



ΔΙΕΘΝΕΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΤΗΣ ΕΛΛΑΔΟΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

**ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

*«Ανάπτυξη συσκευής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης
με τη μέθοδο της τονομετρίας»*

Των Φοιτητών

Μπερπέρης Παναγιώτης 517096

Δράκος Γεράσιμος 517032

Επιβλέπων

Ιορδάνης Κιοσκερίδης

Τίτλος Π.Ε. «Ανάπτυξη συσκευής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης με τη μέθοδο της
τονομετρίας»

Κωδικός Π.Ε. 21119

Ονοματεπώνυμο φοιτητών: Μπερπέρης Παναγιώτης, Δράκος Γεράσιμος

Ονοματεπώνυμο εισηγητή: Κιοσκερίδης Ιορδάνης

Ημερομηνία ανάληψης Π.Ε. 5/10/2021

Ημερομηνία περάτωσης Π.Ε. 19/1/2023

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 Γεράσιμου Δράκου και Παναγιώτη Μπερπέρη 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.

Περίληψη

Η πίεση του αίματος αποτελεί μια από τις πιο σημαντικές μετρήσεις που μπορούν να πραγματοποιηθούν στον ανθρώπινο οργανισμό καθώς μπορεί να δείξει αν η λειτουργία του είναι σωστή ή παρουσιάζεται πρόβλημα. Τόσο μια υψηλότερη όσο και μια χαμηλότερη μέτρηση της πίεσης από τα επιτρεπτά επίπεδα είναι ένα ίχνος πως κάποιο στοιχείο δεν λειτουργεί όπως θα έπρεπε στον οργανισμό και προκαλεί ασθένεια. Πολλές είναι οι μέθοδοι μέτρησης που μπορούν να χωριστούν σε επεμβατικές και μη επεμβατικές. Βέβαια, έχουν επικρατήσει οι μη επεμβατικές μέθοδοι σε μια προσπάθεια να μπορέσει και κάποιος ασθενής από το σπίτι του να μετρήσει την πίεση του. Η συγκεκριμένη εργασία προσπαθεί να παρουσιάσει την κατασκευή και τα οφέλη δημιουργίας ενός τονομέτρου για την μέτρηση της πίεσης, βασισμένη στο χαμηλό κόστος και στην ευκολία χρήσης του.

Λέξεις Κλειδιά: αρτηριακή πίεση, πιεσόμετρο, επεμβατική μέθοδος, μη επεμβατική μέθοδος

Abstract

Blood pressure is one of the most important measurements that can be made in the human body as it can show whether the body is functioning properly or if there is a problem. Both a higher and lower blood pressure reading than the permissible levels is a sign that an element is not functioning as it should in the body and is causing illness. There are many methods of measurement that can be divided into invasive and non-invasive. Of course, non-invasive methods have become predominant in an attempt to allow patients to measure their blood pressure from home. This paper attempts to present the construction and benefits of creating a tonometer for measuring pressure, based on its low cost and ease of use.

Keywords: blood pressure, blood pressure monitor, invasive method, invasive method, invasive method

Πίνακας περιεχομένων

Κεφάλαιο 1°	8
1.1 Εισαγωγή	8
1.2 Δομή της εργασίας	9
Κεφάλαιο 2°	11
2.1 Αρτηριακή πίεση	11
2.2 Η σημασία της πίεσης στο αίμα	14
2.3 Τύποι αρτηριακής πίεσης	16
2.4 Όργανα μέτρησης της πίεσης του αίματος	18
2.5.1 Άμεσες τεχνικές μέτρησης	21
2.5.1.1 Επεμβατική μέθοδος με καθετήρα	23
2.5.1.2 Μέθοδος CVP με αιματηρή μέθοδο	25
2.5.2 Έμμεσες τεχνικές μέτρησης	27
2.5.3 Μέθοδος ακρόασης με υδραργυρικό μανόμετρο	31
2.5.4 Μέθοδος ακρόασης με ηλεκτρονικό πιεσόμετρο (ταλαντωσιμετρία)	32
2.5.5 Μέθοδος της ψηλάφησης	33
2.5.6 Υπέρ-ήχος και υπό-ήχος	33
2.5.7 Νοσοκομειακή τεχνική παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης	34
2.5.8 Πληθυσμογραφικές τεχνικές	35
2.5.9 Υπερηχογραφική καταγραφή μεταβολής αρτηριακής πίεσης	36
2.5.10 Δυναμική τεχνική παλμού	37
2.6 Ιστορική αναδρομή σχετικά με τους μεθόδους μέτρησης	37
2.7 Μέθοδος τονομετρίας	39
2.7.1 Η διαδικασία της τονομετρίας	41
2.7.2 Αρτηριακή τονομετρία	43
Κεφάλαιο 3°	45
3.1 Προβληματική	45
3.2 Στόχος της κατασκευής	46
3.3 Σχεδιασμός	46
3.4 Υλικά που χρησιμοποιήθηκαν	49
3.5 Αισθητήρια	
Πίεσης.....	50
3.6 Ενισχυτής	
AD623.....	52
Κεφάλαιο 4°	
.....	54

4.1 Κατασκευή τονόμετρου με το MPX2300.....	56
4.2 Υλοποίηση πρώτου τονομετρου.....	58
4.3 Μελέτη περίπτωσης.....	59
4.4 Κατασκευή τονόμετρου με το FSR: SEN0065.....	61
4.5 Υλοποίηση δευτερου τονομετρου.....	62
Κεφάλαιο 5	
5.1 Προβλήματα.....	64
5.2 Συμπεράσματα.....	6
5	
Βιβλιογραφία	66

Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1: Μέτρηση της δύναμης που ασκείται στα τοιχώματα των αρτηριών	10
Εικόνα 2: Κυκλοφορία του αίματος στη καρδιά	10
Εικόνα 3: Απεικόνιση του τρόπου λειτουργίας της πίεσης	11
Εικόνα 4: Συμβατικό απλό πιεσόμετρο	18
Εικόνα 5: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο	18
Εικόνα 6: Πιεσόμετρο με υδράργυρο	18
Εικόνα 7: Κυματομορφή πίεση (συστολική και διαστολική) σε μόνιτορ κατηγορίας invasive	21
Εικόνα 8: Επεμβατική μέθοδος	23
Εικόνα 9: Θέσεις εισαγωγή καθετήρα	24
Εικόνα 10: Μέθοδος CVP	25
Εικόνα 11: Ταλαντομετρική μέθοδος	26
Εικόνα 12: Συστολική και διαστολική πίεση-απεικόνιση	27
Εικόνα 13: Πίεση με κλιμακωτό ξεφούσκωμα της περιχειρίδας	28
Εικόνα 14 : Κυματομορφή της πίεσης του αίματος, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο oscillator	29
Εικόνα 15: Μανόμετρο	30
Εικόνα 16: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο τελευταίας γενιάς	31
Εικόνα 17: Εργαλείο μέτρησης πίεσης με την μέθοδο ABPM	33
Εικόνα 18: Πληθυσμογραφία δακτύλου με χρήση ψηφιακού μέσου	34

Εικόνα 19: Τονόμετρο	38
Εικόνα 20: Διάφορες συσκευές για τονομέτρηση (Hyung-Kew, Chang, & Yoon, 2006)	39
Εικόνα 21: Μέθοδος τονομετρίας	2
Εικόνα 22: Εφαρμογή τονομετρίας-απεικόνιση (Κωνσταντινίδης, 2021)	40
Εικόνα 23: Τελική μορφή κατασκευής	46
Εικόνα 24: Αισθητήρας 1, οψεις (NXP,website,2022).....	49
Εικόνα 25: Αισθητήρας 2 (FSR) (interlink electronics, 2020).....	50
Εικόνα 26 & 27: Σχηματικό τονόμετρου.....	51
Εικόνα 28: Ενισχυτής της κατασκευής.....	52
Εικόνα 29: Εσωτερικό κύκλωμα ενισχυτή.....	52
Εικόνα 30: Δοκιμαστικές μετρήσεις.....	54
Εικόνα 31: Σύστολή και Διαστολή στις μετρήσεις.....	56
Εικόνα 32: SEN0065.....	57
Εικόνα 33: Σχεδιασμός εναλλακτικού τονόμετρου.....	57
Εικόνα 34: Εργαστηριακή δοκιμή.....	58
Εικόνα 35: Δοκιμαστικές μετρήσεις.....	59
Εικόνα 36: Πειραματικές Κυματομορφές.....	63

Πίνακας Σχημάτων

Σχήμα 1: Αισθητήρας αρτηριακού παλμού-περίβλημα	44
Σχήμα 2: Μοφροτροπέας	45
Σχήμα 3: Τονομετρία κατασκευής	45
Σχήμα 4: Μοντέλο αεροθαλάμου	46

Κεφάλαιο 1^ο

Το συγκεκριμένο κεφάλαιο είναι εισαγωγικό και ασχολείται με το περίγραμμα και την δομή της εργασίας ώστε να μπορέσει να δώσει στον αναγνώστη μια πρόγευση για όσα ακολουθήσουν στο κύριο μέρος της εργασίας.

1.1 Εισαγωγή

Η πίεση του αίματος είναι μια από τις πιο σημαντικές μετρήσεις που μπορούν να πραγματοποιηθούν στο ανθρώπινο σώμα και χάρη σε αυτή φαίνεται η κατάσταση της υγείας ενός ατόμου. Πολλές φορές μια λάθος ανάγνωση της αρτηριακής πίεσης μπορεί να οδηγήσει σε διάφορες ασθένειες οι οποίες ωστόσο μπορούν να καταπολεμηθούν με θεραπεία. Στη διεθνή αλλά και ελληνική βιβλιογραφία οι ασθένειες που συνδέονται με την αρτηριακή πίεση ονομάζονται πολύ συχνά ως «σιωπηλοί δολοφόνοι» (Friedman, Bordon, & Medero, 1994). Ο λόγος αυτής της ονομασίας είναι γιατί μπορεί το άτομο να μην έχει αντιληφθεί πως έχει πρόβλημα που προέρχεται από την αρτηριακή πίεση ή ακόμα και αν έχει καταλάβει πως έχει δημιουργηθεί πρόβλημα να μην ξέρει από τι προέρχεται και πώς να το αντιμετωπίσει (BEEVERS, 2000).

Στις συνέπειες που μπορούν να προκληθούν από την αρτηριακή πίεση και εμφανίζονται πιο συχνά συγκαταλέγονται η καρδιακή δυσλειτουργία και διάφορα προβλήματα σε όργανα του ανθρώπινου σώματος. Η επιστημονική κοινότητα πολλά χρόνια πριν έχοντας λάβει υπόψη το σύνολο των ασθενειών που μπορούν να εμφανιστούν έχοντας ως ερέθισμα την αρτηριακή πίεση και το πόσο επιβλαβής είναι επισημαίνει τα προληπτικά μέτρα που πρέπει σε κάθε περίπτωση να ληφθούν.

