

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ  
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
«Εναλλακτικές μέθοδοι μέτρησης της αρτηριακής  
πίεσης»



**Των φοιτητών**

**Τυριτίδη Ιωάννη**

**Αρ. Μητρώου: 518217**

**Χατζιωάννου Θεοκλή**

**Αρ. Μητρώου: 518177**

**Επιβλέπων**

**Ονοματεπώνυμο**

**Κιοσκερίδης Ιορδάνης**

**Βαθμίδα Καθηγητής**

**Ημερομηνία : ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2023**

Τίτλος Δ.Ε. Εναλλακτικές μέθοδοι μέτρησης της αρτηριακής πίεσης

Κωδικός Δ.Ε. 22268

Όνοματεπώνυμο φοιτητή/τών Τυριτίδης Ιωάννης, Χατζηιωάννου Θεοκλής

Όνοματεπώνυμο εισηγητή Κιοσκερίδης Ιορδάνης

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 18/10/22

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 14/09/23

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

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

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

*«Στις οικογένειες και στους φίλους μας»*

## Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποτελεί το τελευταίο στάδιο για τη λήψη του πτυχίου μας από το τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος και το άνοιγμα σε ένα μέλλον γεμάτο ευκαιρίες και καλύτερες συνθήκες ζωής. Το θέμα αυτής της εργασίας είναι το ηλεκτρονικό πιεσόμετρο. Στόχος αυτής της εργασίας είναι η κατασκευή ενός πιεσόμετρου, το οποίο στα αρχικά του στάδια θα μπορεί να λειτουργεί σωστά και να εμφανίζει αποτελέσματα με μικρή απόκλιση σε σχέση με κοινά πιεσόμετρα της αγοράς. Η εργασία πέρα από το κατασκευαστικό κομμάτι, φροντίζει να περιέχει και θεωρητική προσέγγιση για όλο το φάσμα αυτού του κλάδου, έτσι ώστε ο αναγνώστης να έχει μία καλύτερη εικόνα περί τίνος πρόκειται (π.χ. τρόπος λειτουργίας καρδιάς). Ο λόγος επιλογής αυτού του θέματος είναι ότι το θέμα αφορά την βιοϊατρική τεχνολογία, κάτι που για έναν Ηλεκτρονικό Μηχανικό φαντάζει ένα ενδιαφέρον αντικείμενο με μεγάλες προοπτικές εξέλιξης. Ακόμη, βασική μας επιθυμία ήταν η ανάληψη ενός απαιτητικού θέματος λόγω ότι έτσι θα μπορούσαμε να δοκιμάσουμε τόσο τις βασικές αρχές που αποκτήσαμε αυτά τα πέντε έτη σπουδών όσο και τα ψυχολογικά μας αποθέματα. Εξάλλου, η υπομονή και η επιμονή αποτελούν σημαντικά στοιχεία για τη μετέπειτα προσωπική και επαγγελματική μας εξέλιξη.

## Περίληψη

Η διπλωματική εργασία έχει ως κύριο θέμα την ανάλυση και την υλοποίηση ενός ηλεκτρονικού πιεσόμετρου. Η εργασία αναλύει θεωρητικά τι είναι η πίεση και μετά σειρά έχει το πρακτικό κομμάτι όπου γίνεται η υλοποίηση του πιεσομέτρου. Παρατίθενται αποτελέσματα από μετρήσεις σε επιλεγμένους ασθενείς. Η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη, το θεωρητικό μέρος και το πρακτικό. Το θεωρητικό μέρος απαρτίζεται από τρία κεφάλαια. Το πρακτικό μέρος έχει επίσης 3 κεφάλαια. Το τελευταίο κεφάλαιο ασχολείται περισσότερο θεωρητικά με το πρακτικό μέρος και κυρίως με προτάσεις βελτίωσης.

**Λέξεις Κλειδιά:** αρτηριακή πίεση, πιεσόμετρο, Arduino, Κύκλωμα μετατροπής

# «Alternative methods of blood pressure measurement»

«Tyritidis Ioannis»

«Hatzioannou Theoklis»

## **Abstract**

The main topic of the thesis is the analysis and implementation of an electronic blood pressure monitor. The work theoretically analyzes what pressure is and then comes to the practical part where the pressure gauge is implemented. The work is divided into two parts, the theoretical part and the practical part. The theoretical part consists of three chapters. The practical part also has 3 chapters. The last chapter deals more theoretically with the practical part and mainly with suggestions for improvement.

**Keywords:** Blood pressure, Blood pressure monitor, Arduino, Conversion circuit

## **Ευχαριστίες**

Ευχαριστούμε τον επιβλέποντα καθηγητή, κύριο Κιοσκερίδη Ιορδάνη, Καθηγητή του τμήματος Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων για την καθοδήγηση και τις συμβουλές που μας έδωσε καθ' όλη τη διάρκεια της συγγραφής αυτής της εργασίας.

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε και καθηγητές του τμήματος, οι οποίοι έδειξαν ενδιαφέρον και μας βοήθησαν σε μέρη της εργασίας στα οποία συναντήσαμε κάποιες δυσκολίες.

Ακόμα ευχαριστούμε τις οικογένειες και τους φίλους μας για την αμέριστη ψυχολογική και υλική υποστήριξη .

# Ευρετήριο Περιεχομένων

Πρόλογος.....	iv
Περίληψη.....	v
Abstract .....	vi
Ευχαριστίες .....	vii
Ευρετήριο Περιεχομένων.....	viii
Ευρετήριο Σχημάτων.....	x
Ευρετήριο Πινάκων.....	xi
Εισαγωγή.....	1
Δομή-Σκοπός της εργασίας .....	1
Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή στο καρδιαγγειακό σύστημα και αρτηριακή πίεση .....	3
1.1. Φυσιολογία της καρδιάς.....	3
1.2. Αρτηρίες και Αρτηριακή πίεση .....	8
1.2.1. Αρτηρίες.....	8
1.2.2. Αρτηριακή πίεση .....	11
1.2.3. Υπέρταση .....	12
1.2.4. Υπόταση .....	15
1.3. Πιεσόμετρο.....	18
Κεφάλαιο 2ο: Εναλλακτικές μορφές πιεσόμετρου.....	22
2.1. Εισαγωγή.....	22
2.1.1. Χρήση φωτο-πληθυσμογραφικών σημάτων.....	22
2.1.2. Ταλαντοσιμετρική μέθοδος χωρίς χρήση περιχειρίδας .....	23
2.1.3. Ειδικό πιεσόμετρο και χρήση στα δάχτυλα των χεριών.....	24
2.1.4. Χρήση της μεθόδου αντιστάθμισης-όγκου στην κερκιδική αρτηρία .....	25
2.1.5. Μη επεμβατική μέτρηση πίεσης στο αυτί .....	26
2.1.6. Μαγνητο-πληθυσμογραφία .....	27
2.1.7. Μέθοδος IPG.....	28
2.1.8. Αρτηριακή Τονομετρία .....	29
2.1.9. Χρήση αρτηριακής τονομετρίας και αισθητήρα παλμών με ακύρωση θορύβου .....	29
2.1.10. Εκτίμηση αρτηριακής πίεσης υποβοηθούμενη από ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	30
2.2. Ολοκλήρωση – Αξιολόγηση διπλωματικής εργασίας .....	31
Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό Πιεσόμετρο.....	33
3.1. Δυσκολίες υλοποίησης και τελική επιλογή.....	33

3.2. Αισθητήρας πίεσης.....	34
3.3. Ενισχυτής τάσης.....	36
3.4. Ρυθμιστής Πολύ Χαμηλής Πτώσης Τάσης Με Αναστολή.....	36
3.5. Μικροελεγκτής.....	37
3.6. Arduino ide.....	38
Κεφάλαιο 4ο:Πειραματικό Μέρος .....	43
4.1. Εισαγωγή.....	43
4.2. Πειραματικές διαδικασίες .....	43
4.3. Διεξαγωγή πειράματος .....	44
4.4. Διάγραμμα ροής .....	47
Κεφάλαιο 5ο: Κατασκευή Πλακέτας .....	52
5.1. Εισαγωγή.....	52
5.2. Λογισμικό σχεδίασης πλακέτας .....	52
5.3 Τελικό σχέδιο .....	56
Κεφάλαιο 6ο: Συμπεράσματα- Επίλογος.....	59
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	61
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΚΩΔΙΚΑΣ ΕΥΡΕΣΗΣ ΠΑΛΜΩΝ.....	66
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΚΩΔΙΚΑΣ ΕΥΡΕΣΗΣ ΣΥΣΤΟΛΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗΣ ΠΙΕΣΗΣ .....	67

## Ευρετήριο Σχημάτων

Εικόνα 1.1 Ανατομία της καρδιάς [13] .....	6
Εικόνα 1.2 Σύστημα ηλεκτρικής αγωγιμότητας της καρδιάς [14] .....	6
Εικόνα 1.3 Απεικόνιση καρδιακού παλμού [16].....	7
Εικόνα 1.4 Αιτίες θανάτων στην Ελλάδα για το 2019 [17].....	8
Εικόνα 1.5 Δομή αρτηρίας [23].....	10
Εικόνα 1.6 Δομή αιμοφόρων αγγείων [21] .....	10
Εικόνα 1.7 Μακροπρόθεσμα νοσήματα που εμφανίζονται μετά από χρόνια υπέρταση [33] .....	13
Εικόνα 1.8 Ποσοστό ατόμων με υψηλή αρτηριακή πίεση για το 2019 [45] .....	15
Εικόνα 1.9 Κατάταξη τιμών πίεσης για τους ενήλικες [33].....	17
Εικόνα 1.10 Απεικόνιση πιεσόμετρου με ακουστικά [54] .....	18
Εικόνα 1.11 Ψηφιακό πιεσόμετρο, πιεσόμετρο υδραργύρου και πιεσόμετρο άνευ υδραργύρου [55]..	19
Εικόνα 1.12 Μέτρηση της πίεσης με πιεσόμετρο υδραργύρου με ακουστικά [58] .....	20
Εικόνα 1.13 Μέτρηση της πίεσης με πιεσόμετρο υδραργύρου με ακουστικά [59] .....	21
Εικόνα 1.14 Υπόδειγμα καταγραφής και παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης [60].....	21
Εικόνα 2.1 Πίσω μέρος συσκευής[62] .....	24
Εικόνα 2.2 Μπροστινό μέρος συσκευής[62].....	24
Εικόνα 2.3 Παράδειγμα άσκησης πίεσης στο χέρι [62] .....	24
Εικόνα 2.4 Χρήση πιεσόμετρου στο δάχτυλο [63] .....	25
Εικόνα 2.5 Ειδικό όργανο μέτρησης στο αυτί [66].....	27
Εικόνα 2.6 Αναπαράσταση πειράματος μέτρησης πίεσης με την μέθοδο της μαγνητοπληθυσμογραφίας[67].....	28
Εικόνα 2.7 Πειραματική διαδικασία με την χρήση inBeam Prototype[74] .....	30
Εικόνα 3.1 Κύκλωμα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης .....	34
Εικόνα 3.2 Εξίσωση μεταφοράς mpx5100[75] .....	35
Εικόνα 3.3MPX5100.....	35
Εικόνα 3.4 Λειτουργικά χαρακτηριστικά του MPX5100DP[75].....	36
Εικόνα 3.5 TLC 272 .....	36
Εικόνα 3.6 Εσωτερικό TLC272 .....	36
Εικόνα 3.7 Ανάλυση LF33CV[77].....	37
Εικόνα 3.8 Ανάλυση Arduino MKR Zero[78] .....	38
Εικόνα 3.9 Αρχική οθόνη Arduino IDE .....	38
Εικόνα 3.10 Συντόμευση εντολών του προγράμματος .....	39
Εικόνα 3.11 Επιλογή κατάλληλης πλακέτας και θύρας υπολογιστή.....	40
Εικόνα 3.12 Λειτουργίες του προγράμματος .....	40
Εικόνα 3.13 Αρχεία βιβλιοθηκών .....	41
Εικόνα 3.14 Board Managers .....	41
Εικόνα 3.15 Γρήγορη αναζήτηση αποθηκευμένων κωδικών.....	42
Εικόνα 4.1 Το κύκλωμα σε ράστερ .....	43
Εικόνα 4.2 Το σετ περιχειρίδας μαζί με το αισθητήριο πίεσης.....	44
Εικόνα 4.3 Κυματομορφή στα 75mmHg .....	45
Εικόνα 4.4 Κυματομορφή στα 110mmHg .....	45
Εικόνα 4.5 Κυματομορφή στα 140mmHg .....	45
Εικόνα 4.6 Μέτρηση με την ειδική κατασκευή.....	46
Εικόνα 4.7 Μέτρηση με κοινό πιεσόμετρο .....	46

Εικόνα 5.1 Αρχική οθόνη του Fusion 360 .....	53
Εικόνα 5.2 Αρχική οθόνη schematic .....	53
Εικόνα 5.3 Ο library manager .....	54
Εικόνα 5.4 Κύκλωμα μετατροπής στο schematic .....	54
Εικόνα 5.5 Το σχέδιο απεικόνισης στο board .....	55
Εικόνα 5.6 Η καρτέλα του cam processor.....	56
Εικόνα 5.7 Μπροστινή όψη πλακέτας.....	57
Εικόνα 5.8 Πίσω όψη πλακέτας .....	57
Εικόνα 5.9 Τελική μορφή πλακέτας.....	58
Εικόνα 5.10 Τελική μορφή πλακέτας(πίσω όψη).....	58

## Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1.1 Αιτίες και τρόποι αντιμετώπισης υπέρτασης (ίδια επεξεργασία) .....	14
Πίνακας 1.2 Ποσοστιαία κατανομή πληθυσμού κάθε ομάδας ηλικιών που πάσχει από υπέρταση για το 2019 [44] .....	14
Πίνακας 1.3 Αιτίες και τρόποι αντιμετώπισης υπότασης (ίδια επεξεργασία).....	16
Πίνακας 4.1 Καταγραφή μετρήσεων.....	47

## Εισαγωγή

Η καρδιά είναι το κεντρικό όργανο ενός οργανισμού καθώς εξαιτίας της αυτός διατηρείται στη ζωή. Αποτελεί ένα πολύπλοκο σύστημα με κοίλη μορφή στη θωρακική κοιλότητα το οποίο συστέλλεται ρυθμικά μεταφέροντας το αίμα από τις φλέβες στις αρτηρίες. Με αυτή τη διαδικασία εμφανίζεται ο καρδιακός παλμός. Έτσι, μέσω ενός τέτοιου συστήματος ανταλλάσσονται ουσίες (ορμόνες, απόβλητα μεταβολισμού) και αέρας διαμορφώνοντας δείκτες υγείας του ατόμου, όπως είναι η πίεση του αίματος που μπορεί να αποτελέσει κύριο παράγοντα κινδύνου για καρδιαγγειακά νοσήματα και αιτία θνησιμότητας για πολλούς ανθρώπους. Μάλιστα, η πίεση μπορεί να μετρηθεί με το πιεσόμετρο και να γίνει αντιληπτό αν είναι φυσιολογική ή αν το άτομο πάσχει από υπέρταση ή υπόταση. Ως αποτέλεσμα, το πιεσόμετρο σε συνδυασμό με την κρίση του γιατρού και άλλες εξετάσεις θα συμβάλλει στη λήψη της κατάλληλης απόφασης σχετικά με τη διατροφή του ασθενούς ή ακόμα και τη λήψη φαρμακευτικής αγωγής. Επιπλέον, παγκοσμίως, τα καρδιαγγειακά νοσήματα αυξάνονται και συνεχίζουν να αποτελούν την κύρια αιτία θανάτου. Ακόμα, όμως, κι αν δεν οδηγηθεί στον θάνατο ένας ασθενής, η πίεσή του μπορεί να επιδεινώσει την καθημερινότητα, αφού μπορεί να εκδηλώνει δύσπνοια, βήχας, αίσθημα ζαλάδας κ.ά. Γι' αυτό, η μελέτη του τρόπου λειτουργίας του μπορεί να βοηθήσει στην κατανόηση των μηχανισμών της καρδιάς και στη βελτίωση της υπάρχουσας κατασκευής του.

## Δομή-Σκοπός της εργασίας

Η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη, το θεωρητικό μέρος και το πρακτικό. Το θεωρητικό μέρος απαρτίζεται από τα κεφάλαια ένα, δύο και τρία. Επιπλέον, αποτελείται από τα κεφάλαια 4,5 και 6. Τα κεφάλαια 4 και 5 αποτελούν το πρακτικό μέρος της εργασίας, ενώ το 6<sup>ο</sup> κεφάλαιο γίνεται ανάλυση σε συμπεράσματα και προτάσεις επίλυσης των όποιων προβλημάτων παρουσιάστηκαν.

Στο 1<sup>ο</sup> κεφάλαιο γίνεται εκτενής ανάλυση για την αρτηριακή πίεση και τι την προκαλεί. Το συγκεκριμένο κεφάλαιο αποτελεί την αφετηρία της διπλωματικής εργασίας με όλες τις απαραίτητες πληροφορίες που χρειάζεται ο αναγνώστης για να κατανοήσει το θέμα. Στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο αναφέρονται εναλλακτικοί μέθοδοι μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, με πειράματα που έχουν γίνει από διάφορους επιστήμονες ανά τον κόσμο. Το συγκεκριμένο κεφάλαιο είναι ιδιαίτερα σημαντικό, καθώς δίνει την δυνατότητα στον αναγνώστη να κατανοήσει τις διάφορες τεχνικές μέτρησης της αρτηριακής πίεσης και πιθανώς να δημιουργήσει προσδοκίες όπου ο ασθενής θα επιλέγει τον τρόπο μέτρησης με βάση τις δικές του επιθυμίες. Το 3<sup>ο</sup> κεφάλαιο είναι κατά κάποιον τρόπο η διασύνδεση του θεωρητικού μέρους με το πρακτικό, καθώς αναφέρει λεπτομερώς όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διεξαγωγή του πειράματος με όλες τις απαραίτητες θεωρητικές πληροφορίες που χρειάζεται να γνωρίζει κάποιος. Επιπρόσθετα, παρουσιάζεται και το λογισμικό προσομοίωσης όπου γίνεται η γραφή του κώδικα ώστε να διαβάξει τα δεδομένα που δέχεται από το αισθητήριο και να τα εμφανίζει στην οθόνη του υπολογιστή

Το πειραματικό μέρος της εργασίας αρχίζει με το κεφάλαιο 4 και καταλήγει στο κεφάλαιο 5. Στο 4<sup>ο</sup> κεφάλαιο, γίνεται ανάλυση του πειραματικού μέρους με την υλοποίηση του κυκλώματος μετατροπής στο ράστερ και την χρήση άλλων περιφερειακών συσκευών. Στο εργαστήριο της σχολής έγιναν οι πρώτες δοκιμές και παρατέθηκαν σε μορφή πίνακα τα αποτελέσματα.. Στο 5<sup>ο</sup> κεφάλαιο γίνεται περιγραφή της κατασκευής της πλακέτας και γιατί, όπως επίσης και του προγράμματος που χρησιμοποιήσαμε για την σχεδίαση της, την αποστολή της σε κατασκευαστή τυποποιημένων κυκλωμάτων και στην τελική της μορφή όταν παραδόθηκε και έγινε η διαμόρφωση της.

Το τέλος της εργασίας βρίσκεται στο έκτο κεφάλαιο, το οποίο αναφέρει τα προβλήματα που προέκυψαν κατά την όλη διάρκεια της ανάληψης. Επιπλέον προτείνονται λύσεις ώστε μελλοντικά με βάση αυτή την διπλωματική εργασία η συσκευή να λειτουργεί πιο αποτελεσματικά και να είναι σε θέση να ανταγωνιστεί ήδη υπάρχουσα πιεσόμετρα.

Αν μη τι άλλο ο σκοπός της εργασίας είναι να υλοποιηθεί ένα πιεσόμετρο με διαφορετικές τεχνικές από τις γνωστές υπάρχουσες και να αποτελέσει αφετηρία για περαιτέρω μελλοντικές έρευνες.

# Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή στο καρδιαγγειακό σύστημα και αρτηριακή πίεση

## 1.1.Φυσιολογία της καρδιάς

Το αίμα αποτελείται από πλάσμα και στοιχεία, τα οποία είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια [1]. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια (ερυθροκύτταρα) αποτελούν τη συντριπτική πλειοψηφία των κυττάρων που υπάρχουν στο αίμα, καθώς αντιπροσωπεύουν περίπου το 94% των κυττάρων. Η κύρια λειτουργία τους είναι η μεταφορά οξυγόνου από τους πνεύμονες στους ιστούς και η μεταφορά διοξειδίου του άνθρακα από αυτούς τους ιστούς πίσω στους πνεύμονες. Αυτό οφείλεται στην παρουσία της αιμοσφαιρίνης, μιας πρωτεΐνης που συνδέεται με το οξυγόνο [2]. Ειδικότερα, τα ερυθροκύτταρα συνεισφέρουν πολλαπλά στην υγεία της καρδιάς, καθώς πέρα από τη μεταφορά της αιμοσφαιρίνης (Hb) για το οξυγόνο και τη μετακίνησή του από τους πνεύμονες στους ιστούς, επιτρέπουν τη μεταφορά του διοξειδίου του άνθρακα από τους ιστούς στους πνεύμονες κυρίως με τη μορφή διττανθρακικών και διευκολύνουν την ισορροπία οξέων και βάσεων. Ειδικότερα για την αιμοσφαιρίνη, αυτή είναι μια μεταλλοπρωτεΐνη εντός των ερυθροκυττάρων που έχει την ευθύνη για πάνω από το 99% της μεταφοράς οξυγόνου από τους πνεύμονες στους ιστούς και αντιπροσωπεύει το 33% της μάζας των ερυθρών αιμοσφαιρίων. Όταν τα ερυθροκύτταρα περνούν μέσα από τους πνεύμονες, η από-οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη (δεοξυαιμοσφαιρίνη) λαμβάνει οξυγόνο για να σχηματίσει οξυαιμοσφαιρίνη και απελευθερώνει διοξείδιο του άνθρακα και ιόντα υδρογόνου (H<sup>+</sup>). Το αντίθετο συμβαίνει στους αναπνευστικούς ιστούς, όπου εκφορτώνεται το οξυγόνο και προσλαμβάνεται διοξείδιο του άνθρακα.

Από την άλλη πλευρά, τα λευκά αιμοσφαίρια (λευκοκύτταρα) παρέχουν τη βάση του ανοσοποιητικού συστήματος καθώς αλληλεπιδρούν με συγκεκριμένες ανοσοποιητικές διεργασίες. Πρέπει να περάσουν από την κυκλοφορία, μέσω του αγγειακού τοιχώματος στους εξωαγγειακούς ιστούς για να πραγματοποιήσουν αυτές τις λειτουργίες [3]. Τα λευκά αιμοσφαίρια είναι πολύ λιγότερο πολυάριθμα στο αίμα από τα ερυθροκύτταρα. Υπάρχουν αρκετοί διαφορετικοί τύποι λευκοκυττάρων, που ποικίλλουν σε μέγεθος, δομή και λειτουργία. Περιέχουν πυρήνες και άλλα οργανίδια αλλά δεν περιέχουν αιμοσφαιρίνη. Συλλογικά αποτελούν την κύρια άμυνα του οργανισμού ενάντια στις ασθένειες παρέχοντας προστασία από παθογόνους μικροοργανισμούς και απομακρύνοντας κατεστραμμένα κύτταρα και τοξίνες.

Όλες αυτές οι διεργασίες, όμως, απαιτούν και παράλληλα υποστηρίζουν τη λειτουργία της καρδιάς. Η καρδιά αποτελεί το κεντρικό όργανο κυκλοφορίας και κατ' επέκταση διατήρησης της ζωής. Αξίζει να αναφερθεί ότι ο αριθμός των ενηλίκων με κάποια μορφή συγγενούς καρδιακής νόσου (CHD) αυξάνεται ραγδαία καθώς η θεραπεία γίνεται ολοένα και πιο αποτελεσματική [4]. Μερικοί από αυτούς τους ασθενείς έχουν μόνο ήπια νόσο με σχετικά μικρή ανάγκη για ιατρική περίθαλψη, αλλά άλλοι έχουν περίπλοκα προβλήματα και απαιτούν τις υπηρεσίες μιας σειράς ανθρώπων με μεγάλη εξειδίκευση στον τομέα. Συνεπώς, κρίνεται σημαντική η μελέτη του τρόπου λειτουργίας της.

Πρόκειται για ένα μυώδες όργανο κοίλης μορφής με σχήμα κώνου το οποίο εντοπίζεται στη θωρακική κοιλότητα μεταξύ των δύο πνευμόνων. Με τη ρυθμική συστολή της η καρδιά λειτουργεί ως αντλία που δέχεται το αίμα από τις φλέβες και το στέλνει στις αρτηρίες. Κατά μέσο όρο η καρδιά χτυπά με συχνότητα 72 σφύξεις το λεπτό, ενώ διακινεί 5 λίτρα αίματος κάθε λεπτό.

Το συγκεκριμένο όργανο αποτελείται από δύο αντλίες οι οποίες συνδέονται σε σειρά. Κάθε μία από τις αντλίες ωθεί το αίμα σε δύο κυκλοφορίες που είναι η πνευμονική (μεταξύ καρδιάς και πνευμόνων) και

η συστηματική (ανάμεσα στην καρδιά και τους ιστούς). Η πρώτη αντλία είναι η δεξιά καρδιά η οποία συμβάλλει στην ανταλλαγή οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα διοχετεύοντας αίμα στους πνεύμονες. Η δεύτερη αντλία είναι η αριστερή καρδιά που μεταφέρει το αίμα στα περιφερικά όργανα του σώματος [5].

Συνολικά, η καρδιά αποτελείται από τέσσερις θαλάμους/ κοιλότητες (chambers), δηλαδή δύο κόλπους και δύο κοιλίες [6]. Ειδικότερα, οι κόλποι (atrium) υποβοηθούν την προώθηση του αίματος προς την εκάστοτε κοιλία και βρίσκονται στο πάνω μέρος της καρδιάς, ενώ οι κοιλίες (ventricle) αποτελούν την κύρια δύναμη προώθησης του αίματος στην πνευμονική ή περιφερική κυκλοφορία και βρίσκονται στο κάτω μέρος της καρδιάς. Έτσι, η δεξιά καρδιά αποτελείται από τον δεξιό κόλπο και την δεξιά κοιλία, ενώ η αριστερή καρδιά από τον αριστερό κόλπο και την αριστερή κοιλία. Ο αριστερός κόλπος αποτελεί σημείο υποδοχής του αίματος από τις φλέβες των πνευμόνων που είναι εμπλουτισμένο σε οξυγόνο, αλλά και σημείο μεταφοράς του αίματος στην αριστερή κοιλία. Η αριστερή κοιλία εξωθεί αίμα στη συστηματική κυκλοφορία μέσω της αορτής. Από την άλλη πλευρά, ο δεξιός κόλπος μεταφέρει το αίμα στη δεξιά κοιλία το οποίο δέχεται εμπλουτισμένο σε διοξείδιο του άνθρακα (μη οξυγονωμένο αίμα) από την άνω κοίλη φλέβα (χέρια, κεφάλι, κορμός) και την κάτω κοίλη φλέβα (πόδια, κοιλιά, λεκάνη).

Ουσιαστικά, η αριστερή κοιλία ωθεί μέσω της αορτής το αίμα στο σώμα μεταφέροντας οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά στα όργανα και απομακρύνοντας το διοξείδιο του άνθρακα και τα μη χρήσιμα προϊόντα. Το (αποξυγονωμένο) αίμα, στη συνέχεια, επιστρέφει στην καρδιά, αλλά στη δεξιά κοιλία αυτήν τη φορά μέσω των φλεβών. Έπειτα, μεταφέρεται στους πνεύμονες για την απελευθέρωση του διοξειδίου του άνθρακα και την απορρόφηση του οξυγόνου. Το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στην αριστερή καρδιά και συνεχίζει στην αρτηριακή κυκλοφορία. Κατανοεί, λοιπόν, κανείς πως η μετατροπή της χημικής ενέργειας σε μηχανικό έργο από την καρδιά εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το οξυγόνο που απαιτείται για τη λειτουργία του σώματος και αυτού που εν τέλει είναι διαθέσιμο [7].

Σε όλη αυτή τη διαδικασία συμβάλλουν και οι βαλβίδες (valve) [8]. Οι καρδιακές βαλβίδες λειτουργούν για να προάγουν τη συντονισμένη προς τα εμπρός ροή αίματος κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Οι βαλβίδες είναι εξαιρετικά οργανωμένες δομές συνδετικού ιστού με δυναμικούς κυτταρικούς πληθυσμούς. Μπορούν να διακριθούν σε κολποκοιλιακές και μηννοειδείς. Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες εμποδίζουν τη διαφυγή αίματος προς τα πίσω όταν κινείται από τις κοιλίες στους κόλπους και γίνεται ταυτόχρονα συστολή της δεξιάς και αριστερής κοιλίας. Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες χαρακτηρίζονται από σχήμα δακτυλίου στο σταθερό άκρο τους που βρίσκεται πάνω στις κοιλίες και από τους τενόντες χορδές και τους θηλώδεις μύες στο κινητό άκρο τους. Εδώ, εντοπίζονται η μιτροειδής (mitral valve) και η τριγλώχινα βαλβίδα (tricuspid valve) [9]. Η μιτροειδής βαλβίδα ή διγλώχινα βρίσκεται ανάμεσα στον αριστερό κόλπο και την αριστερή κοιλία, ενώ η τριγλώχινα βαλβίδα ανάμεσα στον δεξιό κόλπο και την δεξιά κοιλία. Μάλιστα, η τελευταία αποτελεί τη μεγαλύτερη βαλβίδα που διαθέτει το σώμα. Όσον αφορά στις μηννοειδείς βαλβίδες, αυτές εμποδίζουν τη διαφυγή αίματος προς τα πίσω όταν κινείται από την πνευμονική αρτηρία προς τη δεξιά κοιλία και από την αορτή προς την αριστερή κοιλία κατά τη διαστολή. Εδώ, εντοπίζονται η αορτική (aortic valve) και η πνευμονική βαλβίδα (pulmonary valve). Η αορτική βαλβίδα βρίσκεται ανάμεσα στην αριστερή κοιλία και την αορτή, ενώ η πνευμονική βαλβίδα ανάμεσα στην πνευμονική αρτηρία και τη δεξιά κοιλία. Η πνευμονική βαλβίδα, συγκεκριμένα, διαχωρίζεται από τις άλλες βαλβίδες με ένα μύθος περίβλημα και έχει μια κακώς καθορισμένη, λιγότερο ουσιαστική δομή δακτυλίου. Η απεικόνιση της καρδιάς με βάση τα παραπάνω στοιχεία γίνεται στην Εικόνα 1.1.

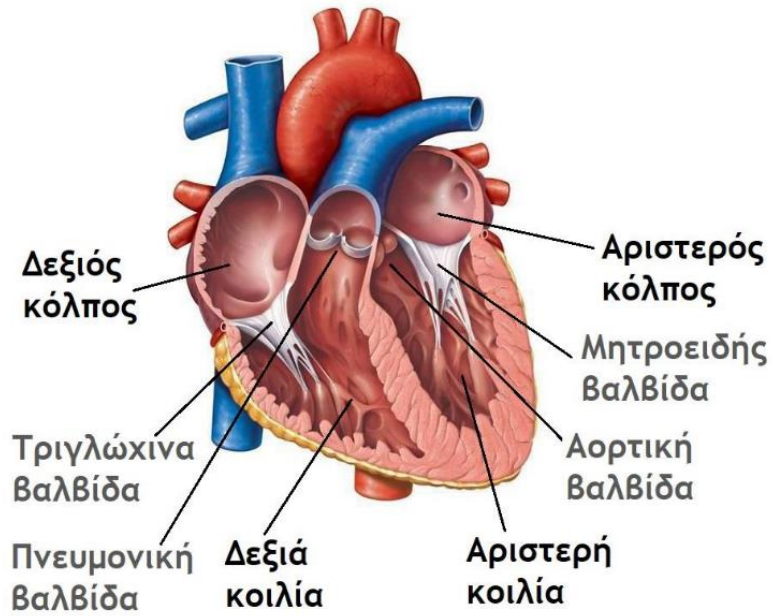
Όλες οι παραπάνω βαλβίδες συνεργάζονται για την ομαλή λειτουργία της καρδιάς εμποδίζοντας την προς τα πίσω όδευση του αίματος, αφού λειτουργούν μονόδρομα. Κατά τη συστολή, η μιτροειδής και

η τριγλώχινα βαλβίδα κλείνουν και η αορτική και η πνευμονική βαλβίδα ανοίγουν εξαιτίας της αυξημένης πίεσης στις κοιλίες και της ώθησης του αίματος προς τα μεγάλα αγγεία (πνευμονική αρτηρία και αορτή). Αντίθετα, κατά τη διαστολή, η μιτροειδής και η τριγλώχινα βαλβίδα ανοίγουν και η αορτική και η πνευμονική βαλβίδα κλείνουν καθώς μειώνεται η πίεση στις κοιλίες και το αίμα εισέρχεται σε αυτές από τους κόλπους. Έτσι, η βαλβιδική νόσος (στένωση ή παλινδρόμηση) είναι ένα σημαντικό πρόβλημα της δημόσιας υγείας, καθώς οι βαλβίδες αποτελούν βασικό στοιχείο λειτουργίας της καρδιάς.

