008, 141, 396
- [66] Y. Li , Y. A. Samad , K. Liao “ From cotton to wearable pressure sensor” *Journal of Materials Chemistry A* ,2015, 3, 2181
- [67] R. Wijesiriwardana “Inductive fiber-meshed strain and displacement transducers for respiratory measuring systems and motion capturing systems” *IEEE Sensors J.* 2006, 6, 571
- [68] T. Hoffmann , B. Eilebrecht , S. Leonhardt “ Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors” *IEEE Sensors J.* 2011, 11, 1112 .
- [69] S. Rajala , J. Lekkala “ Film-Type Sensor Materials PVDF and EMFi in Measurement of Cardiorespiratory Signals— A Review” *IEEE Sensors J.* 2012, 12, 439 .
- [70] Y.-Y. Chiu , W.-Y. Lin , H.-Y. Wang , S.-B. Huang , M.-H. Wu “ Design of efficient loadcell for measurement of mechanical impact by piezoelectric PVDF film sensor” *Sens. Actuators, A* 2013, 189, 328 .
- [71] F. Yi , L. Lin , S. Niu , P. K. Yang , Z. Wang , J. Chen “ Stretchable-Rubber-Based Triboelectric Nanogenerator and Its Application as Self-Powered Body Motion Sensors” *Adv. Funct. Mater.* 2015, 25, 3688
- [72] M. Folke , L. Cernerud , M. Ekström , B. Hök “ Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care” *Med. Biol. Eng. Comput.* 2003, 41, 377
- [73] F. Q. Al-Khalidi , R. Saatchi , D. Burke , H. Elphick , S. Tan , *Pediatr. Pulmonol.* “Respiration rate monitoring methods: a review” *Pediatr Pulmonol*, 2011, 46, 523
- [74] P. Corbishley , E. Rodriguez-Villegas “ Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system” *IEEE Trans Biomed. Eng.* ,2008, 55, 196 .
- [75] O. Mimoz , T. Benard , A. Gaucher , D. Frasca , B. Debaene “Accuracy of respiratory rate monitoring using a non-invasive acoustic method after general anaesthesia” *Elsevier* 2012, 108, 872 .
- [76] K. P. Cohen, W. M. Ladd, D. M. Beams, W. S. Sheers G. Radwin , W. J. Tompkins , *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1997, 44, 555
- [77] C. Merritt, H. Nagle, E. Grant “Textile-Based Capacitive Sensors for Respiration Monitoring” *IEEE Sensors J.* 2009, 9, 71

- [78] H Yao, Angela J Shum, Melissa Cowan, “A contact lens with embedded sensor for monitoring tear glucose level” *Biosens. Bioelectron.*, 2011 26, 3290– 3296
- [79] H Yao, Yu-Te Liao, “A contact lens with integrated telecommunication circuit and sensors for wireless and continuous tear glucose monitoring” *Journal Micromechanical Microengineering*, 2012, 22, 075007–075016
- [80] Ogasawara, K. et al. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 1996 234, 542–546
- [81] Shigehito Iguchi, Kohji Mitsubayashi, Takayuki Uehara “A wearable oxygen sensor for transcutaneous blood gas monitoring at the conjunctiva” *Sens. Actuat. 2005 B* 108, 733–737
- [82] Hiroyuki Kudo, Takanori Sawada, ElitoKazawa, HiromichiYoshida “A flexible and wearable glucose sensor based on functional polymers with Soft-MEMS techniques” *Biosens. Bioelectron.* 2006 22, 558–562
- [83] Iguchi, S., Kudo, H., Saito, T., Ogawa, “Glucose sensing electrodes based on a poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/Prussian blue bilayer and multi-walled carbon nanotubes” *Biomed. Microdevices* 2007, 9, 603–609
- [84] MingXing Chu, Takayuki Shirai, Daishi Takahashi, Takahiro Arakawa, “Biomedical soft contact-lens sensor for in situ ocular biomonitoring of tear contents” *Biomed. Microdevices* 2011 13, 603– 61
- [85] Magnus Falk, Viktor Andoralov, Zoltan Blum, Javier Sotres, “Biofuel cell as a power source for electronic contact lenses” *Biosensors and Bioelectronics* 2012 37, 38–45
- [86] Magnus Falk, Viktor Andoralov, Maria Silow, Miguel D. Toscano “Miniature Biofuel Cell as a Potential Power Source for Glucose-Sensing Contact Lenses” *Analytical Chemistry* 2013 85, 6342–6348
- [87] <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/interstitial-fluid>, Accessed on 2018-02-27
- [88] Batheja Priya, Thakur Rashmi & Michniak Bozena “Transdermal iontophoresis” *Expert Opinion on Drug Delivery*, 2006, 3:1, 127-138
- [89] Jongwon Kim , Jong Dae Kim “Voltage divider resistance for high-resolution of the thermistor temperature measurement”, *ELSEVIER* 2011
- [90] J.M. Berg, J.L. Tymoczko, G. J. Gatto” Βιοχημεία”. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης 2015 σελ. 182.
- [91] William F. Kieffer, D. F. Swinehart “Journal of Chemical Educations” *American Chemical Society and Division of Chemical Education, Inc.* 1962, 39, 7, 333 July 1, 1962
- [92] [https://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=sensordevices\\_2021\\_2\\_80\\_20037](https://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=sensordevices_2021_2_80_20037), Accessed on 2018-02-27
- [93] [https://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=sensorcomm\\_2021\\_1\\_30\\_10021](https://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=sensorcomm_2021_1_30_10021), Accessed on 2018-02-27
- [94] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0167931720300745?via%3Dihub>, Accessed on 2018-02-27