Η υψηλή αρτηριακή πίεση είναι μια ασθένεια που αναπτύσσεται με μορφή επιδημίας κυρίως σε ανεπτυγμένες χώρες. Πολλές μελέτες που ασχολούνται με την στατιστική του θέματος δείχνουν ένα μεγάλο αριθμό από περιπτώσεις των τελευταίων δεκαετιών να εμφανίζονται συχνά (Williams, Poulter, & Brown, 2004). Κατά αυτόν τον τρόπο είναι κύρια η αντίληψη πως η πρόληψη και ο έλεγχος της συγκεκριμένης ασθένειας είναι προτιμότερος και πολύ καλύτερος από ότι η θεραπεία της. περιπτώσεων των τελευταίων δεκαετιών, η οποία δημιουργεί την αντίληψη ότι η πρόληψη και ο έλεγχος αυτής της ασθένειας, είναι πολύ καλύτερος από ότι η θεραπεία του (ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΗ ΕΤΑΙΡΕΙΑ, 2020).

Στις μέρες μας η ανάγκη για ολοένα και περισσότερες αξιόπιστες ιατρικές τεχνολογίες που θα αναλύουν σωστά τις περιπτώσεις αυτές είναι παραπάνω από επιθυμητές. Οι ασθενείς ή μη επιθυμούν να μπορούν να κάνουν διάγνωση από μόνοι τους αν υπάρχει η διασφάλιση πως η καταγραφή θα είναι ακριβής ιδίως στη πάροδο του χρόνου. Η συγκεκριμένη εργασία εστιάζει στη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης με την μέθοδο της τοπομετρίας ως μια νέα μέθοδο μέτρησης (Carretero & Oparil, 2000).

Ο σκοπός της συγκεκριμένης εργασίας είναι να μελετήσει την ασθένεια της αρτηριακής πίεσης, να παραθέσει στοιχεία για τον τρόπο με τον οποίο δημιουργείται και τις συνέπειες της, να δώσει τις απόψεις ακαδημαϊκών από την διεθνή βιβλιογραφία στο ζήτημα και έπειτα να παρουσιάσει μια εναλλακτική μέθοδο μέτρησης που θα βασίζεται σε ένα όργανο τονομετρίας.

Ο στόχος της εργασίας είναι με βάση τα στοιχεία της θεωρίας και τις ακαδημαϊκές γνώσεις να δημιουργήσει στο πρακτικό μέρος αυτής ένα εργαλείο που θα βοηθά το άτομο να μετρά την πίεση του ατομικά χωρίς να χρειάζεται να επισκεφθεί κάποιο κέντρο υγείας ή φαρμακείο. Η μελέτη βασίζεται στη κατασκευή του οργάνου αυτού με πρωταρχικό στόχο την διασφάλιση ακρίβειας στη μέτρηση με την χρήση της τελευταίας τεχνολογίας.

1.2 Δομή της εργασίας

Η συγκεκριμένη εργασία αποτελείται από πέντε κεφάλαια. Το πρώτο κεφάλαιο είναι αυτό της εισαγωγής και της δομής της εργασίας. Το δεύτερο κεφάλαιο αποτελεί και το θεωρητικό πλαίσιο της εργασίας, σε αυτό δίνεται όλη η θεωρία σχετικά με την

αρτηριακή πίεση, τους τρόπους μέτρησης της και ιδιαίτερα την μέθοδο της τοπομετρίας. Το τρίτο κεφάλαιο είναι το ερευνητικό μέρος που ασχολείται με το σχεδιασμό και τους στόχους του πειράματος. Το τέταρτο κεφάλαιο είναι αφιερωμένο στη κατασκευή του έργου, την προσπάθεια δηλαδή δημιουργίας του τονομέτρου και την ανάλυση του σκεπτικού πίσω από την κατασκευή του. Τέλος, το πέμπτο κεφάλαιο είναι και το κεφάλαιο που σηματοδοτεί το τέλος της εργασίας.

Πιο αναλυτικά, το πρώτο κεφάλαιο είναι το εισαγωγικό. Πρόκειται για απαραίτητο κεφάλαιο σε κάθε εργασία για να μπορέσει ο αναγνώστης ανεξάρτητα από το ακαδημαϊκό του επίπεδο να αντιληφθεί τον λόγο ύπαρξης της εργασίας, την προβληματική της αλλά και όσα στοιχεία θεωρεί πως μπορεί να προσδώσει στη διεθνή βιβλιογραφία και εν προκειμένω στο χώρο της ιατρικής.

Η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη: θεωρητικό και πρακτικό. Το θεωρητικό μέρος αποτελείται από το δεύτερο κεφάλαιο. Εδώ αρχικά δίνονται στοιχεία για την αρτηριακή πίεση, τι είδους ασθένεια είναι και τους τρόπους με τους οποίους μπορεί να προκύψει αλλά και σημαντικά στοιχεία, στατιστικά τα περισσότερα σχετικά με τα άτομα που προσβάλλει παγκοσμίως. Στη συνέχεια αναλύονται οι πιο δημοφιλείς μέθοδοι μέτρησης ενώ δίνεται και η ιστορική αναδρομή σε μεθόδους μετρήσεων από τα πρώτα χρόνια της ιατρικής επιστήμης. Το συγκεκριμένο κεφάλαιο ολοκληρώνεται με την μέθοδο της τοπομετρίας, την ανάλυση της και σχόλια για αυτήν.

Το πρακτικό μέρος ξεκινά με το κεφάλαιο τρίτο. Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο αναλύεται ο στόχος της κατασκευής του τονομέτρου και παρουσιάζεται αναλυτικά ο τρόπος σχεδιασμού και κατασκευής του. Εκτός από τα παραπάνω παρουσιάζονται αναλυτικά τα υλικά τα οποία χρησιμοποιήθηκαν αλλά και ο τρόπος με τον οποίο χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή. Το τέταρτο κεφάλαιο αφορά την κατασκευή του τονομέτρου. Κυρίως εδώ γίνονται αναφορές στο ιστορικό της κατασκευής, στις δοκιμαστικές μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν καθώς και στα αποτελέσματα αυτών.

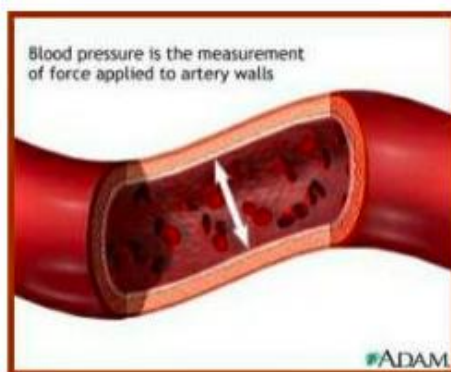
Η εργασία ολοκληρώνεται με το πέμπτο κεφάλαιο το οποίο εμπεριέχει τα συμπεράσματα από τα δύο μέρη της εργασίας με ιδιαίτερη έμφαση να δίνεται σε αυτά του πρακτικού μέρους. Σε αυτό το κεφάλαιο δίνονται προτάσεις για μελλοντική έρευνα βάση της παρούσας διπλωματικής ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζονται και οι περιορισμοί που αντιμετώπισε η συγκεκριμένη.

Κεφάλαιο 2^ο

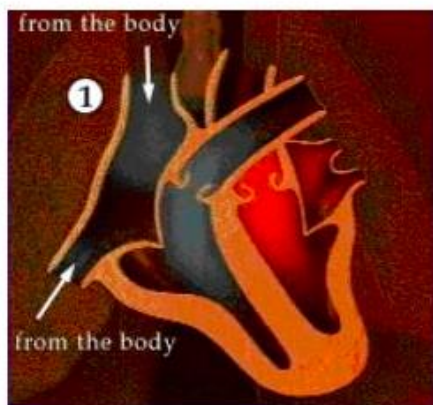
Το συγκεκριμένο κεφάλαιο αφορά το θεωρητικό πλαίσιο της εργασίας. Εδώ θα αναλυθούν όλες οι σχετικές θεωρίες που αφορούν την αρτηριακή πίεση, τον τρόπο μέτρησης της, ιστορικά στοιχεία για άλλους τρόπους μέτρησης ενώ θα αναλυθεί και η μέθοδος της τοπομετρίας.

2.1 Αρτηριακή πίεση

Η αρτηριακή πίεση ορίζεται ως η πίεση που ασκείται στα τοιχώματα των μεγάλων αρτηριών καθώς το αίμα κυκλοφορεί μέσα σε αυτές (Όμιλος Ευρωκλινικής, 2022). Αποτελεί την συνισταμένη δύο δυνάμεων. Η μια δύναμη δημιουργείται από την καρδιά, αφού είναι εκείνη που στέλνει αίμα στις αρτηρίες μέσω του κυκλοφορικού συστήματος. Η άλλη δύναμη αφορά τις αρτηρίες που έχουν ως έργο τους την αντίσταση στη ροή του αίματος. Στις **Εικόνες 1** και **2** φαίνονται αυτά τα στοιχεία που περιγράφονται.



Εικόνα 1: Μέτρηση της δύναμης που ασκείται στα τοιχώματα των αρτηριών



Εικόνα 2: Κυκλοφορία του αίματος στη καρδιά

Επομένως, η αρτηριακή πίεση εξαρτάται από το αίμα που θα στείλει η καρδιά σε κάθε συστολή και από την αντίσταση που προβάλλουν τα αγγεία σε κάθε αλλαγή σε ένα από τις δυο αυτές παραμέτρους (**Εικόνα 3**) Έτσι με την μέτρηση της μπορούμε να πάρουμε πληροφορίες για την κατάσταση της καρδιάς, των αρτηριών, και την καρδιακή παροχή αίματος. Η καταγραφή της γίνεται με δυο αριθμούς και η μέτρηση της πραγματοποιείται σε χιλιοστά στήλης υδράργυρου (mmHg). Οι δύο αυτοί αριθμοί είναι η συστολική πίεση(μεγάλη πίεση) "με" διαστολική πίεση(μικρή πίεση) (ΕΟΔΥ, 2022).

Εικόνα 3: Απεικόνιση του τρόπου λειτουργίας της πίεσης

Για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση συνήθως ο γιατρός είναι εκείνος που τοποθετεί ένα ειδικό εργαλείο, την περιχειρίδα γύρω από το βραχίονα και αρχίζει να την φουσκώνει. Η πίεση που ασκείται από τη μανσέτα, θα μπλοκάρει την ροή του αίματος στο αγγείο. Καθώς η πίεση απελευθερώνεται αργά, ξεφουσκώνοντας την μανσέτα το αίμα αρχίζει να ρέει και πάλι και ο γιατρός μπορεί να ακούσει τη ροή του αίματος χρησιμοποιώντας ένα στηθοσκόπιο. Ο αριθμός κατά τον οποίο το αίμα αρχίζει να ρέει και πάλι, καταγράφεται ως η μέγιστη πίεση εξόδου από την καρδιά και είναι ο αριθμός 120 για το παράδειγμα. Αυτός ο αριθμός είναι η συστολική πίεση. Στη συνέχεια, ο γιατρός θα συνεχίσει την απελευθέρωση της πίεσης συνεχίζοντας το ξεφούσκωμα της περιχειρίδας και ακούει μέχρι να μην υπάρχει ήχος. Ο επόμενος αριθμός, έστω 80

δείχνει την πίεση στο σύστημα, όταν η καρδιά είναι χαλαρή (διαστολική) (Chemla, Teboul, & Richard, 2008).