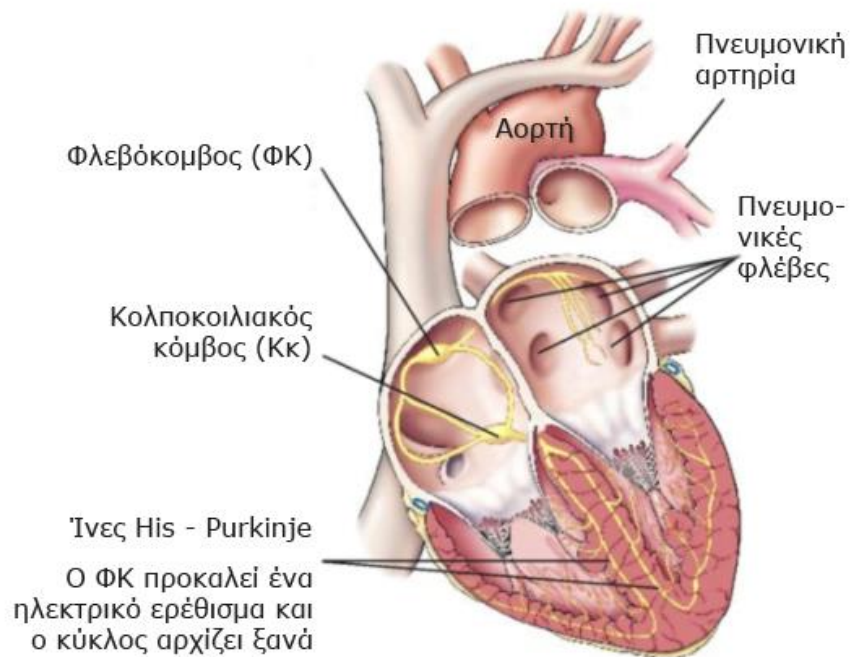
Η καρδιά γενικότερα αποτελεί την πηγή ενέργειας του οργανισμού και αυτό επιτυγχάνεται μέσα από την παραγωγή και μετάδοση ηλεκτρικών παλμών. Κάτι τέτοιο είναι εφικτό μέσα από συγκεκριμένες ιδιότητες, τις οποίες διαθέτει το μυοκάρδιο. Πρόκειται για το μέρος της καρδιάς που παράγει έργο καταναλώνοντας ενέργεια που προέρχεται από τη χημική αντίδραση σακχάρων και λιπών και του οξυγόνου [10]. Πρώτα, το μυοκάρδιο δίνει ηλεκτρικά σήματα χωρίς την παρουσία εξωτερικής πηγής διέγερσης διαχωρίζοντας το κυκλοφορικό σύστημα από το κεντρικό νευρικό σύστημα. Έπειτα, τα κύτταρα του μυοκαρδίου έχουν την ιδιότητα να αποκρίνονται στην ηλεκτρική διέγερση, αλλά και να λαμβάνουν και να μεταδίδουν τον παλμό σε άλλα κύτταρα. Ακόμα, τα μυϊκά κύτταρα του μυοκαρδίου συστέλλονται όταν λαμβάνουν έναν παλμό διέγερσης.

Το ερεθισματοαγωγό σύστημα (Cardiac Conduction System – CCS) μεταφέρει τα ερεθίσματα σε όλο το μυοκάρδιο. Αποτελείται όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.2 από τον φλεβόκομβο (SA node), τον κολποκοιλιακό κόμβο (AV node), το δεμάτιο του His και τις ίνες του Purkinje [11]. Ο φλεβόκομβος βρίσκεται στον δεξιό κόλπο κάτω από το σημείο όπου εκβάλλει η άνω κοίλη φλέβα αποτελώντας τον κύριο βηματοδότη του συστήματος, καθώς αποτελεί τον πιο πολύπλοκο ιστό της καρδιάς. Ο συγκεκριμένος κόμβος απελευθερώνει ηλεκτρικά ερεθίσματα με κανονικό ρυθμό με βάση τις ανάγκες του σώματος. Ο κολποκοιλιακός κόμβος εντοπίζεται στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα αποτελούμενος από τρεις περιοχές: ζώνη μετάδοσης (επιφάνεια κόμβου), συμπαγής ζώνη (πυρήνας κόμβου) και ζώνη ενεργοποίησης (περιοχή μετάβασης από τη συμπαγή περιοχή στο δεμάτιο του His). Ο συγκεκριμένος κόμβος λαμβάνει το ερέθισμα από τον φλεβόκομβο καθυστερώντας τη διαδικασία προκειμένου οι συστέλλομενοι κόμβοι να προλάβουν να αντλήσουν το αίμα στις κοιλίες. Κατόπιν, κλείνουν οι βαλβίδες μεταξύ κόλπων και κοιλιών και οι κόλποι αρχίζουν να ξαναγεμίζουν. Ταυτόχρονα, το ηλεκτρικό ερέθισμα μεταφέρεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο και το δεμάτιο του His στους κλάδους του δεματίου και τις ίνες Purkinje. Το δεμάτιο του His ξεκινά από τον κολποκοιλιακό κόμβο, διασχίζει το κολποκοιλιακό διάφραγμα και μοιράζεται σε αριστερό και δεξιό σκέλος, ενώ οι ίνες του Purkinje λειτουργούν ως συνέχεια των σκελών του δεματίου του His εκτεινόμενες σε όλο το μυοκάρδιο της κοιλίας.

Έτσι, μεταφέρεται το ηλεκτρικό ερέθισμα σε όλα τα κύτταρα στις κοιλίες ώστε να συσταλούν, με αποτέλεσμα σχεδόν 400 εκατομμύρια μυοκαρδιακά κύτταρα να συστέλλονται σε λιγότερο από το 1/3 του δευτερολέπτου. Από εδώ και έπειτα, οι κοιλίες λειτουργούν όπως περιγράφηκε παραπάνω σχετικά με την απελευθέρωση διοξειδίου του άνθρακα και την απορρόφηση οξυγόνου. Έτσι, πλέον οι κοιλίες είναι άδειες, οι κόλποι έχουν γεμίσει και οι βαλβίδες είναι κλειστές. Οι δύο κόμβοι κατά τη διάρκεια της διαδικασίας αυτής επαναφορτίζονται (επαναπόλωση – repolarization) ώστε να είναι αδιάκοπη η λειτουργία της καρδιάς [12]. Δηλαδή, ο φλεβόκομβος φορτίζεται τη στιγμή που οι κόλποι ξαναγεμίζουν, ενώ ο κολποκοιλιακός κόμβος φορτίζεται όταν ξαναγεμίζουν οι κοιλίες.



Εικόνα 1.1 Ανατομία της καρδιάς [13]



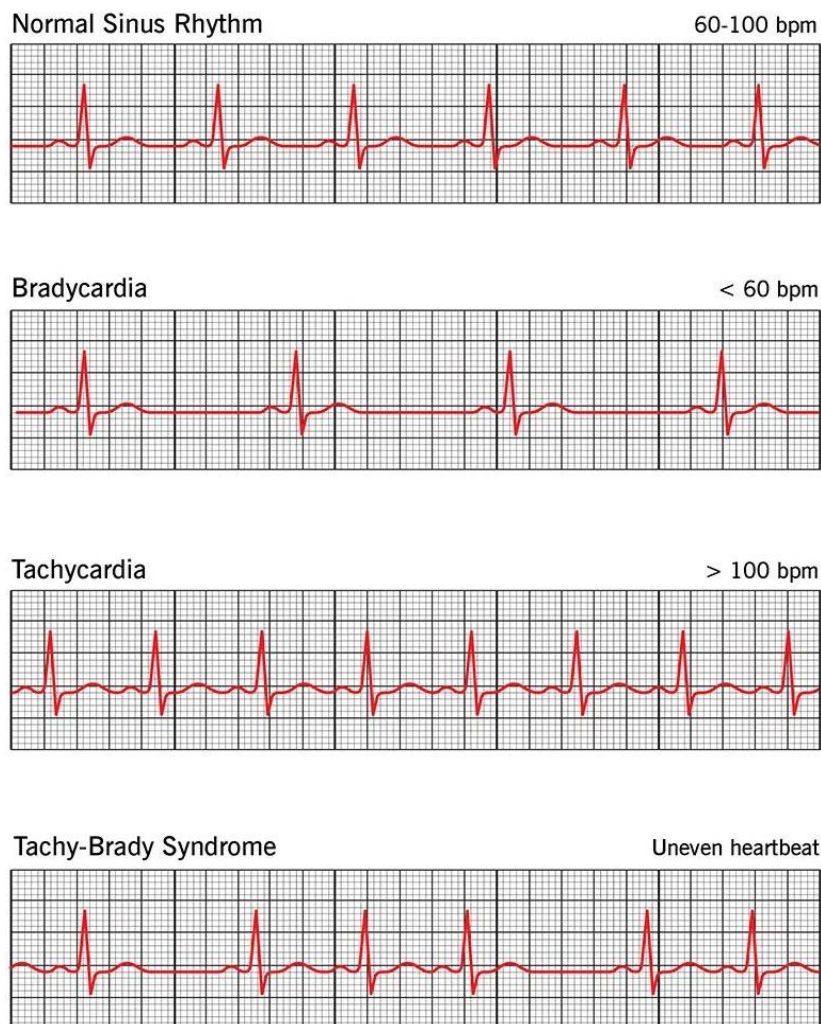
Εικόνα 1.2 Σύστημα ηλεκτρικής αγωγιμότητας της καρδιάς [14]

Ως αποτέλεσμα, προκαλείται ο καρδιακός σφυγμός ή ρυθμός ή παλμός (heart beat), ο οποίος συνιστά τη μετάδοση του κύματος του αίματος εξαιτίας της καρδιακής συστολής στο τοίχωμα των αγγείων. Ο μη φυσιολογικός ή ακανόνιστος καρδιακός παλμός καλείται αρρυθμία. Μπορεί να πρόκειται για ταχυκαρδία (περισσότεροι από 100 παλμοί το λεπτό), βραδυκαρδία (λιγότεροι από 60 παλμοί το λεπτό),

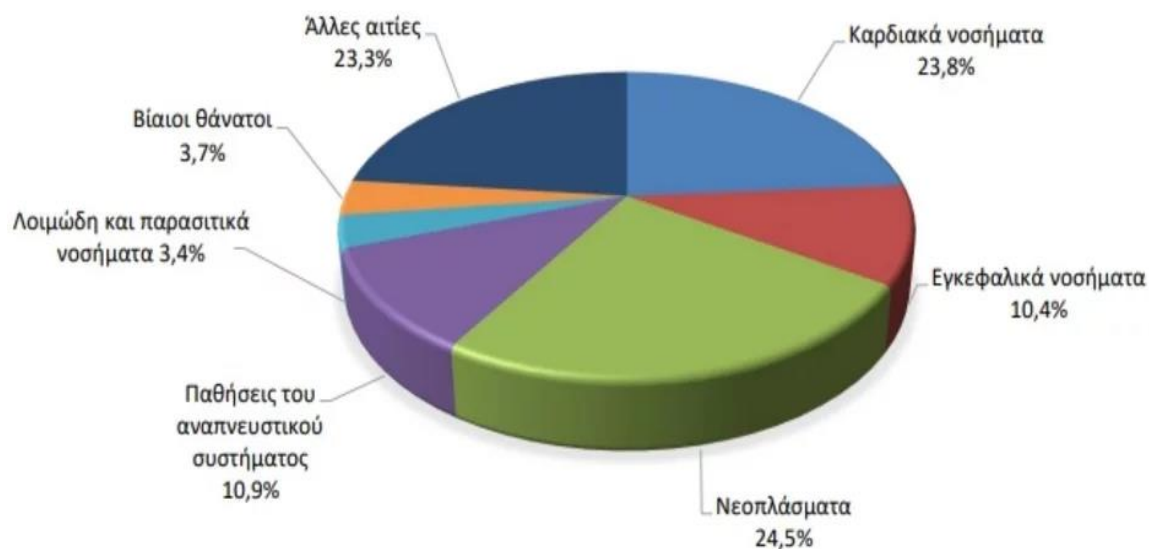
κοιλιακή αρρυθμία (ακανόνιστος καρδιακός παλμός στις κοιλίες), υπερκοιλιακές αρρυθμίες (ακανόνιστος καρδιακός παλμός στους κόλπους) και βραδυαρρυθμίες (επιβράδυνση παλμού λόγω βλάβης στο σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς).

Προκειμένου να εντοπιστεί η αρρυθμία διεξάγεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ, Electrocardiogram – ECG) [15]. Στην Εικόνα 1.3 απεικονίζονται με τη σειρά οι διαφορετικές περιπτώσεις: κανονικός καρδιακός ρυθμός (60 – 100 παλμοί το λεπτό ή bpm), βραδυκαρδία, ταχυκαρδία και αρρυθμία.

Η σημασία της σωστής λειτουργίας της καρδιάς γίνεται αντιληπτή αν παρατηρήσει κανείς την παρακάτω εικόνα. Φαίνεται ότι σχεδόν 1 στους 4 Έλληνες (23.9%) πεθαίνει από καρδιαγγειακά νοσήματα.



Εικόνα 1.3 Απεικόνιση καρδιακού παλμού [16]



Εικόνα 1.4 Αιτίες θανάτων στην Ελλάδα για το 2019 [17]

## 1.2. Αρτηρίες και Αρτηριακή πίεση

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζονται ορισμένα στοιχεία σχετικά με τις αρτηρίες και την αρτηριακή πίεση προκειμένου να ολοκληρωθεί η μελέτη του καρδιαγγειακού συστήματος. Επίσης, δίνονται πληροφορίες σχετικά με την υπέρταση και την υπόταση όπως τα αίτια, οι κίνδυνοι και οι τρόποι αντιμετώπισης. Τέλος, ιδιαίτερη μνεία γίνεται στο πιεσόμετρο που αποτελεί το κύριο μέσο μέτρησης της πίεσης.

### 1.2.1. Αρτηρίες

Το αγγειακό σύστημα των σπονδυλωτών οργανισμών είναι απαραίτητο προκειμένου να παρέχονται και να ανταλλάσσονται αέρας, ορμόνες, μεταβολικά απόβλητα και παράγοντες ανοσίας. Η σωστή λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος ως κλειστού βρόχου που ανακυκλώνει συνεχώς αίμα προς και από τους περιφερειακούς ιστούς εξαρτάται από τη θεμελιώδη δομική διχοτόμηση αυτού του συστήματος. Όλα αυτά γίνονται με τη βοήθεια δύο διακριτών τύπων αιμοφόρων αγγείων τα οποία καλούνται αρτηρίες (arteries) και φλέβες (veins). Ακόμα, υπάρχουν και τα τριχοειδή που συμβάλλουν στην ανταλλαγή των ουσιών με τους ιστούς.

Αρτηρίες είναι εκείνα τα αιμοφόρα αγγεία του οργανισμού που είναι υπεύθυνα για τη μεταφορά οξυγονωμένου αίματος από την καρδιά στα υπόλοιπα όργανα. Τα συγκεκριμένα αγγεία διακλαδίζονται και σχηματίζουν αγγεία μικρότερα καθώς απομακρύνονται από την καρδιά καταλήγοντας στα τριχοειδή αγγεία. Διαθέτουν τον έσω χιτώνα, τον μέσο χιτώνα και τον έξω χιτώνα (Εικόνα 1.4).

Οι αρτηρίες διαθέτουν εσωτερικά νευρώνες ως μέρος του αυτόνομου νευρικού συστήματος (παρασυμπαθητικό σύστημα). Επίσης, έχουν ιδιότητες που αποτελούν σημαντικό παράγοντα για την αιμοδυναμική. Κατά τη διάρκεια της καρδιακής λειτουργίας η αορτή, η πνευμονική αρτηρία και οι μεγάλες αρτηρίες διανομής διαστέλλονται με γρήγορο ρυθμό, ενώ συστέλλονται κατά τη διάρκεια της

διαστολής. Έτσι, οι ιδιότητες που διαθέτουν τα τοιχώματα αυτών των αγγείων είναι καθοριστικές για τη στιγμιαία αρτηριακή πίεση [18].

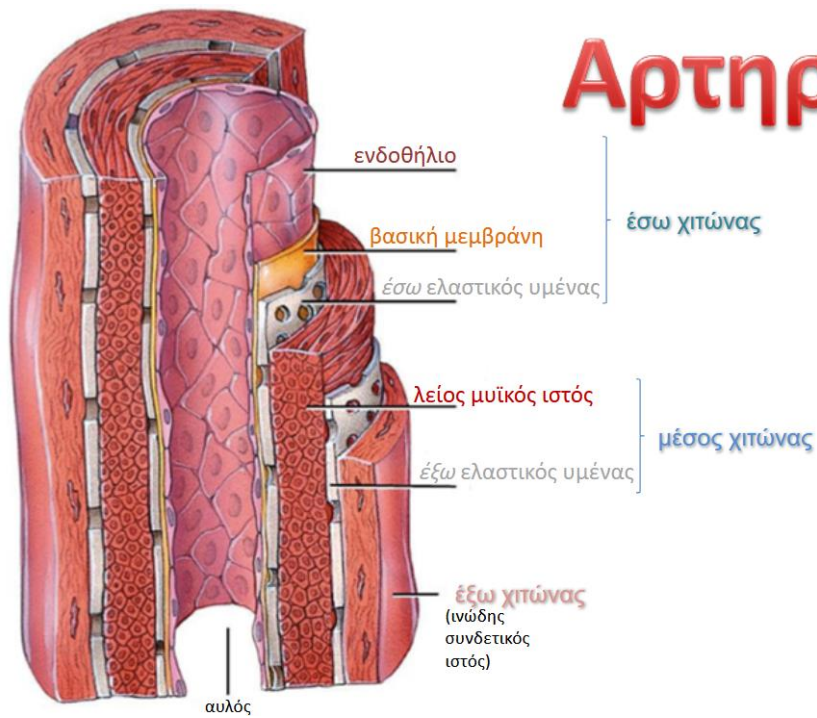
Οι αρτηρίες διακρίνονται σε ελαστικές, μυϊκές και αρτηρίδια. Όσον αφορά στις ελαστικές αρτηρίες (ή μεταφορικές) είναι αυτές που δέχονται το αίμα κατευθείαν από την καρδιά και έχουν το μεγαλύτερο μέγεθος στο σώμα. Οπότε, είναι δέκτες μεγάλων περιοδικών μεταβολών της πίεσης που έχει το αίμα και επιτυγχάνουν την αντιστάθμιση αυτών των αλλαγών με τις ελαστικές ίνες των τοιχωμάτων τους. Αυτές παρέχουν στερεότητα και ικανότητα διάτασης των αγγείων διατηρώντας παράλληλα σταθερή την πίεση του αίματος ανάμεσα σε δύο καρδιακούς παλμούς. Σε αυτήν την κατηγορία εντάσσονται η αορτή, οι υποκλείδιες αρτηρίες και οι κοινές καρωτίδες. Οι μυϊκές αρτηρίες περιλαμβάνουν το μεγαλύτερο μέρος των αρτηριών του σώματος και λειτουργούν ως διανομείς του αίματος στα διάφορα όργανα χρησιμοποιώντας τα πολλά στρώματα λείων μυϊκών κυττάρων που διαθέτουν. Τέλος, τα αρτηρίδια είναι οι μικρότερες αρτηρίες, οι οποίες συντελούν στη ρύθμιση της πίεσης του αίματος μεταφέροντας το αίμα στα δίκτυα των τριχοειδών αγγείων. Η διάμετρός τους είναι μικρότερη από 100 μικρομέτρα, ενώ τα μεταρτηρίδια είναι οι απολήξεις των αρτηριδίων.

Οι μεγαλύτερες αρτηρίες του σώματος είναι η πνευμονική αρτηρία (pulmonary artery) και η αορτή (aorta) με τις υπόλοιπες αρτηρίες να είναι διακλαδώσεις αυτών. Η πνευμονική αρτηρία συμβάλλει στη μεταφορά του αποξυγονωμένου αίματος από τη δεξιά πλευρά της καρδιάς στους πνεύμονες μέσω διάκρισης σε μικρότερες αρτηρίες που διαιρούνται σε αρτηρίδια. Η αορτή αποτελεί την κύρια και μεγαλύτερη αρτηρία στο σώμα, η οποία ξεκινά από την αριστερή κοιλία και φθάνει μέχρι την κοιλιά σε δύο μέρη (κοινές λαγόνιες αρτηρίες – common iliac arteries) προκειμένου να διανείμει το οξυγονωμένο αίμα σε όλα τα μέρη του σώματος μέσω της συστηματικής κυκλοφορίας. Η αορτή ξεκινά από την καρδιά ως ανιούσα αορτή (ascending aorta), συνεχίζει ως αορτικό τόξο (aortic arch), διασχίζει τον θώρακα ως κατιούσα θωρακική αορτή (descending aorta) και περνά στην κοιλιακή χώρα ως κοιλιακή αορτή (abdominal aorta) [19].

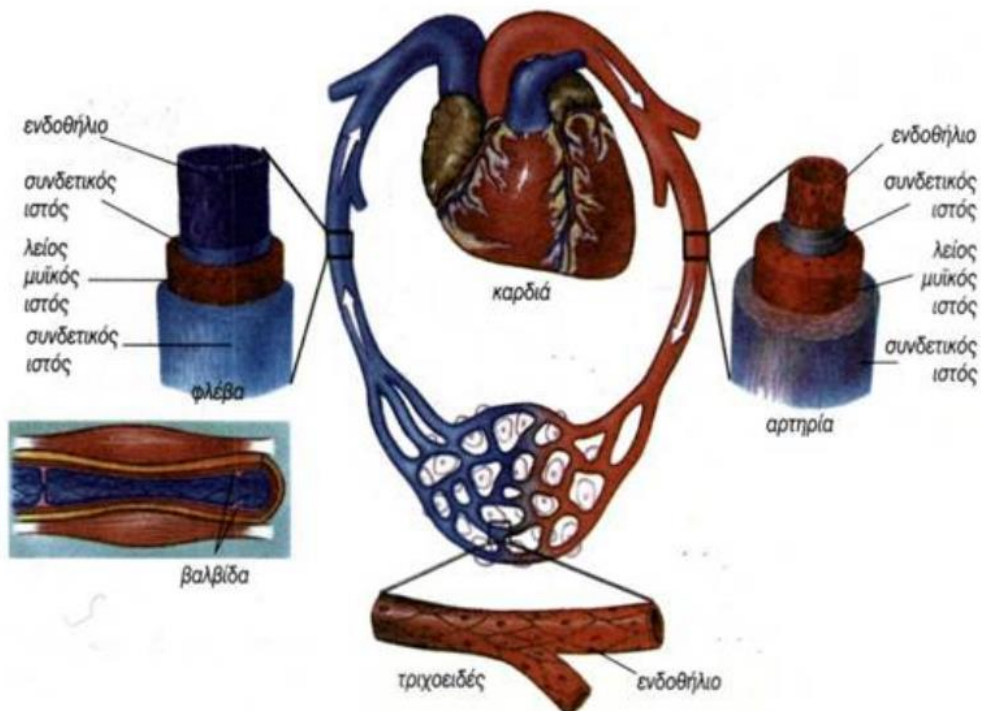
Όπως προαναφέρθηκε, εκτός από τις αρτηρίες υπάρχουν και οι φλέβες. Η κύρια διαφορά τους έγκειται στην κατεύθυνση ροής του αίματος που μεταφέρουν [20]. Τόσο οι αρτηρίες όσο και οι φλέβες περιλαμβάνουν ένα εσωτερικό ενδοθήλιο (tunica intima) με εσωτερικό ελαστικό ιστό και στρώμα κυττάρων λείου μυός (tunica media), εξωτερικό ελαστικό και συνδετικό ιστό με ίνες (tunica adventitia) (Εικόνα 1.5). Οι αρτηρίες διαθέτουν παχύτερο τοίχωμα, αλλά μικρότερη διάμετρο σε σχέση με τις φλέβες. Ωστόσο, τα τοιχώματά τους διαστέλλονται εξαιτίας της πίεσης που ασκεί το εισερχόμενο αίμα, οπότε και δημιουργείται ο σφυγγός, ο οποίος ανιχνεύεται κυρίως στον καρπό του χεριού. Από την άλλη πλευρά, οι φλέβες είναι περισσότερες από τις αρτηρίες και δεν εμφανίζουν σφυγγό, ενώ διαθέτουν βαλβίδες για την εξασφάλιση της μονόδρομης πορείας του αίματος αναγκαστικά προς την καρδιά. Ανά πάσα στιγμή, οι φλέβες περιέχουν το 75% του αίματος του οργανισμού, οι αρτηρίες το 20% και τα τριχοειδή μόνο το 5% [21].

Οι μεγαλύτερες αρτηρίες έχουν πιο παχιές στιβάδες λείων μυϊκών κυττάρων, ενώ οι μεγαλύτερες φλέβες έχουν εξειδικευμένα στοιχεία (π.χ. βαλβίδες). Τα εν λόγω δίκτυα είναι ανεξάρτητα στα μεγάλα αγγεία, αλλά μέσω ενός συστήματος λεπτών τριχοειδών αγγείων των ιστών συνδέονται περιφερικά και κοντά στην καρδιά [22].

# Αρτηρία



Εικόνα 1.5 Δομή αρτηρίας [23]



Εικόνα 1.6 Δομή αιμοφόρων αγγείων [21]

## 1.2.2. Αρτηριακή πίεση

Η πίεση του αίματος (blood pressure) εκφράζει την πίεση την οποία δέχεται το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων από το αίμα και κυρίως πρόκειται για τις αρτηρίες. Διαφορετικά, η αρτηριακή πίεση (arterial pressure) αφορά στη δύναμη που ασκεί το αίμα στα τοιχώματα των αγγείων του αρτηριακού δικτύου. Η μέση αρτηριακή πίεση (mean blood pressure – MBP) ορίζεται ως η μέση αρτηριακή πίεση στην αορτή και τους κύριους κλάδους της κατά τη διάρκεια ενός δεδομένου καρδιακού κύκλου [24]. Υπάρχει και η βασική αρτηριακή πίεση (basic blood pressure – BBP) η οποία αναφέρεται στη χαμηλότερη πίεση που λαμβάνεται σε οριζόντια θέση κατόπιν της παραμονής του ασθενούς σε νοσοκομείο χωρίς θεραπεία [25].

Γενικότερα, η τροφοδοσία του οργανισμού με επαρκή ποσότητα αίματος είναι απαραίτητη για τη σωστή λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος παρά την αλλαγή από κατάσταση ηρεμίας σε κατάσταση δραστηριότητας. Για να γίνει αυτό, λοιπόν, θα πρέπει η πίεση στο δίκτυο των αγγείων να είναι σχετικά σταθερή. Η αρτηριακή πίεση λαμβάνει τις ενδιάμεσες τιμές μεταξύ συστολικής και διαστολικής καρδιακής φάσης, αφού η αριστερή κοιλία συστέλλεται προωθώντας οξυγονωμένο αίμα στις αρτηρίες (αορτή, αρτηρίδια, τριχοειδή) προκειμένου να καλυφθούν όλοι οι ιστοί. Κατά τη συστολή της κοιλίας αυτής, τα τοιχώματα διατείνονται στις αρτηρίες με την είσοδο του αίματος, οπότε αυξάνεται η πίεση στα τοιχώματα διαμορφώνοντας τη συστολική πίεση. Μόλις ολοκληρωθεί η συστολή, επέρχεται χαλάρωση της αριστερής κοιλίας, γεμίζει εκ νέου με αίμα και μειώνεται η πίεση μέχρι τα επίπεδα της διαστολικής πίεσης πριν αρχίσει εκ νέου η συστολή κ.ο.κ. [25].

Ο συγκεκριμένος όρος μετριέται σε χιλιοστά στήλης υδραργύρου (mm Hg). Η πίεση μπορεί να διακριθεί σε α) συστολική ή μέγιστη αρτηριακή πίεση (systolic blood pressure – SBP) όταν η καρδιά συστέλλεται και κυμαίνεται μεταξύ 110 έως 150 mm Hg και β) διαστολική ή ελάχιστη αρτηριακή πίεση (diastolic blood pressure – DBP) όταν η καρδιά χαλαρώνει και χαμηλώνει στα 80 mm Hg. Γι' αυτό, η αρτηριακή πίεση καταγράφεται με δύο αριθμούς οι οποίοι δείχνουν τη συστολική και τη διαστολική πίεση με αυτήν τη σειρά (π.χ. 160/85). Η συστολική πίεση χαρακτηρίζεται από την αύξηση του όγκου του παλμού ή της καρδιακής παροχής και η διαστολική πίεση από την αύξηση των περιφερικών αντιστάσεων [26].

Η αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται πολύ εύκολα καθώς επηρεάζεται από ποικιλία παραγόντων. Για παράδειγμα, μπορεί να επηρεαστεί από τη μυϊκή άσκηση, το σωματικό βάρος, τη διατροφή (π.χ. υψηλή περιεκτικότητα σε αλάτι αυξάνει την πίεση), την κληρονομικότητα και την κατάσταση ύπνου [27]. Βέβαια, ο οργανισμός συνήθως είναι προετοιμασμένος για τέτοιες μεταβολές και διαθέτει συστήματα ρυθμιστικά όπως τα νευρογενή, τα νεφρογενή, τα αγγειακά και τα ορμονικά. Σχετικά με τα νευρογενή συστήματα, αυτά είναι βραχείας διάρκειας και έχουν ταχεία ανταπόκριση μέσω χημειούποδοχέων. Τα νεφρογενή συστήματα περιλαμβάνουν τον νεφρικό μηχανισμό συντήρησης άλατος – ύδατος ως μέθοδος βραδείας ανταπόκρισης με μακρότερη δράση. Τα αγγειακά συστήματα διαθέτουν τον μηχανισμό σύσπασης και ανακατανομής των υγρών, ενώ τα ορμονικά συστήματα είναι βραδείας ανταπόκρισης με ρενίνη, αγγειοτασίνη και αλδοστερόνη [28].

Δεδομένου ότι η αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται πολύ γρήγορα φαίνεται χρήσιμη η μελέτη της ως προς τις τιμές της (υπέρταση/ υπόταση). Η ανάγκη αυτή γίνεται πιο έντονη αν σκεφθεί κανείς ότι το 0.6% των νέων ηλικίας 15 έως και 29 ετών και το 1.7% των ατόμων ηλικίας 30 – 34 ετών πάσχει από χρόνια υπέρταση ή υπόταση σύμφωνα με στοιχεία της ΕΛΣΤΑΤ μέχρι και το 2014 [29].

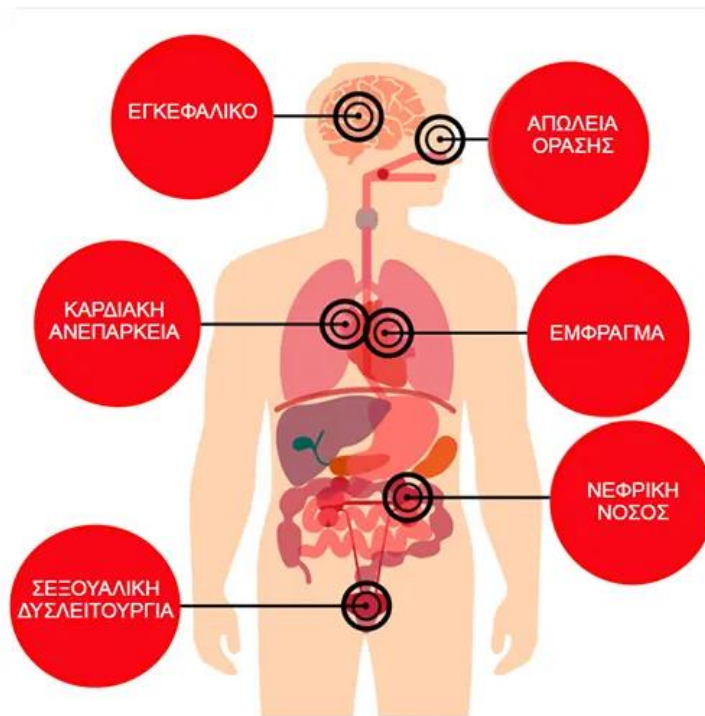
### 1.2.3. Υπέρταση

Η πίεση του αίματος συνιστά δείκτη υγείας του ατόμου, αφού μπορεί να αποτελέσει κύριο παράγοντα κινδύνου για καρδιαγγειακά νοσήματα και αιτία ασθένειας και θνησιμότητας για πολλούς ανθρώπους. Η υπέρταση (hypertension) είναι η αυξημένη πίεση του αίματος στο εσωτερικό του τοιχώματος των αρτηριών. Ακόμα και ελαφρώς αυξημένη, η πίεση μπορεί να προκαλέσει σημαντική βλάβη στην καρδιά και τα αγγεία της αν υπάρχει σε μόνιμη βάση. Ωστόσο, συχνά είναι δύσκολο να επιτευχθεί ο έλεγχος της εξαιτίας εμποδίων που προέρχονται από τον τρόπο ζωής των ασθενών, τα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης, αλλά και της σιωπηλής φύσης της νόσου [30]. Η παθολογική αύξηση της αρτηριακής πίεσης καλείται αρτηριακή υπέρταση και αποτελεί ένα σιωπηλό εχθρό για την υγεία, καθώς οι περισσότεροι ασθενείς αγνοούν την ύπαρξή της μέχρι την ακραία στιγμή, αυτή της εκδήλωσης ενός καρδιακού επεισοδίου. Μάλιστα, η υπέρταση επηρεάζει πέρα από την καρδιά, τη λειτουργία του εγκεφάλου και των νεφρών.

Εξάλλου, η θετική συσχέτιση είτε της συστολικής αρτηριακής πίεσης είτε της διαστολικής αρτηριακής πίεσης και του κινδύνου καρδιαγγειακής νόσου (cardiovascular disease – CVD) είναι καλά τεκμηριωμένη [31]. Γι' αυτό είναι χρήσιμο να μελετηθεί ο ορισμός της πίεσης ως φυσιολογική, αυξημένη κ.λπ. με βάση τις τιμές της συστολικής και της διαστολικής πίεσης. Πιο συγκεκριμένα, η πίεση θεωρείται φυσιολογική όταν η συστολική είναι μικρότερη από 120 mm Hg και η διαστολική μικρότερη από 80 mm Hg. Έπειτα, θεωρείται αυξημένη όταν η συστολική είναι 120 – 129 mm Hg και η διαστολική μικρότερη από 80 mm Hg. Εδώ, συστήνεται η αλλαγή στον τρόπο ζωής και η παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης ως μέτρο πρόληψης. Ωστόσο, αν η συστολική πίεση είναι 130 – 139 mm Hg ή η διαστολική 80 – 89 mm Hg τότε ο γιατρός συστήνει αλλαγές στον τρόπο ζωής, αλλά και συζητά το ενδεχόμενο λήψης φαρμακευτικής αγωγής, γιατί ο ασθενής βρίσκεται στο στάδιο 1 της υπέρτασης. Αν η συστολική πίεση υπερβαίνει το 140 mm Hg ή η διαστολική το 90 mm Hg ο ασθενής βρίσκεται στο στάδιο 2 της υπέρτασης και προτείνετε πλέον η λήψη φαρμάκων ως μέτρο αντιμετώπισης. Τέλος, αν η αρτηριακή πίεση υπερβαίνει ως συστολική το 180 mm Hg ή ως διαστολική το 120 mm Hg, ο ασθενής έχει υπερτασική κρίση και πιθανώς παρατηρεί συμπτώματα όπως δύσπνοια, μούδιασμα, προβλήματα όρασης και ομιλίας ή πόνο στο στήθος. Εδώ, υφίσταται έκτακτη ανάγκη για διακομιδή σε νοσοκομείο [32].

Η αρτηριακή υπέρταση προκαλεί μακροπρόθεσμα νοσήματα επηρεάζοντας κυρίως τους ενήλικες, με αποτέλεσμα να εμφανίζονται επιπλοκές όπως η στεφανιαία νόσος, το έμφραγμα, η νεφρική ανεπάρκεια κ.ά. Πιο συγκεκριμένα, στον εγκέφαλο μπορεί να προκαλέσει εγκεφαλικό επεισόδιο ή υπερτασική εγκεφαλοπάθεια με σύγχυση, σπασμούς και πονοκεφάλους, ενώ στα μάτια μπορεί να προκαλέσει υπερτασική αμφιβληστροειδοπάθεια. Στο αίμα δύναται να αυξήσει τα επίπεδα γλυκόζης και στην καρδιά να οδηγήσει σε έμφραγμα του μυοκαρδίου ή καρδιακή ανεπάρκεια. Όσο αυξάνεται η ηλικία, αυξάνεται και η πιθανότητα εμφάνισης αυτής της ασθένειας. Ακόμα, αν παραμείνει αρρυθμιστη προκαλούνται καρδιακές αρρυθμίες, απώλεια όρασης, αρτηριοσκλήρυνση κ.ά., ενώ σε συνδυασμό με άλλα νοσήματα ή κακές συνήθειες για την υγεία (π.χ. κάπνισμα) αυξάνεται ο κίνδυνος επιπλοκών.