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

### Παράρτημα 1 Κώδικας που αναπτύχθηκε

```
#include <HIH61XX.h>
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <ADXL362.h>
#include <math.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <WiFiEspClient.h>
#include "WiFiEsp.h"
#include <avr/pgmspace.h>
#include "PubSubClient.h"
#include "SoftwareSerial.h"
#include "TimerOne.h"

SoftwareSerial Serial1 (3, 4); // RX, TX, 18,19 ,3,4
int pulsePin = A1;
// Volatile Variables, used in the interrupt service routine!
Volatile int BPM;           // int that holds raw Analog in 0. Updated every 2mS
volatile int Signal;        // holds the incoming raw data
volatile int IBI = 600;     // int that holds the time interval between beats! Must be seeded!
volatile boolean Pulse = false; // "True" when User's live heartbeat is detected. "False" when
not a "live beat".
volatile boolean QS = false; // becomes true when Arduino finds a beat.
static boolean serialVisual = true; // Set to 'false' by Default. Re-set to 'true' to see Arduino
Serial Monitor ASCII Visual Pulse
volatile int rate[10]; // array to hold last ten IBI values
volatile unsigned long sampleCounter = 0; // used to determine pulse timing
volatile unsigned long lastBeatTime = 0; // used to find IBI
volatile int P = 512; // used to find peak in pulse wave, seeded
volatile int T = 512; // used to find trough in pulse wave, seeded
volatile int thresh = 525; // used to find instant moment of heart beat, seeded
volatile int amp = 100; // used to hold amplitude of pulse waveform, seeded
volatile boolean firstBeat = true; // used to seed rate array so we startup with reasonable
BPM
volatile boolean secondBeat = false; // used to seed rate array so we startup with reasonable
BPM
////////Global Variables////////
uint8_t cnt=0;
bool fl1=1;//Pulses measure a pulse
bool fl2=0; //Pulses measure period «1»
uint8_t pulses=0;
uint8_t sum=0;
unsigned long timer_P = 0;
unsigned long timer_c = 0;

char vals[40];
```

```

char vals2[40];
//wifi//
int status = WL_IDLE_STATUS;// the Wifi radio's status

///// stored in Flash memory/////
const char ssid[]PROGMEM ="honor7"; // your network SSID (name)
const char pass[]PROGMEM ="a1a2a3a4a5"; // your network password
const char* const n[] PROGMEM = {ssid,pass};
const char c0[]PROGMEM =" ";
const char* const c[] PROGMEM = {c0};
WiFiEspClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
  ADXL362 xl;
  HIH61XX hih(0x27, 8);
void setup(){
  Wire.begin();
  xl.begin(10);
  xl.beginMeasure();
  Serial.begin(115200);
  Serial1.begin(74880);
  interruptSetup();
  ///wifi stuff ///
  WiFi.init(&Serial);
  if (WiFi.status() == WL_NO_SHIELD) { // check for the presence of the shield
//  Serial1.println(F("WiFi shield not present"));
  }
  while ( status != WL_CONNECTED) { // attempt to connect to WiFi network
char n0[7],n1[11];
strcpy_P(n0, (char*)pgm_read_word(&(n[0])));
strcpy_P(n1, (char*)pgm_read_word(&(n[1])));
status = WiFi.begin(n0, n1);}//edw eixe ssid,pass
Serial1.println(F("Starting connection to server"...));

//connect to MQTT server
client.setServer("soldier.cloudmqtt.com", 12541); }

void loop(){
  serialOutput();
  if (QS == true) // A Heartbeat Was Found
  {
    // BPM and IBI have been Determined
    // Quantified Se"f"QS" true wh67print67ino finds a heartbeat
    serialOutputWhenBeatHappens(); // A Beat Happened, Output that to serial.
    QS = false; // reset the Quantified Self flag for next time
    if (!client.connected()){
      WifiCall();}
    if (millis()- timer_c > 300){
      int16_t X, Y, Z,temp;
      Acc_mes(X,Y,Z,temp);
      char c0[2];
      PulsesCall();
      strcpy_P(c0,(char*)pgm_read_word(&(c[0])));