Σύμφωνα με στοιχεία από την Αμερικάνικη Ένωση Καρδιολογίας (American Heart Association), η βέλτιστη πίεση του αίματος σε σχέση με ένα καρδιαγγειακό κίνδυνο είναι μικρότερη από 120/80 mmHg. Από την άλλη πλευρά βέβαια ασυνήθιστα χαμηλές μετρήσεις θα πρέπει να αξιολογούνται για να αποκλείσουμε άλλα ιατρικά αίτια. Εάν ο ασθενής παρουσιάζει χαμηλές αναγνώσεις πίεσης για αρκετές μετρήσεις, υπάρχει πιθανότητα να έχει χαμηλή αρτηριακή πίεση (υπόταση). Η συστολική πίεση μεταξύ 120 και 139 mmHg ή η διαστολική πίεση μεταξύ του 80 και 89 mmHg θεωρείται επικίνδυνη ώστε να υπάρχει υψηλή αρτηριακή πίεση (προ-υπέρταση). Επιπλέον, αρτηριακή πίεση 140/90 mmHg θεωρείται αυξημένα υψηλή (υπέρταση) (American Heart Association, 2022). Τα φάσματα της αρτηριακής πίεσης και η κατηγοριοποίηση τους, που συνιστά η Αμερικάνικη Ένωση Καρδιολογίας παρουσιάζονται στον **Πίνακα 1 και 2**.

Κατηγορία	Συστολική (mmHg)	Διαστολική (mmHg)
Κανονική	<130	<85
Προ-υπέρταση	130-139	85-89
Υπέρταση		
Στάδιο 1 (Ήπιο)	140-159	90-99
Στάδιο 2 (Μέτριο)	160-179	100-109
Στάδιο 3 (Σοβαρό)	180-209	110-119
Στάδιο 4 (Πολύ σοβαρό)	≥ 210	≥ 120

Πίνακας 1: Εμβέλεια αρτηριακής πίεσης (American Heart Association, 2022)

Η ανάγνωση της αρτηριακής πίεσης είναι γνωστό ότι αλλάζει ανάλογα τον άνθρωπο. Μια γενική σύσταση από τους ειδικούς είναι πως ιδανικά, η αρτηριακή πίεση θα πρέπει να ελέγχεται τουλάχιστον δύο φορές το χρόνο και πρέπει να ελέγχεται πιο συχνά αν είναι υψηλή. Μερικοί από τους παράγοντες που επηρεάζουν την αρτηριακή πίεση μπορεί να ταξινομηθούν σε διάφορες κατηγορίες όπως το φύλο , ο τρόπο ζωής η ηλικία και πολλοί άλλοι (Ulrich, Klaus, & Manfred, 2004).

Blood Pressure Stages

Blood Pressure Category	Systolic mm Hg (upper #)		Diastolic mm Hg (lower #)
Normal	less than 120	and	less than 80
Elevated	120-129	and	less than 80
High Blood Pressure (Hypertension) Stage 1	130-139	or	80-89
High Blood Pressure (Hypertension) Stage 2	140 or higher	or	90 or higher
Hypertensive Crisis (Seek Emergency Care)	higher than 180	and/or	higher than 120

Source: American Heart Association

Πίνακας 2: Επίπεδα αρτηριακής πίεσης

2.2 Η σημασία της πίεσης στο αίμα

Στις μέρες μας οι πολύ υψηλές τιμές αρτηριακής πίεσης θεωρούνται μια συνηθισμένη κατά τα άλλα κατάσταση για την σύγχρονη κοινωνία. Σύμφωνα με υπολογισμούς ένας στους πέντε Αμερικανούς, δηλαδή περίπου 50 εκατομμύρια άνθρωποι, υποφέρουν από υψηλή αρτηριακή πίεση. Γενικά, από άποψη φύλου περισσότερο οι άνδρες από ότι οι γυναίκες έχουν υψηλή αρτηριακή πίεση, και ο αριθμός των πασχόντων και των δύο φύλων αυξάνεται ραγδαία με την ηλικία. Περίπου το 5% των περιπτώσεων της υψηλής αρτηριακής πίεσης προκαλείται από προβλήματα στα νεφρά, αλλά τα αίτια για το άλλο 95% των περιπτώσεων είναι άγνωστα. Υπάρχουν μια σειρά από παράγοντες, όπως η φυλή, η ηλικία, η παχυσαρκία, το στρες, το κάπνισμα και η έλλειψη άσκησης που μπορούν να συμβάλουν στην πιθανότητα ένας άνθρωπος να αναπτύξει υψηλή πίεση, αλλά συνήθως δεν είναι μια αιτία αυτών άμεσα υπεύθυνη.

Βέβαια, η πλειοψηφία των ατόμων με υψηλή αρτηριακή πίεση δεν βιώνουν συμπτώματα, αλλά αν αφηθεί χωρίς θεραπεία η υπέρταση μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά προβλήματα υγείας. Συνεπώς, η παρακολούθηση της πίεσης είναι ζωτικής σημασίας προκειμένου να μπορέσουν να εντοπιστούν περιπτώσεις με υψηλή πίεση και να θεραπευτούν έγκαιρα πριν αναπτυχθούν προβλήματα υγείας. Η παρατεταμένη υψηλή αρτηριακή πίεση βλάπτει την “επένδυση” των αρτηριακών τοιχωμάτων, καθιστώντας τα παχιά και σκληρά. Αυτή η κατάσταση είναι γνωστή ως αρτηριοσκλήρυνση. Η χοληστερόλη είναι πιο πιθανό να προσκολλιέται στα κατεστραμμένα τοιχώματα των αρτηριών, στενεύοντας τις αρτηρίες και κατά συνέπεια

εμποδίζοντας το αίμα να ρέει διαμέσου του σώματος σωστά. Η καρδιά πρέπει να εργαστεί περισσότερο για να αντισταθμίσει την στένωση των αρτηριών. Με την πάροδο του χρόνου αυτό προκαλεί στην καρδιά πρήξιμο και παραμόρφωση, τελικά, σταματά να λειτουργήσει κανονικά, με αποτέλεσμα υγρά να διοχετεύονται εντός των πνευμόνων (Annamma, Rekha, & Jadhav, 2007).

Στην περίπτωση που η καρδιά δεν μπορεί να λειτουργήσει αρκετά σκληρά για να αντισταθμίσει τη στένωση των αρτηριών, τότε λιγότερο αίμα διοχετεύεται στο σώμα από την καρδιά. Λιγότερη ροή αίματος προς την καρδιά μπορεί να προκαλέσει πόνο στο στήθος και στηθάγχη, και τελικά η ροή μπορεί να σταματήσει τελείως, προκαλώντας καρδιακή προσβολή. Η λειτουργία των νεφρών είναι να φιλτράρουν τα απόβλητα από το αίμα, αλλά εάν η ροή του αίματος σε αυτά μειώνεται τότε γίνονται λιγότερο αποτελεσματικά και τα απόβλητα συσσωρεύονται στο αίμα. Τελικά μπορεί να αποτύχουν τελείως να καταστραφούν και ο μόνος δρόμος είναι η αιμοκάθαρση ή μεταμόσχευση νεφρού (O'Brien, Pickering, & Asmar, 2002).

Η υψηλή αρτηριακή πίεση μπορεί επίσης να οδηγήσει σε εγκεφαλική βλάβη και μειωμένη όραση. Εάν ένας θρόμβος αίματος εμφανιστεί σε μία από τις στενώσεις των αρτηριών που οδηγούν στον εγκέφαλο ένα θρομβωτικό εγκεφαλικό επεισόδιο μπορεί να συμβεί. Εναλλακτικά τα αδύνατα αιμοφόρα αγγεία στον εγκέφαλο μπορεί να σπάσουν λόγω της υψηλής πίεσης και οδηγούμαστε σε αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο. Μια 25-ετή μελέτη 11.000 ατόμων επιβεβαίωσε ότι οι νεαροί άνδρες με υψηλή αρτηριακή πίεση είναι πιο πιθανό να πεθάνουν από καρδιακή νόσο ή άλλες αιτίες από εκείνους με φυσιολογική αρτηριακή πίεση, και αυτό μεταφράζεται σε μια εκτίμηση μικρότερου προσδόκιμου ζωής από δύο έως τεσσάρων χρόνια. Οι ερευνητές ζητούν πλέον από όλο το πληθυσμό για πρόληψη από την αυξημένη αρτηριακής πίεση μέσω υγιούς τρόπου ζωής και τον έλεγχο για τον εντοπισμό αυξημένης αρτηριακής πίεσης σε παιδιά, εφήβους και σε νεαρούς ενήλικες, γιατί ο έλεγχος της πίεσης και τα προβλήματα που την ακολουθούν μπορούν να ξεκινήσουν πολύ νωρίς (Mengden, Chamontin, Chau, Gamiz, & Chanudet, 2000).

2.3 Τύποι αρτηριακής πίεσης

Υπάρχουν χρόνιες παθήσεις οι οποίες οφείλονται στην πίεση που ασκεί το αίμα στις αρτηρίες. Ανάλογα με τον βαθμό πίεσης και ροής του αίματος παρατηρούνται οι εξής δυο παθήσεις: υπέρταση και υπόταση. Η υπέρταση αφορά τα άτομα που παρουσιάζουν αυξημένη πίεση στις αρτηρίες τους με αποτέλεσμα την αύξηση του καρδιακού ρυθμού. Η υπέρταση μπορεί να θεωρηθεί ως ο κύριος παράγοντας για εμφάνιση της καρδιακής και νεφρικής νόσου για τον λόγο αυτό θεωρείται μια από τους σημαντικότερους παράγοντες κινδύνου θνητότητας.

Ο κίνδυνος εμφάνισης της υπέρτασης αυξάνεται αναλογικά με την ηλικία. Στους ενήλικες με ιδιοπαθή αρτηριακή πίεση δεν έχει αναγνωριστεί ο κύριος παράγοντας της αύξησης της πίεσης. Στη μειονότητα της δευτεροπαθή αρτηριακής πίεσης, τα κύρια αίτια αφορούν χρόνιες παθήσεις και νοήματα. Αν και θεωρείται πιο σπάνιο το πρόβλημα υπέρτασης στα παιδιά και τους εφήβους, την τελευταία εικοσαετία έχει διαπιστωθεί αύξηση ποσοστού υπέρτασης σε αυτήν την ηλικία. Μετα από έρευνες οι γιατροί καταλήξανε ότι ο κύριος παράγοντας είναι η αυξημένη παιδική παχυσαρκία καθώς και ο τρόπος ζωής των παιδιών - έφηβων. Συγκεκριμένα η μηδαμινή έως μηδενική σωματική δραστηριότητα και η έντονη ενασχόληση με ηλεκτρονική τεχνολογία αυξάνουν την πιθανότητα υπέρτασης. Από την άλλη πλευρά υπάρχουν και τα νοσήματα όπως βλάβη νεφρών, στένωση νεφρικής αρτηρίας που μπορούν να συμβάλουν στην υψηλή πίεση. Αντιθέτως η υπόταση αφορά άτομα που η πίεση στις αρτηρίες τους είναι χαμηλότερες (William & Elliott, 2007).