Όπως αναφέρθηκε, η αρτηριακή υπέρταση αποτελεί σιωπηλό εχθρό για τον άνθρωπο καθώς δεν γίνεται συνήθως έγκαιρη διάγνωσή της. Συχνά, ο ασθενής αναφέρει ζάλη, ρινορραγία, κεφαλαλγία, συμπτώματα τα οποία δεν παραπέμπουν απευθείας σε αρτηριακή υπέρταση. Ακόμα, μπορεί να παρουσιάσει δύσπνοια, βάρος στο στήθος, αίσθημα ανεβασμένων παλμών, ναυτία και αίσθημα κόπωσης. Έτσι, μακροπρόθεσμα μπορεί να προκαλέσει σημαντικά προβλήματα όπως παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 1.7 Μακροπρόθεσμα νοσήματα που εμφανίζονται μετά από χρόνια υπέρταση [33]

Όμως, μπορεί να γίνει πρόληψή της μέσα από την υιοθέτηση ενός υγιεινού τρόπου ζωής προκειμένου να προλάβει σοβαρότερα προβλήματα υγείας [34]. Για παράδειγμα, ένα άτομο με κίνδυνο εμφάνισης υπέρτασης πρέπει να μειώσει την πρόσληψη αλατιού, να αποφεύγει το αλκοόλ και το κάπνισμα, να καταναλώνει περισσότερα λαχανικά και φρούτα και να ασκείται τακτικά διατηρώντας φυσιολογικό σωματικό βάρος [35]. Εξάλλου, φαίνεται ότι στο 95% αυτή η πάθηση εμφανίζεται εξαιτίας ιδιοπαθών αιτιών (π.χ. κληρονομικότητα, παχυσαρκία, καθιστική ζωή) και συνήθως μετά τα 30. Σε ένα μικρό ποσοστό των περιπτώσεων η αρτηριακή υπέρταση οφείλεται σε άλλο νόσημα και καλείται δευτεροπαθής όπως είναι η χρόνια νεφροπάθεια ή τα νοσήματα των επινεφριδίων [36]. Επίσης, άτομα με διαβήτη είναι πιθανό να εμφανίσουν αρτηριακή υπέρταση [37]. Η υπέρταση μπορεί να είναι και δευτεροπαθής, λοιπόν, εξαιτίας νοσημάτων όπως ο διαβήτης, η αποφρακτική υπνική άπνοια, οι παθήσεις των νεφρών και η λήψη δισκίων όπως τα αντισυλληπτικά [38].

Σχετικά με τους διατροφικούς παράγοντες, η αρτηριακή υπέρταση μπορεί να εμφανιστεί εξαιτίας της υπερβολικής κατανάλωσης λιπών, αλατιού, αλκοόλ, ζάχαρης και παραπάνω θερμίδων από τις απαιτούμενες για τη διατήρηση του σώματος [39]. Η διατροφή που υπολείπεται σε φυτικές ίνες, επίσης, μπορεί να αυξήσει τις πιθανότητες για εμφάνιση της νόσου, αλλά και το περιβάλλον με τη διαταραχή της διατροφικής αλυσίδας και την υπερκαταναλωτική κοινωνία [40]. Πέραν όμως των διατροφικών παραγόντων, η αρτηριακή υπέρταση μπορεί να παρατηρηθεί πιο εύκολα σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας, κυρίως σε άνδρες, άτομα που καπνίζουν και άτομα που έχουν σημαντικά επίπεδα άγχους [41]. Ένας ασθενής πρέπει να μετρά τακτικά την πίεσή του για να θεραπευτεί έγκαιρα, αφού υπάρχει πληθώρα αντιυπερτασικών φαρμάκων (ανταγωνιστές ασβεστίου και της αγγειοτασίνης, διουρητικά, αναστολείς των β και α υποδοχέων κ.ά.) για την αποτελεσματική ρύθμισή της και τη μείωση εμφάνισης αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου [42]. Σε αυτό το σημείο, πρέπει να αναφερθεί πως στην αρχή της διάγνωσης ο γιατρός παρακολουθεί τον ασθενή κάθε λίγες εβδομάδες, ενώ εφόσον ρυθμιστεί η πίεση οι επισκέψεις γίνονται κάθε 6 μήνες. Ωστόσο, αν υπάρχουν επιπλέον προβλήματα όπως χοληστερόλη ή διαβήτης οι επισκέψεις γίνονται κάθε 2 – 3 μήνες.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι αιτίες και οι τρόποι αντιμετώπισης της υπέρτασης. Όπως φαίνεται, η διατροφή μπορεί να αποτελέσει κύριο λόγο εμφάνισης υψηλής αρτηριακής πίεσης, αλλά και περιορισμού αυτής αν γίνουν οι σωστές επιλογές [43].

Όσον αφορά στην Ελλάδα, περίπου 1 στους 5 Έλληνες (19.6%) ετών 15 και άνω πάσχει από υπέρταση για το 2019 σε σύγκριση με το 20.9% για το 2014 με βάση τα στοιχεία της ΕΛΣΤΑΤ [44], ενώ οι γυναίκες είναι το 55% αυτών και οι άνδρες το υπόλοιπο 45%. Περίπου το 20% των πολιτών της Ελλάδας, λοιπόν, πάσχει από υπέρταση με τις γυναίκες να είναι 17.71% και τους άνδρες 22.49% στο σύνολο του πληθυσμού [36]. Σχετικά με την κατανομή των ασθενών ανά ηλικιακή ομάδα, αυτή φαίνεται στον Πίνακα 1.

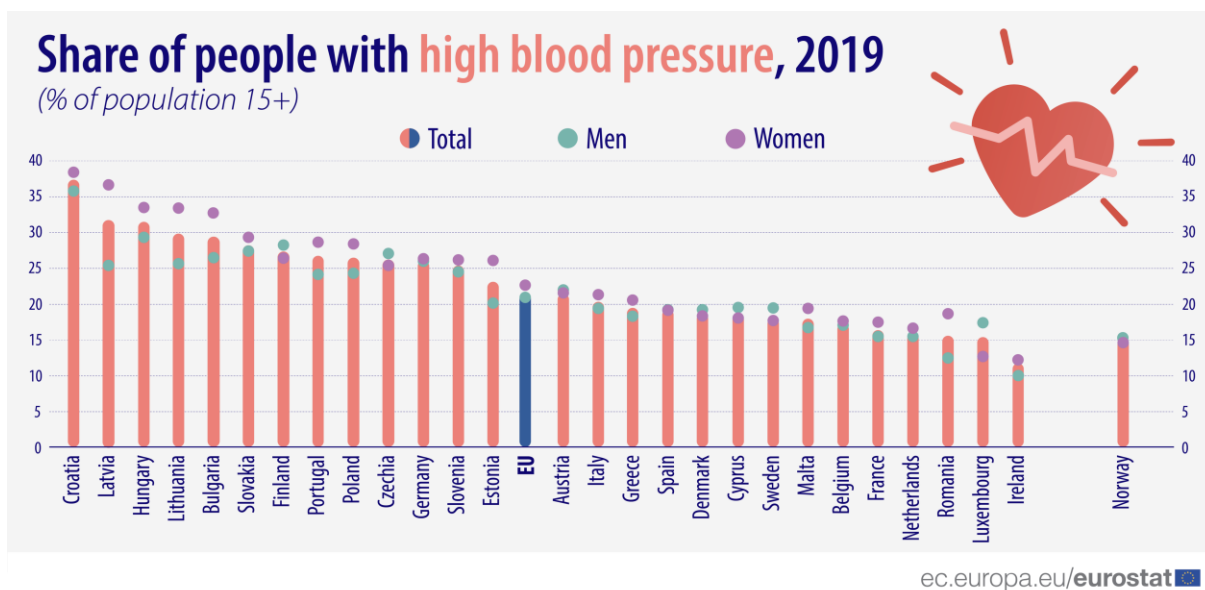
Συγκριτικά με τις υπόλοιπες χώρες, η Ελλάδα επιδεικνύει αρκετά χαμηλό ποσοστό εμφάνισης υψηλής αρτηριακής πίεσης (19.6%) σε σχέση με τον ευρωπαϊκό μέσο όρο που ξεπερνά το 20% για το 2019. Οι χώρες με το υψηλότερο ποσοστό υπέρτασης είναι η Κροατία (περίπου 37%), η Λετονία (περίπου 30%) και η Ουγγαρία (περίπου 30%). Η εν λόγω σύγκριση φαίνεται στο παρακάτω γράφημα (Εικόνα 1.6).

Πίνακας 1.1 Αιτίες και τρόποι αντιμετώπισης υπέρτασης (ίδια επεξεργασία)

Αιτίες	Τρόποι αντιμετώπισης
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Σακχαρώδης διαβήτης/μεταβολικό σύνδρομο</li> <li>• Παχυσαρκία</li> <li>• Κάπνισμα</li> <li>• Γήρανση</li> <li>• Θυροειδής</li> <li>• Πρόσληψη νατρίου</li> <li>• Έλλειψη άσκησης</li> <li>• Πρόσληψη καφέ/ενεργειακών ποτών/αλκοόλ</li> <li>• Κληρονομικότητα κ.ά.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Μείωση πρόσληψης αλατιού</li> <li>• Διατροφή πλούσια σε λαχανικά και φρούτα</li> <li>• Αποφυγή κατάχρησης αλκοόλ</li> <li>• Τακτική σωματική δραστηριότητα</li> <li>• Διατήρηση φυσιολογικού σωματικού βάρους</li> <li>• Λήψη φαρμακευτικής αγωγής (αναστολείς διαύλων ασβεστίου, διουρητικά)</li> <li>• Αποφυγής του καπνίσματος</li> <li>• μείωση και διαχείριση άγχους</li> <li>• τακτικός έλεγχος αρτηριακής πίεσης</li> <li>• διαχείριση άλλων ιατρικών καταστάσεων κ.ά.</li> </ul>

Πίνακας 1.2 Ποσοστιαία κατανομή πληθυσμού κάθε ομάδας ηλικιών που πάσχει από υπέρταση για το 2019 [44]

Ηλικιακή ομάδα	Ποσοστό
15 – 24 ετών	0.5
25 – 34 ετών	0.5
35 – 44 ετών	2.1
45 – 54 ετών	10.1
55 – 64 ετών	23.7
65 – 74 ετών	47.2



Εικόνα 1.8 Ποσοστό ατόμων με υψηλή αρτηριακή πίεση για το 2019 [45]

#### 1.2.4. Υπόταση

Σε αντίθεση με την υπέρταση, η αρτηριακή υπόταση (hypotension) είναι η παθολογική μείωση της τιμής της αρτηριακής πίεσης. Η υπόταση εμφανίζεται όταν η συστολική αρτηριακή πίεση είναι κάτω των 90 mm Hg και η διαστολική κάτω των 60 mm Hg και εκδηλώνεται με ζάλη, επεισόδια λιποθυμίας και γενικότερη αδυναμία [46]. Το γεγονός αυτό προκαλεί φόβο για τον τραυματισμό του ασθενούς κατά την πτώση [47] ή ακόμα και για τον κίνδυνο βλάβης του εγκεφάλου λόγω μειωμένου οξυγόνου στον οργανισμό που είναι απαραίτητο για τις ζωτικές λειτουργίες. Σε αρκετά άτομα, βέβαια, είναι παροδική λόγω, για παράδειγμα, παρατεταμένης ορθοστασίας ή υπερκόπωσης. Εξάλλου, τα συμπτώματα κλασικά συνδέονται με αλλαγή στάσης του κεφαλιού προς τα πάνω (κάθισμα ή όρθια στάση) και ανακουφίζονται όταν ο ασθενής ξαπλώνει σε επίπεδη θέση. Ωστόσο, είναι απαραίτητη η σωστή και έγκυρη διάγνωση από γιατρό σχετικά με το τί την προκαλεί, ειδικά αν δημιουργεί προβλήματα στην καθημερινότητα του ασθενούς. Έτσι, σχετικά με τα ελαφριά συμπτώματα η υπόταση επιφέρει ζαλάδα, επεισόδια λιποθυμίας, προβλήματα όρασης (θολή όραση), αίσθημα κόπωσης ή αδυναμίας, μειωμένη συγκέντρωση, ναυτία, σύγχυση, πονοκέφαλο, πόνο στον αυχένα ή στην πλάτη, αίσθημα χαμηλών παλμών ή απώλειας του ρυθμού της καρδιάς κ.λπ. Η υπερβολική υπόταση όμως μπορεί να απειλήσει τη ζωή και χρήζει ιατρικής βοήθειας καθώς προκαλεί πνευματική σύγχυση – ειδικά σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας – και γρήγορη αναπνοή και καρδιακό παλμό, ο οποίος είναι εξασθενημένος. Η υπόταση γίνεται εμφανής και από το χλωμό και κρύο δέρμα του ασθενούς.

Η υπόταση εμφανίζεται πιο συχνά σε άτομα ηλικίας άνω των 65 και κυρίως με τη μορφή της ορθοστατικής υπότασης και της υπότασης κατόπιν φαγητού. Ωστόσο, υπάρχει και η νευροαγγειακή υπόταση η οποία παρατηρείται συχνότερα σε νεαρά άτομα. Περιστασιακά, βέβαια, μπορεί να εμφανίσει περιστασιακά υπόταση και κάποιος που λαμβάνει φάρμακα όπως Α αναστολείς για την υπέρταση.

Επιπλέον, παθήσεις όπως ο διαβήτης και το Πάρκινσον μπορούν να οδηγήσουν σε επεισόδια υπότασης [48].

Η αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια της ημέρας εξαιτίας της διαφορετικής στάσης του σώματος, της φυσικής κατάστασης, του στρες κ.λπ. Ένας από τους παράγοντες εμφάνισης της υπότασης όμως είναι τα καρδιακά προβλήματα όπως η βραδυκαρδία, τα προβλήματα στις βαλβίδες και η καρδιακή ανεπάρκεια. Έπειτα, οι διαταραχές στους παραθυροειδείς αδένες, η υπογλυκαιμία, ο διαβήτης και η επινεφριδική ανεπάρκεια μπορούν να οδηγήσουν σε μείωση της πίεσης στις αρτηρίες. Επίσης, υπόταση μπορεί να προκαλέσει η αφυδάτωση του οργανισμού εξαιτίας της απώλειας υγρών που δεν αναπληρώνονται εξαιτίας πυρετού, διάρροιας, εμετού κ.ά. [49]. Το ίδιο συμβαίνει με την απώλεια του αίματος σε περίπτωση τραυματισμού. Ακόμα, η εγκυμοσύνη λόγω της γρήγορης επέκτασης του κυκλοφορικού συστήματος μπορεί να οδηγήσει στην εμφάνιση υπότασης κατά τη διάρκεια κυφορίας, με την πίεση συνήθως να επανέρχεται σε φυσιολογικά επίπεδα μετά τη γέννα. Επίσης, υπέρταση εμφανίζεται όταν υφίσταται σοβαρή λοίμωξη (π.χ. σηψαιμία) ή σοβαρή αλλεργική αντίδραση από αλλεργιογόνες ουσίες (π.χ. τρόφιμα, φάρμακα). Τέλος, οι διατροφικές ελλείψεις όσον αφορά στις βιταμίνες του συμπλέγματος Β (Β12 και Β9 – φυλλικό οξύ) και η λήψη φαρμάκων με πιθανή παρενέργεια την υπόταση μπορούν να οδηγήσουν στην εμφάνιση της τελευταίας.

Όταν ένα άτομο βιώνει ένα επεισόδιο υπότασης μπορεί να λάβει ορισμένα μέτρα. Ενδεικτικά, προτείνεται η κατανάλωση αλατιού, αλλά και νερού για να αυξηθεί ο όγκος του αίματος. Ωστόσο, ο ασθενής πρέπει να αποφεύγει την κατανάλωση αλκοόλ καθώς αφυδατώνει τον οργανισμό του. Ταυτόχρονα, είναι χρήσιμη η λήψη συμπληρωμάτων βιταμινών του συμπλέγματος Β για τη θωράκιση του οργανισμού [50].bΕπιπλέον, μπορεί να προμηθευτεί ορθοπαιδικές κάλτσες για την αποφυγή συσσώρευσης του αίματος στα άκρα του, ενώ η αποφυγή απότομης αλλαγής στάσης του σώματος δύναται να μειώσει τα επεισόδια ορθοστατικής υπότασης.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι αιτίες και οι τρόποι αντιμετώπισης της υπότασης. Όπως φαίνεται, η διατροφή μπορεί να αποτελέσει κύριο λόγο εμφάνισης υψηλής αρτηριακής πίεσης, αλλά και περιορισμού αυτής αν γίνουν οι σωστές επιλογές [51],[52].

Πίνακας 1.3 Αιτίες και τρόποι αντιμετώπισης υπότασης (ίδια επεξεργασία)

Αιτίες	Τρόποι αντιμετώπισης
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Γήρανση</li> <li>• Νόσος του Πάρκινσον</li> <li>• Οξεία παρανεοπλασματική αυτόνομη νευροπάθεια</li> <li>• Δηλητηρίαση από ακάθαρτη τροφή</li> <li>• Πορφυρία</li> <li>• Τοξικές αυτόνομες νευροπάθειες, λόγω βαρέων μετάλλων και φαρμάκων</li> <li>• Απώλεια αίματος από τραυματισμό και επακόλουθη απότομη πτώση της αρτηριακής πίεσης</li> <li>• Αφυδάτωση</li> <li>• Διαβήτης</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Κατανάλωση αλατιού</li> <li>• Κατανάλωση νερού για την αύξηση του όγκου του αίματος</li> <li>• Κάλτσες συμπίεσης</li> <li>• Φάρμακα κ.ά.</li> </ul>

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Καρδιακά προβλήματα όπως αρρυθμίες (ακανόνιστος καρδιακός παλμός)</li> <li>• Φάρμακα για τη θεραπεία της υψηλής αρτηριακής πίεσης, της κατάθλιψης ή της νόσου του Πάρκινσον</li> <li>• Εγκυμοσύνη</li> </ul>	
---	--

Συνολικά και σύμφωνα με την Ευρωπαϊκή Εταιρεία Υπέρτασης, οι τιμές πίεσης για τους ενήλικες κατατάσσονται όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Πρόκειται για μία κατηγοριοποίηση σε ιδανική και φυσιολογική πίεση, σε οριακή υπέρταση, υπέρταση και μεμονωμένη συστολική υπέρταση.

	Συστολική πίεση (σε mmHg)		Διαστολική πίεση (σε mmHg)
Ιδανική πίεση	κάτω από 120	και	κάτω από 80
Φυσιολογική πίεση	120-129	και / ή	80-84
Οριακή υπέρταση	130-139	και / ή	85-89
Υπέρταση	140 mmHg και πάνω	και / ή	90 και πάνω
Μεμονωμένη συστολική υπέρταση	πάνω από 140	και	κάτω από 90

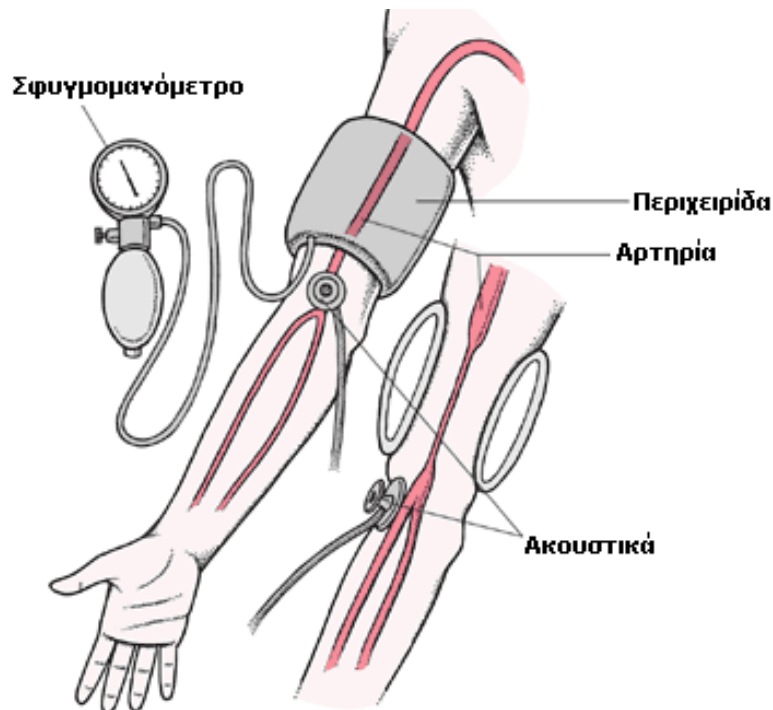
Εικόνα 1.9 Κατάταξη τιμών πίεσης για τους ενήλικες [33]

### 1.3.Πιεσόμετρο

Η αρτηριακή πίεση μετρείται με το σφυγμομανόμετρο (από τις λέξεις σφυγμός/παλμός και το μανόμετρο) ή πιεσόμετρο πιο απλά. Το πιεσόμετρο αποτελεί απαραίτητο κομμάτι του διαγνωστικού εξοπλισμού. Η ακρίβειά του εξαρτάται από τη σωστή συντήρηση και βαθμονόμηση[53].

Πρόκειται για ένα εργαλείο που διαθέτει μία φουσκωτή περιχειρίδα, το μανόμετρο υδραργύρου για τη μέτρηση της πίεσης σε mm Hg όπως αναφέρθηκε ήδη, έναν σωλήνα σύνδεσης των δύο μονάδων, καθώς και μία μανσέτα που συνδέεται μέσω ενός άλλου σωλήνα με την περιχειρίδα. Η μανσέτα διαθέτει βαλβίδα για τη μέτρηση της πίεσης χωρίς διαρροές και μία ακόμα για την πτώση της πίεσης με ελεγχόμενο τρόπο κατά τη μέτρηση. Κατά τη διάρκεια των ετών το πιεσόμετρο ως εργαλείο εξελίχθηκε από πιεσόμετρο με υδράργυρο σε πιεσόμετρο συμβατικό και, τελικά, σε ηλεκτρονικό πιεσόμετρο. Έτσι, πλέον η πίεση εμφανίζεται με ψηφιακή ένδειξη σε μία μικρή οθόνη και συνήθως διαθέτουν έναν αυτόματο μηχανισμό φουσκώματος και είναι πιο αποδοτικά σε συνθήκες θορύβου καθώς ο ασθενής δεν περιμένει να ακούσει τον ήχο από τα ακουστικά (παραδοσιακό σφυγμομανόμετρο με ακουστικά στην Εικόνα 1.10). Όταν διατίθεται η δυνατότητα του ήχου, ο πρώτος ήχος αφορά στη συστολική πίεση, ενώ ο δεύτερος στη διαστολική αρτηριακή πίεση.

Για την ακρόαση με το συμβατικό – μη αυτόματο πιεσόμετρο χρειάζεται στηθοσκόπιο, οπότε η χρήση του είναι αποτελεσματική για άτομα που είναι κατάλληλα εκπαιδευμένα. Τα συγκεκριμένα πιεσόμετρα είναι υδραργύρου (mercury sphygmomanometers), οπότε αξιοποιούνται σε κλινικές δοκιμές περισσότερο λόγω της ακρίβειάς τους ή άνευ υδραργύρου πιεσόμετρα (aneroid sphygmomanometers) που χρειάζονται έλεγχο βαθμονόμησης αλλά θεωρούνται πιο ασφαλή. Ωστόσο, τα τελευταία μπορούν να αποφύγουν το πρόβλημα της βαθμονόμησης αν είναι τοποθετημένα σε κάποια βάση ή στον τοίχο.



Εικόνα 1.10 Απεικόνιση πιεσόμετρου με ακουστικά [54]



Εικόνα 1.11 Ψηφιακό πιεσόμετρο, πιεσόμετρο υδραργύρου και πιεσόμετρο άνευ υδραργύρου [55]

Στα πιεσόμετρα άνευ υδραργύρου, όσο η πίεση της περιχειρίδας αυξάνεται, μια λεπτή ορειχάλκινη κυματοειδής φουσούνα διαστέλλεται, ενεργοποιώντας την κίνηση μιας περόνης που στηρίζεται στη φουσούνα. Η κίνηση ενισχύεται από γρανάζια και μεταδίδεται στον επιλογέα για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Όπως και με τις συσκευές υδραργύρου, ο παρατηρητής φουσκώνει και ξεφουσκώνει την περιχειρίδα χειροκίνητα και στη συνέχεια χρησιμοποιεί την παραδοσιακή τεχνική ακρόασης για να αναγνωρίσει τις συστολικές και διαστολικές πιέσεις [56].

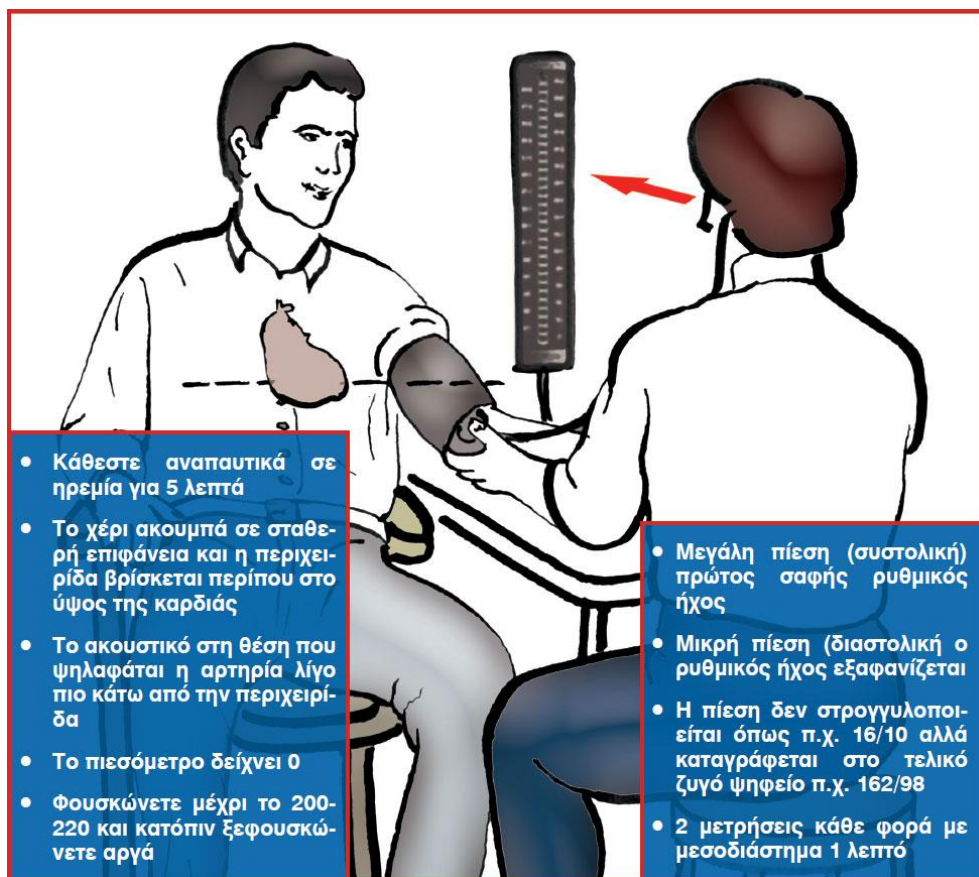
Από την άλλη πλευρά, τα ψηφιακά πιεσόμετρα χρησιμοποιούν παλμομετρικές μετρήσεις (oscillometric sphygmomanometers) αντί για την ακρόαση. Εδώ, η χρήση της συσκευής είναι εύκολη και δεν απαιτείται εκπαίδευση καθώς το φούσκωμα της μανσέτας γίνεται με ηλεκτρονικό τρόπο χειροκίνητα ή αυτόματα. Γι' αυτόν τον λόγο είναι και πιο αποδοτικά σε περιβάλλον με θόρυβο, ενώ η συμμετοχή του ασθενούς είναι ιδιαίτερα περιορισμένη [56]. Τα συγκεκριμένα πιεσόμετρα διαθέτουν μικροεπεξεργαστές και μετρούν την πίεση και τον παλμό.

Αναλυτική περιγραφή του τρόπου μέτρησης της πίεσης με βάση την εκάστοτε τεχνολογία γίνεται στα επόμενα κεφάλαια. Στην Εικόνα 1.11 παρουσιάζονται τα τρία είδη πιεσόμετρων.

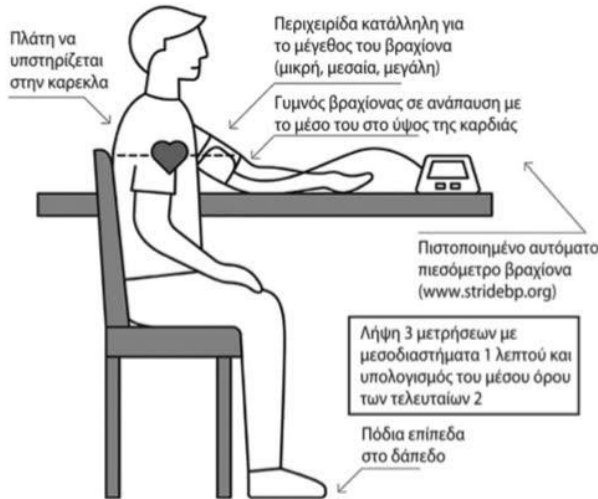
Βέβαια, προκειμένου να είναι έγκυρη η μέτρηση πρέπει να τηρούνται ορισμένοι κανόνες εκ μέρους του ασθενούς κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Αρχικά, ο ασθενής πρέπει να στηρίζει την πλάτη του και το χέρι του σε κάποια σταθερή επιφάνεια. Μάλιστα, το χέρι πρέπει να σταθεροποιείται σε σημείο στο ύψος της καρδιάς όταν μετρά την πίεσή του και κυρίως σε ήρεμο περιβάλλον χωρίς άγχος αν αυτό είναι εφικτό. Επίσης, ο ασθενής δεν πρέπει να έχει καταναλώσει καφέ μία ώρα πριν την εξέταση και να έχει καπνίσει 30 λεπτά πριν την εξέταση. Όταν η μέτρηση λαμβάνεται στο σπίτι, πρέπει ο ασθενής να καταγράφει τα αποτελέσματα προκειμένου να εξακριβώσει ο θεράπων ιατρός την πορεία του.

Ταυτόχρονα, γίνονται δύο μετρήσεις στους δύο βραχίονες και μετά γίνεται μία ακόμα στον βραχίονα με την υψηλότερη αρτηριακή πίεση [57]. Σε περίπτωση υποψίας για ορθοστατική πίεση, η μέτρηση πρέπει να γίνεται με τον ασθενή όρθιο για λίγα λεπτά.

Ο τρόπος μέτρησης της πίεσης με πιεσόμετρο υδραργύρου με ακουστικά παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.12, ενώ ο τρόπος μέτρησης της πίεσης με ψηφιακό πιεσόμετρο με βραχίονα στην Εικόνα 1.13. Φαίνεται ότι η βασικότερη διαφορά τους είναι η ύπαρξη ηχητικού σήματος στην πρώτη περίπτωση, δικαιολογώντας την προτίμηση της δεύτερης σε περιπτώσεις που υφίσταται θόρυβος. Έπειτα, το πιεσόμετρο υδραργύρου χρειάζεται 2 μετρήσεις με μεσοδιάστημα ενός λεπτού, ενώ το ψηφιακό 3 μετρήσεις με μεσοδιάστημα ενός λεπτού και εξαγωγή μέσου όρου από τις δύο τελευταίες. Ακόμα, το πιεσόμετρο υδραργύρου χρειάζεται τη συμμετοχή ενός χρήστη ακόμα συνήθως πέρα από τον ασθενή, ο οποίος είναι εκπαιδευμένος για να φουσκώσει σωστά τη μανσέτα, ενώ το ψηφιακό πιεσόμετρο χρησιμοποιείται και από τον ασθενή μόνο του.



Εικόνα 1.12 Μέτρηση της πίεσης με πιεσόμετρο υδραργύρου με ακουστικά [58]



Εικόνα 1.13 Μέτρηση της πίεσης με πιεσόμετρο υδραργύρου με ακουστικά [59]

Μετά τη μέτρηση της πίεσης, ο ασθενής ή ο αρμόδιος για τη φροντίδα του ασθενούς πρέπει να καταγράψει την πίεση ώστε να διευκολύνεται η παρακολούθησή της. Χαρακτηριστικό παράδειγμα καταγραφής είναι αυτό που παρουσιάζεται στην εικόνα παρακάτω.



ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ: \_\_\_\_\_

ΗΜ/ΝΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ ΠΙΕΣΟΜΕΤΡΟ: \_\_\_\_\_

1 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΩΡΑ	ΣΥΣΤΟΛΙΚΗ-ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗ (ΣΦΥΞΕΙΣ)
____/____/201__	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
2 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
3 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
4 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)

## ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΠΙΕΣΗΣ ΣΤΟ ΣΠΙΤΙ

### ΠΡΙΝ ΜΕΤΡΗΣΕΤΕ ΔΙΑΒΑΣΤΕ ΠΡΟΣΕΚΤΙΚΑ ΤΙΣ ΟΔΗΓΙΕΣ

- Μετρήσεις για 7 εργάσιμες μέρες - Μέρα παρά μέρα.
- Πρωί 6-9 π.μ. (πριν τα φάρμακα) και απόγευμα 6-9 μ.μ.
- 1<sup>η</sup> μέτρηση: μετά 5 λεπτά ανάπαυση σε καθιστή θέση.
- 2<sup>η</sup> μέτρηση: 1 λεπτό μετά την 1<sup>η</sup> μέτρηση.
- Αξιολόγηση: Υπολογισμός του μέσου όρου όλων των μετρήσεων εκτός της 1<sup>ης</sup> μέρας.