```

```

    sprintf(vals,"%d%s%d%s%d%s%d",X,c0,Y,c0,Z,c0,pulses);//    Timer1.stop();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
client.publish("outpic",vals);
    Timer1.start();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
    timer_c=millis();
    cnt++;
}
if(cnt>10){
    float T,H,t;
    char ST[20]={};
    char AT[20]={};
    char AH[20]={};
    Skin_Temp(t);
    Amb_mes(H,T);
    dtostrf(T,2,2,&AT[strlen(AT)]);
    dtostrf(H,2,2,&AH[strlen(AH)]);
    dtostrf(t,2,2,&ST[strlen(ST)]);
    char c0[2];
    strcpy_P(c0,(char*)pgm_read_word(&(c[0])));
68printf(val"2,"%s%s%s%"%s",AT,c0,AH,c0,ST);
    client.publish("out"ic",vals2);
    cnt=0;
}
client.loop();
}
}
ISR(TIMER2_COMPA_vect) //triggered when Timer2 counts to 124
{
cli(); // disable interrupts while we do this
Signal = analogRead(pulsePin); // read the Pulse Sensor
sampleCounter += 2; // keep track of the time in mS with this variable
int N = sampleCounter - lastBeatTime; // monitor the time since the last beat to avoid
noise
// find the peak and trough of the pulse wave
if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3) // avoid dichrotic noise by waiting 3/5 of last IBI
{
    if (Signal < T) // T is the trough
    {
        T = Signal; // keep track of lowest point in pulse wave
    }
}
if(Signal > thresh && Signal > P)
{
    // thresh condition helps avoid noise
    P = Signal; // P is the peak
} // keep track of highest point in pulse wave
// NOW IT'S TIME TO LOOK FOR THE HEART BEAT
// signal surges up in value every time there is a pulse
if (N > 250)
{
    // avoid high frequency noise
    if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) )
    {

```

```

Pulse = true; // set the Pulse flag when we think there is a pulse
// digitalWrite(blinkPin,HIGH); // turn on pin 13 LED
IBI = sampleCount-r - lastBeatTime; // measure time between beats in mS
lastBeatTime = sampleCounter; // keep track of time for next pulse

if(secondBeat)
{
// if this is the second beat, if secondBeat == TRUE
secondBeat = false; // clear secondBeat flag
for(int i=0; i<=9; i++) // seed the running total to get a realistic BPM at startup
{
rate[i] = IBI;
}
}

if(firstBeat) // if it's the first time we found a beat, if firstBeat == TRUE
{
firstBeat = false; // clear firstBeat flag
secondBeat = true; // set the second beat flag
sei(); // enable interrupts again
return; // IBI value is unreliable so discard it
}

// keep a running total of the last 10 IBI values
word runningTotal = 0; // clear the runningTotal variable
for(int i=0; i<=8; i++)
{
// shift data in the rate array
rate[i] = rate[i+1]; // and drop the oldest IBI value
runningTotal += rate[i]; // add up the 9 oldest IBI values
}
rate[9] = IBI; // add the latest IBI to the rate array
runningTotal += rate[9]; // add the latest IBI to runningTotal
runningTotal /= 10; // average the last 10 IBI values
BPM = 60000/runningTotal; // how many beats can fit into a minute? t'at's BPM!
QS = true; // set Quantified Self flag
// QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR
}
}

if (Signal < thresh && Pulse == true)
{ // when the values are going down, the beat is over
// digitalWrite(blinkPin,LOW); // turn off pin 13 LED
Pulse = false; // reset the Pulse flag so we can do it again
amp = -P - T; // get amplitude of the pulse wave
thresh = amp/2 + T; // set thresh at 50% of the amplitude
P = thresh; // reset these for next time
T = thresh;
}
}

if (N > 2500)
{
// if 2.5 seconds go by without a beat
thresh = 512; // set thresh default
P = 512; // set P default
T = 512; // set T default
lastBeatTime = sampleCounter; // bring the lastBeatTime up to date
firstBeat = true; // set these to avoid noise
}
}