Όταν πρόκειται για **κανονική πίεση** οι τιμές οι οποίες είναι μικρότερες από 120mm Hg για την συστολική και κάτω από 80mm Hg για την διαστολική είναι οι επιτρεπτές.. Έτσι προκύπτει ότι το άτομο ακολουθεί έναν υγιεινό τρόπο ζωής και δεν παρουσιάζει προβλήματα με την καρδιά. Στην **αυξημένη αρτηριακή πίεση** οι τιμές διακυμαίνονται ανάμεσα 120-129mm Hg για την συστολική και λιγότερο από 80 για την διαστολική. Τότε το άτομο παρουσιάζει πρόβλημα με την πίεση του το οποίο χρειάζεται παρακολούθηση.

Τα στάδια της **υπέρτασης** είναι τρία. Το πρώτο στάδιο αφορά τις τιμές μεταξύ 130-139mm Hg για την συστολική ή 80-89 για την διαστολική. Το άτομο χρειάζεται ιατρική συνταγογράφηση φαρμάκων και αλλαγή στην ποιότητα ζωής του. Υπάρχει μεγάλος κίνδυνος για αθηροσκληρωτική καρδιακή νόσο (καρδιακή προσβολή ή εγκεφαλικό).

Στο 2^ο στάδιο οι τιμές βρίσκονται 140mm Hg και πάνω για την συστολική και 90mm Hg και πάνω για την διαστολική. Παρομοίως το άτομο πρέπει να λάβει πιο δυνατή αγωγή φαρμάκων και να αλλάξει το τρόπο ζωής του. Στην υπερτασική κρίση οι τιμές είναι υψηλότερες από 180mm Hg για την συστολική και 120mm Hg για την διαστολική. Πρέπει κατευθείαν το άτομο να επικοινωνήσει με τον γιατρό του. Σε αυτήν την κατηγορία το άτομο μπορεί να παρουσιάσει δύσπνοια, πόνο στην πλάτη, αλλαγή στην όραση, μούδιασμα ή ακόμα και δυσκολία στην ομιλία.

Η υπέρταση ταξινομείται είτε ως πρωτογενής (ουσιαστική) υπέρταση είτε ως δευτεροπαθής υπέρταση. Η πρωτογενής (ιδιοπαθής) αρτηριακή υπέρταση είναι η πιο συχνή μορφή υπέρτασης και αντιπροσωπεύει το 90-95% όλων των περιπτώσεων υπέρτασης. Σε όλες σχεδόν τις σύγχρονες κοινωνίες, η πίεση του αίματος αυξάνεται με τη γήρανση και υπάρχει σημαντικός κίνδυνος να γίνει κανείς υπερτασικός σε μεγαλύτερη ηλικία. Η υπέρταση είναι αποτέλεσμα μιας πολύπλοκης αλληλεπίδρασης γονιδίων και περιβαλλοντικών παραγόντων. Έχουν εντοπιστεί πολλά κοινά γονίδια με μικρές επιπτώσεις στην αρτηριακή πίεση καθώς και ορισμένα σπάνια γονίδια με σοβαρές επιπτώσεις στην αρτηριακή πίεση. Παρόλα αυτά η γενετική βάση της υπέρτασης δεν έχει γίνει δεόντως κατανοητή (Mubarak, JibrilM, & TasneemM, 2020).

Υπάρχουν διάφοροι περιβαλλοντικοί παράγοντες οι οποίοι μπορούν να επηρεάσουν την αρτηριακή πίεση. Παράγοντες που συνδέονται άμεσα με τον τρόπο ζωής και μπορούν να οδηγήσουν σε μείωση της αρτηριακής πίεσης περιλαμβάνουν τη μειωμένη πρόσληψη αλατιού, την αυξημένη κατανάλωση φρούτων και προϊόντων με χαμηλή περιεκτικότητα σε λίπος (δίαιτα DASH - Διαιτητικές Προσεγγίσεις για να Ανακόψετε την Υπέρταση). Ο πιθανός ρόλος άλλων παραγόντων όπως άγχος, κατανάλωση καφεΐνης και η ανεπάρκεια βιταμίνης D είναι λιγότερο σαφής. Η αντίσταση στην ινσουλίνη, η οποία είναι κοινή στην παχυσαρκία και είναι ένα στοιχείο του σύνδρομο X, πιστεύεται επίσης ότι συμβάλλει στην αρτηριακή υπέρταση. Πρόσφατες μελέτες αναδεικνύουν τους παράγοντες της πρώιμης παιδικής ηλικίας (για παράδειγμα, το χαμηλό βάρος γέννησης, το κάπνισμα της μητέρας ή ακόμα και την έλλειψη θηλασμού).

Η δευτερογενής αρτηριακή υπέρταση αποδίδεται σε ένα αναγνωρίσιμο αίτιο: η πιο κοινή δευτερεύουσα αιτία αρτηριακής υπέρτασης είναι η νεφρική νόσος. Η υπέρταση μπορεί επίσης να προκληθεί από ενδοκρινικές διαταραχές όπως σύνδρομο Cushing,

υπερθυρεοειδισμός, υποθυρεοειδισμός, μεγαλακρία, σύνδρομο Cronn ή υπεραλδοστερονισμός, υπερπαραθυρεοειδισμός και φαιοχρωμοκύττωμα. Ανάμεσα στις αιτίες της δευτερογενούς αρτηριακής υπέρτασης συγκαταλέγονται μεταξύ άλλων και η παχυσαρκία, η υπνική άπνοια, η εγκυμοσύνη, η στένωση του ισθμού της αορτής, η υπερβολική κατανάλωση γλυκόριζας και ορισμένα φάρμακα που χορηγούνται με ιατρική συνταγή, τα φυτικά φαρμακευτικά προϊόντα και τα παράνομα ναρκωτικά

Η υπέρταση είναι ένας σημαντικός παράγοντας κινδύνου για το εγκεφαλικό, το έμφραγμα του μυοκαρδίου (καρδιακές προσβολές), την καρδιακή ανεπάρκεια, τα ανευρύσματα των αρτηριών (π.χ., ανεύρυσμα αορτής), την περιφερική αρτηριακή νόσο και είναι η αιτία της χρόνιας νεφρικής νόσου. Οι συχνότερες και σημαντικότερες καρδιαγγειακές επιπλοκές που σχετίζονται με την υπέρταση είναι τα εγκεφαλικά επεισόδια και το έμφραγμα του μυοκαρδίου. Ακόμα και η μέτρια αύξηση της αρτηριακής πίεσης σχετίζεται με το μειωμένο προσδόκιμο ζωής. Οι αλλαγές στον τρόπο διατροφής και ζωής μπορούν να βελτιώσουν τον έλεγχο της αρτηριακής πίεσης και να μειώσουν τον κίνδυνο των επιπλοκών που σχετίζονται με την υγεία. Ωστόσο, συχνά είναι απαραίτητη η λήψη φαρμακευτικής αγωγής σε άτομα για τα οποία οι αλλαγές στον τρόπο ζωής είναι αναποτελεσματικές ή ανεπαρκείς (Grossman, Messerli, & Grossman, 2015).

Συμπερασματικά θα μπορούσε να ειπωθεί πως η ομάδα ατόμων ηλικίας 50 ετών και άνω διατρέχει περισσότερο κίνδυνο υψηλής πίεσης. Αυτό οφείλεται στις δομικές αλλαγές των αρτηριών με την πάροδο του χρόνου.

2.4 Όργανα μέτρησης της πίεσης του αίματος

Το παραδοσιακό όργανο με το οποίο μετριέται η πίεση χρόνια τώρα τόσο από τους γιατρούς όσο και από τα άτομα μόνα τους είναι το **πιεσόμετρο**. Η λέξη προέρχεται από το ελληνικό "σφυγμός" (παλμός), καθώς και ο επιστημονικός όρος μανόμετρο εισήχθη από τον Scipione Riva Rocci, έναν Ιταλό Ιατρό κατά τη διάρκεια του 1896 (Roguin, 2006). Το πιεσόμετρο στην απλούστερη μορφή του αποτελείται από μια φουσκωτή περιχειρίδα, μια μονάδα μέτρησης (το μανόμετρο υδραργύρου), ένας σωλήνα για τη σύνδεση του δύο, και (στα μοντέλα τα οποία δεν φουσκώνουν αυτόματα) μια μανσέτα για φούσκωμα που συνδέεται επίσης με άλλον σωλήνα στην περιχειρίδα. Η μανσέτα περιέχει μία μονόδρομη βαλβίδα για να αποφευχθεί ακούσια διαρροή της πίεσης ενώ

υπάρχει μια ρυθμιζόμενη βαλβίδα με κοχλία για το χειριστή για να επιτρέψει την πίεση στον σύστημα να πέσει με έναν ελεγχόμενο τρόπο (Booth, 1977). Σήμερα, υπάρχουν πολλοί τύποι πιεσόμετρου που χρησιμοποιούνται στις κλινικές και τα νοσοκομεία, όπως το ηλεκτρονικό πιεσόμετρο (Electronic sphygmomanometer), συμβατικό πιεσόμετρο (Conventional sphygmomanometer) και πιεσόμετρο με υδράργυρο (Aneroid sphygmomanometer). Παραδείγματα τέτοιων εργαλείων φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 4: Συμβατικό απλό πιεσόμετρο



Εικόνα 5: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο



Εικόνα 6: Πιεσόμετρο με υδράργυρο

Καθώς η τεχνολογία εξελίσσεται συνεχώς οι συσκευές ελέγχου της πίεσης του αίματος χρησιμοποιούν ηλεκτρονικά μέσα και ψηφιακές ενδείξεις. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η πίεση του αίματος εμφανίζεται σε μια μικρή οθόνη ή ακούγεται ένα μπιπ, και δεν χρησιμοποιείται στηθοσκόπιο. Τα περισσότερα ψηφιακά μέσα έχουν αυτόματο μηχανισμό φουσκώματος, που αντικαθιστούν την μανσέτα με τον κοιλία για απλότητα και άνεση. Τα ψηφιακά σύστημα μέτρησης πίεσης είναι ευρέως γνωστά για την ευκολία τους και την αξιοπιστία τους, ακόμη είναι προτιμότερα σε θορυβώδη περιβάλλοντα. Ως εκ τούτου, τα σημερινά πιεσόμετρα ακόμη υιοθετούν τις ίδιες τεχνικές μέτρησης αλλά χρησιμοποιούν νέα χαρακτηριστικά. Μερικά πιεσόμετρα μετράνε πίεση με άλλες μεθόδους όπως η μέθοδος του δακτύλου, η μέθοδος στο καρπό και η επιτραπέζια μέθοδος. Όπως γίνεται κατανοητό χρειάζεται να υπάρξει μια σειρά από αναλύσεις πριν σχεδιαστεί ένας ψηφιακός μετρητής πίεσης από την στιγμή που οι ηλεκτρονικές συσκευές είναι πολύ ευαίσθητες σε λειτουργία θερμοκρασίας και υγρασίας (Turner, 2010).