5 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΩΡΑ	ΣΥΣΤΟΛΙΚΗ-ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗ (ΣΦΥΞΕΙΣ)
____/____/201__	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
6 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
7 <sup>η</sup> ΗΜΕΡΑ	ΠΡΩΙ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)
	ΒΡΑΔΥ	1 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____) 2 <sup>η</sup> ) ____:____ - ____ (____)

Εικόνα 1.14 Υπόδειγμα καταγραφής και παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης [60]

## Κεφάλαιο 2ο: Εναλλακτικές μορφές πιεσόμετρου

### 2.1. Εισαγωγή

Η εκτενής αναφορά του κεφαλαίου 1 τονίζει την βασική ανάγκη ότι οι άνθρωποι μεγαλύτερης ηλικίας και κυρίως αυτοί με προβλήματα υγείας οφείλουν να ελέγχουν ανά τακτά χρονικά διαστήματα την πίεση τους, ώστε να υπάρχει η δυνατότητα πρόληψης σε ενδεχόμενη εμφάνιση κινδύνου. Δυστυχώς όμως αρκετοί από αυτούς επιλέγουν να παραμελούν για αρκετό χρονικό διάστημα τον έλεγχο της πίεσης τους λόγω ότι πολλές φορές η διαδικασία είναι κουραστική και επίπονη, ιδίως αν μιλάμε για χρήση αναλογικού πιεσομέτρου. Για αυτό τον λόγο, η ανάπτυξη της τεχνολογίας των πιεσομέτρων αποτέλεσε μεγάλο στόχο για τις κατασκευαστικές εταιρείες, ώστε στο μέλλον η μέτρηση της πίεσης να είναι πιο φιλική και εύχρηστη προς τον ασθενή.

Έτσι λοιπόν πέρα από το κοινό σε όλους πιεσόμετρο, έγιναν μελέτες και πειραματικές για την ανάπτυξη και άλλων εναλλακτικών τεχνικών, για να μπορεί να γίνει η μέτρηση της πίεσης του αίματος χωρίς την ανάγκη χρήσης περιχειρίδας. Το πλεονέκτημα σε αυτές τις τεχνικές είναι ότι προσφέρει μία άνεση στον εξεταζόμενο, καθώς οι περισσότερες δεν απαιτούν ισχυρή πίεση στις αρτηρίες που προκαλεί την αποκοπή της ροής του αίματος στον οργανισμό. Ακόμη, κατασκευαστικά η μορφή τους είναι πιο μικρή, καθιστώντας την πιο βολική στη μεταφορά τους. Οι τεχνικές αυτές είναι μη επεμβατικές (έμμεσες), δηλαδή δεν απαιτούν την άμεση επαφή με το αγγειακό σύστημα. Παρακάτω παρουσιάζονται μερικές περιπτώσεις στις οποίες διακρίνονται συσκευές όπου χρησιμοποιούνται ταλαντώσεις και συσκευές αυτόματες που μετρούν μήκη κύματος.

#### 2.1.1. Χρήση φωτο-πληθυσμογραφικών σημάτων

Η μέτρηση πίεσης του αίματος με χρήση των φωτο-πληθυσμογραφικών σημάτων αποτελεί μία εναλλακτική επιλογή, στην οποία γίνεται καταγραφή κυματομορφών που αναπαριστούν τις διάφορες μεταβολές του αίματος σε έναν ασθενή. Η συγκεκριμένη τεχνική είναι γνωστή στον ιατρικό χώρο λόγω της χρήσης της στην παλμική οξυμετρία. Στο πείραμα που διεξήχθη, οι ερευνητές προχώρησαν σε δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο, χρησιμοποίησαν μία περιχειρίδα τύπου βραχίονα, η οποία εμπεριέχει δύο led και δύο φωτοδιόδους [61]. Από αυτές παρουσιάζονται τρεις κυματομορφές (ερυθρή, κόκκινη και πράσινη). Το περιβραχιόνιο τοποθετήθηκε στον καρπό του χεριού του ασθενή. Για τον υπολογισμό της μέσης, συστολικής και διαστολικής πίεσης χρησιμοποιήθηκε ο παρακάτω τύπος:

$$mBP = \frac{1}{3}SP + \frac{2}{3}DP \quad (2.1)$$

Όπου:

mBP: μέση πίεση αίματος

SP: συστολική πίεση

DP: διαστολική πίεση

Οι επιστήμονες τόνισαν κάποιες παρατηρήσεις, όπως ότι η συστολική πίεση και η διαστολική πίεση υπολογίζονται όταν σταματά η πίεση που ασκεί το περιβραχιόνιο στον καρπό. Η συστολική προκύπτει όταν παρατηρείται στην κυματομορφή ότι η ταλάντωση ισούται με το μηδέν. Η διαστολική προκύπτει όταν εντοπίζεται το μέγιστο των ταλαντώσεων στην κυματομορφή. Τέλος, η μέση αρτηριακή πίεση εξάγεται χρησιμοποιώντας τον παραπάνω τύπο.

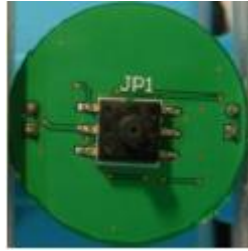
Στο δεύτερο στάδιο, όπου αποτελεί και το κύριο πείραμα, στη θέση της περιχειρίδας χρησιμοποιείται μία διάταξη, αποτελούμενη από ένα αισθητήριο πίεσης, την φωτοδίοδο και τρία φάσματα, το πράσινο, το κόκκινο και το υπέρυθρο που αναπαριστούν τα μήκη κύματος. Σε αυτή την τεχνική, ο ασθενής καλείται να πιέσει τη διάταξη με τον δείκτη του χεριού του. Η πίεση που ασκεί στην αρχή είναι έντονη ώστε να διακοπεί η ροή του αίματος στις αρτηρίες, ενώ στην συνέχεια μειώνει την πίεση οπότε και η κυκλοφορία του αίματος αποκαθίσταται. Η συχνότητα που ορίστηκε είναι στα 50Hz. Για την εξαγωγή των κυματομορφών των σημάτων χρησιμοποιήθηκε το MATLAB. Μέσω των τριών μηκών κυμάτων που προκύπτουν, μπορεί να μετρηθεί η πίεση του αίματος. Η συγκεκριμένη τεχνική έχει και κάποια μειονεκτήματα, όπως το γεγονός ότι έγινε σύγκριση μόνο με μία μέθοδο, οπότε τα συμπεράσματα δεν μπορούν να θεωρηθούν ασφαλή στο 100%. Απαιτούνται και περαιτέρω αλλαγές για τη βελτίωση των σημάτων που στέλνονται.

### **2.1.2. Ταλαντοσιμετρική μέθοδος χωρίς χρήση περιχειρίδας**

Στη συγκεκριμένη μέθοδο, η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης γίνεται μέσω μίας μικρής κατασκευής, η οποία αποτελείται από ένα αισθητήριο πίεσης, το οποίο βρίσκεται μέσα σε περίβλημα φτιαγμένο από καουτσούκ και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα[62]. Το καουτσούκ επιλέχθηκε, καθώς είναι γνωστό ότι αντέχει στις έντονες πιέσεις που του ασκούνται (ουσιαστικά προκαλείται μία παραμόρφωση μέχρις ότου επανέλθει στην αρχική του μορφή, όταν και θα πάψει να του ασκείται πίεση). Πέρα από αυτή την ιδιότητα, το καουτσούκ δεν επιτρέπει τη διέλευση αέρα στο εσωτερικό του, κάτι ιδιαίτερα σημαντικό καθώς το σήμα που θα λαμβάνει το αισθητήριο θα εμφανίζει πολύ μικρή έως και καθόλου παραμόρφωση. Η συσκευή είναι ιδιαίτερα εύχρηστη, καθώς λόγω του μεγέθους της μπορεί να τοποθετηθεί σε μία τσέπη. Με αυτή την συσκευή, ο ασθενής καλείται να ασκήσει μία σειρά από συνεχόμενες πιέσεις στην κερκιδική αρτηρία. Υπάρχει και μία οθόνη, η οποία δείχνει πόση πίεση ασκείται. Με την άσκηση πίεσης, το αισθητήριο στέλνει σήμα, όπου αφού γίνουν όλες οι διαδικασίες ενίσχυσης και φιλτραρίσματος, το σήμα διαχωρίζεται σε σήμα χαμηλής συχνότητας και σε σήμα υψηλής συχνότητας. Με βάση αυτή την αναφορά, μπορούν να υπολογισθούν όλες οι κατηγορίες αρτηριακής πίεσης. Με αυτόν τον τρόπο, επιστήμονες αποφάσισαν τη διεξαγωγή ενός πειράματος. Στο πείραμα αυτό, 10 εθελοντές συμμετείχαν, όπου στον καθένα χρησιμοποιήθηκε η προαναφερθείσα συσκευή. Παρατηρήθηκε έντονα ότι η συχνότητα που ασκούσαν την πίεση οι εθελοντές παρουσίαζε διαφορές. Υπήρχαν ασθενείς που ασκούσαν πίεση με πολύ αργό ρυθμό, ενώ άλλοι ήταν αρκετά πιο γρήγοροι. Στην πρώτη περίπτωση δεν μπορεί να υπολογιστεί η συστολική πίεση, ενώ στη δεύτερη τα αποτελέσματα δεν ήταν ασφαλή. Το μειονέκτημα αυτής της συσκευής είναι το γεγονός ότι πολλοί ασθενείς θα δυσκολευτούν λόγω των έντονων πιέσεων που πρέπει να ασκηθούν στο χέρι. Οι συνεχόμενες πιέσεις που θα ασκήσει ένας ασθενής δεν είναι της ίδιας κλίμακας, το οποίο οδηγεί στο ενδεχόμενο να μην εξαχθούν ασφαλή αποτελέσματα. Επιπλέον, οι ερευνητές θεωρούν ότι μελλοντικά το πείραμα πρέπει να βελτιωθεί (με την έκκληση για περισσότερους εθελοντές), ώστε τα αποτελέσματα της συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης να είναι ακριβέστατα.



Εικόνα 2.1 Πίσω μέρος συσκευής[62]



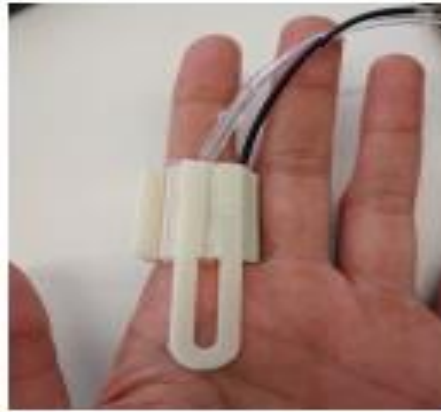
Εικόνα 2.2 Μπροστινό μέρος συσκευής[62]



Εικόνα 2.3 Παράδειγμα άσκησης πίεσης στο χέρι [62]

### 2.1.3. Ειδικό πιεσόμετρο και χρήση στα δάχτυλα των χεριών

Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης στο δάχτυλο του χεριού αποτέλεσε μία ενδιαφέρουσα εναλλακτική, λόγω της ευκολίας του τρόπου αυτού σε σχέση με το κοινό πιεσόμετρο. Ουσιαστικά, η ειδική κατασκευή θυμίζει σχηματικά ένα δαχτυλίδι όπως απεικονίζεται στην εικόνα 2.4[63]. Το δαχτυλίδι αυτό περιέχει στο εσωτερικό του μία διάταξη, η οποία αποτελείται από τριάντα χωρητικούς αισθητήρες και μία σαμπρέλα. Η σαμπρέλα θα ασκεί πίεση στο δάχτυλο όταν φουσκώνει και συνάμα στην διάταξη από τα αισθητήρια. Το φούσκωμα και το ξεφούσκωμα της σαμπρέλας γίνεται συνδέοντας το δαχτυλίδι με μία αντλία. Μαζί με την αντλία συνδέεται και ένας υπολογιστής, ο οποίος παρέχει τα αποτελέσματα από την μέτρηση. Στο πρακτικό κομμάτι, οι συμμετέχοντες που βοήθησαν στην επίτευξη του πειράματος ήταν ενενήντα εφτά. Στον καθένα ζητήθηκε να τοποθετήσει το δαχτυλίδι στο αριστερό του δάχτυλο. Για ένα μικρό ποσοστό των συμμετεχόντων ήταν δύσκολη η τοποθέτηση, οπότε σε αυτούς η τοποθέτηση έγινε στο δεξί δάχτυλο. Επιπρόσθετα κατά την διάρκεια του πειράματος, οι εθελοντές έπρεπε να κρατήσουν το χέρι τους σταθερό, ακουμπημένο στο στήθος για να αποφευχθούν τυχόν αλλαγές στην υδροστατική πίεση του αίματος. Στο ξεκίνημα του πειράματος, η αντλία φουσκώνει τη σαμπρέλα μέχρις ότου η πίεση που ασκείται ξεπεράσει μία τιμή της συστολικής πίεσης. Επειδή η πίεση αυξάνεται, αλλάζει η χωρητικότητα του δαχτυλιδιού, η οποία θα ανιχνευθεί από τα τριάντα αισθητήρια που βρίσκονται μέσα. Αυτές οι ανιχνεύσεις ονομάζονται μεταβολές της πίεσης. Μετά από κάποια δευτερόλεπτα, η πίεση ελαττώνεται και έτσι στην οθόνη του υπολογιστή θα εμφανιστούν κάποιες ταλαντώσεις στα σήματα, τα οποία προέκυψαν από τη ροή του αίματος στην αρτηρία του δαχτύλου.



Εικόνα 2.4 Χρήση πιεσόμετρου στο δάχτυλο [63]

Αυτές οι ταλαντώσεις έπρεπε να υποστούν φιλτράρισμα. Έτσι, διαχωρίζονταν σε δύο κατηγορίες: τα χαμηλοπερατά και τα ζωνοπερατά. Η συνεχής συνιστώσα απορρίπτεται με τη χρήση υψιπερατών φίλτρων. Μαζί με κάποιους άλλους αλγορίθμους, μπορούσαν να μετρηθούν οι τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης. Γίνεται αντιληπτό ότι η συγκεκριμένη μέθοδος αποτελεί μία αξιόπιστη και εύκολη εναλλακτική. Από την άλλη υπάρχουν και κάποιες διαδικασίες που πρέπει να γίνουν, όπως η καλύτερη χωρητική κατασκευή του δαχτυλιδιού καθώς όπως αναφέρθηκε πιο πάνω σε μερικούς συμμετέχοντες ήταν αδύνατο να τοποθετηθεί στο αριστερό δάκτυλο, ενώ σε κάποιους άλλους το δαχτυλίδι ήταν πλατύτερο από το δάχτυλό τους. Επιπλέον, στο πείραμα δεν συμμετείχαν καθόλου ασθενείς με προβλήματα υπέρτασης που θα βοηθούσε στην εξαγωγή ακόμη πιο ασφαλέστερων αποτελεσμάτων.

#### **2.1.4. Χρήση της μεθόδου αντιστάθμισης-όγκου στην κερκιδική αρτηρία**

Στην εναλλακτική πρόταση μέτρησης αρτηριακής πίεσης[64], [65], το μέσο όπου θα γίνει η μέτρηση είναι η κερκιδική αρτηρία που βρίσκεται στον καρπό του χεριού. Σε αυτή θα τοποθετηθεί ένα άκαμπτο βραχιόλι, ειδικά κατασκευασμένο για να προσαρμόζεται σε όλα τα χέρια. Στο βραχιόλι βρίσκεται ένας αεροθάλαμος, ο οποίος φουσκώνει μέσω μίας εξωτερικής αντλίας. Τα στοιχεία που βρίσκονται στο εσωτερικό του βραχιολιού είναι δύο υπέρυθρα led με μήκος κύματος εκπομπής τα 940 nm και μία φωτοδίοδο με μήκος ανίχνευσης εκπομπής επίσης στα 940 nm. Στη διάταξη, τα δύο led τοποθετούνται σε απόσταση 12 mm. Ενδιάμεσα τοποθετείται η φωτοδίοδος. Ένας ηλεκτροπνευματικός μετατροπέας χρησιμοποιείται ώστε να διατηρεί σταθερή την πίεση στον αεροθάλαμο, σε μία συγκεκριμένη τιμή (την τιμή της μέσης αρτηριακής πίεσης). Η πίεση στο εσωτερικό του θαλάμου ανιχνεύεται από ένα αισθητήριο πίεσης. Όλη η κατασκευή συνδέεται σε έναν υπολογιστή, στον οποίο είναι εγκατεστημένο το λογισμικό Simulink που χρησιμοποιείται για την ανάπτυξη κατάλληλων αλγορίθμων.

Στην διαδικασία όπου γίνονται οι μετρήσεις διακρίνουμε δύο κατηγορίες: Το σύστημα ανοιχτού βρόγχου και το σύστημα κλειστού βρόγχου. Στο σύστημα ανοιχτού βρόγχου, ο αεροθάλαμος γεμίζει με αέρα και αυξάνεται η πίεση στο εσωτερικό μέχρις ότου προσδιοριστεί ο όγκος  $V_0$  του αγγείου, ο οποίος αναλογεί στο μέγιστο πλάτος των ταλαντώσεων (MAP) του σήματος ac προερχόμενο από την φωτοδίοδο( $PG_{AC}$ )[64]. Για το σύστημα κλειστού βρόγχου, ορίζεται ένας όγκος αναφοράς και είναι ο  $V_0$ . Ο όγκος αυτός συγκρίνεται με τον στιγμιαίο όγκο της αρτηρίας, ο οποίος είναι η μέση τιμή του σήματος από την φωτοδίοδο ( $PG_{DC}$ )[64]. Εδώ, το αισθητήριο πίεσης πραγματοποιεί τη μέτρηση, η οποία αποτελεί τη στιγμιαία μεταβολή της πίεσης στην κερκιδική αρτηρία. Έτσι, υπολογίζεται η αρτηριακή πίεση σύμφωνα πάντα με τη μέθοδο της αντιστάθμισης του όγκου (volume-compensation method). Η συγκεκριμένη μέθοδος μπορεί να αποτελέσει μία έγκυρη εναλλακτική μέτρηση της

αρτηριακής πίεσης. Μάλιστα, οι επιστήμονες για να αποδείξουν την εγκυρότητα συνέκριναν τα αποτελέσματα που βγήκαν από το πείραμα με μετρήσεις από αναλογικά πιεσόμετρα. Παρόλα αυτά, προτείνονται και κάποιες βελτιώσεις όπως η σμίκρυνση όλης της κατασκευής, η εξάλειψη του θορύβου που προκαλείται από την αντλία και η κατασκευή πιο ανθεκτικού βραχιολιού.

### **2.1.5. Μη επεμβατική μέτρηση πίεσης στο αυτί**

Στο παρόν άρθρο, τέσσερις επιστήμονες από την Γερμανία αναφέρονται στη σημασία της συστηματικής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης από τους ασθενείς. Όπως αναφέρεται, οι ασθενείς επιλέγουν να προβούν σε μέτρηση, όταν και μόνο νιώσουν κάποια έντονα συμπτώματα. Ακόμα και σε αυτή την περίπτωση δεν γίνεται συστηματική μέτρηση, λόγω κάποιας απασχόλησης του ασθενή ή λόγω ύπνου. Για αυτό τον λόγο προτάθηκε η ιδέα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης από το αυτί. Ο πιο σημαντικός και κύριος λόγος είναι πρωτίστως η ευκολία χρήσης και η μη επίπονη διαδικασία για τον ασθενή. Το ανθρώπινο αυτί, το οποίο διακρίνεται σε τρία μέρη, το εξωτερικό, έσω και μέσο αυτί περιλαμβάνει τον έξω ακουστικό πόρο που βρίσκεται στο εξωτερικό μέρος του αυτιού και θεωρείται το κατάλληλο για να παρθούν μετρήσεις. Για την απλή κατανόηση, ο έξω ακουστικός πόρος είναι ουσιαστικά ένας σωλήνας, ο οποίος έχει διάμετρο γύρω στα 24mm και μπορεί σε άλλους ανθρώπους να φτάνει μέχρι τα 35mm. Η βαθιά αρτηρία που βρίσκεται στο αυτί είναι υπεύθυνη για την παροχή αίματος στον ακουστικό πόρο. Το μεγαλύτερο μέρος του ακουστικού πόρου αποτελείται από οστό που σημαίνει ότι σε αυτά τα σημεία δεν παρουσιάζεται ακαμψία. Η ακαμψία προκύπτει από το γεγονός ότι μεταβάλλεται ο όγκος των αρτηριών όπως είναι γνωστό σε κάθε καρδιακό παλμό. Οι επιστήμονες θεώρησαν ότι μπορούν να καταγράψουν την αρτηριακή πίεση αφού πρώτα απομονωθεί από την εισροή αέρα ο ακουστικός πόρος. Εξαιτίας αυτού, επιλέχθηκε το αισθητήριο BMP280 το οποίο τοποθετήθηκε σε ένα σιλικονούχο περίβλημα που με τη σειρά του τοποθετείται στον ακουστικό πόρο. Το αισθητήριο είναι κατάλληλο για τη μέτρηση της πίεσης του αέρα. Από αυτή θα εξαχθεί η αρτηριακή πίεση μέσω κατάλληλων αλγορίθμων. Πέρα από αυτή την κατασκευή συναντάμε και έναν μικροεπεξεργαστή, ο οποίος συνδέεται μέσω καλωδίου με το αισθητήριο και είναι το εργαλείο για την προβολή των αποτελεσμάτων.

Στο πείραμα που διεξήχθη[66] συμμετείχαν τέσσερις εθελοντές, οι οποίοι ήταν κλινικά υγιείς. Όλοι βρέθηκαν σε οριζόντια θέση, ενώ υποχρεώθηκαν να παραμείνουν ακίνητοι κατά τη διάρκεια του πειράματος. Χάρη στον πρώτο εθελοντή, οι επιστήμονες κατέληξαν ότι μπορεί αυτή η τεχνική να αποτελέσει ασφαλή μέθοδο μέτρησης της αρτηριακής πίεσης. Από την άλλη, υπάρχουν και κάποιες δυσκολίες σε αυτή την περίπτωση, όπως είναι το γεγονός ότι οι μετρήσεις πρέπει να παρθούν στην αορτή, κάτι που σημαίνει ότι πρέπει να γίνεται επίσκεψη ανά τακτά χρονικά διαστήματα στο νοσοκομείο.



Εικόνα 2.5 Ειδικό όργανο μέτρησης στο αυτί [66]

### 2.1.6. Μαγνητο-πληθυσμογραφία

Η μαγνητο-πληθυσμογραφία αποτελεί μία διαφορετική πρόταση μέτρησης, η οποία όπως υποδηλώνει η ονομασία της έχει στοιχεία από βασικές ιδιότητες του μαγνητισμού. Βασικό στοιχείο αυτής της τεχνικής είναι η υψηλή μαγνητοαντίσταση (giant magnetoresistance, GMR). Το φαινόμενο αυτό είχε πρωτοεμφανιστεί το 1988. Μέχρι και σήμερα υπάρχουν πολλά αισθητήρια GMR τα οποία διατίθενται στην αγορά. Δομικά, υπάρχουν πολλές λεπτές στρώσεις (το πάχος τους είναι σε nm) από σιδηρομαγνητικά και άλλα στοιχεία τα οποία είναι αγωγοί του ηλεκτρικού φορτίου. Όταν σε αυτά ασκείται μαγνητικό πεδίο, τότε αλλάζει η ωμική τους αντίσταση. Έχουν γίνει διάφορες πειραματικές προσπάθειες τα τελευταία χρόνια.

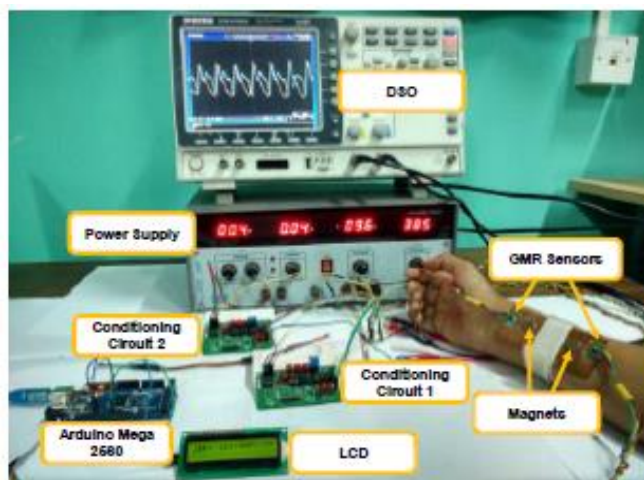
Μία τεχνική που βασίζεται στο φαινόμενο της μαγνητο-πληθυσμογραφίας πραγματοποιήθηκε, έχοντας στην κατοχή τους, το αισθητήριο GMR που ονομάζεται AA002-02[67]. Για την πόλωση του αισθητήρα χρησιμοποιείται ένας κυλινδρικός μαγνήτης. Οι μεταβολές του μαγνητικού πεδίου που προέρχεται από τον ηλεκτρομαγνήτη, προκαλείται από την παλμική ροή του αίματος. Τις μεταβολές αυτές τις εντοπίζει το αισθητήριο GMR. Δομικά, τα αισθητήρια που χρησιμοποιούνται είναι δύο. Για κάθε αισθητήριο έχουμε και έναν μαγνήτη. Η τοποθέτηση αυτών των στοιχείων γίνεται προσκείμενα στην κερκιδική αρτηρία, ενώ οι αισθητήρες έχουν απόσταση 9cm ο ένας από τον άλλον. Τα σήματα που εκπέμπονται από τις δύο διατάξεις εμφανίζουν μία διαφορά φάσης, η οποία προκαλείται λόγω χρονοκαθυστερήσης και είναι γνωστή στην αγγλική ορολογία ως Pulse Transit Time (PTT). Μέσω του PTT, μπορεί να υπολογιστεί η ταχύτητα του αρτηριακού παλμού, γνωστή και ως PWV. Αν η απόσταση των δύο αισθητηρίων είναι D, τότε ο τύπος είναι[67]:

$$PWV = \frac{D}{PTT} \quad (2.2)$$

Την αρτηριακή πίεση (BP) μπορούμε επίσης να την υπολογίσουμε, έχοντας ως γνωστό το PTT και δύο σταθερές P και Q που προκύπτουν από προηγούμενα δεδομένα. Ο τύπος είναι[67]:

$$BP = P + \frac{Q}{PTT} \quad (2.3)$$

Οι συγγραφείς θεωρούν ότι η μέτρηση με αυτή την μέθοδο πάνω στην κερκιδική αρτηρία μπορεί να λειτουργήσει αρμονικά και να εξάγει έγκυρα αποτελέσματα.



Εικόνα 2.6 Αναπαράσταση πειράματος μέτρησης πίεσης με την μέθοδο της μαγνητοπληθυσμογραφίας[67]

Ένα άλλο πείραμα που διεξήχθη είχε παρόμοια στοιχεία με το προαναφερθέν, παρουσιάζοντας κάποιες διαφορές. Εδώ, το αισθητήριο που χρησιμοποιούνται ονομάζεται AAH002-02[68]. Ακόμη υπήρχε και ένας ηλεκτρομαγνήτης, ο οποίος ήταν υπεύθυνος για την εύρεση μαγνητικού πεδίου που είναι απαραίτητο όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Το αισθητήριο και ο ηλεκτρομαγνήτης αποτελούσαν μία διάταξη. Στο πείραμα υπήρχαν δύο διατάξεις που τοποθετούνταν προσκείμενα στην κερκιδική αρτηρία. Τα σήματα από τα αισθητήρια εμφάνιζαν διαφορά φάσης, λόγω του PTT.

Η τρίτη πειραματική πρόταση βασίστηκε στην ίδια λογική με τις παραπάνω προαναφερθείσες. Εδώ χρησιμοποιείται το αισθητήριο AA004-02 [69]. Η επιλογή της απόστασης ανάμεσα στο αισθητήριο και τον μαγνήτη είναι τέτοια ώστε να επιτευχθεί το επιθυμητό εύρος της λειτουργίας. Έτσι λοιπόν η απόσταση αποφασίστηκε να είναι στα 2cm. Σύμφωνα με τους επιστήμονες, η συγκεκριμένη τεχνική εμφάνιζε ασφαλή αποτελέσματα.

### 2.1.7. Μέθοδος IPG

Μία ακόμα πρόταση μέτρησης της αρτηριακής πίεσης στηρίζεται αυτή τη φορά στο φαινόμενο της πληθυσμογραφικής σύνθετης αντίστασης (στην αγγλική ορολογία λέγεται impedance plethysmography ή IPG)[70]. Σε αυτή την περίπτωση, βασικό ρόλο παίζουν τα ηλεκτρόδια. Είναι κατασκευασμένα από υλικό-αγωγό. Δεν είναι απαραίτητη η στενή επαφή με το δέρμα όπως στις άλλες περιπτώσεις. Τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται, έτσι ώστε να διαρρέεται μέσω αυτών εναλλασσόμενο ηλεκτρικό ρεύμα, το οποίο προέρχεται από μία πηγή ρεύματος. Το ρεύμα συμβολίζεται με  $I(f)$ . Η τάση που προκύπτει ονομάζεται  $V(f)$ . Μέσω των δύο στοιχείων, υπολογίζεται η σύνθετη αντίσταση η οποία ονομάζεται  $Z(f)$ . Ο τύπος είναι[70]:

$$Z(f) = \frac{V(f)}{I(f)} = \frac{L}{\sigma \times A} \quad (2.4)$$

Όπου:

L: το μήκος της αρτηρίας, το οποίο διαπερνάται από ρεύμα

$\sigma$ : η μιγαδική αγωγιμότητα του ρεύματος

A: η διατομή της αρτηρίας.

f: η συχνότητα διέγερσης.

Οι χρονικές μεταβολές που συμβαίνουν όταν το αίμα ρέει στην αρτηρία και προκαλεί τη μεταβολή της διατομής της αρτηρίας (ο νόμος που εφαρμόζεται είναι της υδροστατικής πίεσης), βοηθούν να βρεθεί η κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης (συμβολίζεται  $BP(t)$ ) με τη χρήση λογαρίθμων ( $\ln$ ) και είναι [70]:

$$BP(t) = C1 \times \ln 10 |Z(t)| + C2 \quad (2.5)$$

Όπου:

C1 και C2 ορίζονται ως συντελεστές αναλογίας.

t: Ο χρόνος.

Στο πείραμα, έπρεπε να ακολουθηθούν κάποιες διαδικασίες έτσι ώστε να βρεθεί η κατάλληλη τιμή της σύνθετης αντίστασης  $Z(f)$ . Για αυτό τον λόγο, οι ερευνητές έθεσαν ως συχνότητα τα 50kHz και το πλάτος έντασης του ρεύματος στα 140μΑ. Τα ηλεκτρόδια που επιλέχθηκαν έχουν πάχος 1mm και οι διαστάσεις είναι 9×14mm. Η σύνθετη αντίσταση για 50 kHz είναι στα 406mΩ. Παρατηρήθηκαν ορισμένα μειονεκτήματα μετά τη διεξαγωγή του πειράματος. Πιο συγκεκριμένα, τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται και είναι σε υγρή μορφή δεν συνιστώνται σε περιπτώσεις μακροχρόνιας χρήσης. Αντιθέτως, οι ειδικοί προτείνουν τη χρήση καλωδίων στεγνής μορφής. Ένα ακόμα στοίχημα για τους επιστήμονες είναι η οργάνωση πειράματος με ασθενείς με υπέρταση και υπόταση.

### 2.1.8. Αρτηριακή Τονομετρία

Μία ευρέως διαδεδομένη και ελπιδοφόρα τεχνική μέτρησης είναι η αρτηριακή τονομετρία. Η αρτηριακή τονομετρία χρησιμοποιείται για να γίνει καταγραφή του σφυγμικού κύματος της πίεσης [71]. Το όργανο που χρησιμοποιείται για αυτή την διαδικασία ονομάζεται τονόμετρο. Το τονόμετρο σχηματικά είναι αρκετά μικρό, τόσο ώστε να χωράει και στην τσέπη του παντελονιού. Στο κάτω μέρος του υπάρχει ένα αισθητήριο πίεσης (σε κάποιες περιπτώσεις υπάρχει παραπάνω από ένα αισθητήριο), το οποίο μετρά τις πιέσεις που ασκούνται. Στον ασθενή, η εφαρμογή γίνεται συνήθως στην κερκιδική αρτηρία, καθώς σε αυτή υπάρχει κοντά ένα οστό [71]. Έτσι, αυτή η αρτηρία παραμορφώνεται από την εξωτερική δύναμη που ασκείται. Σύμφωνα με τον τρίτο νόμο του Νεύτωνα, η μέση αρτηριακή πίεση του αίματος είναι ανάλογη με την πίεση που ασκείται από τον ασθενή. Συνάμα, το σήμα που προέρχεται από το αισθητήριο έχει το μέγιστο πλάτος. Η κυματομορφή που προκύπτει εμφανίζει ομοιότητες με την κυματομορφή από καθετήρα (που αποτελεί μία επεμβατική μέθοδο). Τα μειονεκτήματα που παρουσιάζονται από αυτή τη μέθοδο είναι ότι δεν προσδιορίζει τις απόλυτες τιμές της αρτηριακής πίεσης αυτονόμως, αλλά απαιτείται και μία άλλη συσκευή μέτρησης. Ακόμη απαιτείται συνεχής άσκηση πίεσης, κάτι που μπορεί να οδηγήσει σε δυσαρέσκεια των ασθενών.

### 2.1.9. Χρήση αρτηριακής τονομετρίας και αισθητήρα παλμών με ακύρωση θορύβου

Αυτή η μέθοδος αποτελεί μία ξεχωριστή μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Σε αυτή την τεχνική, υπάρχει μία συσκευή αρτηριακής τονομετρίας, η οποία δεν είναι αυτοτελής, αλλά συνδυάζεται με δύο αισθητήρια [72]. Τα δύο αισθητήρια είναι υπεύθυνα για την εξάλειψη των περιβαλλοντικών θορύβων. Το πρώτο αισθητήριο βρίσκεται πάνω από την κερκιδική αρτηρία, καθώς εκεί παρεμβάλλεται και οστό. Το δεύτερο αισθητήριο βρίσκεται κοντά στην αρτηρία. Η απόσταση μεταξύ των δύο είναι στα 7,5mm. Οι διαστάσεις τους είναι  $2,8 \times 3 \times 1$ mm. Το πρώτο αισθητήριο ονομάζεται  $S_{pulse}$  και καταγράφει

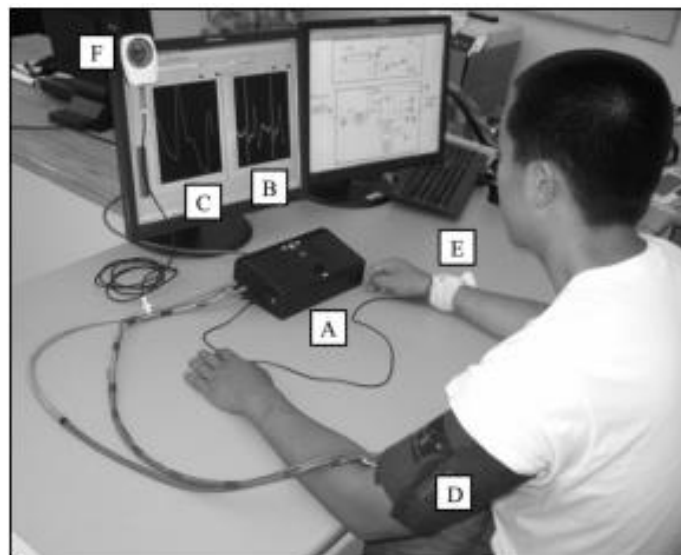
τα πάντα, όπως το ωφέλιμο σήμα, τον θόρυβο που προκαλείται και το δεύτερο ονομάζεται  $S_{noise}$  όπου η από την λέξη noise και ουσιαστικά είναι υπεύθυνο για τη μέτρηση του θορύβου[73]. Με βάση τα δύο αισθητήρια, μπορεί να γίνει καταγραφή μέσω του τύπου:

$$S = S_{pulse} - S_{noise} \times w \quad (2.6)$$

Όπου  $w$  ο συντελεστής βαρύτητας, ο οποίος επιλέγεται στις τιμές 0 μέχρι 1 με βήμα 0,1. Οι επιστήμονες θεωρούν ότι το εύρος 0,5 με 0,7 φέρνει ασφαλή αποτελέσματα, με την τιμή 0,6 να αποτελεί την καλύτερη των περιπτώσεων. Για την εξάλειψη του θορύβου που καταγράφεται από το αισθητήριο  $S_n$  χρησιμοποιήθηκαν δύο αλγόριθμοι, ο DSD (Differential Steepest Descent) και ο LMS. Εν τέλει ο πρώτος θεωρήθηκε ο καταλληλότερος για την βελτίωση του σήματος. Στο πείραμα που διεξήχθη παρατηρήθηκαν μερικές δυσκολίες στο να ασκηθεί πίεση με σταθερό ρυθμό στο χέρι, προκαλώντας έτσι αυξομειώσεις στις κυματομορφές.