```

```

        secondBeat = false;           // when we get the heartbeat back
    }
    sei();                             // enable interrupts when youre done!
} // end isr
void interruptSetup()
{
    // Initializes Timer2 to throw an interrupt every 2mS.
    TCCR2A = 0x02; // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO INTO CTC
    MODE
    TCCR2B = 0x06; // 'ON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER
    OCR2A = 0x7C; // SET THE TOP OF THE COUNT TO 124 FOR 500Hz SAMPLE RATE
    TIMSK2 = 0x02; // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2 AND OCR2A
    sei(); // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED
}
void serialOutputWhenBeatHappens()
{
    if (serialVisual == true) // Code to Make the Serial Monitor Visualizer Work
    {
        Serial.print(" Heart-Beat Found "); //ASCII Art Madness
        Serial.print("BPM: ");
        Serial.println(BPM);
    }
    else
    {
        Serial.print("\n(e"se");
    }
}
void serialOutput()
{ // Decide How To Output Serial.
    if (serialVisual == true)
    {
        arduinoSerialMonitorVisual('-', Signal); // goes to function that makes Serial Monitor
        Visualizer
    }
    else
    {
        sendDataToSerial('S', Signal); // goes to sendDataToSerial function
    }
}
void arduinoSerialMonitorVisual(char symbol, int data )
{
    const int sensorMin = 0; // sensor minimum, discovered through experiment
    const int sensorMax = 1024; // sensor maximum, discovered through experiment
    int sensorReading = data; // map the sensor range to a range of 12 options:
    int range = map(sensorReading, sensorMin, sensorMax, 0, 11);
    // do something different depending on the
    // range value:
}
void sendDataToSerial(char symbol, int data )
{
    Serial.print(symbol);
    Serial.println(data);
}

```

```

}
void WifiCall(){

while (!client.connected()) {
  Serial1.print("Attempting MQTT connection"..");
  // Attempt to connect, just a name to identify the client
  if (client.connect("N" "N", "dwvxd"x", "_3WuEnT0A"Y4")) {
    Serial1.println("connected");
    // Once connected, publish an announcement...
    Timer1.stop();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
    client.publish("out"i", "Hello World");
    Timer1.start();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
    // ... and resubscribe
    Timer1.stop();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
    client.subscribe("into"ic",0);
    Timer1.start();
    TIFR1 |= (1 << TOV1);
  }
  else {
    Serial1.print("failed, rc=");
    Serial1.print(client.state());
    Serial1.println(" try again in 5 seconds");
    // Wait 5 seconds before retrying
    delay(5000);

  }
}
}
}
////////// Accelerometer measurements //////////
void Acc_mes(int16_t &K,int16_t &L,int16_t &M,int16_t &N){
  xl.readXYZTData(K,L,M,N);
}
void PulsesCall(){
if (millis()- timer_P > 5000){
  if (fl2 == 1 && (millis()- timer_P > 15000 )) {
    pulses = sum*4;
    fl2=0;}
  else if (fl2 == 0){
    unsigned long k = millis()/1000;
    pulses = (sum*60)/k;
//    Serial1.print("1111111"11");
//    Serial1.println(pulses);
  }
  timer_P= millis();
}
}
////////// Ambient measurements //////////
void Amb_mes(float &Amb_hum,float &Amb_tmp){
  hih.start();

```



```

    hih.update();
    Amb_hum=hih.humidity()*100;
    Amb_tmp=hih.temperature();
}
////////// Skin //////////
void Skin_Temp(float &Real_temp){
    uint16_t ADCA0 = analogRead(A0); // Read Vout on analog input pin A0 (Arduino can
sense from 0-1023, 1023 is 5V)
    float Vout = 0.0010459 *ADCA0 ; // Convert Vout to volts ->1.07 * ((ADCA0) / 1023)
    float R = 510/(( 3.21/Vout)-1); // Formula to calculate tested resis'or's value/ Rref = 510/
Vin=3.28
    Real_temp=(-0.39083+sqrt(pow(0.39083,2)-4*(-0.000057749)*(100- R)))/(2*-0.000057749);
}

```