Σε αυτό το κεφάλαιο της πτυχιακής εργασίας θα αναλύσουμε ποιες μεθόδους χρησιμοποιούνται στην καθημερινότητα για την μέτρηση μη επεμβατικού τρόπου της αρτηριακής πίεσης. Πολλές από αυτές είναι γνωστές στους περισσότερους και χρησιμοποιούνται από την αρχαιότητα ακόμα, όπως είναι η ακροαστική μέθοδο ή η μέθοδο της ψηλάφησης οι οποίες θα αναλυθούν παρακάτω. Σιγουρά όμως δεν θα παραλείψουμε και πιο σύγχρονες μεθόδους οι οποίες συνεχίζουν να εξελίσσονται.

2.5 Μέθοδοι μέτρησης

Υπάρχουν αρκετές διαθέσιμες τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Όπως είναι φυσικό κάθε μια από αυτές έχει τα δικά της πλεονεκτήματα και τις αδυναμίες της. Δύο δημοφιλή προσεγγίσεις μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες γνωστές ως επεμβατικές (invasive) και μη-επεμβατικές (non-invasive) μέθοδοι. Η επεμβατική μέθοδος περιλαμβάνει καθετηριασμό (cut), όπου ο ασθενής πρέπει να υποβληθεί σε μικρή χειρουργική επέμβαση. Από την άλλη, η μη επεμβατική τεχνική προσφέρει απλότητα, ευκολία, άνεση και η διαδικασία προτιμάτε περισσότερο από τον ασθενή.

Η επεμβατική μέθοδος αναμφίβολα δίνει τις πιο ακριβείς μετρήσεις, αλλά χρησιμοποιείται σπάνια δεδομένου ότι είναι πιο επικίνδυνη και ο ασθενής μπορεί να υποφέρει από υπερβολική απώλεια αίματος. Ακόμη και σήμερα, οι επεμβατικές διαδικασίες καθετηριασμού χρησιμοποιείται σπάνια λόγω του κινδύνου λοίμωξης. Παρά το γεγονός ότι η μη επεμβατική μέθοδος θυσιάζει ένα βαθμό ακρίβειας στη μέτρηση, οι διαδικασίες που ακολουθείτε παρέχει απόλυτη ασφάλεια στον ασθενή και για αυτό εφαρμόζεται ευρέως. Δυο κύριες μέθοδοι μη επεμβατικής μέτρησης είναι γνωστές, η Ακροαστική (Auscultatory) και η ταλαντωσιμετρική μέθοδος (oscillometric). Στην πραγματικότητα, υπάρχουν διάφορες μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της πίεσης του αίματος (BEEVERS, 2000).

2.5.1 Άμεσες τεχνικές μέτρησης

Η λειτουργία της άμεσης τεχνικής μέτρησης μπορεί να περιγραφεί με πολύ απλό τρόπο. Ουσιαστικά, πρόκειται για έναν μετατροπέα πίεσεως ο οποίος συνδέεται με το αγγειακό σύστημα μέσω ενός καθετήρα ή σωληνίσκου που εισάγεται σε ένα αιμοφόρο αγγείο, ακολουθούμενο από μία μονάδα μικροελεγκτή με τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και τους αλγορίθμους για τη κατάσταση του σήματος, την επεξεργασία του και τη λήψη αποφάσεων.

Υπάρχει ένας αριθμός από πλεονεκτήματα που μπορεί να προκύψουν για το σύνολο μεθόδων που χρησιμοποιούν αυτές τις τεχνικές. Οι μέθοδοι αυτοί είναι οι εξής:

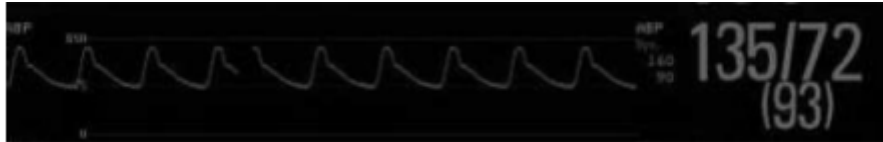
- i. Η πίεση μετράτε πολύ γρήγορα, συνήθως μέσα σε έναν καρδιακό κύκλο.
- ii. Η μέτρηση γίνεται σε ένα πολύ υψηλό επίπεδο ακρίβειας και επαναληψιμότητας.
- iii. Η μέτρηση είναι συνεχής, οπότε δίνεται η δυνατότητα στο γιατρό να έχει ένα γράφημα της πίεσης σε σχέση με το χρόνο.

ίν. Η μέτρηση είναι ανεκτική στην κίνηση.

Οι άμεσες τεχνικές χρησιμοποιούνται όταν είναι απαραίτητο η ακριβής παρακολούθηση των ζωτικών σημείων των ασθενών όπως είναι η κατάσταση κατά την οποία υπάρχει εντατικής θεραπεία ή σε ένα χειρουργείο. Παρόλο που η άμεσες τεχνικές έχουν πολλά κοινά, υπάρχουν διαφορές στις λεπτομέρειες των διαφόρων προσεγγίσεων.

Εξωαγγειακή μετατροπή είναι μια άμεση τεχνική που χρησιμοποιείτε στη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Σύμφωνα με την τεχνική αυτή, ο καθετήρας σε αυτόν τον τύπο των συσκευών είναι γεμάτος με ένα αλατούχο διάλυμα, το οποίο μεταδίδει τη πίεση σε ένα θάλαμο που στεγάζει τη διάταξη του αισθητήρα. Ως ένα μικρό μειονέκτημα, αυτή η δομή επηρεάζει τη μετρούμενη πίεση μέσω της δυναμικής συμπεριφοράς του καθετήρα. Δεδομένου ότι ο καθετήρας έχει μια γνωστή συμπεριφορά, το αποτέλεσμα αυτό μπορεί να ελαχιστοποιηθεί σε ασήμαντα επίπεδα μέσω των υπολογιστικών αντισταθμίσεων (Gibbs). Μια άλλη άμεση τεχνική είναι η ενδοαγγειακή μετατροπή. Ο μετατροπέας είναι στο άκρο του καθετήρα σε αυτόν τον τύπο των συσκευών. Στη συνέχεια, το μετρούμενο σήμα δεν επηρεάζεται από την διέλευση του ρευστού μέσα στον καθετήρα. Η διάμετρος του καθετήρα είναι μεγαλύτερη σε αυτή την κατηγορία των μετατροπέων. Η νέα τεχνική της απευθείας μέτρησης γίνεται χρησιμοποιώντας την τεχνολογία των μετατροπέων, όπου υπάρχει διαθέσιμο ένα ευρύ φάσμα τεχνολογιών μετατροπέων ώστε να κατασκευάσουμε και άλλους μετατροπέις. Αυτά περιλαμβάνουν μεταλλικά ή ημιαγώγιμους μετρητές πίεσης, πιεζοηλεκτρικά, μεταβλητής χωρητικότητας, μεταβλητής επαγωγή, και οπτικών ινών (Ayyaswamy, 2012).

Κατάλληλοι οδηγοί και κυκλώματα διασύνδεσης συνοδεύουν την κάθε τεχνολογία (Webster, pp. 44-88). Ένα από τα πλεονεκτήματα των άμεσων τεχνικών μέτρησης είναι ότι, δεν περιορίζονται στην μέτρηση της αρτηριακής πίεσεως αλλά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μετρήσουν την κεντρική φλεβική θρόμβωση, πνευμονική αρτηριακή, αριστερού κόλπου, δεξιού κόλπου, μηριαίας αρτηρίας, φλέβα ομφάλιου λώρου, αρτηρία ομφάλιου λώρου, και ενδοκρανιακές πιέσεις, με την εισαγωγή του καθετήρα στην επιθυμητή θέση (Hambly). Κυματόμορφη απεικόνιση πίεσης μπορεί να απεικονιστεί όπως φαίνεται στην **Εικόνα 7**.



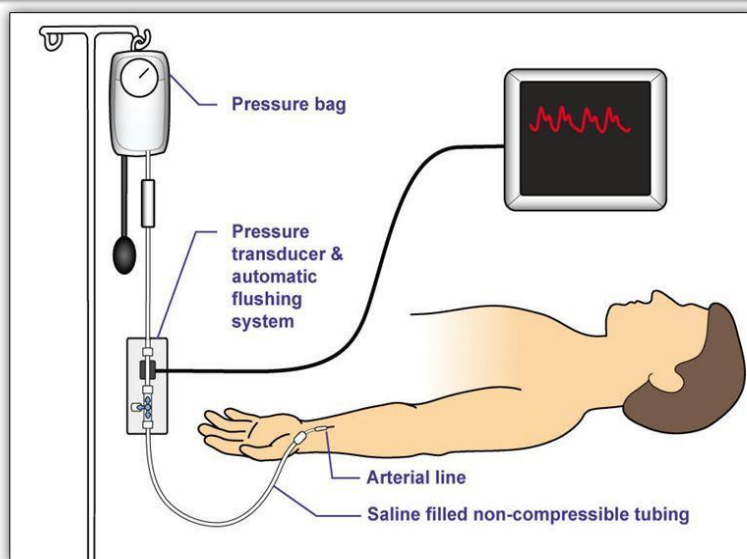
Εικόνα 7: Κυματομορφή πίεση (συστολική και διαστολική) σε μόνιτορ κατηγορίας *invasive*

Με το πέρασμα των χρόνων η χρήση της άμεσης τεχνικής έχει περιοριστεί καθώς διαπιστώθηκαν αρκετά λάθη. Άμεσα συστήματα μέτρησης της πίεσης έχουν την ευελιξία να εργάζονται με μια ποικιλία μετατροπέων / ανιχνευτών. Είναι σημαντικό ότι οι ανιχνευτές συνδυάζονται με τη κατάλληλο αλγόριθμο. Τα περισσότερα από τα σύγχρονα μηχανήματα κάνουν αυτή την αντιστοιχία αυτόματα, εξαλείφοντας την πιθανότητα λάθους από το χειριστή. Μια πρόσθετη πηγή σφαλμάτων παρουσιάζεται όταν φυσαλίδες αέρα έχουν παγιδευτεί στον καθετήρα. Αυτό αλλάζει το δυναμική των ρευστών του καθετήρα, προκαλώντας μια αθέλητη αναντιστοιχία μεταξύ του καθετήρα και του αλγορίθμου της επεξεργασίας σήματος. Αυτό μπορεί να προκαλέσει στρεβλώσεις στις κυματομορφές και σφάλματα στις αριθμητικές τιμές της πίεσεως που μετράνε. Είναι δύσκολο να αναγνωριστεί αυτό το κατασκευάσμα από τις κυματομορφές, οπότε είναι καλύτερο να αποφευχθούν οι φυσαλίδες αέρα στον καθετήρα.