### 2.1.10. Εκτίμηση αρτηριακής πίεσης υποβοηθούμενη από ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η συγκεκριμένη περίπτωση μέτρησης δεν αποτελεί κάτι ενιαίο, αλλά ουσιαστικά προτείνεται ο συνδυασμός δύο τεχνικών για την εύρεση της αρτηριακής πίεσης[74]. Οι δύο τεχνικές είναι η ταλαντοσιμετρία υποβοηθούμενη από ηλεκτροκαρδιογράφημα και η δεύτερη ονομάζεται PTT-CP (σε πλήρη μορφή λέγεται pulse transit time-cuff pressure). Στην αρχή παρουσιάστηκε ένα πρωτότυπο inBeam (prototype inBeam). Το πρωτότυπο αυτό αποτελείται από μία αντλία αέρα, η οποία τροφοδοτείται με συνεχές ρεύμα, μία χειροκίνητη βαλβίδα η οποία χρησιμεύει στην απελευθέρωση της ασκούμενης πίεσης, έναν ενισχυτή ECG και έναν μετατροπέα πίεσης, ο οποίος είναι αναλογικός. Στην παρακάτω εικόνα 2.7 φαίνεται η εφαρμογή των όσων προαναφέρθηκαν από έναν ασθενή.



Εικόνα 2.7 Πειραματική διαδικασία με την χρήση inBeam Prototype[74]

Τα στοιχεία του ενισχυτή που επιλέχθηκε είναι:

Σύνθετη αντίσταση εισόδου ( $Z_{in}$ )=20 MΩ

Κέρδος τάσης ( $A_v$ )=1

Τάση τροφοδοσίας ( $V_{IN}$ )=5V

Αναλογική έξοδος σήματος 20 με 2000μV

Στην πρώτη περίπτωση, παρουσιάζεται όπου τα δύο βασικά στοιχεία είναι τα δύο ειδικά ηλεκτρόδια ECG, τα οποία για τις ανάγκες του πειράματος είναι εύκαμπτα. Το πρώτο τοποθετείται μέσα στο εσωτερικό της περιχειρίδας στον βραχίονα και εφαρμόζεται στο αριστερό χέρι του εξεταζόμενου. Το δεύτερο ηλεκτρόδιο ECG εφαρμόζεται στο δεξί χέρι του ίδιου εξεταζόμενου. Τα δύο ηλεκτρόδια στέλνουν σήματα, τα οποία αφού τους εφαρμοστούν τα κατάλληλα φίλτρα, εξάγεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Μέσω αυτού μπορούν να βρεθούν οι τιμές της κορυφής R, οι οποίες βρίσκονται μέσω ενός εργαλείου που διαθέτει το MATLAB. Από αυτές τις τιμές προκύπτει το ταλαντογράφημα, το οποίο χρησιμεύει για την εύρεση της μέσης αρτηριακής πίεσης. Χάρη στον αλγόριθμο σταθερού λόγου υπολογίζονται η συστολική και η διαστολική πίεση που προκύπτουν από το μέγιστο πλάτος της καμπύλης. Ο αλγόριθμος αυτός είναι ο εξής:

$$MAP = DP + \frac{1}{3} \times (SP - DP) \quad (2.7)$$

Όπου MAP: η μέση αρτηριακή πίεση.

Στην δεύτερη περίπτωση, η πρώτη ενέργεια είναι να υπολογιστεί η παράγωγος του σήματος του παλμού ως προς τον χρόνο. Επιπρόσθετα, να βρεθεί η χρονική καθυστέρηση PTT μεταξύ της κορυφής R του ECG και της κορυφής της παραγώγου του σήματος του παλμού (η μέτρηση εδώ είναι σε δευτερόλεπτα). Εδώ, να τονιστεί ότι η καμπύλη της χρονικής καθυστέρησης PTT είναι όμοια με την καμπύλη του ταλαντογραφήματος. Η μέση αρτηριακή πίεση είναι η τιμή της κορυφής της καμπύλης PTT. Επιπλέον, υπολογίζονται οι τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης μέσω του ίδιου τύπου που χρησιμοποιήθηκε στην πρώτη μέθοδο. Παρατηρήθηκε ότι οι τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης ήταν ελαφρώς μεγαλύτερες σε σχέση με εκείνες της πρώτης μεθόδου.

Οι τελικές τιμές των τριών στοιχείων (μέση αρτηριακή, συστολική και διαστολική) υπολογίζονται από τον μέσο όρο των τιμών που προέκυψαν από τις δύο μεθόδους. Ο αλγόριθμος αυτός ονομάστηκε αλγόριθμος σύντηξης. Σημαντικό να τονιστεί ότι οι μετρήσεις γίνονται μόνο την στιγμή που ξεκινά να αποσυμπιέζεται η περιχειρίδα. Το μειονέκτημα από αυτό το πείραμα είναι το γεγονός ότι το ξεφούσκωμα της περιχειρίδας έπρεπε να γίνει χειροκίνητα, κάτι που δυσκόλεψε τη διαδικασία καθώς η αποσυμπίεση πρέπει να γίνεται με συγκεκριμένο ρυθμό. Μελλοντικά προτείνεται η προσθήκη ενός υπολογιστή για να αναλάβει αυτή την διαδικασία.

## 2.2. Ολοκλήρωση – Αξιολόγηση διπλωματικής εργασίας

Η μέθοδος που αποφασίστηκε να πραγματοποιηθεί πειραματικά είναι η Ταλαντοσιμετρική μέθοδος χωρίς χρήση περιχειρίδας, η οποία έχει αναλυθεί στην παράγραφο 2.1.2. Οι λόγοι επιλογής της αποτελεί το γεγονός ότι η συσκευή που θα κατασκευαστεί θα είναι μικρή σε μέγεθος, πράγμα που την καθιστά βολική σε έναν ασθενή που θέλει να αποφύγει τη χρήση του παραδοσιακού πιεσόμετρου με την περιχειρίδα. Οι στόχοι αυτής της εργασίας είναι:

- 1) Η εφαρμογή των θεωρητικών μερών που αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο στο εργαστήριο, όπου καθ' όλη την διάρκεια θα γίνουν όλες οι απαραίτητες διαδικασίες του πειράματος.
- 2) Η εύρεση του κατάλληλου αισθητηρίου που αποτελεί το πιο σημαντικό κομμάτι όλου του πειράματος.
- 3) Η χρήση κατάλληλου μικροελεγκτή που θα χρησιμοποιηθεί για τη συλλογή των σημάτων που θα λαμβάνονται από το αισθητήριο.
- 4) Η εξαγωγή κατάλληλων μετρήσεων που θα οδηγήσουν στην επιτυχή ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας.

## Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό Πιεσόμετρο

### 3.1. Δυσκολίες υλοποίησης και τελική επιλογή

Η αρχή του πρακτικού μέρους της εργασίας έφερε πολλά εμπόδια, κυρίως λόγω αδυναμίας εύρεσης κατάλληλου αισθητηρίου που να χρησιμοποιείται στην ταλαντοσυμετρική μέθοδο. Η πρώτη προσπάθεια έγινε με την επιλογή διαφόρων αισθητηρίων πίεσης, τα οποία σύμφωνα με τα φύλα δεδομένων τους ήταν κατάλληλα για ιατρικές εφαρμογές. Παρόλα αυτά έγινε απόπειρα δοκιμής μετρήσεων, στις οποίες οι τιμές πίεσης που εξήγαμε δεν είχαν καμία απολύτως σχέση με τα φυσιολογικά όρια που μπορεί να έχει ένας άνθρωπος. Η δεύτερη προσπάθεια έγινε με την εύρεση αισθητηρίων που εφάρμοζαν την αρχή της πιεζοαντίστασης, πιστεύοντας ότι το πρόβλημα θα λυνόταν. Το πρόβλημα σε αυτή την περίπτωση ήταν η έλλειψη ποσοτήτων που ήταν άμεσα διαθέσιμα, κάτι που καθιστούσε αργούς χρόνους παραλαβής. Δύο περιπτώσεις αισθητηρίων όπου θα μπορούσαν να αποτελέσουν μία επιλογή, απορρίφθηκαν, λόγω του μεγάλου κόστους τους, που σημαίνει ότι το τελικό προϊόν θα κόστιζε αρκετά σημαντικά σε σχέση με διαθέσιμα πιεσόμετρα που κυκλοφορούν. Για αυτό τον λόγο, η εργασία επαναπροσδιορίστηκε, οπότε και αποφασίστηκε η υλοποίηση ενός συμβατικού πιεσομέτρου, αναλογικού χαρακτήρα.

Στην κατασκευή του ηλεκτρονικού πιεσομέτρου, ο κύριος άξονας ήταν η υλοποίηση ενός κατάλληλα συνδεσμολογημένου κυκλώματος, το οποίο χρησιμοποιώντας μία χειροκίνητη περιχειρίδα θα μπορούσε να στείλει δεδομένα που θα υποστούν επεξεργασία και ανάλυση από έναν μικροελεγκτή. Για αυτό τον λόγο, επιλέχθηκε το κύκλωμα της εικόνας 3.1. Όπως παρατηρείται, το βασικό εξάρτημα για την ανάλυση της πίεσης αποτελεί το αισθητήριο πίεσης (pressure sensor), το οποίο διαθέτει ένα τσουνί στο οποίο κουμπώνει ο σωλήνας της περιχειρίδας. Όλα τα αισθητήρια πίεσης απαιτούν μία πολύ μικρή τάση εισόδου για να τεθούν σε λειτουργία. Μετά το αισθητήριο, σειρά παίρνει η κυκλωματική διάταξη, η οποία χωρίζεται σε δύο μέρη που με την σειρά τους καταλήγουν στην είσοδο ενός μικροελεγκτή [74]. Στο πρώτο μέρος, το σήμα καταλήγει στην είσοδο ενός ενισχυτή ώστε να ενισχυθεί με κέρδος :

$$G_1 = 1 + \frac{R_6}{R_7} \quad (3.1)$$

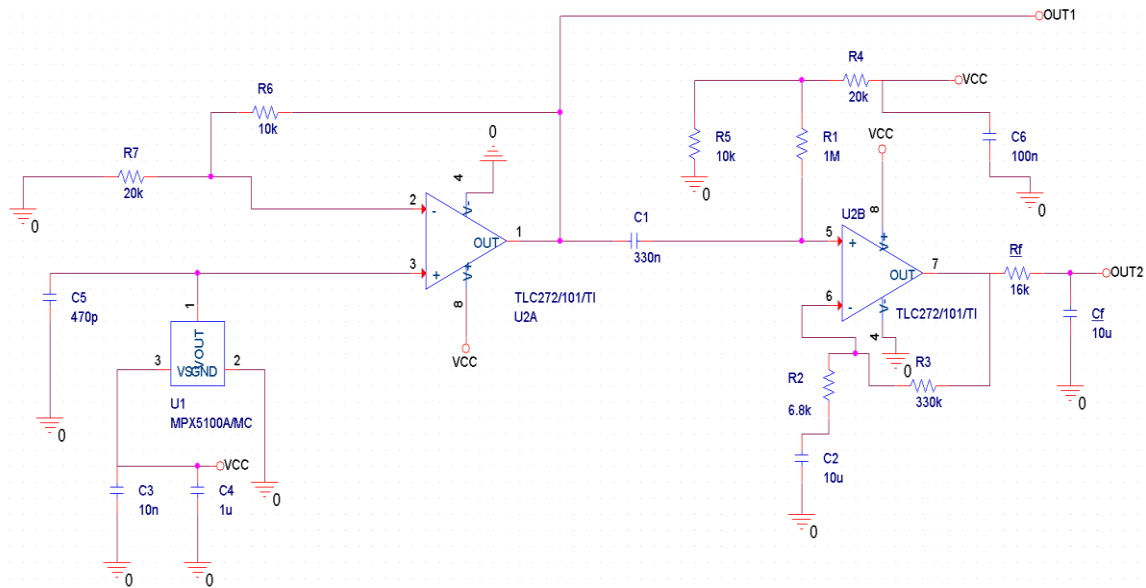
και το οποίο καταλήγει στην πρώτη είσοδο του μικροελεγκτή. Στο δεύτερο μέρος, η διάταξη του ενισχυτή δημιουργεί ένα υψηλερατό φίλτρο, ώστε εδώ να προκύψουν κάποιες μικρές σε πλάτος ταλαντώσεις και να εξαλειφθεί η dc συνιστώσα που θα προκύψει. Πριν το σήμα καταλήξει στην είσοδο του μικροελεγκτή, διέρχεται από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο με κατάλληλη συχνότητα αποκοπής, ώστε να εξαλειφθεί ο θόρυβος [1]. Το κέρδος σε αυτή την περίπτωση προκύπτει μέσω της εξίσωσης:

$$G_2 = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (3.2)$$

Η συχνότητα αποκοπής ορίζεται στα 10Hz. Για την υλοποίηση του χαμηλοπερατού φίλτρου χρησιμοποιήθηκε μία αντίσταση των 16k συνδεδεμένη σε σειρά με έναν πυκνωτή των 10μF.

Η κυκλωματική διάταξη πέρα από το αισθητήριο πίεσης αποτελείται από:

- ❖ Ενισχυτή τάσης
- ❖ Ρυθμιστή πολύ χαμηλής πτώσης τάσης με αναστολή
- ❖ Ωμικές αντιστάσεις
- ❖ Πυκνωτές



Εικόνα 3.1 Κύκλωμα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης

### 3.2. Αισθητήρας πίεσης

Το αισθητήριο πίεσης που επιλέχθηκε είναι ο MPX5100 (εικόνα 3.3) της NPX semiconductors. Το εν λόγω αισθητήριο βασίζεται στον πιεζοηλεκτρισμό, κάτι που συμβάλλει στο να μετατραπεί η πίεση που ασκείται από τον άνθρωπο σε ηλεκτρικό σήμα έτσι ώστε να υποβληθεί σε επεξεργασία. Τροφοδοτείται με τάση εισόδου 5V και η τάση εξόδου ( $V_o$ ) υπολογίζεται μέσω του τύπου [75]:

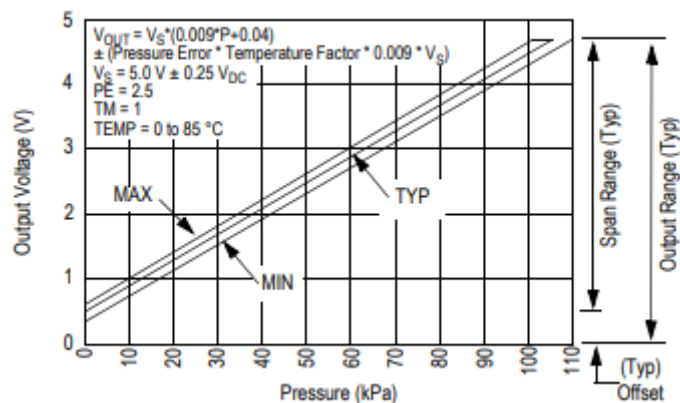
$$V_o = 0,009 \times (P[kPa] + 0,04) \times V_{IN} \quad (3.3)$$

Όπου:

P: η πίεση του αέρα που βρίσκεται εντός της περιχειρίδας. Μετριέται σε kPa.

$V_{IN}$ : η τάση εισόδου.

Για την απλούστερη κατανόηση της εξίσωσης παρακάτω στην εικόνα 3.2 παρατίθεται το διάγραμμα της εξίσωσης μεταφοράς:



Εικόνα 3.2 Εξίσωση μεταφοράς mpx5100[75]



Εικόνα 3.3MPX5100

Βασική αναφορά είναι ότι η τάση εξόδου του αισθητηρίου μπορεί να φτάσει μέχρι και τα 4,7V. Η περιοχή όπου το αισθητήριο μπορεί να μετρήσει πίεση είναι από 0 έως 100kPa. Σε mmHg , μεταφράζεται σε τιμές από 0 έως 750. Τα όρια είναι αξιοπρεπέστατα, καθώς κανένας ασθενής δεν μπορεί να ξεπεράσει το ανώτερο όριο. Μάλιστα ,αν παρθεί η πίεση από έναν υγιέστατο ασθενή, τότε η πίεση δεν θα ξεπερνά μόλις τα 140mmHg. Το αισθητήριο όπως απεικονίζεται στην εικόνα 3.1 ,είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο και η παραμικρή λάθος σύνδεση μπορεί να συντελέσει στην απώλεια της λειτουργικότητάς του. Για αυτό πρέπει να τηρηθούν κατά γράμμα οι οδηγίες του κατασκευαστή. Για να γίνει αντιληπτό από ποια μεριά είναι το ποδαράκι 1, πρέπει να ελεγχθεί εκείνο, το οποίο είναι πολύ ελαφρώς χαραγμένο στις άκρες του. Από τα 6 ποδαράκια που διαθέτει, για αυτό το πείραμα θα χρησιμοποιηθούν τα πρώτα τρία. Συγκεκριμένα:

- Ποδαράκι 1: Η έξοδος του αισθητηρίου.
- Ποδαράκι 2: Η γείωση.
- Ποδαράκι 3: Η τροφοδοσία του αισθητηρίου.

Παρακάτω στην εικόνα 3.4 απεικονίζεται ο πίνακας από το φύλλο δεδομένων του κατασκευαστή με όλα τα λειτουργικά χαρακτηριστικά του.

**Table 4. Operating characteristics** ( $V_S = 5 \text{ Vdc}$ ,  $T_A = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ .)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure range <sup>(1)</sup> Gauge, differential: MPX5100G/MPXV5100G Absolute: MPX5100AP	$P_{OP}$	0 15	— —	100 115	kPa
Supply voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	4.75	5.0	5.25	$V_{DC}$
Supply current	$I_O$	—	7.0	10	mAdc
Minimum pressure offset <sup>(3)</sup> , (0 to 85 °C) @ $V_S = 5.0 \text{ V}$	$V_{OFF}$	0.088	0.20	0.313	$V_{DC}$
Full-scale output <sup>(4)</sup> , differential and absolute (0 to 85 °C) @ $V_S = 5.0 \text{ V}$	$V_{FSO}$	4.587	4.700	4.813	$V_{DC}$
Full-scale Span <sup>(5)</sup> , differential and absolute (0 to 85 °C) @ $V_S = 5.0 \text{ V}$	$V_{FSS}$	—	4.500	—	$V_{DC}$
Accuracy <sup>(6)</sup>	—	—	—	±2.5	% $V_{FSS}$
Sensitivity	$V/P$	—	45	—	mV/kPa
Response time <sup>(7)</sup>	$t_R$	—	1.0	—	ms
Output source current at full-scale output	$I_{O+}$	—	0.1	—	mAdc
Warm-up time <sup>(8)</sup>	—	—	20	—	ms
Offset stability <sup>(9)</sup>	—	—	±0.5	—	% $V_{FSS}$

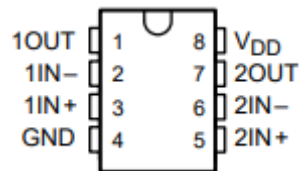
Εικόνα 3.4 Λειτουργικά χαρακτηριστικά του MPX5100DP[75]

### 3.3. Ενισχυτής τάσης

Στο κύκλωμα, ο ενισχυτής τάσης που επιλέχθηκε είναι ο TLC 272 (εικόνα 3.5, εικόνα 3.6) της Texas Instruments. Διαθέτει από δύο ζευγάρια εισόδων και δύο εξόδους. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή, στην περιοχή θερμοκρασίας  $-40^\circ\text{C}$  μέχρι και  $85^\circ\text{C}$ , η τάση εξόδου κυμαίνεται από 4V έως και 16V. Η τροφοδοσία του ενισχυτή ( $V_{DD}$ ) κυμαίνεται από τιμές από 3 έως 16V με συνηθέστερη τιμή τα 5V[76]. Στο παρόν κύκλωμα, ο ενισχυτής τροφοδοτείται με τάση 3,3V μέσω ενός σταθεροποιητή τάσης καθώς τα πινάκια του Arduino δεν μπορούν να δεχτούν τάση μεγαλύτερη από 3,3V.



Εικόνα 3.5 TLC 272



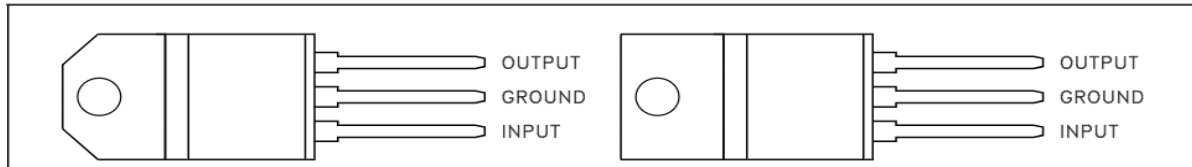
Εικόνα 3.6 Εσωτερικό TLC272

### 3.4. Ρυθμιστής Πολύ Χαμηλής Πτώσης Τάσης Με Αναστολή

Όπως προαναφέρθηκε τα πινάκια του Arduino MKR zero χρειάζονται αυστηρά τιμή τάσης έως 3.3V, αλλιώς σε κάθε άλλη τιμή τάσης πάνω από τα 3.3V θα προκαλέσει βλάβη στον μικροελεγκτή. Γι' αυτόν τον λόγο επιλέχθηκε ο ρυθμιστής τάσης LF33CV (εικόνα 3.7) του κατασκευαστή STMicroelectronics. Ο συγκεκριμένος ρυθμιστής δέχεται οποιαδήποτε τάση στην είσοδο του, στην προκειμένη περίπτωση

του κυκλώματος η τάση εισόδου είναι τα 5V και στην έξοδο του εμφανίζει σταθερά 3.3V που είναι το επιθυμητό[77].

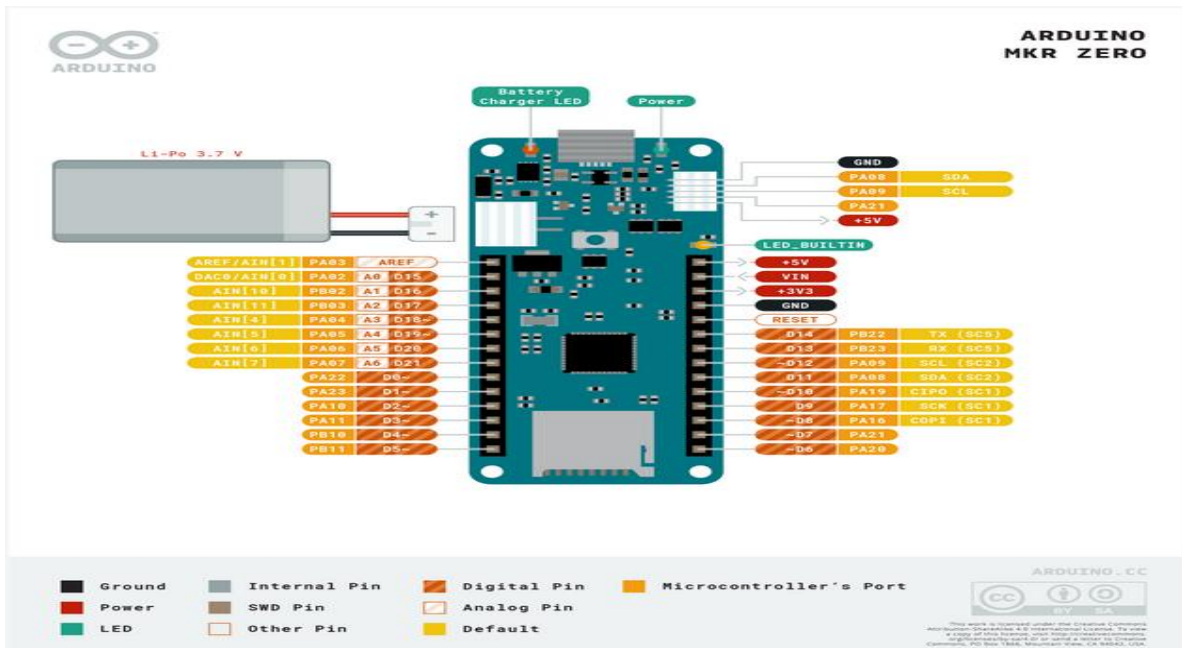
**CONNECTION DIAGRAM** (top view)



Εικόνα 3.7 Ανάλυση LF333CV[77]

### 3.5. Μικροελεγκτής

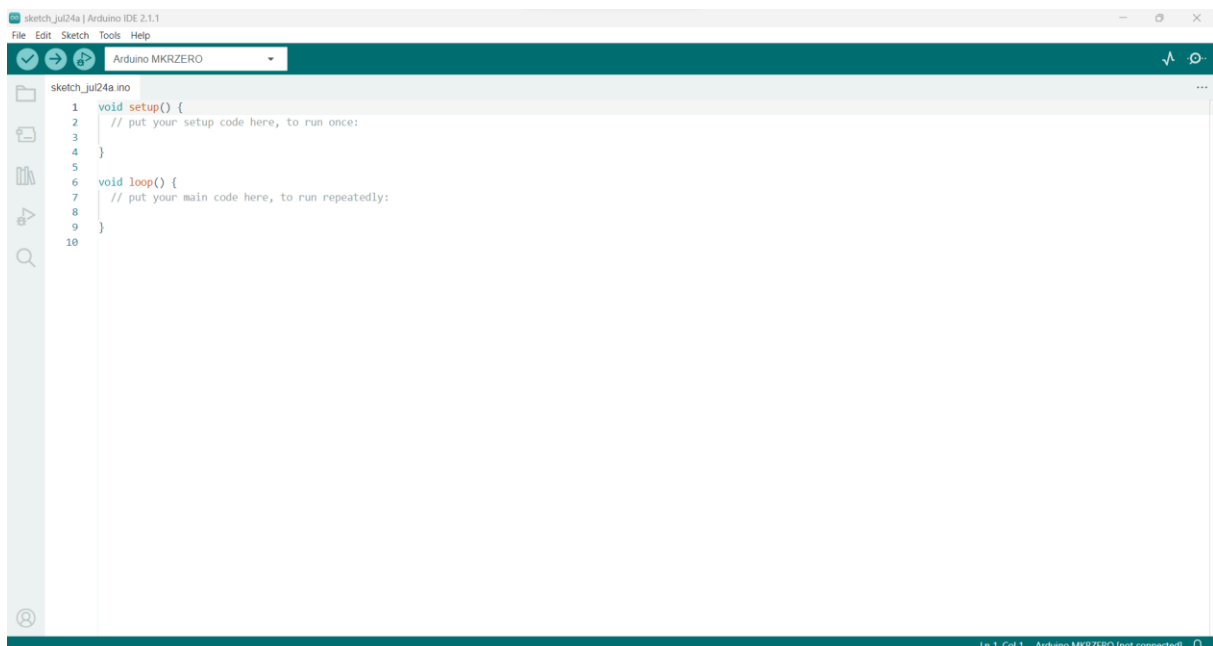
Το αναπόσπαστο κομμάτι που θα μετατρέψει το αναλογικό σήμα του κυκλώματος σε ψηφιακό είναι ο μικροελεγκτής. Παρόλο που στην αγορά υπάρχουν πληθώρα από πολλά είδη Arduino, θεωρήθηκε ότι αυτός που θα επιλεγεί πρέπει να διαθέτει μεγάλη υπολογιστική ισχύ για να μπορεί να επεξεργαστεί τα σήματα που δέχεται από το αισθητήριο σε πραγματικό χρόνο. Γι' αυτό τον λόγο ο μικροελεγκτής έπρεπε να είναι 32 bit. Μέσω αναζήτησης, προτιμήθηκε το Arduino MKR zero (εικόνα 3.8). Το εν λόγω Arduino είναι ένα από τα πολλά που ανήκουν στην οικογένεια MKR και η πιο συχνή χρήση τους γίνεται από μουσικούς. Στο εσωτερικό του υπάρχει ο επεξεργαστής SAMD21 της εταιρείας Atmel. Ο πυρήνας του επεξεργαστή είναι ο ARM Cortex® M0+ 32-bit[78]. Τροφοδοτείται με τάση εισόδου 5V, ο τρόπος φόρτισης γίνεται είτε μέσω ενός τροφοδοτικού 5V ή μέσω μίας μπαταρίας ή ακόμα και αν συνδεθεί με ένα καλώδιο USB στη θύρα ενός υπολογιστή. Στα πινάκια εισόδου του σήματος, η τάση δεν πρέπει να ξεπερνά τα 3,3V. Η εικόνα παρακάτω εξηγεί τι ισχύει για κάθε πινάκι. Η διαδικασία χρήσης του είναι αρκετά απλή, ενώ σαν μικροελεγκτής μπορεί να εξάγει ασφαλή συμπεράσματα, με πολύ μικρές πιθανότητες για κάποιο σφάλμα. Όσον αφορά τη χρήση του σε αυτή την εργασία, χρησιμοποιούνται ως είσοδοι, τα πινάκια A0 και A1, στα οποία καταφθάνουν τα δύο σήματα από την κυκλωματική διάταξη. Η έξοδος του Arduino καταλήγει σε υπολογιστή μέσω θύρας USB, όπου εκεί υφίσταται το πρόγραμμα Arduino IDE, για το οποίο θα γίνει ανάλυση παρακάτω. Η ίδια θύρα USB είναι αυτή, η οποία παρέχει τα 5V για την τροφοδοσία του Arduino.



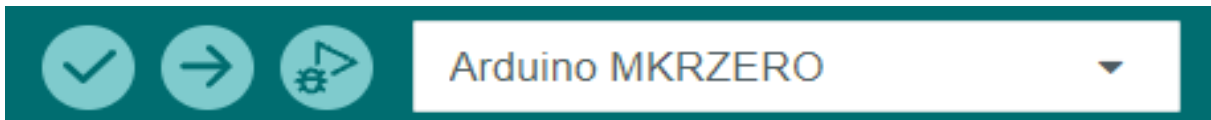
Εικόνα 3.8 Ανάλυση Arduino MKR Zero[78]

### 3.6. Arduino ide

Το περιβάλλον στο οποίο θα μεταφέρουμε τις μετρήσεις του κυκλώματος μας μέσω του μικροελεγκτή Arduino MKR zero που αναφέρθηκε είναι το Arduino IDE. Μέσα σε αυτό το ειδικά φτιαγμένο προγραμματιστικό περιβάλλον θα προγραμματίσουμε τον μικροελεγκτή μας, ώστε να μας εμφανίζει τις μετρήσεις του κυκλώματος μας, καθώς και τις απαραίτητες κυματομορφές που χρειαζόμαστε. Για παράδειγμα, μπορεί να εμφανίζει την κυματομορφή της μεγάλης αρτηριακής πίεσης (diastolic pressure) ή την κυματομορφή της μικρής αρτηριακής πίεσης (systolic pressure). Παρακάτω θα επιχειρηθεί μία σύντομη αναδρομή στον τρόπο λειτουργίας του Arduino IDE.



Εικόνα 3.9 Αρχική οθόνη Arduino IDE

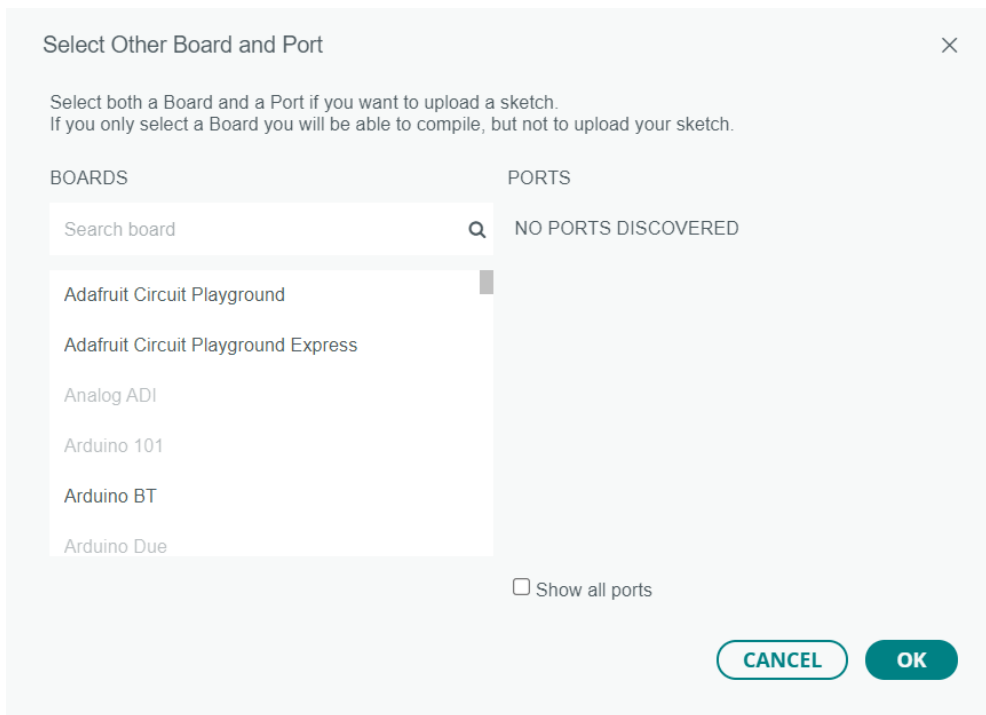


Εικόνα 3.10 Συντόμευση εντολών του προγράμματος

Στην παραπάνω εικόνα (εικόνα 3.9) βλέπουμε την αρχική επιφάνεια εργασίας του Arduino IDE με έναν αρχικό κώδικα «γνωριμίας». Σβήνοντας τον ήδη υπάρχοντα κώδικα μπορούμε να ξεκινήσουμε να γράφουμε τον δικό μας κώδικα.