2.5.1.1 Επεμβατική μέθοδος με καθετήρα

Οι πρώτες επεμβατικές μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης παρουσιάζονται ως αναφορά στην ιατρική βιβλιογραφία το 1733, όταν ο Reverend Stephen Hales εισήγαγε, μέσω τομής, ένα μεγάλο σε μήκος γυάλινο σωλήνα κατακόρυφα σε αρτηρία αλόγου. Η παλμική αντλητική λειτουργία της καρδιάς δημιούργησε μια δύναμη-πίεση, έχοντας ως αποτέλεσμα την ανύψωση και την ταλάντωση της ελεύθερης στάθμης του αίματος στο σωλήνα. Βέβαια, αυτοί οι πρώτοι χειρισμοί ήταν αρκετά επικίνδυνοι για τους ασθενείς, λόγω της απώλειας αίματος αλλά και της εμφάνισης κάποιου είδους λοίμωξης. Σε αυτή την εποχή, απ' ευθείας επεμβατική μέτρηση των αορτικών πιέσεων μπορεί να πραγματοποιηθεί κυρίως στο αιμοδυναμικό εργαστήριο μέσω καθετήρων πληρούμενων με υγρό (fluid filled) ή μέσω υψηλής απόκρισης μορφοτροπέων πίεσης (high fidelity pressure transducers). Οι τελευταίοι σε τεχνολογία καθετήρες θεωρούνται ως η "gold standard" και είναι η περισσότερο ακριβής τεχνική για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης (Fu, Liu, Huang, Wang, & Liang, 2009).

Αιματηρή μέτρηση αρτηριακής πίεσης



icunusings.blogspot.gr

3

Εικόνα 8: Επεμβατική μέθοδος

Με την *επεμβατική* ή *αλλιώς αιματηρή* μέθοδο γίνεται διαρκής λήψη της πίεσης σε κάθε παλμό έτσι ώστε ο επιβλέπων να μην μπορεί να χάσει επαφή με την αρτηριακή πίεση του ασθενή. Με αυτόν το τρόπο, επιτρέπει την ανάλυση του κύματος παλμού και διευκολύνει την λήψη αίματος για τον έλεγχο των αερίων αίματος και άλλο εργαστηριακό έλεγχο. Αυτό το πετυχαίνει με την εισαγωγή ενός καθετήρα (20 Gauge) σε μια περιφερική αρτηρία και συνεχή καταγραφή της πίεσης εντός αυτής. Ο καθετήρας μπορεί να τοποθετηθεί στην κερκιδική, την ωλένια, τη μηριαία, τη ραχιαία του ποδιού ή τη μασχαλιαία αρτηρία. Συνήθως, αποφεύγεται ο καθετηριασμός της βραχιόνιας αρτηρίας, γιατί διαθέτει πτωχή παράπλευρη κυκλοφορία (Limprabandhu, Hu, Ren, Song, & Tse, 2022).

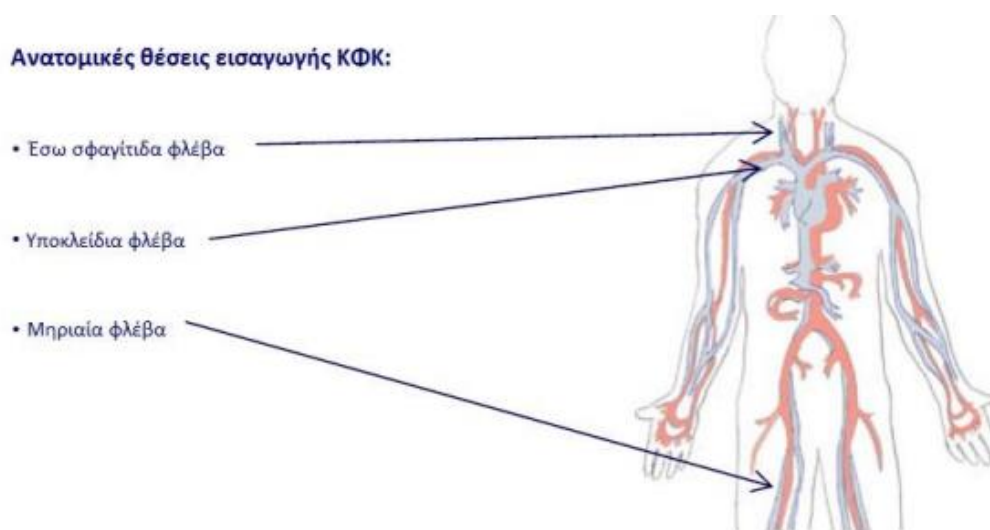
Η αρχή λειτουργίας του συστήματος επεμβατικής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης περιγράφεται στην **Εικόνα 8** πιο πάνω. Το σύστημα καταγραφής διατηρεί μια συνεχή αργή ροή (3-4 mL/ώρα) του, υπό πίεση, διαλύματος N/S 0,9% προς την αρτηρία, η οποία εμποδίζει τη δημιουργία θρόμβων, ενώ ταυτόχρονα δίνει τη δυνατότητα έκπλυσης του αυλού του καθετήρα (flushing), για τη διατήρηση της βατότητάς του.

2.5.1.2 Μέθοδος CVP με αιματηρή μέθοδο

Η μέτρηση της CVP γίνεται κατά κύριο λόγο επεμβατικά, μέσω ενός κεντρικού φλεβικού καθετήρα που βρίσκεται στην υποκλείδιο ή την έσω σφαγιτίδα φλέβα. Ουσιαστικά, είναι μέθοδος μέτρησης της κεντρικής φλεβικής αρτηρίας, Το άκρο του καθετήρα φτάνει στην άνω κοίλη φλέβα η οποία βρίσκεται κοντά στον δεξιό κόλπο οπότε η πίεση που μετράται στο άκρο του κεντρικού φλεβικού καθετήρα είναι ίση με την πίεση στον δεξιό κόλπο. Ο αυλός του κεντρικού φλεβικού καθετήρα συνδέεται, μέσω ενός κυκλώματος που περιέχει διάλυμα N/S 0,9% (που βρίσκεται ομοίως της επεμβατικής μεθόδου καταγραφής της αρτηριακής πίεσης σε ασκό υπό πίεση 300mmHg) με έναν μορφομετατροπέα, όπου το κύμα της φλεβικής πίεσης μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και καταγράφεται ψηφιακά στην οθόνη του monitor.

Για να είναι σωστή η μέτρηση της CVP απαραίτητο είναι ο μορφομετατροπέας να τοποθετείται στο ύψος του δεξιού κόλπου και να γίνεται σωστό Calibration σε σχέση με το ύψος του ΔΕ κόλπου και της ατμοσφαιρικής πίεσης (Annamma, Rekha, & Jadhav, 2007).

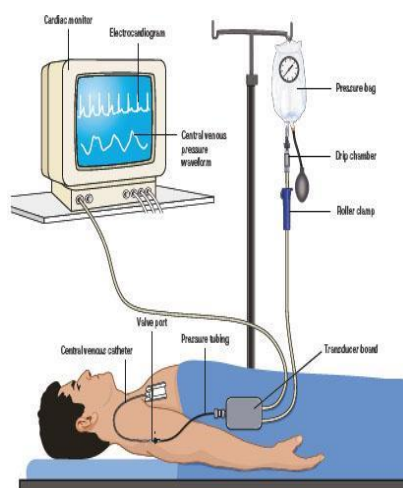
Υπάρχουν τρεις περιοχές στις οποίες μπορεί να γίνει η εισαγωγή του καθετήρα στο ανθρώπινο σώμα όπως φαίνεται στην **Εικόνα 9**.



Εικόνα 9: Θέσεις εισαγωγή καθετήρα

Υπάρχουν κάποιες προϋποθέσεις για να είναι σωστές οι μετρήσεις από αυτήν την μέθοδο. Ένα πρώτο βήμα είναι ότι πριν ξεκινήσει η μέτρηση, θα πρέπει να μηδενιστεί ο transducer, δηλαδή ο μετατροπέας, προκειμένου οι τιμές να μετρώνται σε σχέση με την ατμοσφαιρική πίεση, που ορίζεται ως μηδενική. Θα πρέπει να εξεταστεί το ύψος

του transducer και να βρίσκεται στο ύψος του δεξιού κόλπου, καθώς η CVP αντανακλά την πίεση του δεξιού κόλπου. Για τον ασθενή που βρίσκεται στην ύπτια θέση, το ύψος του δεξιού κόλπου είναι στο 4ο μεσοπλευρικό διάστημα στη μέση μασχαλιαία γραμμή, ενώ, για τον ασθενή που βρίσκεται σε καθιστή θέση $\leq 60^\circ$, αντιστοιχεί σε ύψος 5 cm κάτω από τη στερνική γωνία.



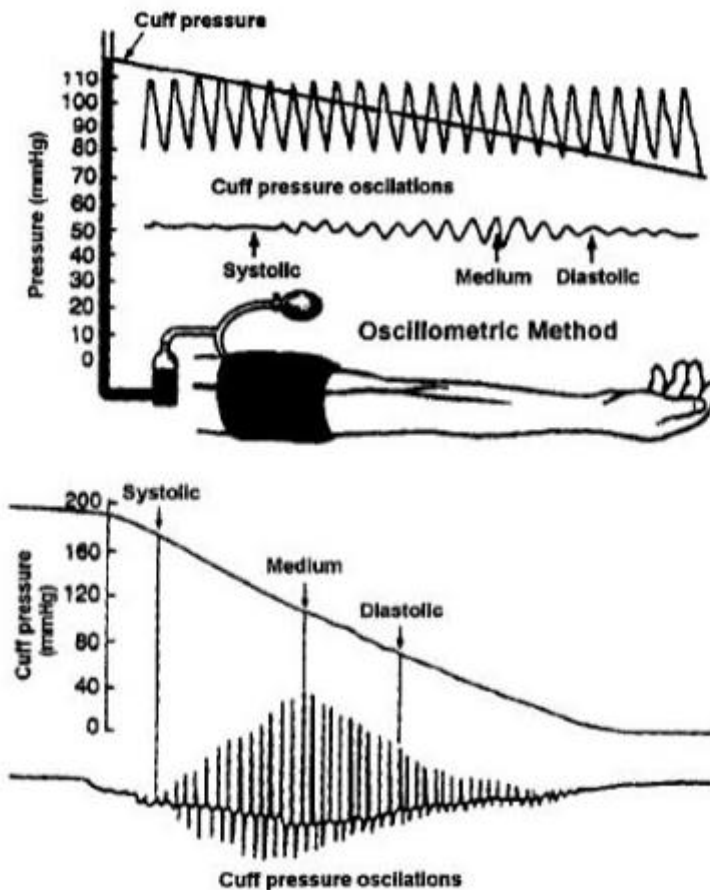
Εικόνα 10: Μέθοδος CVP

Ο ασκός ο οποίος περιβάλλει τον ορό N/S που πληροί το κύκλωμα καταγραφής πρέπει να έχει πίεση 300 mmHg για να είναι σωστή η μέτρηση. Τέλος, στον παλμογράφο θα βγάλει την κυματομορφή της CVP καθώς η μέση τιμή της υπολογίζεται και δίδεται ως τιμή στο monitor από το ολοκλήρωμα της επιφάνειας κάτω από την κυματομορφή της (ΔΗΜΟΠΟΥΛΟΥ, 2018).

2.5.2 Έμμεσες τεχνικές μέτρησης

Οι μετρήσεις της πίεσης του αίματος που λαμβάνονται από μη-επεμβατικές μεθόδους αποτελούν απαραίτητη διαδικασία για την αξιολόγηση και τη θεραπεία ασθενών σε ένα ιατρικό περιβάλλον. Αυτή η διαδικασία έχει εφαρμοστεί κατά κάποιο τρόπο σχεδόν αυτόματα, κυρίως με τη χρήση του εξοπλισμού με βάση την μέθοδο της ταλαντωσομετρίας (oscillator method). Η μέθοδος αυτή φαίνεται στην **Εικόνα 11**.

Μπορεί να ειπωθεί πως η συντριπτική πλειοψηφία των μετρήσεων πίεσης δεν απαιτούν συνεχή παρακολούθηση ή εξαιρετική ακρίβεια. Συνεπώς μη-επεμβατικές τεχνικές χρησιμοποιούνται στις περισσότερες περιπτώσεις, μεγιστοποιώντας την άνεση του ασθενούς και την ασφάλεια του.



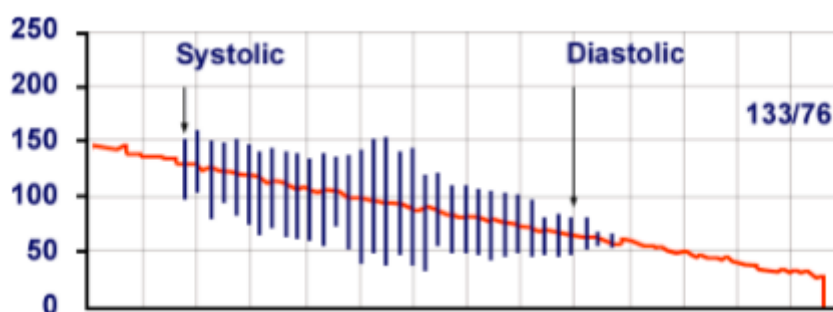
Εικόνα 11: Ταλαντομετρική μέθοδος

Αυτήν την στιγμή συσκευές που διατίθενται για μη επεμβατική μέτρηση είναι:

- Χειροκίνητες συσκευές: αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούν την ακροαστική τεχνική (auscultatory technique).
- Ημι-αυτόματες συσκευές: αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούν τεχνικές ταλάντωσης (oscillatory techniques).
- Αυτόματες συσκευές: Η πλειοψηφία αυτών των συσκευών χρησιμοποιούν τεχνικές ταλάντωσης. Ωστόσο, υπάρχουν και μερικές από αυτές που χρησιμοποιούν σαν μέτρηση την ταχύτητα παλμού κύματος ή πληθυσμογραφικές μεθόδους (plethysmographic methods).

Η ανάλυση των μεθόδων ξεκινά από την ακροαστική τεχνική με τις χειροκίνητες συσκευές που μέχρι και πριν μια δεκαετία ήταν οι πιο συνηθισμένες στην εφαρμογή και την χρήση τους.

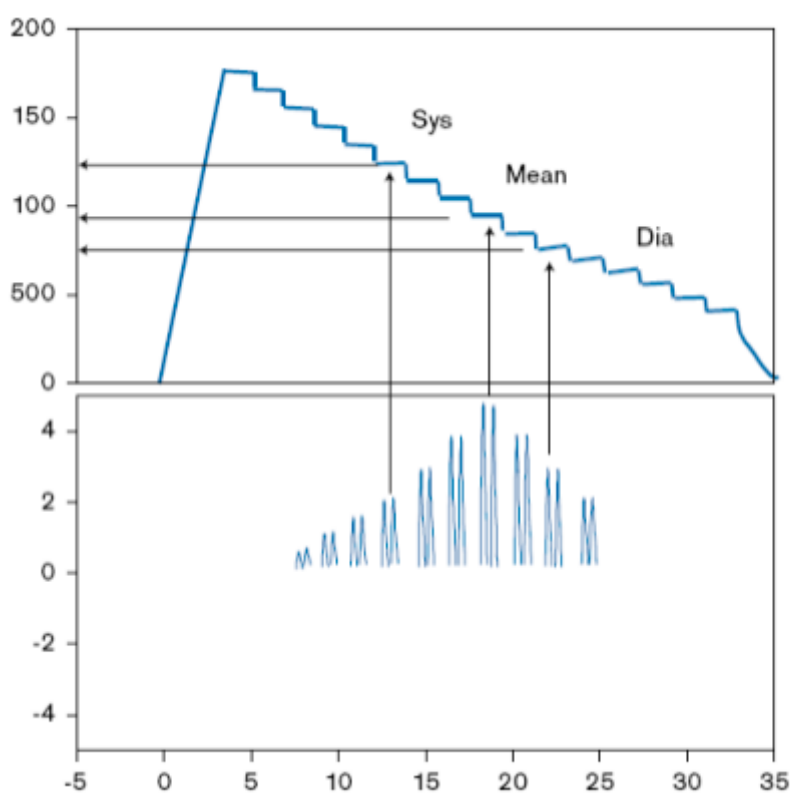
Η ακροαστική μέθοδος είναι η πρωτότυπη τεχνική που έχει χρησιμοποιηθεί από πολλούς γιατρούς. Σήμερα θεωρείται η πλέον κοινή μέθοδος μέτρησης του NBP (Non Invasive Blood Pressure). Βασίζεται στην αρχή, του χειροκίνητου φουσκώματος της περιχειρίδας γύρω από το βραχίονα (τυπικά), φράσσοντας την αρτηρία του βραχίονος, και μετά ξεφουσκώνοντας αργά αργά τη περιχειρίδα ακούγονται οι ήχοι Korotkoff . Οι ήχοι Korotkoff προκαλούνται από την σφυρηλάτηση του αίματος ενάντια στο αρτηριακό τοίχωμα, όταν η συμπίεση της αρτηρίας απελευθερώνεται. Η έναρξη του ήχου Korotkoff υποδηλώνει την συστολική πίεση, ενώ η πλήρης εξαφάνιση του ήχου Korotkoff σηματοδοτεί το διαστολική πίεση (Annamma, Rekha, & Jadhav, 2007). Στην **Εικόνα 9** απεικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο λαμβάνονται οι δύο διαφορετικοί ήχοι ανάλογα με την έναρξη και την εξαφάνιση του συγκεκριμένου ήχου.



Εικόνα 12: Συστολική και διαστολική πίεση-απεικόνιση

Η επόμενη μέθοδος είναι αυτή της ταλάντωσης, γνωστή στη διεθνή βιβλιογραφία ως oscillometric μέθοδος μέτρησης που χρησιμοποιείται στις περισσότερες οθόνες σε κρεβάτια ασθενών, εκεί όπου δείχνουν την πίεση και παρόλο που υπάρχουν κάποιες διαφορές μεταξύ των κατασκευαστών, η αρχή της μεθόδου είναι η ίδια. Με αυτή την τεχνική, μία περιχειρίδα εφαρμόζεται επίσης στον βραχίονα του ασθενούς ή στο πόδι και ο νοσηλευτής / γιατρός την φουσκώνει σε ένα σημείο πάνω από τη συστολική πίεση. Με αυτόν τον τρόπο φράσσετε η ροή του αίματος μέσα στην αρτηρία. Η περιχειρίδα κατόπιν ξεφουσκώνει σε διάφορα επίπεδα πίεσης, επιτρέποντας στο αίμα να ρέει μέσω της αρτηρίας σε βήματα. Στην **Εικόνα 13** απεικονίζεται ο συγκεκριμένος τύπος μέτρησης. Αυτό που παρατηρείται στο κομμάτι που έχει γίνει μεγέθυνση είναι

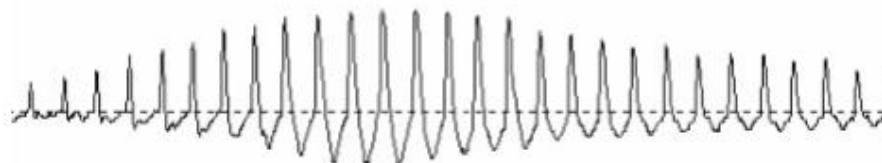
πως υπάρχουν κάποιες μικρές ταλαντώσεις που δημιουργούνται από τη ροή αίματος στην αρτηρία. Η πιο μεγάλη ταλάντωση αντιστοιχεί στην πίεση Mean.



Εικόνα 13: Πίεση με κλιμακωτό ξεφούσκωμα της περιχειρίδας

Το διάστημα κατά το οποίο η πίεση στην περιχειρίδα μειώνεται, οι παλμοί της πίεσης του αίματος εντός της αρτηρίας διαστέλλουν τους μαλακούς ιστούς στα άκρα. Αυτές οι διακυμάνσεις στην περιφέρεια του βραχίονα προκαλούν ταλαντώσεις πίεσης στην περιχειρίδα, η οποίες μπορούν να γίνουν αισθητές από μετατροπείς εντός της οθόνης. Κατά τη διάρκεια του ξεφουσκώματος της περιχειρίδας, η έναρξη και η αύξηση των ταλαντώσεων υποδηλώνει την συστολική . Η μέγιστη ταλάντωση ανιχνευόμενη υποδεικνύει τη μέση αρτηριακή πίεση , ενώ η περιοχή διαστολής χαρακτηρίζεται από την μείωση και εν τέλει την εξαφάνιση των ταλαντώσεων. Αν παρακολουθούμε ένα μόνιτορ με την τεχνική NBP, καθώς η περιχειρίδα ξεφουσκώνει ένα βήμα κάθε φορά, ανιχνεύουμε δύο ταλαντώσεις σχετικά ίσου πλάτους (ανίχνευση κορυφών). Ο χρόνος μεταξύ των βημάτων του ξεφουσκώματος εξαρτάται από τη συχνότητα αυτών των όμοιων παλμών . Ωστόσο, εάν το NBP μόνιτορ δεν είναι σε θέση να εντοπίσει ένα παλμό μέσα σε μερικά δευτερόλεπτα, αυτό θα ξεφουσκώσει για το επόμενο βήμα. Η διαδικασία της εύρεσης δύο όμοιων ταλαντώσεων σε κάθε βήμα οδηγεί σε τεχνική

απόρριψη λόγω της κίνησης του ασθενούς και ενισχύει σημαντικά την ακρίβεια (Chemla, Teboul, & Richard, 2008). Η αρτηριακή κυματομορφή της πίεσης του αίματος, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο oscillator απεικονίζεται στην **Εικόνα 14**.