Ξεκινώντας από αριστερά προς τα δεξιά παρατηρεί κανείς τα σύμβολα (εικόνα 3.10). Το πρώτο σύμβολο (verify) είναι αυτό που θα τρέξει τον κώδικα μόλις είναι έτοιμος για να ελεγχθεί αν υπάρχει κάποιο συντακτικό ή λογικό λάθος και δουλεύει σωστά, ανεξάρτητα αν το αποτέλεσμα του είναι το επιθυμητό. Στη συνέχεια και στο δεύτερο σύμβολο παρατηρείται ένα βέλος (upload). Το συγκεκριμένο σύμβολο είναι αυτό που θα επιτρέψει να «φορτωθεί» ο κώδικας που γράφτηκε στον μικροελεγκτή και φαίνεται στην μπάρα από δίπλα. Στην παρούσα εφαρμογή χρησιμοποιείται ο μικροελεγκτής Arduino MKR zero. Στο τρίτο σύμβολο υπάρχει το start debugging (αποσφαλμάτωση) ως ένα βοήθημα που επιτρέπει να εντοπιστεί κάποιο πιθανό λάθος στον κώδικα. Στο τέλος δεξιά της μπάρας φαίνεται το serial plotter το οποίο επιλέγοντας το, εφόσον έχει τρέξει σωστά ο κώδικάς μας, θα εμφανίσει τις κυματομορφές που χρειάζονται. Στο ίδιο σημείο φαίνεται και το serial monitor το οποίο θα εμφανίσει σε γραπτή μορφή τα αποτελέσματα που θέλουμε.

Επιλέγοντας την μπάρα με την ονομασία του μικροελεγκτή εμφανίζεται το ακόλουθο πεδίο στο οποίο υπάρχει η δυνατότητα επιλογής του μικροελεγκτή πάνω στον οποίο θα γίνουν οι διαδικασίες (πεδίο 'BOARDS') (εικόνα 3.11). Ακριβώς από δίπλα στο πεδίο 'PORTS' γίνεται επιλογή του μικροελεγκτή που έχει συνδεθεί στη θύρα του υπολογιστή και, στη συνέχεια, γίνεται επιλογή του κουμπιού 'OK', με αποτέλεσμα να γίνει επιτυχώς η επιλογή.



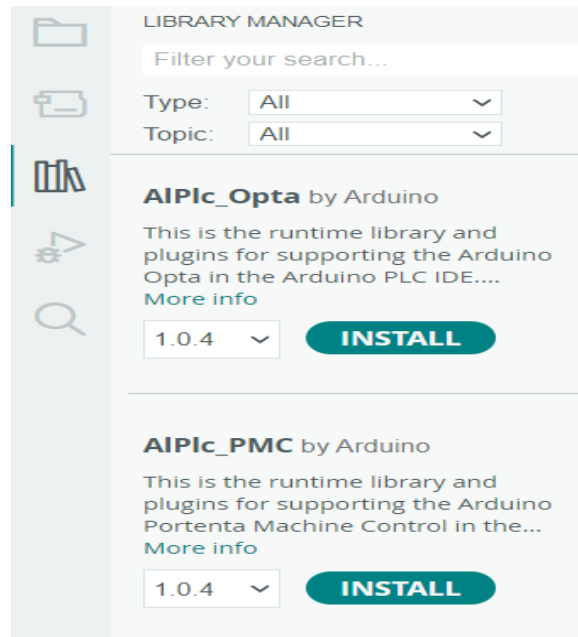
Εικόνα 3.11 Επιλογή κατάλληλης πλακέτας και θύρας υπολογιστή



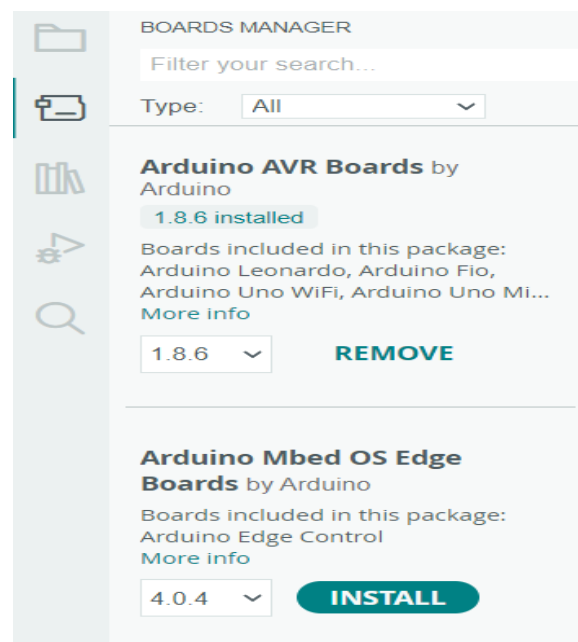
Εικόνα 3.12 Λειτουργίες του προγράμματος

Πάνω αριστερά στο πρόγραμμα (εικόνα 3.12) εμφανίζεται η ονομασία του αρχείου που θα δοθεί και δίπλα η ονομασία Arduino IDE με την έκδοση που χρησιμοποιείται. Ακριβώς από κάτω εντοπίζονται διάφορες λειτουργίες του προγράμματος όπως είναι το file, το edit κ.ά.

Παρακάτω, εντοπίζονται κάποιες ειδικές κατηγορίες του προγράμματος που αφορούν την φόρτωση βιβλιοθηκών για τη σωστή χρήση της εφαρμογής Arduino IDE (εικόνα 3.13). Έπειτα, ανιχνεύονται και κατηγορίες του board manager, τις οποίες θα πρέπει να έχει κατεβασμένες η εφαρμογή του Arduino IDE, ώστε να μπορεί να χρησιμοποιήσει τον μικροελεγκτή (εικόνα 3.14).

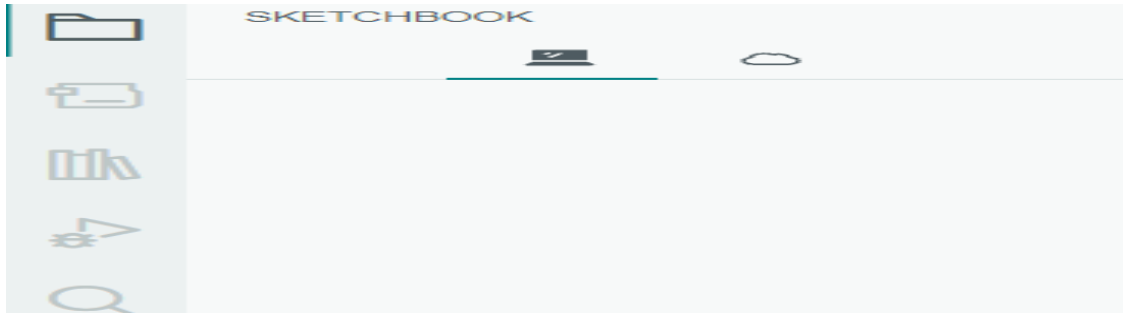


Εικόνα 3.13 Αρχεία βιβλιοθηκών



Εικόνα 3.14 Board Managers

Μετέπειτα, φαίνεται μια ακόμα ιδιότητα που διαθέτει η εφαρμογή, η οποία είναι να εμφανίζει στην αρχική επιφάνεια εργασίας τα sketch που έχει αποθηκεύσει ο προγραμματιστής (εικόνα 3.15). Έτσι, είναι πιο εύκολη η επιλογή αυτού που θέλει να εργαστεί.



Εικόνα 3.15 Γρήγορη αναζήτηση αποθηκευμένων κωδικών

## Κεφάλαιο 4ο: Πειραματικό Μέρος

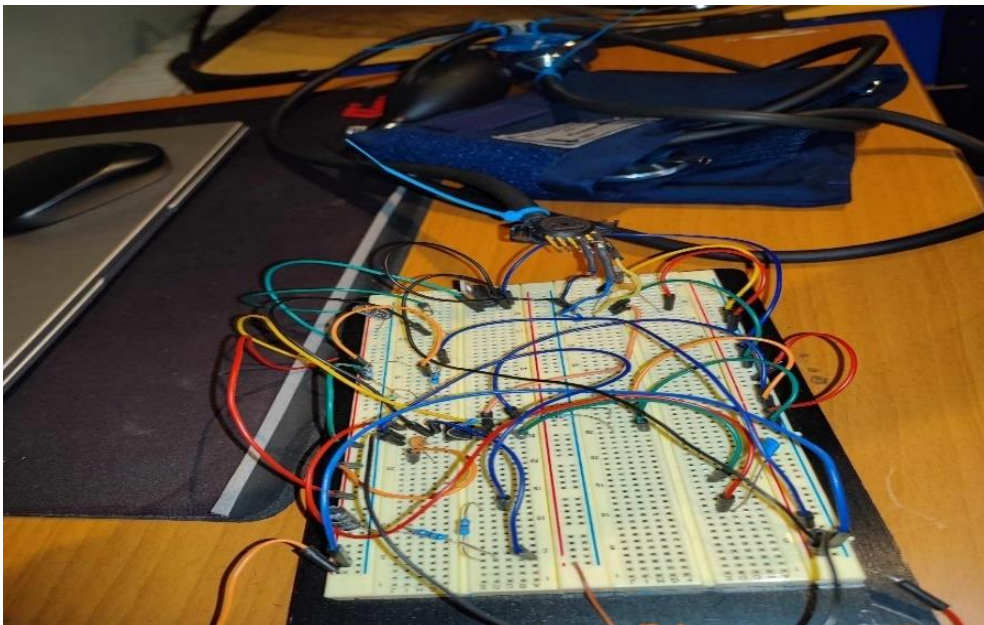
### 4.1. Εισαγωγή

Η διαδικασία υλοποίησης του ηλεκτρονικού πιεσόμετρου δια ζώσης με όλα τα απαραίτητα εξαρτήματα αποτέλεσε μείζον ζήτημα για την επιτυχή ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας. Η υλοποίηση του κυκλώματος έγινε πάνω σε μία πλακέτα ράστερ, η οποία στα αρχικά στάδια τροφοδοτούνταν μέσω ενός εργαστηριακού τροφοδοτικού. Στη συνέχεια, κρίθηκε ωφέλιμο η τροφοδοσία να προέρχεται από τη θύρα USB του υπολογιστή όπως αναφέρθηκε στην παράγραφο 3.4.

### 4.2. Πειραματικές διαδικασίες

Το υλοποιημένο κύκλωμα σε ράστερ παρουσιάζεται στην εικόνα 4.1 και την εικόνα 4.2. Οι συνδέσεις πραγματοποιήθηκαν με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι εύκολη η εύρεση κάποιου από τα υλικά σε περίπτωση που χρειαζόταν να γίνουν κάποιες άλλες δοκιμές.

Όπως φαίνεται, στο αισθητήριο έχει τοποθετηθεί το σωληνάκι από το χειροκίνητο πιεσόμετρο που φουσκώνει με αέρα την περιχειρίδα. Το σωληνάκι έχει δεθεί σφιχτά ώστε να μην υπάρχουν απώλειες αέρα από την τρόμπα. Πέρα από την τρόμπα, όπως φαίνεται στην εικόνα υπάρχει και ένα μανόμετρο. Για να γίνει εφικτό να χρησιμοποιείται το ίδιο σωληνάκι ταυτόχρονα στο μανόμετρο και στο αισθητήριο χρησιμοποιήθηκε ένα συνδετικό T. Ο λόγος που υπάρχει το μανόμετρο είναι για να μπορεί να γίνει μία σύγκριση ανάμεσα στα αποτελέσματα που εξάγονται από το αισθητήριο με τα αποτελέσματα που δείχνει το πρώτο.



Εικόνα 4.1 Το κύκλωμα σε ράστερ



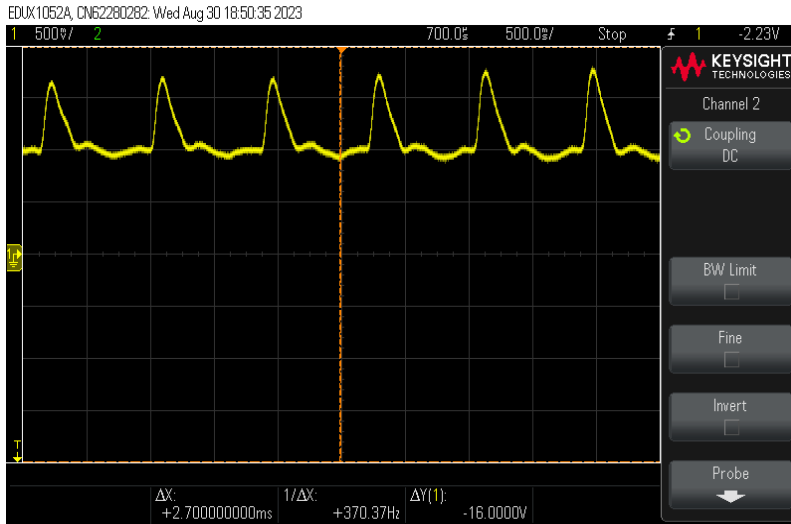
Εικόνα 4.2 Το σετ περιχειρίδας μαζί με το αισθητήριο πίεσης

Ο τρόπος με τον οποίο λαμβάνονται οι μετρήσεις από την κατασκευή είναι ο εξής:

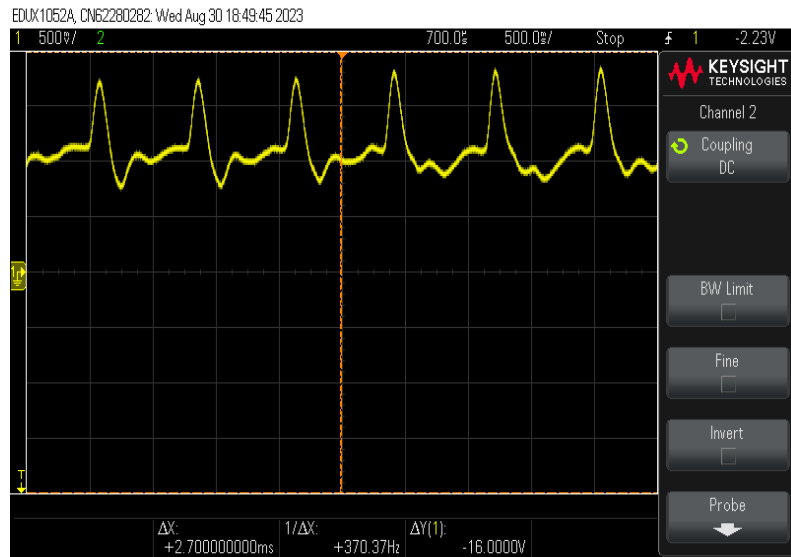
- Θέτουμε σε λειτουργία τον υπολογιστή, ο οποίος παρέχει την τάση των 5V
- Συνδέουμε το Arduino στη θύρα USB του υπολογιστή. Το Arduino αλλά και το κύκλωμα μπορούν πλέον να τροφοδοτηθούν με τάση.
- Ρυθμίζουμε στο Arduino Ide ώστε να λαμβάνει τα σήματα του συνδεδεμένου μικροελεγκτή και το βάζουμε να τρέχει τον κώδικα.
- Τοποθετούμε την περιχειρίδα γύρω από τον καρπό.
- Με την τρόμπα φουσκώνουμε βλέποντας με το μανόμετρο την πίεση που ασκούμε
- Ξεφουσκώνουμε πολύ ελάχιστα την περιχειρίδα, μέχρι η οθόνη να αρχίσει να εμφανίζει τα αποτελέσματα της συστολικής και διαστολικής πίεσης
- Παρατηρούμε τα αποτελέσματα που εμφανίζονται στην οθόνη
- Ξεφουσκώνουμε τελείως την περιχειρίδα και την αφαιρούμε προσεκτικά από το χέρι

### 4.3. Διεξαγωγή πειράματος

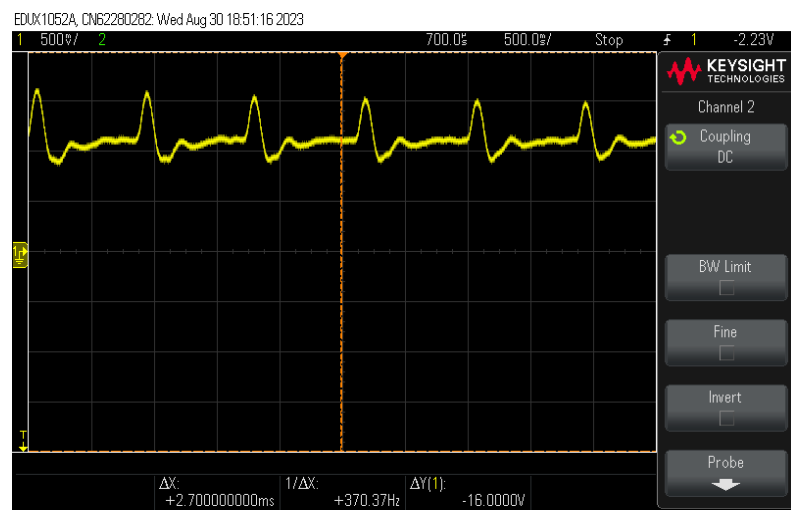
Η διεξαγωγή των μετρήσεων της αρτηριακής πίεσης διεξήχθη στο εργαστήριο του τμήματος Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων. Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης έγινε από εμάς τους ίδιους, όπου ο ένας φορούσε την περιχειρίδα και φούσκωνε με την τρόμπα, ενώ ο δεύτερος φρόντιζε για την επαρκή λειτουργία του κυκλώματος και την καταγραφή των μετρήσεων. Η αρχή έγινε καταγράφοντας την κυματομορφή με την χρήση σύγχρονου παλμογράφου της εταιρείας Keysight Technologies, η οποία προκύπτει όταν μετράμε μετά την έξοδο του σήματος που διέρχεται από το χαμηλοπερατό φίλτρο. Η ρύθμιση του παλμογράφου έγινε στα 500mV/div και 500 ms/div αντίστοιχα για τον κατακόρυφο και τον οριζόντιο άξονα. Διακρίθηκαν σε τρεις περιπτώσεις:



Εικόνα 4.3 Κυματομορφή στα 75mmHg

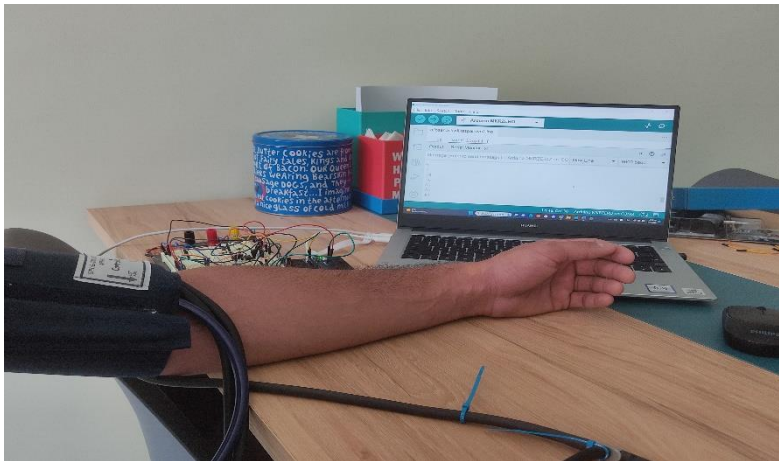


Εικόνα 4.4 Κυματομορφή στα 110mmHg

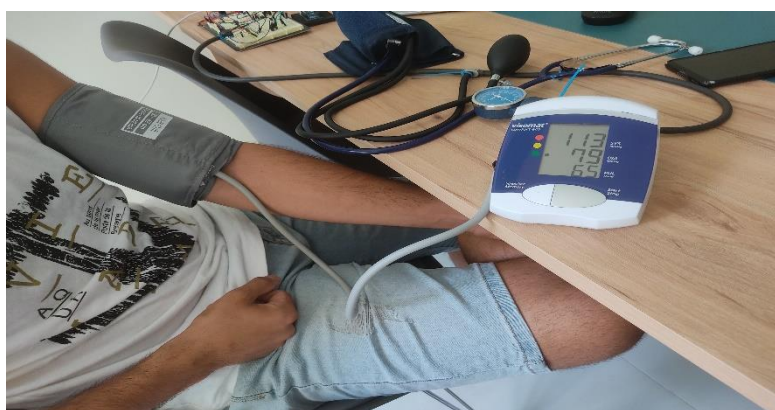


Εικόνα 4.5 Κυματομορφή στα 140mmHg

Όπως γίνεται κατανοητό με βάση τις παραπάνω εικόνες, η μέτρηση έγινε διατηρώντας σταθερή την πίεση στην περιχειρίδα σε αντίστοιχες τρεις τιμές: 110, 140, 75 mmHg. Παρατηρώντας τις τρεις κυματομορφές, η καλύτερη αναπαράσταση της κυματομορφής εμφανίζεται στα 110 mmHg. Μετρώντας από κορυφή σε κορυφή, μπορεί να γίνει υπολογισμός των παλμών του ασθενή. Στην προκειμένη περίπτωση, μετρήθηκαν 74 παλμοί. Στη συνέχεια της διεξαγωγής έγινε χρήση του Arduino ώστε να καταγραφούν οι τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης, καθώς και οι παλμοί. Παράλληλα χρησιμοποιήθηκε και ένα κοινό ψηφιακό πολύμετρο, ώστε να γίνει η σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων. Το συμπέρασμα ήταν ότι τα αποτελέσματα εμφάνιζαν ελάχιστη απόκλιση, αναδεικνύοντας ότι η ειδική κατασκευή δείχνει να λειτουργεί σωστά. Βεβαίως επειδή η μέτρηση γίνεται χειροκίνητα, χρειάζεται ο χειριστής να λαμβάνει την μέτρηση σε συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Η μέτρηση της συστολικής γίνεται όταν ακουστεί ο πρώτος χτύπος της καρδιάς από το ακουστικό. Η μέτρηση της διαστολικής γίνεται. Η μέτρηση των παλμών γίνεται με την χρήση του μανόμετρου στην περιοχή 80 με 120 mmHg. Για αυτό τον λόγο, πραγματοποιήθηκαν περαιτέρω μετρήσεις σε άτομα κλειστού κύκλου (Εικόνα 4.6 και 4.7).



Εικόνα 4.6 Μέτρηση με την ειδική κατασκευή



Εικόνα 4.7 Μέτρηση με κοινό πιεσόμετρο

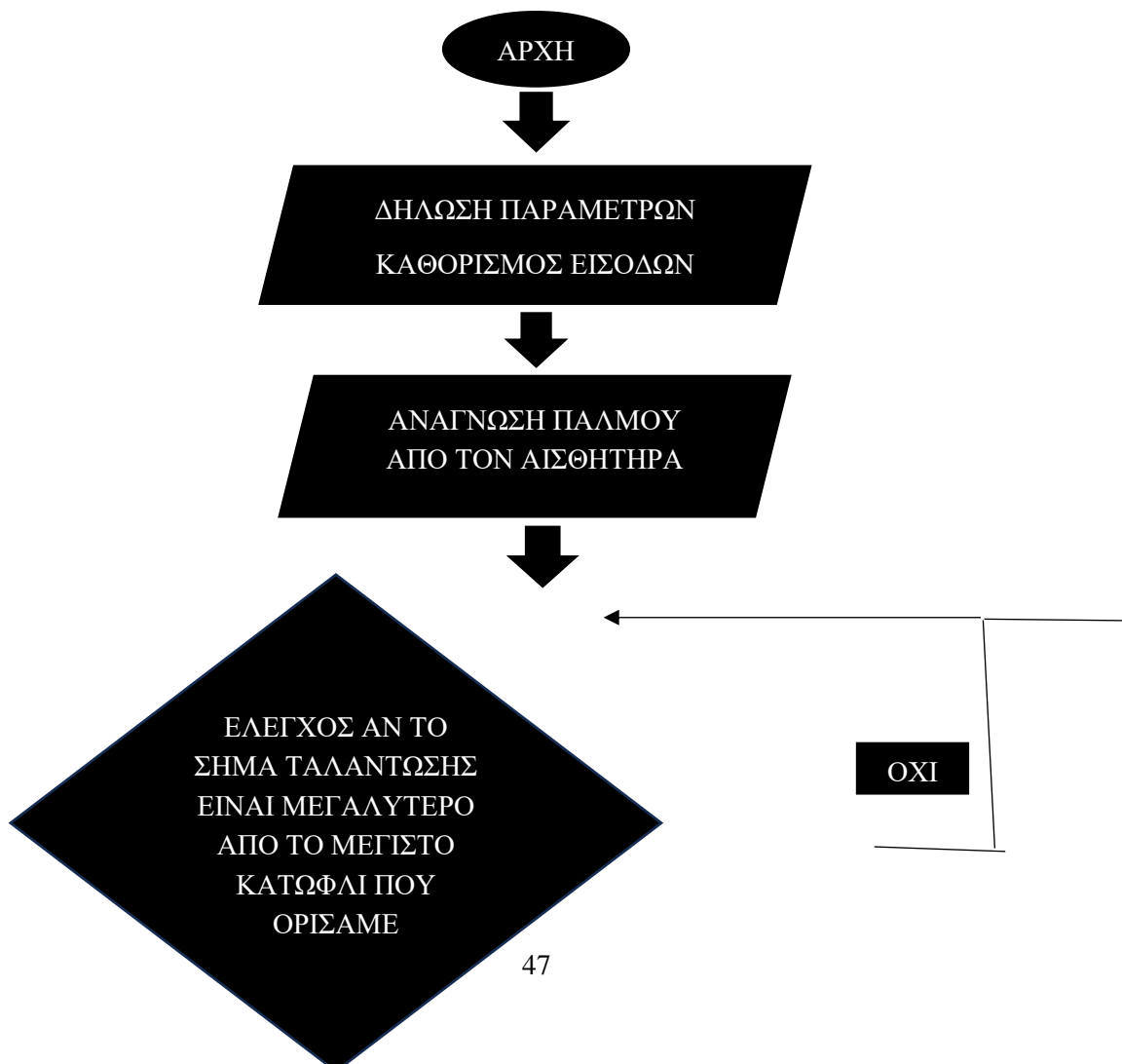
Στον παρακάτω πίνακα, παρουσιάζονται οι μετρήσεις που εξήχθησαν από όλα τα μέλη που έγιναν οι δοκιμές.

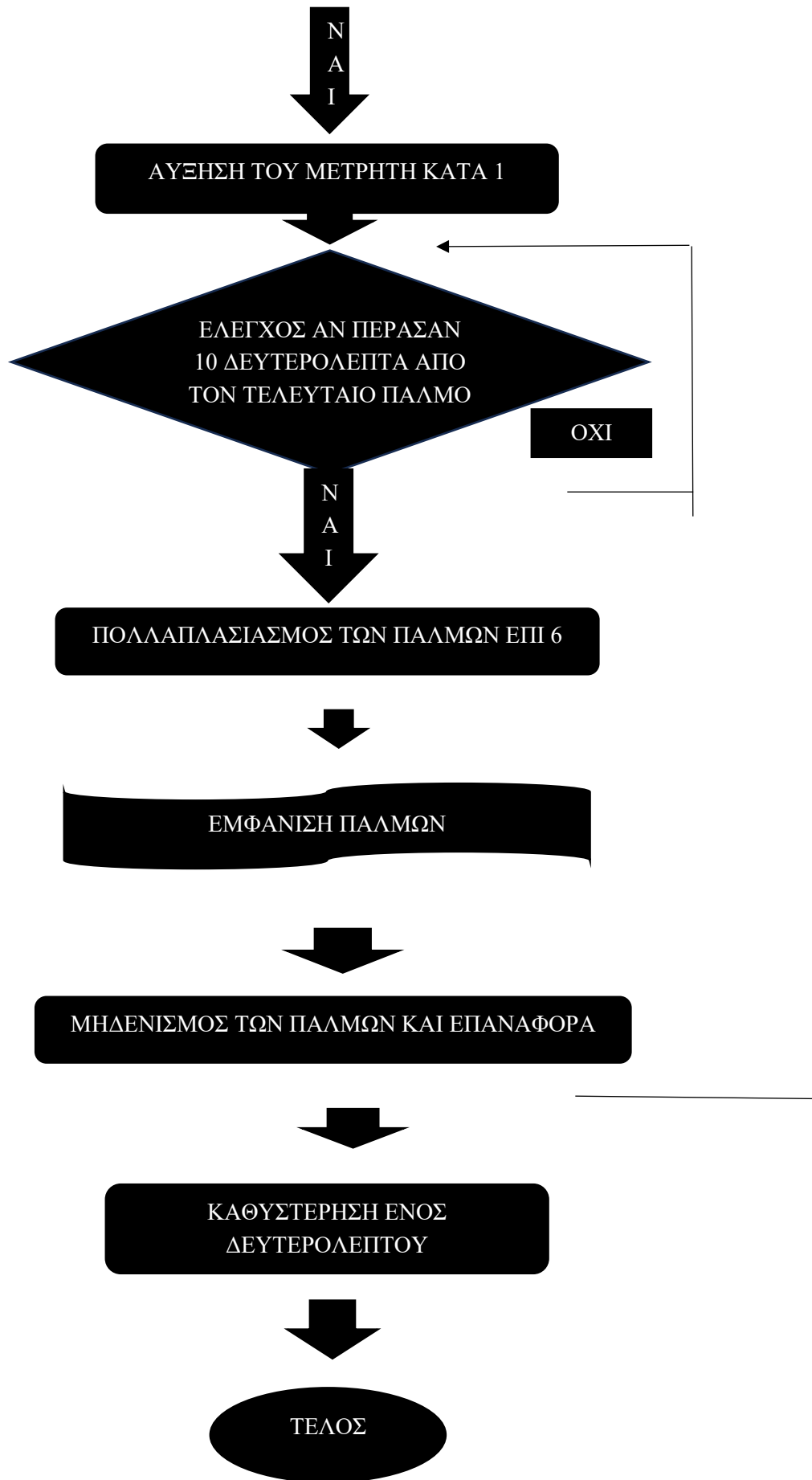
Πίνακας 4.1 Καταγραφή μετρήσεων

Όνομα	Ηλικία	Συστολική (ειδική κατασκευή)	Συστολική (Απλό πιεσόμετρο)	Διαστολική (ειδική κατασκευή)	Διαστολική (Απλό πιεσόμετρο)	Παλμοί (ειδική κατασκευή)	Παλμοί(Απλό πιεσόμετρο)
Θεοκλής	23	113	118	79	80	66	69
Ιωάννης	25	116	109	69	60	90	92
Μαριάννα	29	126	121	72	74	84	89
Νίκος	27	123	118	72	75	82	87

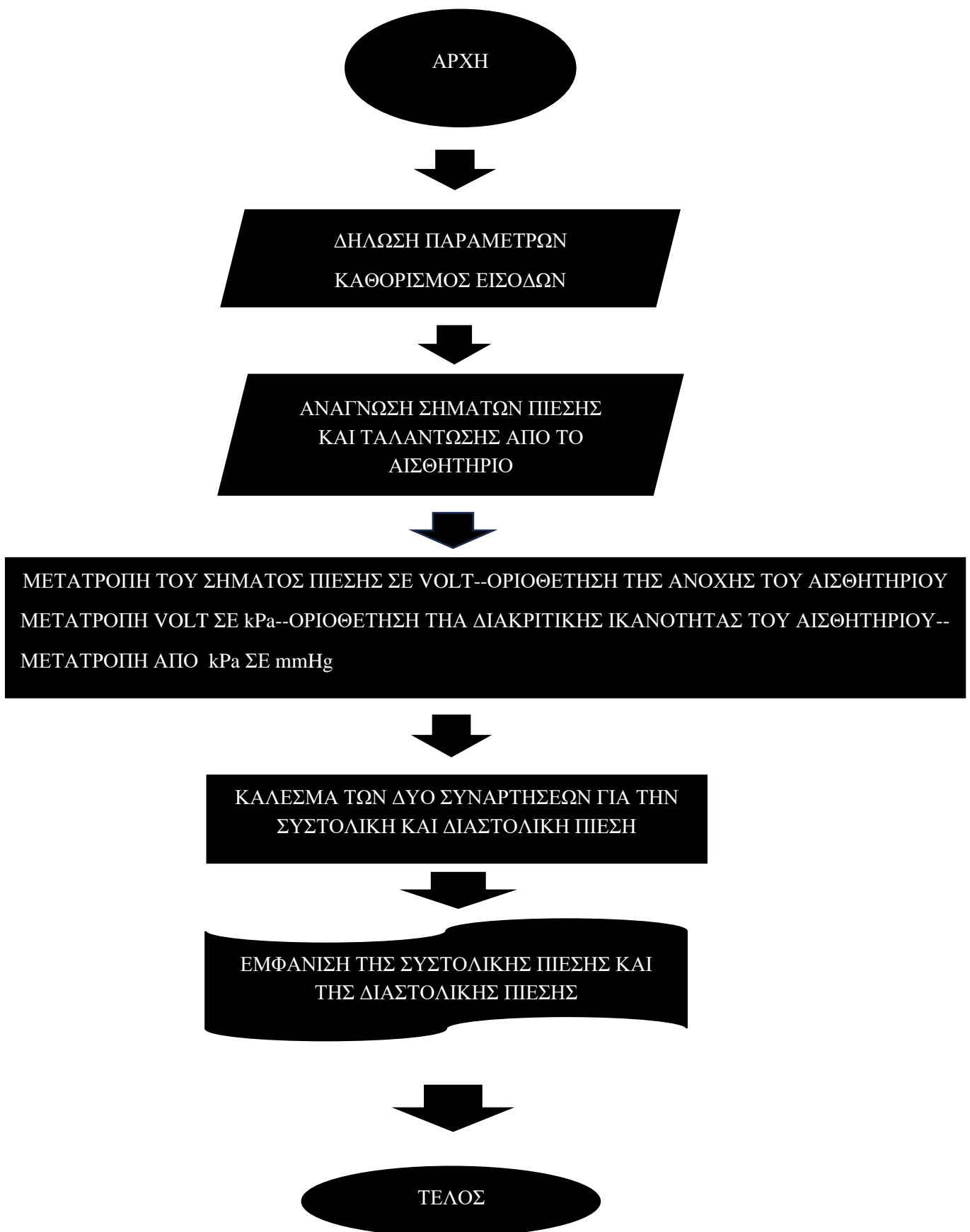
#### 4.4. Διάγραμμα ροής

Το διάγραμμα ροής για τον κώδικα των παλμών είναι ο παρακάτω:

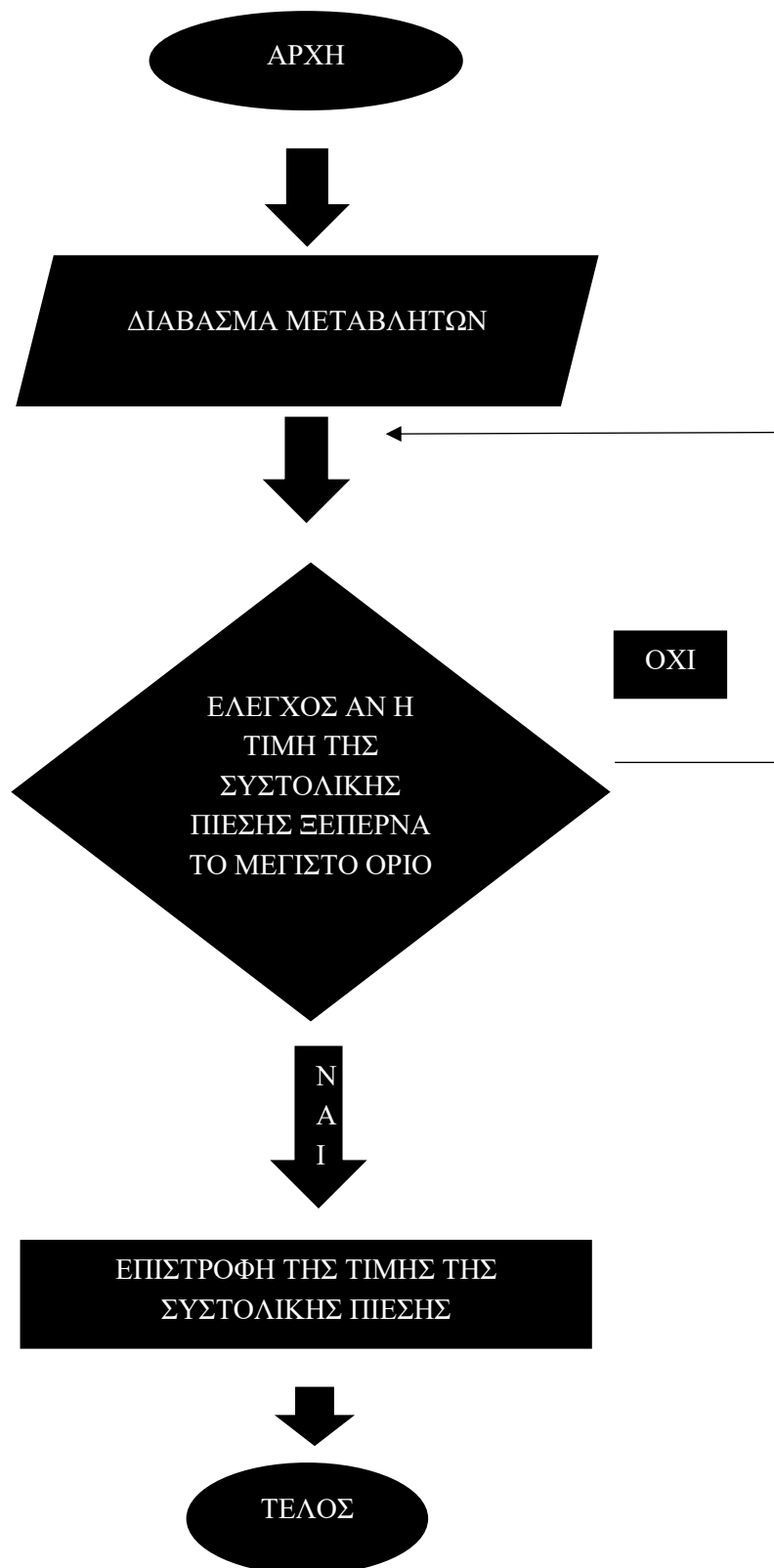




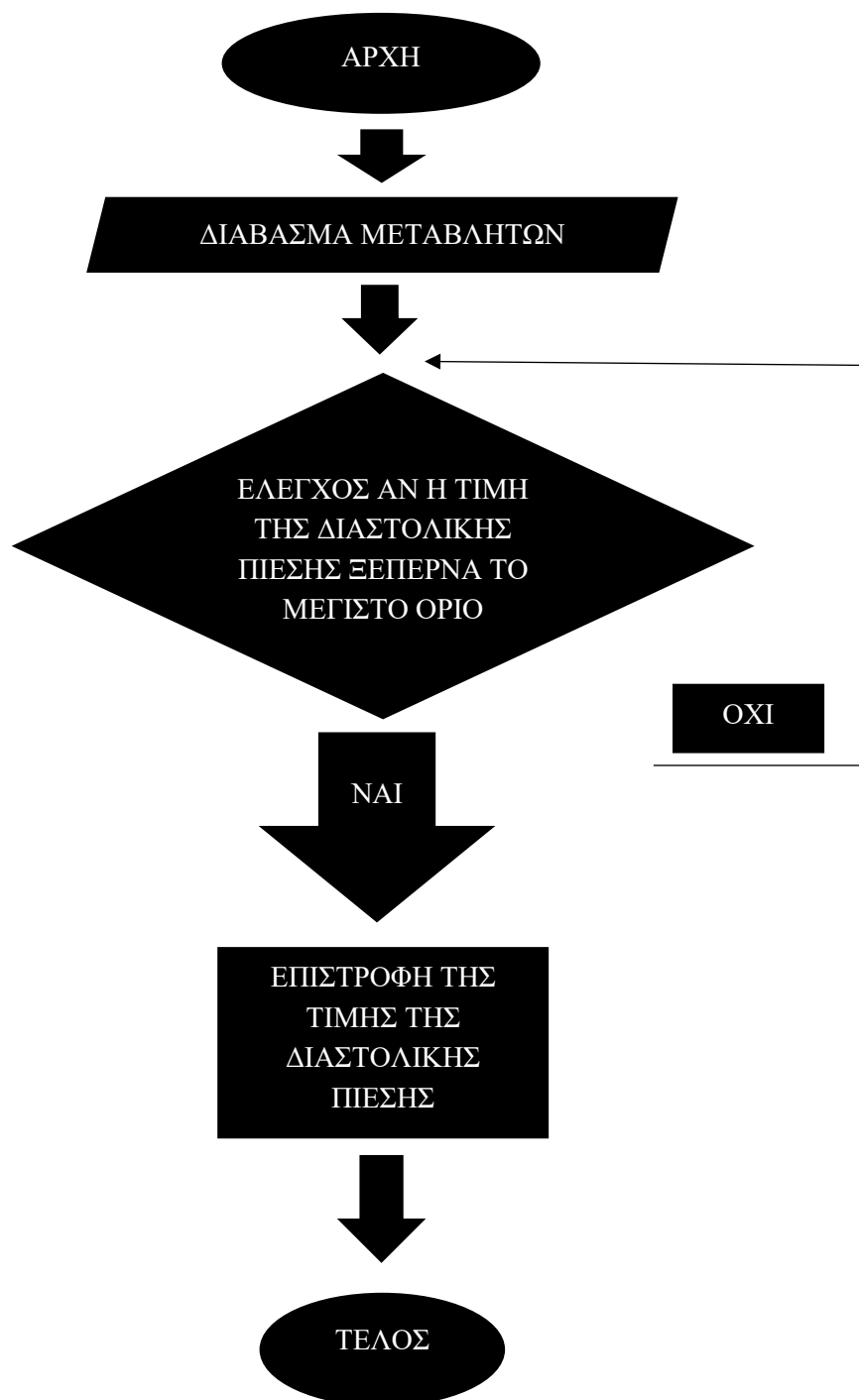
Το διάγραμμα ροής για τον κώδικα των παλμών είναι ο παρακάτω:



Το διάγραμμα ροής για την συνάρτηση της συστολικής πίεσης είναι:



Το διάγραμμα ροής για την συνάρτηση της διαστολικής πίεσης είναι:



## Κεφάλαιο 5ο: Κατασκευή Πλακέτας

### 5.1. Εισαγωγή

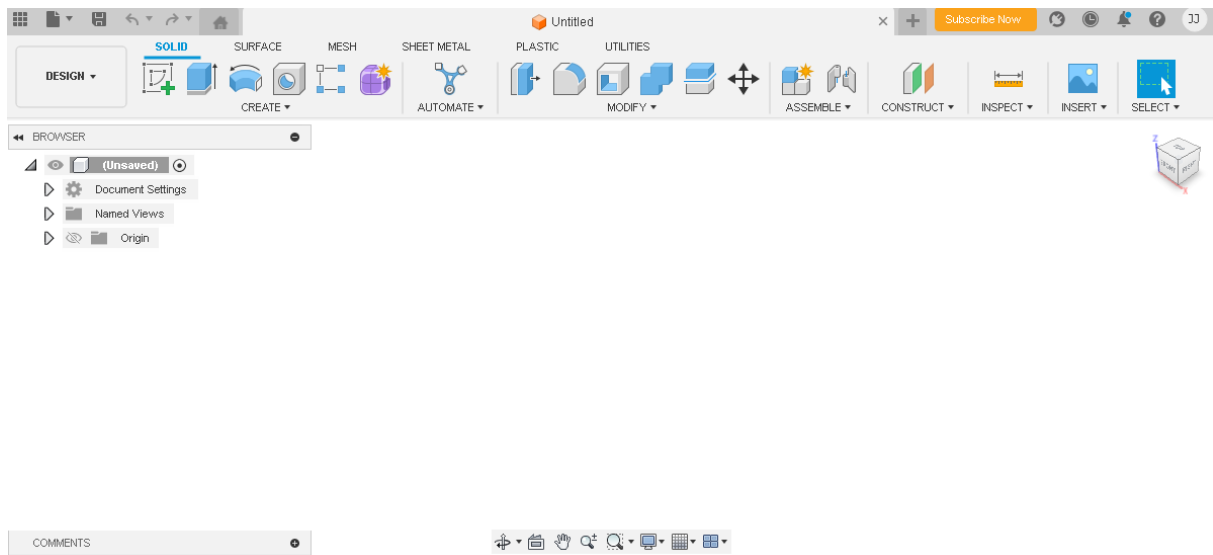
Ένα σημαντικό βήμα για την επιτυχή ολοκλήρωση της εργασίας είναι και η καλύτερη εργονομία της κατασκευής. Το κύκλωμα μετατροπής που παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 3 κατασκευάστηκε πάνω σε ράστερ όπως αναδεικνύουν και οι φωτογραφίες. Αν και λειτουργικό, η εικόνα αυτή δεν είναι αρεστή στα μάτια ενός ασθενή που θα κληθεί να μετρήσει την αρτηριακή του πίεση, χρησιμοποιώντας αυτό που προαναφέρθηκε. Ένας ακόμη λόγος είναι το γεγονός ότι κάποιο από τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν (ιδιαίτως οι βραχυκυκλωτήρες) ίσως ξεκολλήσουν από το ράστερ κατά την μεταφορά τους. Ως αποτέλεσμα, μπορεί το πιεσόμετρο να είναι μη λειτουργικό. Για αυτό τον λόγο, κρίθηκε αναγκαία η σχεδίαση πλακέτας όπου θα τοποθετηθούν όλα τα υλικά και θα κολληθούν με κολλητήρι.

### 5.2. Λογισμικό σχεδίασης πλακέτας

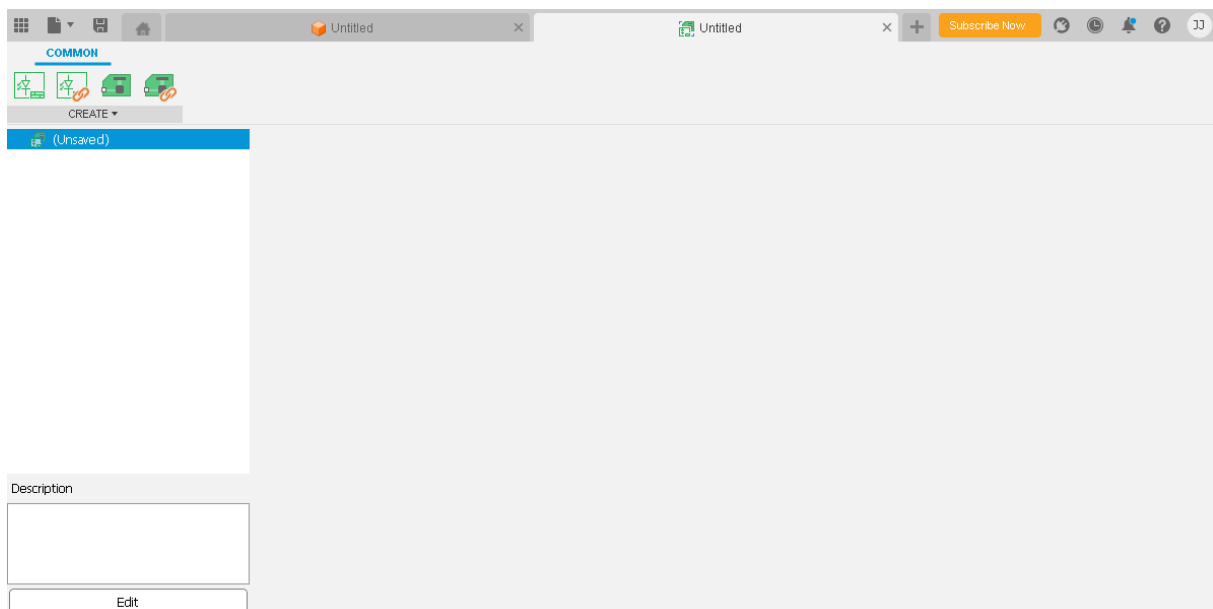
Στο ίντερνετ υπάρχουν διάφορα λογισμικά, όπου κάποιος μπορεί να δημιουργήσει ένα PCB schematic. Τα πιο γνωστά ευρέως αποτελούν το KiCad, το Altium και το fusion360. Για τη συγκεκριμένη εργασία, επιλέχθηκε το λογισμικό fusion 360 της εταιρείας Autodesk. Το συγκεκριμένο λογισμικό διατίθεται τόσο για υπολογιστές με λειτουργικό windows (από τα 10 και μετά), όσο και για εκείνα της εταιρείας Apple (MacOS). Η εμπορική του αφετηρία έγινε στις 24 Σεπτεμβρίου του 2013. Οι δυνατότητες που διαθέτει καλύπτουν σχεδόν όλα τα φάσματα στα οποία μπορεί να δουλέψει ένας μηχανικός.

Για την παρούσα εργασία, θα χρησιμοποιηθεί η κατηγορία των electronics (EDA, PCB). Αξιοσημείωτο να αναφερθεί είναι ότι η ίδια εταιρεία έχει εξαγοράσει το λογισμικό Eagle το 2016, το οποίο εκείνη την περίοδο αποτελούσε το κύριο εργαλείο για τη σχεδίαση της πλακέτας. Με αυτόν τον τρόπο, η εταιρεία θέλησε να ενσωματώσει τις δυνατότητες του Eagle μέσα στο Fusion 360, όπου το δεύτερο θα αποτελέσει την μετεξέλιξη του πρώτου. Το μειονέκτημα με αυτό το λογισμικό είναι ότι δεν είναι δωρεάν. Ο χρήστης πρέπει να καταβάλει ένα σημαντικό ποσό για να μπορεί να το χρησιμοποιήσει. Παρόλα αυτά, η εταιρεία παρέχει ορισμένες δυνατότητες, όπως η δοκιμαστική έκδοση, η οποία είναι δωρεάν και διαρκεί τριάντα μέρες και η έκδοση για φοιτητές, όπου είναι δωρεάν και ζητούνται κάποια αποδεικτικά στοιχεία (όπως η ακαδημαϊκή ταυτότητα). Ακόμη υπάρχει και η έκδοση για προσωπική χρήση, η οποία διαρκεί ένα χρόνο και δεν εμπεριέχει όλες τις δυνατότητες. Ένα ακόμα μειονέκτημα είναι το γεγονός ότι σαν πρόγραμμα είναι βαρύ και χρειάζεται ένα καλών δυνατοτήτων υπολογιστή ώστε να μην υπάρχει καθυστέρηση κατά τη χρήση του ή και το άνοιγμα του. Παρακάτω θα γίνει μία σύντομη ανάλυση του προγράμματος, για να γίνει πιο κατανοητή η διαδικασία κατασκευής της πλακέτας.

Ανοίγοντας το πρόγραμμα, εμφανίζεται η αρχική οθόνη ακριβώς όπως απεικονίζεται στην εικόνα 5.1. Στο γκρι πλαίσιο επάνω αριστερά εμφανίζονται κάποια σύμβολα. Για να ξεκινήσει η σχεδίαση της πλακέτας επιλέγεται το δεύτερο εικονίδιο που ονομάζεται file και ακολουθείται η διαδρομή: file: New electronics Design.



Εικόνα 5.1 Αρχική οθόνη του Fusion 360



Εικόνα 5.2 Αρχική οθόνη schematic

Αυτόματα εμφανίζεται ένα καινούργιο πλαίσιο όπως αυτό απεικονίζεται στην εικόνα 5.2.

Επάνω αριστερά εκεί που φαίνεται η λέξη COMMON με μπλε χρώμα εμφανίζονται τέσσερα σύμβολα. Από αριστερά προς τα δεξιά εμφανίζονται τα ακόλουθα:

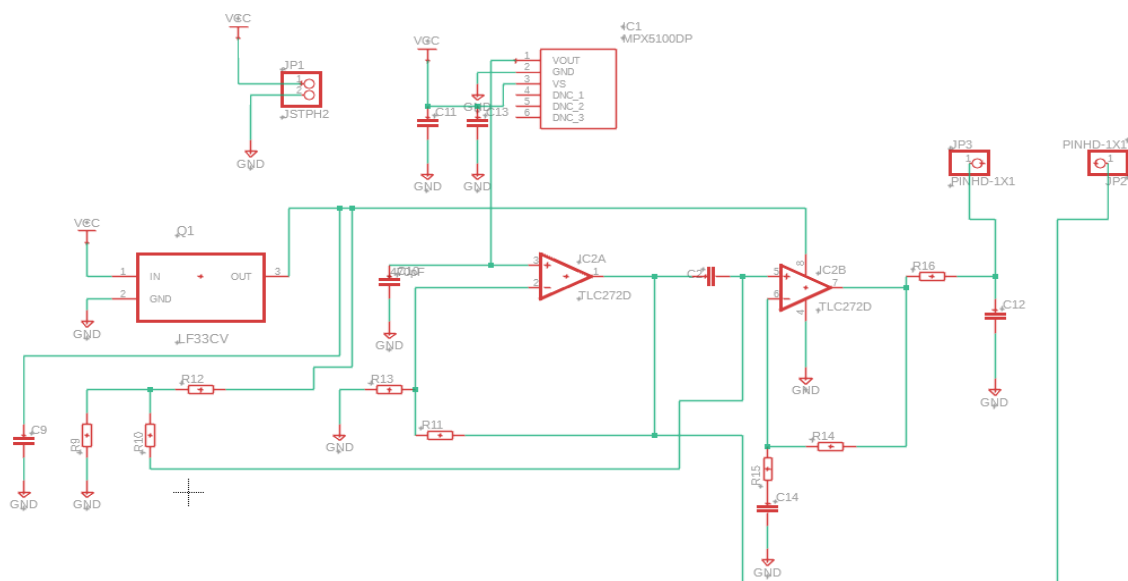
- ✓ New schematic design: το συγκεκριμένο εικονίδιο επιλέγεται όταν χρειάζεται να δημιουργηθεί ένα καινούργιο σχέδιο. Πρακτικά εμφανίζει μία κενή σελίδα.
- ✓ Reference to a schematic document: το συγκεκριμένο εικονίδιο επιλέγεται όταν χρειάζεται να ξεκινήσει η σχεδίαση πάνω σε ένα ήδη υπάρχον σχέδιο, το οποίο έχει αποθηκευτεί παλαιότερα.

Library	Folder Name	Version	In Use
Capacitor	Fusion Electronics	8	<input type="checkbox"/>
Circuit-Protection			<input checked="" type="checkbox"/>
Circuit-Protection	Fusion Electronics	9	<input type="checkbox"/>
Coaxial Connectors	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
Connector			<input checked="" type="checkbox"/>
Connector	Fusion Electronics	39	<input type="checkbox"/>
Connector_D-Sub			<input checked="" type="checkbox"/>
Connector_D-Sub	Fusion Electronics	22	<input type="checkbox"/>
Connector_USB			<input checked="" type="checkbox"/>
Connector_USB	Fusion Electronics	18	<input type="checkbox"/>
Connectors	Hetal @pcblayout	3	<input type="checkbox"/>
Connectors	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
D-Sub Connectors	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
DC Power Jacks	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
DC-DC Converter	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
DC_LOAD_AU	Jorge Garcia	21	<input type="checkbox"/>
DSPs	Hetal @pcblayout	1	<input type="checkbox"/>
Diode			<input checked="" type="checkbox"/>

Εικόνα 5.3 Ο library manager

- ✓ New PCB: Το συγκεκριμένο εικονίδιο, όταν πατηθεί εμφανίζει το board του λογισμικού σε κάποιο κύκλωμα που έχει σχεδιαστεί στο schematic και δεν έχει ακόμα τροποποιηθεί.
- ✓ Reference to a PCB document: Ο λόγος ύπαρξης αυτού του εικονιδίου είναι ώστε ο χρήστης να μεταφερθεί σε κάποιο layout, το οποίο είχε ήδη δημιουργήσει παλαιότερα.

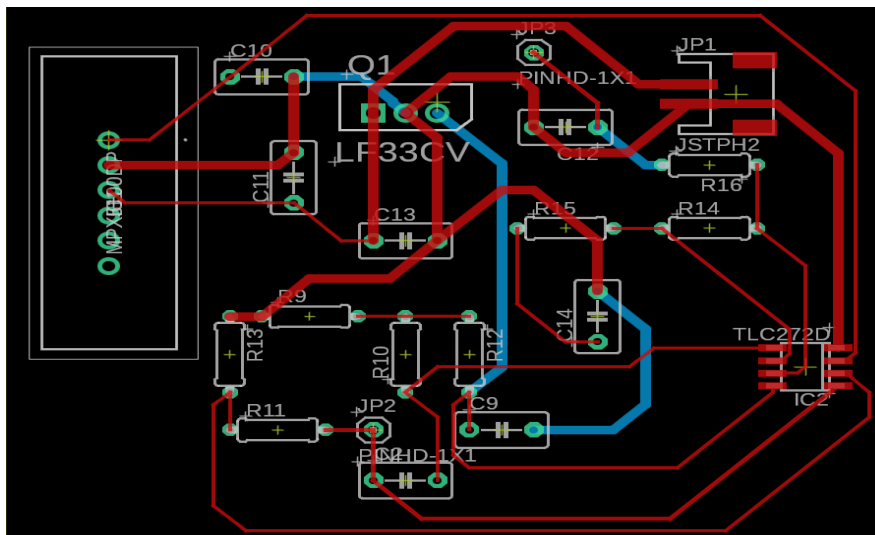
Το κύκλωμα μετατροπής σχεδιάστηκε στο fusion 360 και απεικονίζεται στην εικόνα 5.4



Εικόνα 5.4 Κύκλωμα μετατροπής στο schematic

Η τοποθέτηση των υλικών του κυκλώματος γίνεται πατώντας αριστερά από το περιβάλλον σχεδίασης την καρτέλα place components. Μόλις πατηθεί, εμφανίζονται όλες οι βιβλιοθήκες με πολλά ηλεκτρονικά υλικά. Αν για κάποιο λόγο δεν μπορούμε να βρούμε κάποιο από τα εξαρτήματά του, τότε είναι δυνατό το κατέβασμα από το ίντερνετ (προτεινόμενη σελίδα η snapEDA) του footprint του εξαρτήματος σε αρχείο με κατάληξη .lbr. Για να εισάγουμε ένα νέο στοιχείο στις υπάρχουσες βιβλιοθήκες, πατάμε επάνω αριστερά στα libraries το πρώτο εικονίδιο που γράφει open library manager.

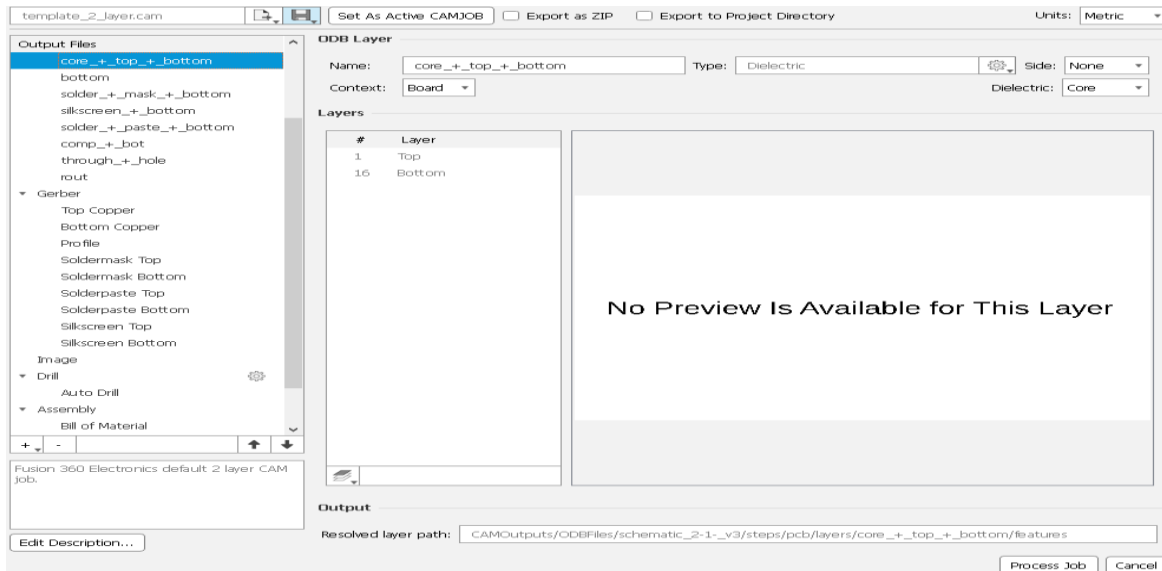
Όπως φαίνεται στην εικόνα 5.3, εμφανίζονται όλες οι βιβλιοθήκες, τις οποίες ένας χρήστης μπορεί να επιλέξει αν θέλει να είναι σε χρήση ή όχι. Λόγω της πληθώρας των βιβλιοθηκών, το fusion 360 παρέχει την ευκολία αναζήτησης του στοιχείου που θέλουμε, πληκτρολογώντας είτε την ονομασία του επάνω αριστερά στο filter results ή να τσεκάρει κάποιο φίλτρο πιο κάτω αν ψάχνει πιο γενικά για εξαρτήματα. Για να εισάγει ένα νέο στοιχείο στις βιβλιοθήκες, πατάει πάνω δεξιά το τελευταίο σύμβολο που ονομάζεται Import libraries. Επιλέγει import from local disk, ώστε να αναζητήσει το αρχείο που έκανε λήψη από το ίντερνετ. Πατώντας άνοιγμα, το στοιχείο τοποθετείται κανονικά στις υπόλοιπες βιβλιοθήκες, οπότε κλείνει τον library manager και συνεχίζει κανονικά στο περιβάλλον σχεδίασης. Εφόσον ολοκληρωθεί η σχεδίαση, σειρά παίρνει η χρήση του board. Για να μεταφερθούμε σε αυτό το περιβάλλον, επιλέγουμε αριστερά στις εντολές το πράσινο σύμβολο που γράφει switch και επιλέγουμε switch to pcb document. Αμέσως μας μεταφέρει σε ένα γκρι πλαίσιο, όπου όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν βρίσκονται έξω από το μαύρο πλαίσιο. Ο χρήστης οφείλει να μεταφέρει όλα τα υλικά στο μαύρο πλαίσιο, που αποτελεί την δομή της πλακέτας. Οι κίτρινες γραμμές που εμφανίζονται στα υλικά είναι οι συνδέσεις μεταξύ τους, όπως έγιναν στο schematic. Ο χρήστης οφείλει να διαχωρίσει όλα τα στοιχεία με τέτοιο τρόπο, ώστε να μην ακουμπάνε οι κίτρινες γραμμές μεταξύ τους. Βέλτιστη σχεδίαση θεωρείται τα στοιχεία να τοποθετηθούν όσο πιο κοντά γίνεται, πάντα όμως φροντίζοντας να υπάρχει απόσταση ανάμεσα στις κίτρινες γραμμές. Εφόσον τελειώσει με το ξέμπλεγμα των στοιχείων, σειρά παίρνει η ένωση των στοιχείων. Αυτό γίνεται, πατώντας πάνω στις κίτρινες γραμμές ακολουθώντας την διαδρομή τους.



Εικόνα 5.5 Το σχέδιο απεικόνισης στο board

Ο χρήστης επιλέγει αν η όψη θα είναι η μπροστινή ή η πίσω, πατώντας επάνω από το μαύρο πλαίσιο είναι το top που εμφανίζεται σε κόκκινη γραμμή, ή το bottom που εμφανίζεται σε μπλε γραμμή. Το fusion 360 δίνει και άλλες δυνατότητες όπως το να επιλεγεί το πάχος της γραμμής κλπ. Αν για οποιονδήποτε λόγο ο χρήστης θελήσει να τροποποιήσει το κύκλωμα που σχεδίασε (είτε γιατί

αναγνώρισε κάποιο συνδεσμολογικό λάθος ή γιατί θέλει να προσθέσει ένα νέο στοιχείο) δεν έχει παρά να πατήσει επάνω switch : switch to schematic document. Σε αυτή την περίπτωση βέβαια, θα χρειαστεί εκ νέου συνδεσμολόγηση όταν επιστρέψει στο board(βλέπε εικόνα 5.5). Αφού θεωρεί ότι το σχέδιο στο board είναι έτοιμο, σειρά παίρνει η εξαγωγή του σε ένα gerber αρχείο απ' όπου θα χρησιμοποιηθεί για να κατασκευαστεί η πλακέτα. Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο, πηγαίνουμε στην καρτέλα manufacturing και επιλέγουμε το δεύτερο εικονίδιο που γράφει cam processor. Αμέσως εμφανίζεται η καρτέλα όπως φαίνεται στην εικόνα .

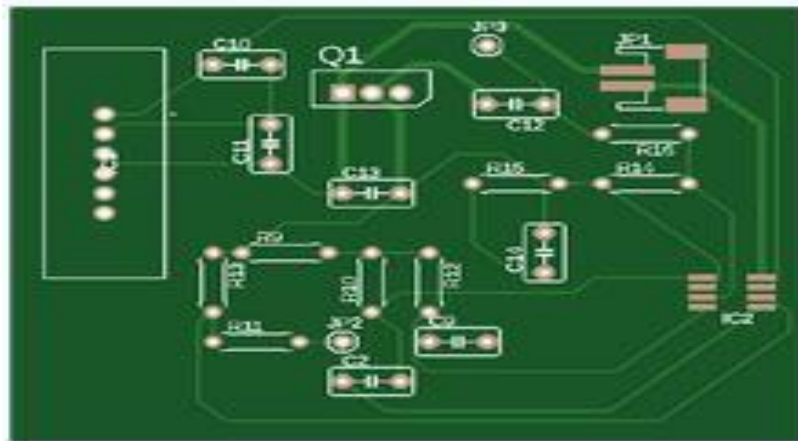


Εικόνα 5.6 Η καρτέλα του cam processor

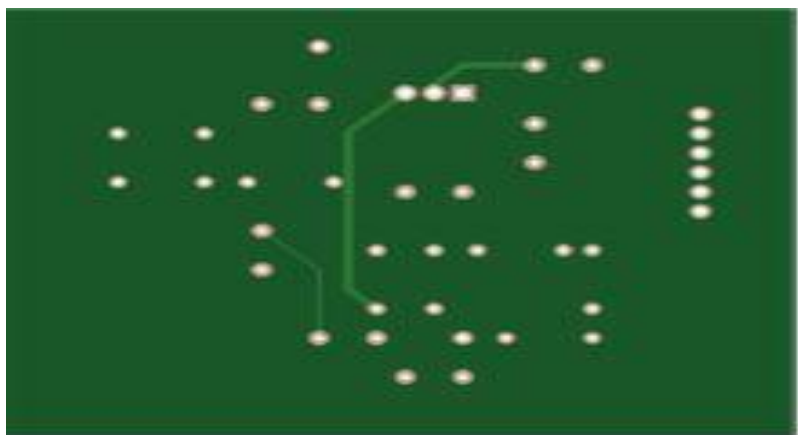
Η πρώτη κίνηση είναι να γίνει κλικ στο «export as zip» που εμφανίζεται τέρμα επάνω στο κέντρο. Πρώτα γίνεται επιλογή από αριστερά του gerber αρχείου και έπειτα μετάβαση στην καρτέλα layers και συγκεκριμένα κάτω αριστερά όπου υπάρχει ένα εικονίδιο που γράφει «edit layers». Ο χρήστης επιλέγει όποιο layer χρειάζεται και πατάει «ok». Για να ολοκληρωθεί η δημιουργία, ο χρήστης πατάει κάτω δεξιά «Process Job». Αμέσως θα ζητηθεί η διαδρομή που θα αποθηκεύσει το πρόγραμμα το αρχείο zip. Έχοντας έτοιμο το αρχείο zip, ο χρήστης μπορεί να απευθυνθεί τοπικά σε κάποια εταιρεία κατασκευής πλακετών ή να το προωθήσει μέσω ίντερνετ σε εταιρεία του εξωτερικού.

### 5.3 Τελικό σχέδιο

Βάζοντας σε εφαρμογή το υλοποιημένο σχέδιο όπως περιεγράφηκε στην παράγραφο 5.2, σειρά παίρνει η αποστολή της σε κατασκευαστή, στον οποίο μπορεί κάποιος να αποστείλει το τελικό σχέδιο για να τεθεί υπό κατασκευή. Υπάρχουν διάφορες εταιρείες παγκοσμίως ( κυρίως στην Κίνα) όπου προωθείς το gerber αρχείο που έχεις δημιουργήσει από το πρόγραμμα και με ελάχιστο κόστος μπορούν να σου προσφέρουν αρκετά αντίτυπα. Σημαντική συμβουλή στην επιλογή ενός κατασκευαστή είναι να σου δίνει την δυνατότητα προεπισκόπησης του προϊόντος για να μπορείς να το διαμορφώσεις, την δυνατότητα επιλογών όπως το υλικό κατασκευής, το χρώμα της πλακέτας ή το πάχος της. Για την δική μας εργασία επιλέχθηκε η εταιρεία JLPCB. Το τελικό σχέδιο απεικονίζεται στις εικόνες 5.7 και 5.8.



Εικόνα 5.7 Μπροστινή όψη πλακέτας

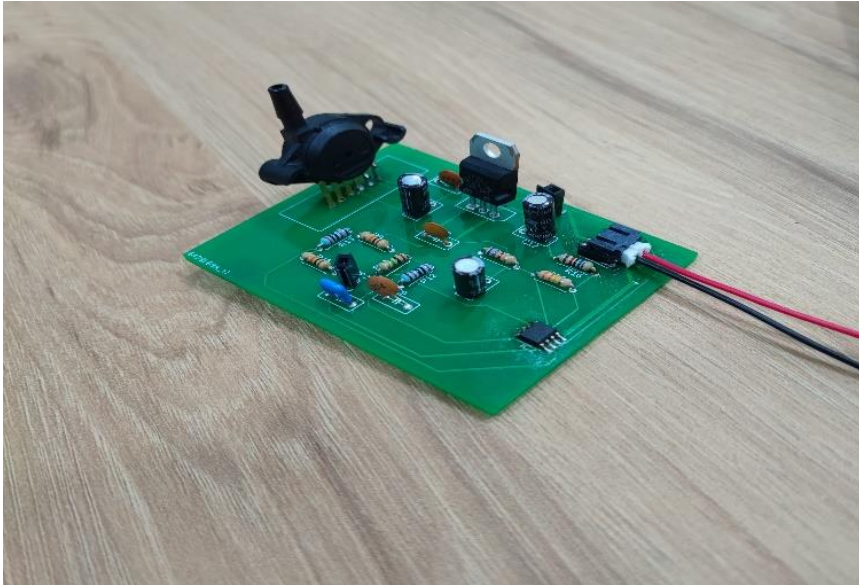


Εικόνα 5.8 Πίσω όψη πλακέτας

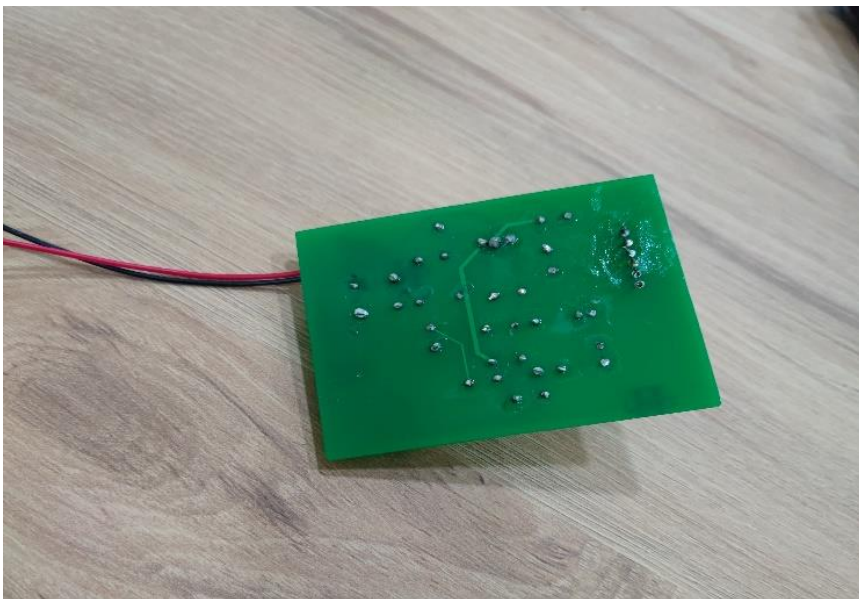
Στα τεχνικά χαρακτηριστικά έχουμε:

- ✓ Διαστάσεις: 69,83× 55,55 mm
- ✓ Υλικό κατασκευής: FR-4
- ✓ Πάχος: 1.6mm
- ✓ Layers: 2
- ✓ Χρώμα πλακέτας: Πράσινο
- ✓ Χρώμα μεταξογραφίας: Λευκό
- ✓ Φινίρισμα επιφάνειας: HASL(with lead)
- ✓ Εξωτερικό βάρος χαλκού: 1 oz
- ✓ Ανοχή περιγράμματος χαλκού: +0,2mm

Έχοντας παραλάβει την τελική πλακέτα, σειρά ήταν η κόλληση των εξαρτημάτων του κυκλώματος επάνω στην πλακέτα. Για αυτό το λόγο χρειάστηκε κολλητήρι, καλάι και μία ειδική κόλλα, η οποία χρησιμοποιείται ώστε να μην απλωθεί το καλάι σε διάφορα σημεία της πλακέτας και να δημιουργήσει θέματα βραχυκυκλώματος. Η τελική μορφή της πλακέτας απεικονίζεται παρακάτω στην εικόνα 5.9 και 5.10.



Εικόνα 5.9 Τελική μορφή πλακέτας



Εικόνα 5.10 Τελική μορφή πλακέτας(πίσω όψη)

## Κεφάλαιο 6ο: Συμπεράσματα- Επίλογος

Αφού ολοκληρώθηκε η κατασκευή του πιεσόμετρου και η άντληση μετρήσεων με αυτό, πλέον μπορεί να γίνει αναφορά των σημαντικότερων προβλημάτων που εμφανίστηκαν καθ' όλη τη διάρκεια της παραπάνω προσπάθειας. Επίσης, σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνουν και προτάσεις για τη βελτίωση της υπάρχουσας κατασκευής.

Αρχικά, το σημαντικότερο πρόβλημα παρατηρήθηκε στο γεγονός ότι η συσκευή λόγω της απλούστερης κατασκευής της αντιμετώπισε σοβαρά προβλήματα θορύβου. Η μόνωση στο σωληνάκι που συνδέεται και κουμπώνει στο αισθητήριο χρειάζεται να λάβει ακόμη μεγαλύτερη προσοχή ώστε να μην υπάρχουν απώλειες. Λόγω θορύβου, υπήρχαν δυσκολίες στις μετρήσεις, καθώς τα αποτελέσματα ήταν υψηλότερα σε τιμές σε σχέση με αυτά που μπορεί να έχει ένα άτομο φυσιολογικά. Ακόμη, μία πιθανή αιτία θορύβου είναι η ύπαρξη του ράστερ. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν λόγω έλλειψης χρόνου επάνω σε αυτό, προτού ολοκληρωθεί η κόλληση των εξαρτημάτων στην πλακέτα. Φυσικά όταν οι μετρήσεις έγιναν πάνω στην ολοκληρωμένη πλακέτα όπου όλα τα εξαρτήματα ήταν πιο σταθερά μεταξύ τους, λόγω της ύπαρξης και του καλού μειώθηκε αισθητά ο θόρυβος. Ως αποτέλεσμα, ήταν εφικτή η εξαγωγή καλύτερων μετρήσεων πίεσης και παλμών σε σχέση με τις μετρήσεις που γινόντουσαν πάνω στο ηλεκτρονικό ράστερ.

Ένα ακόμη πρόβλημα υπήρξε η δυσκολία στην γραφή κώδικα ο οποίος έπρεπε να λειτουργήσει σωστά ώστε να επεξεργαστεί τις πληροφορίες που λαμβάνει από το αισθητήριο. Άλλωστε δεν υπάρχουν στο διαδίκτυο έτοιμοι κώδικες, καθώς αποτελεί μυστικό για μία εταιρεία που κατασκευάζει πιεσόμετρα. Συνεπώς, ένα σημαντικό μέρος του χρόνου διεξαγωγής της παρούσας διπλωματικής εργασίας έλαβε η αναζήτηση του κώδικα και η δοκιμή του πολλές φορές σε διαφορετικά άτομα προκειμένου να εντοπιστούν απώλειες. Μάλιστα, αν και εντοπιζόνταν μικρές αποκλίσεις στη μέτρηση της πίεσης (η οποία προσεγγίστηκε με περισσότερες προσπάθειες αλλά σε μικρό χρονικό διάστημα), η μέτρηση των παλμών αποδείχθηκε πιο μεγάλη πρόκληση και έλαβε μεγαλύτερο χρονικό διάστημα για να εντοπιστεί ο κατάλληλος κώδικας με όσο το δυνατό μικρότερη απόκλιση από τα πραγματικά δεδομένα.

Έπειτα, ένα ακόμα πρόβλημα που έπρεπε να αντιμετωπιστεί ήταν η ύπαρξη βασικών εξαρτημάτων του κυκλώματος σε πολύ μακρινές περιοχές, καθώς και το εξωτερικό. Έπρεπε να γίνει παραγγελία του εξαρτήματος που θεωρούνταν το σωστό και να υπάρχει αναμονή μέχρι και ενός μήνα για να έρθει στην περιοχή υλοποίησης. Εδώ, το μεγαλύτερο ρίσκο έγκειται στο γεγονός ότι σε περίπτωση λανθασμένης επιλογής εξαρτήματος να υπάρχει τρομερή αργοπορία στην υλοποίηση της πλακέτας. Χαρακτηριστικό παράδειγμα σε αυτό το πρόβλημα μπορεί να θεωρηθεί πως υπήρξε ένα λάθος στον σχεδιασμό της πλακέτας που δεν εντοπίστηκε στην πρώτη φάση υλοποίησης, οπότε το λάθος ανιχνεύτηκε μετά από πάνω από δύο μήνες που ήρθαν όλα τα απαραίτητα ηλεκτρονικά στοιχεία και η πλακέτα στον χώρο υλοποίησης. Γι' αυτό, κρίνεται απαραίτητη η προσοχή κατά τη διάρκεια σχεδίασης της πλακέτας και ανάγνωσης όσο το δυνατόν πιο λεπτομερώς των περιγραφών για να αποφευχθούν τέτοια λάθη.

Το συγκεκριμένο γεγονός είχε σαν αποτέλεσμα να πρέπει να ξαναγίνει από την αρχή ο σχεδιασμός και η αποστολή του σχεδίου στην εταιρία που θα δημιουργούσε την πλακέτα, με την ύπαρξη καθυστέρησης σχεδόν 30 ημερών και με μεγάλο κίνδυνο την αποτυχία έγκαιρης παράδοσης της εργασίας. Εξάλλου, χρειάστηκε να ξαναγίνει η αγορά όλων των εξαρτημάτων που θα χρησιμοποιούνταν και στο τέλος να γίνει ξανά το μοντάρισμα του κυκλώματος πάνω στην πλακέτα με την ελπίδα να μην υπάρχει και δεύτερη φορά κάποιο λάθος που θα καθυστερούσε και άλλο την εργασία. Μαζί με το πρόβλημα της καθυστέρησης, όπως γίνεται αντιληπτό απαιτήθηκε μεγάλη χρηματική δαπάνη για την αγορά όλων αυτών των εξαρτημάτων είτε για την καθαρή αγορά τους είτε για τα πολύ

ακριβά μεταφορικά από χώρα σε χώρα. Ειδικά για το τελευταίο, η κατασκευή της πλακέτας έγινε στην Κίνα και η αποστολή έγινε μέσω τρίτης χώρας (Γερμανία). Ακόμα, κάποια εξαρτήματα βρίσκονταν στην Αθήνα και δεν υπήρχε δυνατότητα αποστολής τους οπότε υπήρξε συνεχής επικοινωνία με τον προμηθευτή για την έγκαιρη παραλαβή του προϊόντος.

Με βάση τα παραπάνω, υπάρχουν πιθανές προτάσεις βελτίωσης της κατασκευής, ώστε μελλοντικά να είναι σε θέση να προσφέρει στον χρήστη ασφαλείς μετρήσεις και ακόμα και να πωλείται στις παγκόσμιες αγορές. Πρώτα, κρίνεται χρήσιμη η εξέλιξη του κώδικα, ώστε τα αποτελέσματα να είναι ακόμα πιο ακριβή (ειδικότερα της συστολικής και διαστολικής πίεσης που εμφάνιζαν μεγαλύτερη δυσκολία στο να προβληθούν πιο φυσιολογικές τιμές). Ο σωστός τρόπος είναι η συνεχής παρακολούθηση των τιμών σε συγκεκριμένες τιμές πίεσης της περιχειρίδας και η πιθανή προσαρμογή του κώδικα πάνω σε αυτές. Όσον αφορά την κατασκευή, εκείνο που προέχει είναι να μειωθεί ο θόρυβος. Σωστή επιλογή είναι να τοποθετηθεί η κυκλωματική διάταξη μαζί με το σωληνάκι μέσα σε ένα αεροστεγούμενο πλαίσιο.

Όσον αφορά το κόστος, η αλήθεια είναι ότι στοίχισε περισσότερο η απόκτηση όλων των υλικών από το να αγοραστεί ένα απλό πιεσόμετρο. Ακόμα πιο σημαντικό ζήτημα με το κόστος αποτέλεσε το γεγονός ότι όλα τα εξαρτήματα αγοράστηκαν από ίδιους πόρους. Βέβαια, αυτό το πρόβλημα λύνεται με την προϋπόθεση ότι μελλοντικά θα γίνεται μαζική αγορά, οπότε το κόστος αγοράς θα ελαχιστοποιηθεί και έτσι η συσκευή θα τιμολογείται σε ανταγωνιστικές τιμές. Εξάλλου, η συσκευή εφόσον μεταβεί στην αγορά θα γίνει προσπάθεια να κατασκευάζεται από εταιρείες εδραιωμένες στην αγορά που διαθέτουν τα κατάλληλα μέσα για μείωση του κόστους κατασκευής και προώθηση του προϊόντος στους κατάλληλους καταναλωτές (φαρμακεία, νοσοκομεία κ.ά.) πετυχαίνοντας καλύτερους συνδυασμούς εσόδων – εξόδων.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

### Βιβλία

- [6]. Katz, A. M. (2010). *Physiology of the Heart*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [10]. Snell R. (2009). *Κλινική ανατομική*. Αθήνα: Ιατρικές εκδόσεις Λίτσα.
- [25]. Πλέσσας Σ.Τ. (2010). *Κυκλοφορικό Σύστημα. Στο: Φυσιολογία του Ανθρώπου*. Αθήνα: Εκδόσεις ΦΑΡΜΑΚΟΝ-ΤΥΠΟΣ.
- [26]. Χαράτση - Γιωτάκη Ε. (2014). *Σύγχρονη Εσωτερική Παθολογία*. Ιωάννινα: Εκδόσεις ΙΔΙΩΤΙΚΗ.
- [27]. Στέφα Μ. (2002). *Αρτηριακή Υπέρταση*. Στο: *Καρδιολογική Νοσηλευτική* (Γ' έκδοση). Αθήνα: Εκδόσεις Θάνος Ν. Ιωαννίδης.
- [28]. Φερτάκης Α. (2009). *Παθολογική Φυσιολογία (Α+Β Τόμος)*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης.
- [34]. Jenkins, M. (2002). *Υπέρταση*. Αθήνα: Εκδόσεις Βασδέκης
- [39]. Russel, S. J., (2004). *Υψηλή πίεση*. Αθήνα: Εκδόσεις Διόπτρα.
- [40]. Κρεμαστινός, Δ., (2005). *Καρδιολογία*. Αθήνα: Εκδόσεις Πασχαλίδης.
- [41]. Meredith, P., Elliot, H., White, W., (2005). *Υπέρταση και συνοδά νοσήματα*. Αθήνα: Εκδόσεις Πασχαλίδης.
- [74]. Κιοσκερίδης Ιορδάνης, *ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ*. Εκδόσεις Τζιόλα, 2022.

### Internet Site

- [13]. Κουτσούρης (2017). Φυσιολογία της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογράφημα. Εθνικό Μετσόβειο Πολυτεχνείο. [online] Διαθέσιμο στο: [https://biomig.ntua.gr/courses/biom\\_eng\\_med\\_signal\\_analysis/ECG.pdf](https://biomig.ntua.gr/courses/biom_eng_med_signal_analysis/ECG.pdf)
- [14]. Μπουμπούλης, Ν. (2022). Αρρυθμίες. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.heartsurgery.gr/pathiseis-epembaseis/pathiseis-kardias/arrythmies>
- [16]. Cleveland Clinic (2021). *Sick Sinus Syndrome*. [online] Διαθέσιμο στο: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21789-sick-sinus-syndrome>
- [17]. iEfimerida (2022). Από τι πεθαίνουν οι περισσότεροι Έλληνες: «Θερίζουν» καρκίνοι και καρδιαγγειακά -Νέα έκθεση της ΕΛΣΤΑΤ. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.iefimerida.gr/ellada/aitithes-thanatoy-ellada-karkinoi-kardia-elstat>
- [21]. Υπουργείο Παιδείας, Έρευνας Και Θρησκευμάτων (2022). Βιολογία Α' Λυκείου – Βιβλίο Μαθητή. [online] Διαθέσιμο στο: [http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia\\_A-Lykeiou\\_html-empl/index3.html](http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index3.html)
- [23]. Παπαγεωργίου, Σ. (2015). Αιμοφόρα Αγγεία 3. Κυκλοφορικό Σύστημα. [online] Διαθέσιμο στο: <https://slideplayer.gr/slide/2885416/>

- [29]. ΕΛΣΤΑΤ (2019). Οι ΝΕΟΙ στην ΕΛΛΑΔΑ 2019. [online] Διαθέσιμο στο: <https://cutt.ly/c05UYYOU>
- [32]. WebMD (2022). Diastole vs. Systole: Know Your Blood Pressure Numbers. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.webmd.com/hypertension-high-blood-pressure/guide/diastolic-and-systolic-blood-pressure-know-your-numbers>
- [33]. Dr Μαρία Γούτου (2023). Αρτηριακή Υπέρταση. [online] Διαθέσιμο στο: <https://goutoumaria.gr/artiriaki-ipertash/>
- [36]. Εθνικός Οργανισμός Δημόσιας Υγείας (2022). Αρτηριακή Υπέρταση. [online] Διαθέσιμο στο: <https://eody.gov.gr/disease/artiriaki-ypertasi/>
- [44]. ΕΛΣΤΑΤ (2020). Έρευνα Υγείας: Έτος 2019. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.statistics.gr/documents/20181/5856c8ff-59cd-ae0-2883-f90e4b265706>
- [45]. Παπαδόπουλος, Κ. (2021). Ireland has lowest population share of high blood pressure - How about Greece and Cyprus?. Greek City Times. [online] Διαθέσιμο στο: <https://greekcitytimes.com/2021/10/01/ireland-has-lowest-population-share-of-high-blood-pressure-how-about-greece-and-cyprus/>
- [48]. OnMed (2017). Χαμηλή πίεση (υπόταση): Αιτίες, συμπτώματα & αντιμετώπιση. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.onmed.gr/ygeia/story/361416/xamili-piesi-ypotasi-aities-symptomata-antimetopisi>
- [54]. Μαραβέγιας, Ν. (2012). Υπόταση. [online] Διαθέσιμο στο: <https://nikmara.wordpress.com/2012/05/22/%CF%85%CF%80%CF%8C%CF%84%CE%B1%CF%83%CE%B7/>
- [55]. Dias, R. G. (2017). A Study on Sphygmomanometers. *Linkedin*. [online] Διαθέσιμο στο: <https://www.linkedin.com/pulse/study-sphygmomanometers-gaston-ravin-dias/>
- [57]. Καλογερόπουλος, Π. (2020). Σωστή μέτρηση της αρτηριακής πίεσης εκτός ιατρείου. *Hypertension Watch*. [online] Διαθέσιμο στο: <https://hypertensionwatch.com/2020/11/07/sosti-metrisi-tis-artiriakis-piesis-ektos-iatrioy/>
- [58]. Κέντρο Υπέρτασης (2022). Μέτρηση της πίεσης – Πιεσόμετρα. [online] Διαθέσιμο στο: <https://cutt.ly/92qZYp7>
- [59]. Τσιαντής, Ι. (2022). Σωστή Μέτρηση Αρτηριακής Πίεσης (Κατευθυντήριες οδηγίες Ευρωπαϊκής Εταιρείας Υπέρτασης 2021). [online] Διαθέσιμο στο: <https://cutt.ly/d2qZIUX>
- [60]. Ελληνική Εταιρεία Υπέρτασης (2023). Πληροφορίες για το κοινό. [online] Διαθέσιμο στο: <https://hypertasi.gr/el/%CF%80%CE%BB%CE%B7%CF%81%CE%BF%CF%86%CE%BF%CF%81%CE%B9%CE%B5%CF%82-%CE%B3%CE%B9%CE%B1-%CF%84%CE%B7%CE%BD-%CE%B1%CF%81%CF%84%CE%B7%CF%81%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%B7-%CF%80%CE%B9%CE%B5%CF%83%CE%B7.html>
- [78] Arduino cc. [online] Διαθέσιμο στο: <https://docs.arduino.cc/hardware/mkr-zero>

- [46]. Sharma, S., Hashmi, M. F., & Bhattacharya, P. T. (2022). Hypotension. In *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing.
- [61]. M. Lubin, D. Vray, S. Bonnet, “Blood pressure measurement by coupling an external pressure and photo-plethysmographic signals”, Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, F-38000 Grenoble, France , 2020.
- [62]. Liang-Yu Shyu, Member, IEEE, Yao-Lin Kao, Wen-Ya Tsai, and Weichih Hu, “Development of a Cuffless Blood Pressure Measurement System”, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA, 28 August - 1 September, 2012.
- [63]. Ravi Narasimhan, Tushar Parlikar, George Verghese and Michael V. McConnell, “Finger-Wearable Blood Pressure Monitor”, 40<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2018.
- [64]. Shinobu Tanaka, Masamichi Nogawa, Takehiro Yamakoshi and Ken-ichi Yamakoshi Member, IEEE, “Accuracy Assessment of a Noninvasive Device for Monitoring Beat-by-Beat Blood Pressure in the Radial Artery Using the Volume-Compensation Method”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 10, October 2007
- [65]. Shinobu Tanaka, Shumei Gao, Masamichi Nogawa, and Ken-ichi Yamakoshi, “Noninvasive Measurement of Instantaneous Radial Artery Blood Pressure”, *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*, 2005.
- [66]. Jennifer Zeilfelder, Matthias Diehl, Prof. Dr. Christian Pylatiuk, Prof. Dr. rer.nat. Wilhelm Stork, “Concept for a Permanent, Non-invasive Blood Pressure Measurement in the Ear”, *IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, 2019.
- [67]. Vinit Kumar Chugh, Kubera Kalyan, Anoop C. S., Amit Patra, Shubham Negi, “Analysis of a GMR-based plethysmograph transducer and its utility for real-time Blood Pressure measurement ”, 39<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology society (EMBC), 2017.
- [68]. Anand Chandrasekhar, Jayaraj Joseph, and mohanasankar Sivaprakasam, “A novel magnetic plethysmograph for non-invasive evaluation of arterial compliance”, In *Proc. IEEE EMBC, San Diego, CA, sept.2012*.
- [69]. Kubera Kalyan, Vinit Kumar Chugh, Anoop C. S., Member IEEE, “Non-Invasive Heart Rate Monitoring System using Giant Magneto Resistance Sensor”, 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016.
- [70]. Ting-Wei Wang , Wen-Xiang Chen , Hsiao-Wei Chu , and Shien-Fong Lin, “Single-Channel Bioimpedance Measurement for Wearable Continuous Blood Pressure Monitoring”, *IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement*, Vol. 70, 2021.
- [71]. Peng Fang, Yuhui Peng, Wan-Hua Lin, Yingying Wang, Shuting Wang, Xiaoqing Zhang, KaiWu, Guanglin Li, “Wrist Pulse Recording With a Wearable Piezoresistor – Piezoelectret Compound Sensing System and Its Applications in Health Monitoring ”, *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 18, sept. 2021.
- [72]. Edward J. Ciaccio and Gary M. Drzewiecki, Member, IEEE, “Tonometric arterial Pulse Sensor with Noise Cancellation”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 10, October 2008.

[73]. Saif Ahmad, Silu Chen, Karen Soueidan, "Electrocardiogram-Assisted Blood Pressure Estimation" *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 59, No. 3, March 2012.

#### Journal Articles

- [1]. Glenn, A., & Armstrong, C. E. (2019). Physiology of red and white blood cells. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 20(3), 170-174.
- [2]. Ashton, N. (2007). Physiology of red and white blood cells. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 8(5), 203-208.
- [3]. Gordon-Smith, T. (2013). Structure and function of red and white blood cells. *Medicine*, 41(4), 193-199.
- [4]. Hoffman, J. I., & Kaplan, S. (2002). The incidence of congenital heart disease. *Journal of the American college of cardiology*, 39(12), 1890-1900.
- [5]. Clark, A. J. (2015). *Comparative physiology of the heart*. Cambridge University Press.
- [7]. Weber, K. T., & Janicki, J. S. (1979). The metabolic demand and oxygen supply of the heart: physiologic and clinical considerations. *The American Journal of Cardiology*, 44(4), 722-729.
- [8]. Opie, L. H. (Ed.). (2004). *Heart physiology: from cell to circulation*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [9]. Mahadevan, V. (2018). Anatomy of the heart. *Surgery (Oxford)*, 36(2), 43-47.
- [11]. Anderson, R. H., Yanni, J., Boyett, M. R., Chandler, N. J., & Dobrzynski, H. (2009). The anatomy of the cardiac conduction system. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, 22(1), 99-113
- [12]. van Weerd, J. H., & Christoffels, V. M. (2016). The formation and function of the cardiac conduction system. *Development*, 143(2), 197-210.
- [15]. Geselowitz, D. B. (1989). On the theory of the electrocardiogram. *Proceedings of the IEEE*, 77(6), 857-876.
- [18]. Dobrin, P. B. (1978). Mechanical properties of arteries. *Physiological reviews*, 58(2), 397-460.
- [19]. Sokolis, D. P. (2007). Passive mechanical properties and structure of the aorta: segmental analysis. *Acta physiologica*, 190(4), 277-289.
- [20]. Lawson, N. D., & Weinstein, B. M. (2002). Arteries and veins: making a difference with zebrafish. *Nature Reviews Genetics*, 3(9), 674-682.
- [22]. Torres-Vázquez, J., Kamei, M., & Weinstein, B. M. (2003). Molecular distinction between arteries and veins. *Cell and tissue research*, 314(1), 43-59.
- [24]. Safar, M. E. (1989). Pulse pressure in essential hypertension: clinical and therapeutical implications. *Journal of hypertension*, 7(10), 769-776.
- [30]. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). (2012). Vital signs: awareness and treatment of uncontrolled hypertension among adults--United States, 2003-2010. *MMWR. Morbidity and mortality weekly report*, 61, 703-709.

- [31]. Sesso, H. D., Stampfer, M. J., Rosner, B., Hennekens, C. H., Gaziano, J. M., Manson, J. E., & Glynn, R. J. (2000). Systolic and diastolic blood pressure, pulse pressure, and mean arterial pressure as predictors of cardiovascular disease risk in men. *Hypertension*, *36*(5), 801-807.
- [35]. Valenzuela, P. L., Carrera-Bastos, P., Gálvez, B. G., Ruiz-Hurtado, G., Ordovas, J. M., Ruilope, L. M., & Lucia, A. (2021). Lifestyle interventions for the prevention and treatment of hypertension. *Nature Reviews Cardiology*, *18*(4), 251-275.
- [37]. Arauz-Pacheco, C., Parrott, M. A., & Raskin, P. (2002). The treatment of hypertension in adult patients with diabetes. *Diabetes care*, *25*(1), 134-147.
- [38]. Williams, B., Mancia, G., Spiering, W., Agabiti Rosei, E., Azizi, M., Burnier, M., ... & Desormais, I. (2018). 2018 Practice Guidelines for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology and the European Society of Hypertension. *Blood pressure*, *27*(6), 314-340.
- [42]. Oparil, S., & Schmieder, R. E. (2015). New approaches in the treatment of hypertension. *Circulation research*, *116*(6), 1074-1095.
- [43]. Kanbay, M., Turgut, F., Erkmén Uyar, M., Akcay, A., & Covic, A. (2008). Causes and mechanisms of nondipping hypertension. *Clinical and experimental hypertension*, *30*(7), 585-597.
- [47]. Juraschek, S. P., Hu, J. R., Cluett, J. L., Ishak, A., Mita, C., Lipsitz, L. A., ... & Mukamal, K. J. (2021). Effects of intensive blood pressure treatment on orthostatic hypotension: a systematic review and individual participant-based meta-analysis. *Annals of internal medicine*, *174*(1), 58-68.
- [49]. Arca, K. N., & Halker Singh, R. B. (2021). Dehydration and Headache. *Current pain and headache reports*, *25*(8), 1-6.
- [50]. Darand, M., Hassanizadeh, S., Martami, F., Shams-Rad, S., Mirzaei, M., & Hosseinzadeh, M. (2022). The association between B vitamins and the risk of COVID-19. *British Journal of Nutrition*, 1-26.
- [51]. Low, P. A., & Tomalia, V. A. (2015). Orthostatic hypotension: mechanisms, causes, management. *Journal of clinical neurology*, *11*(3), 220-226.
- [52]. Grubb, B. P., Kosinski, D. J., & Kanjwal, Y. (2003). Orthostatic hypotension: causes, classification, and treatment. *Pacing and clinical electrophysiology*, *26*(4p1), 892-901.
- [53]. Rouse, A., & Marshall, T. (2001). The extent and implications of sphygmomanometer calibration error in primary care. *Journal of human hypertension*, *15*(9), 587-591.
- [56]. Buchanan, S., Orris, P., & Karliner, J. (2011). Alternatives to the mercury sphygmomanometer. *Journal of public health policy*, *32*(1), 107-120.

#### Datasheets

- [75]. NPX semiconductors, “MPX5100, 0 to 100 kPa, Differential, Gauge, and Absolute, Integrated, Pressure Sensors”, Dec.2018.
- [76]. LinCMOS, “Precision Dual Operational Amplifiers TLC272, TLC272A, TLC272B, TLC272Y, TLC277”, feb.2002
- [77]. STMicroelectronics, “ LF00 SERIES Very Low Drop Voltage Regulators With Inhibit”, Aug. 2003.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : ΚΩΔΙΚΑΣ ΕΥΡΕΣΗΣ ΠΑΛΜΩΝ

```
#include <Arduino.h>

const int oscillationPin = A1;
const int pressurePin = A0;          // Analog pin for oscillation signal
const int pulseCountInterval = 10000; // Time interval for pulse count in
milliseconds (10 seconds)
const int pulseThreshold = 400;     // Threshold increased to 700

unsigned int pulseCount = 0;        // Number of pulses counted
unsigned long lastPulseCountTime = 0; // Time of the last pulse count
bool pulseInProgress = false;      // Flag to prevent counting multiple pulses
from one reading

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(oscillationPin, INPUT);
  pinMode(pressurePin, INPUT);
}

void loop() {
  // Read the raw oscillation value
  //unsigned int oscillationRaw = analogRead(oscillationPin);
  unsigned int oscillationRaw = analogRead(pressurePin);

  // Check if we're currently above the threshold
  if (oscillationRaw > pulseThreshold) {
    // If we weren't already above the threshold in the last iteration, count
    a pulse
    if (!pulseInProgress) {
      pulseCount++;
      pulseInProgress = true;
    }
  } else {
    // If we're below the threshold, clear the pulse in progress flag

```

```

    pulseInProgress = false;
}

unsigned long currentTime = millis();

// If 10 seconds have passed since the last pulse count...
if (currentTime - lastPulseCountTime >= pulseCountInterval) {
    // Calculate heart rate based on pulse count
    unsigned int heartRateBPM = pulseCount * 6 ;

    // Print heart rate
    Serial.println(heartRateBPM);
    //Serial.println(oscillationRaw);

    // Reset pulse count and update last pulse count time
    pulseCount = 0;
    lastPulseCountTime = currentTime;
}

delay(1); // A slight delay to reduce CPU load
}

```

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β : ΚΩΔΙΚΑΣ ΕΥΡΕΣΗΣ ΣΥΣΤΟΛΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗΣ ΠΙΕΣΗΣ

```

const int pressurePin = A0;           // Analog input pin for pressure signal
const int oscillationPin = A1;        // Analog input pin for oscillation
signal

const float VOLTAGE_MAX = 5.0;        // Maximum voltage of the sensor (5V)
const float PRESSURE_MAX = 100.0;     // Maximum pressure the sensor can
measure (100 kPa)

const float VOLTAGE_OFFSET = 0.088;  // Offset voltage of the sensor (0.088V)
const float PRESSURE_OFFSET = 0.5;    // Offset stability of the sensor (+-0.5
kPa)

```

```

const float PRESSURE_TO_MMHG = 7.50062; // Conversion factor from kPa to mmHg

const int SYSTOLIC_MAX_MMHG = 250; // Maximum systolic pressure in mmHg
const int DIASTOLIC_MAX_MMHG = 200; // Maximum diastolic pressure in mmHg
const int PULSES_THRESHOLD = 800; // Threshold value for pulse detection

const float AIR_PRESSURE_THRESHOLD = 2.0; // Threshold for air pressure
indication (kPa)

// Other constants and variables
int previousOscillationValue = 0;
int pulseCount = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  // Initialize any other components and configurations

  analogReference(AR_DEFAULT); // Set analog reference to default (3.3V on MKR
Zero)
}

void loop() {
  // Read pressure signal and oscillation signal
  int pressureValue = analogRead(pressurePin);
  int oscillationValue = analogRead(oscillationPin);

  // Convert pressure sensor reading to voltage
  float voltage = (pressureValue * VOLTAGE_MAX) / 4095.0;

  // Subtract the offset voltage
  voltage -= VOLTAGE_OFFSET;

  // Convert voltage to pressure in kPa
  float pressureKPa = (voltage * PRESSURE_MAX) / (VOLTAGE_MAX -
VOLTAGE_OFFSET);

```

```

// Apply offset stability correction
pressureKPa += PRESSURE_OFFSET;

// Convert pressure from kPa to mmHg
float pressureMmHg = pressureKPa * PRESSURE_TO_MMHG;

// Perform signal processing and calculate systolic and diastolic pressures
int systolicPressure = calculateSystolicPressure(pressureMmHg);
int diastolicPressure = calculateDiastolicPressure(pressureMmHg);

// Count pulses (heartbeat) using oscillation signal
countPulses(oscillationValue);

// Display results on Serial Monitor
Serial.print("Systolic Pressure: ");
Serial.print(systolicPressure);
Serial.println("mmHg");
Serial.print("Diastolic Pressure: ");
Serial.print(diastolicPressure);
Serial.println("mmHg");
Serial.print("Pulse Count: ");
Serial.println(pulseCount);

// Logical detection for air pressure indication
//if (pressureKPa > AIR_PRESSURE_THRESHOLD) {
//    Serial.println("Air Pressure: Inflated");
//} else {
//    Serial.println("Air Pressure: Deflated");
//}

// Print other values...

delay(2000); // Adjust delay as needed

```

```
}
```

```
int calculateSystolicPressure(float pressureMmHg) {  
    // Implement your systolic pressure calculation logic here  
    // For example: systolicPressure = pressureMmHg * some_factor  
    int systolicPressure = static_cast<int>(pressureMmHg * 2.0); // Adjust  
    factor as needed  
    if (systolicPressure > SYSTOLIC_MAX_MMHG) {  
        systolicPressure = SYSTOLIC_MAX_MMHG;  
    }  
    return systolicPressure;  
}
```

```
int calculateDiastolicPressure(float pressureMmHg) {  
    // Implement your diastolic pressure calculation logic here  
    // For example: diastolicPressure = pressureMmHg * some_other_factor  
    int diastolicPressure = static_cast<int>(pressureMmHg * 1.6); // Adjust  
    factor as needed  
    if (diastolicPressure > DIASTOLIC_MAX_MMHG) {  
        diastolicPressure = DIASTOLIC_MAX_MMHG;  
    }  
    return diastolicPressure;  
}
```