Εικόνα 14 : Κυματομορφή της πίεσης του αίματος, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο oscillator

Τέλος, υπάρχει και η αυτόματη ακροαστική τεχνική. Πρόκειται για συσκευές που λειτουργούν με βάση αλγόριθμους ήχου για την εκτίμηση του SBP και του DBP, δηλαδή των δύο πιέσεων. Χρησιμοποιώντας όμως ένα μικρόφωνο, οι συσκευές αυτές έχουν έλλειψη της δυνατότητας της επαλήθευσης. Εκτός αυτού, ένα άλλο μειονέκτημα είναι πως αυτοί οι ενσωματωμένοι αλγόριθμοι ήχου δεν μπορούν να λειτουργήσουν σωστά σε συνθήκες ασθενών όπως ασθενής με υπόταση (π.χ. χαμηλή πίεση αίματος), όπου ο ήχος Korotkoff ενδέχεται να είναι υποτονικός. Για να γίνουν οι αυτόματες μετρήσεις πιο αξιόπιστες, δημιουργήθηκαν συσκευές με την oscillometric μέθοδο (Ayyaswamy, 2012).

2.5.3 Μέθοδος ακρόασης με υδραργυρικό μανόμετρο

Η συγκεκριμένη μέθοδος χρησιμοποιεί το κλασσικό υδραργυρικό μανόμετρο για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Συγκεκριμένα βασίζεται στην εφαρμογή μιας περιχειρίδας γύρω από το άκρο του ασθενή (συνηθέστερα στο βραχίονα ή, σπανιότερα, στην κνήμη) σε περιοχή ύπερθεν μιας μεγάλης αρτηρίας (συνήθως της βραχιόνιας) (**Εικόνα 15**). Η περιχειρίδα περιέχει ένα διογκούμενο αεροθάλαμο, ο οποίος συνδέεται με ένα σύστημα εμφύσησης αέρα, που φουσκώνει την περιχειρίδα σε τέτοια πίεση ώστε προκαλεί συμπίεση της βραχιόνιας αρτηρίας και διακοπή της αιματικής ροής σε αυτήν, ενώ ένα μανόμετρο επιτρέπει τη μέτρηση της πίεσης εντός του αεροθαλάμου. Ακολουθεί σταδιακό ξεφούσκωμα του αεροθαλάμου, που επιτρέπει στη συμπιεσμένη αρτηρία να επανακτήσει ροή αίματος. Η αρτηριακή πίεση μετράται είτε με ακρόαση μέσω στηθοσκοπίου, που τοποθετείται επιπολής της αρτηρίας, είτε με ψηλάφηση του σφυγμού στην περιφέρεια (Morgan, Jr., & Murray, 2006).



Εικόνα 15: Μανόμετρο

2.5.4 Μέθοδος ακρόασης με ηλεκτρονικό πιεσόμετρο (ταλαντωσιμετρία)

Χάρη σε αυτήν την μέθοδο ανιχνεύεται ηλεκτρονικά η ροή αίματος μέσω των ταλαντώσεων της περιχειρίδας, όταν εμφανιστεί ροή αίματος στο περισφιγμένο αγγείο. Οι ταλαντώσεις αυτές είναι μικρές όταν η περιχειρίδα έχει τοποθετηθεί πάνω από την συστολική πίεση. Όταν όμως η πίεση της περιχειρίδας ελαττώνεται στα επίπεδα της συστολικής πίεσης, οι σφίξεις μεταδίδονται σε όλη την περιχειρίδα και οι ταλαντώσεις αυξάνουν σημαντικά (**Εικόνα 16**). Οι μεγαλύτερες ταλαντώσεις εμφανίζονται στο επίπεδο της μέσης αρτηριακής πίεσης, κάτω από την οποία ταλαντώσεις μειώνονται. Τα αυτοματοποιημένα monitors της αρτηριακής πίεσης μετρούν ηλεκτρονικά πιέσεις στις οποίες το εύρος των ταλαντώσεων μεταβάλλεται. Η συστολική, μέση και διαστολική πίεση προσδιορίζονται από έναν μικροεπεξεργαστή με την χρησιμοποίηση ενός αλγορίθμου. Συνήθως η συστολική πίεση μετράται σε σημείο μεταξύ 25%-50% του μεγίστου εύρους ταλαντώσεων, ενώ η διαστολική περίπου 80% αυτού του εύρους (Dorsch & Dorsch, 1999).

Η ταχύτητα, η ακρίβεια και η ευκολία στην χρήση έχουν καταστήσει την ταλαντωσιμετρία εδώ και αρκετά χρόνια μέθοδο εκλογής για τη μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης στο χειρουργείο.



Εικόνα 16: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο τελευταίας γενιάς

2.5.5 Μέθοδος της ψηλάφησης

Πρόκειται για μέθοδο η οποία χρησιμοποιείται ήδη από την αρχαιότητα και επιτρέπει την ανίχνευση του σφυγμού, ενώ μπορεί να πληροφορήσει το άτομο άμεσα για την ύπαρξη ή όχι καρδιακής λειτουργίας. Ωστόσο, αποτελεί υποκειμενική και ανακριβή μέθοδο εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης. Ψηλαφητή κερκιδική αρτηρία αντιστοιχεί σε συστολική πίεση τουλάχιστον 80 mmHg, ψηλαφητή μηριαία αρτηρία σε πίεση τουλάχιστον 70 mm Hg και ψηλαφητή καρωτίδα αρτηρία σε πίεση τουλάχιστον 60 mm Hg (Morgan, Jr., & Murray, 2006).

2.5.6 Υπέρ-ήχος και υπό-ήχος

Πρόκειται για δύο άλλες διαφορετικές τεχνικές. Η μέθοδος με τους υπό-ήχους προσπαθεί να βελτιώσει την μέθοδο με ακροαστικά, ανιχνεύοντας τους χαμηλής συχνότητας ήχους Korotkoff κάτω από 50 Hz, στην οποία συμπεριλαμβάνονται και διάφοροι άλλοι θόρυβοι. Από την άλλη μεριά, η τεχνική υπερήχων δεν χρησιμοποιείται συνήθως για τη μέτρηση της πίεσης του αίματος αλλά σε συνδυασμό με άλλες μεθόδους. Κύριο χαρακτηριστικό της μεθόδου αυτής είναι, ότι οι καταγραφόμενες τιμές χρησιμοποιώντας υπέρ-ήχους μπορεί να εξαρτώνται από τον χειριστή .

2.5.7 Νοσοκομειακή τεχνική παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης

Η Νοσοκομειακή τεχνική παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης (ABPM) είναι μια άλλη μέθοδος μέτρησης της πίεσης που βασίζεται σε τακτικές μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης των ασθενών καθώς διεξάγουν κανονικά τις καθημερινές τους δραστηριότητες. Γενικά, η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για 24 ώρες υπάρχει περίπτωση όμως που αν κριθεί αναγκαίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για 48 ώρες.

Όπως είναι γνωστό η πίεση του αίματος είναι ένα μέτρο της δύναμης, του αίματος στα τοιχώματα των αρτηριών. Μια υψηλή αρτηριακή πίεση (υπέρταση) βάζει ένα πρόσθετο φόρτο εργασίας στη καρδιά, ενώ η χαμηλή αρτηριακή πίεση (υπόταση) μπορεί να οδηγήσει σε λιποθυμία (συγκοπή). Η αρτηριακή πίεση μετράται με τη χρήση ενός βραχίονα ρεβέρ (πιεσόμετρο) και εκφράζεται ως συστολική πίεση- διαστολική

πίεση. Η συστολική πίεση εντοπίζεται στο υψηλότερο επίπεδο της πίεσης του αίματος μέσα στα τοιχώματα των αρτηριών και αντιστοιχεί στην συστολή της κοιλίας. Η διαστολική πίεση είναι η χαμηλότερη πίεση στην οποία το αίμα παραμένει εντός της αορτής. Η αρτηριακή πίεση μετράται είτε με μέτρηση που έγινε από γιατρό στο γραφείο του ή από τον ίδιο τον ασθενή με ένα προσωπικό πιεσόμετρο (σαν αυτό που βρίσκουμε στα περισσότερα φαρμακεία).

Τόσο η κλινική ανάγνωση όσο και οι αυτό-δοκιμές της πίεσης θεωρούνται "χαλαρές" αναγνώσεις. Διαφορετικά μόνιτορ μπορούν να χρησιμοποιηθούν, καθώς και οι μετρήσεις μπορούν να γίνονται σε διαφορετικές ώρες της ημέρας. Για τους περισσότερους ασθενείς, η περιστασιακή πίεση είναι ό, τι χρειάζεται για την παρακολούθηση της τρέχουσας αρτηριακής πίεσης ή για να βοηθήσει στην ανίχνευση διαταραχών της αρτηριακής πίεσης (Brillante, O'Sullivan, & Howes, 2008). Ωστόσο, ορισμένες συνθήκες είναι πιο δύσκολο να διαγνωστούν ή να παρακολουθηθούν. Όταν έχουμε τέτοιες συνθήκες, η παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης (ABPM) μπορεί να είναι χρήσιμη.

Στην **Εικόνα 17** που ακολουθεί παρουσιάζει ένα εργαλείο που χρησιμοποιείται για την μέτρηση της πίεσης με την μέθοδο ABPM.



Εικόνα 17: Εργαλείο μέτρησης πίεσης με την μέθοδο ABPM

2.5.8 Πληθυσμογραφικές τεχνικές

Μια άλλη τεχνική είναι αυτή που αφορά την ψηφιακή πληθυσμογραφία δακτύλου (digital plethysmography), η πληθυσμογραφία εμπέδησης και η φωτοπληθυσμογραφική παλμική οξυμετρία αποτελούν εναλλακτικές τεχνικές, οι οποίες έχουν χρησιμοποιηθεί για τη συνεχή καταγραφή των κυματομορφών της αρτηριακής «πίεσης» (Jeong, Jae, Sung Oh, & Hyung Ro, 2006).

Το σήμα της φωτοπληθυσμογραφικής παλμικής οξυμετρίας ομοιάζει με την κυματομορφή των περιφερικών αρτηριακών πιέσεων και γι' αυτόν το λόγο έχει προταθεί ότι μπορεί να αποτελέσει χρήσιμο εργαλείο στη μη επεμβατική παρακολούθηση των διακυμάνσεων της αρτηριακής πίεσης. Σαν περιορισμός της συγκεκριμένης τεχνικής θεωρείται η αδυναμία βαθμονόμησης των μεταβολών του σήματος σε σχέση με τις τιμές της πίεσης (σε mmHg). Παρ' όλο που απαιτείται περαιτέρω τεχνολογική πρόοδος και αποσαφηνίσεις σχετικά με την εκτίμηση των ακριβών τιμών ΑΠ, η τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό άλλων παραμέτρων (π.χ. εκτίμηση των ανακλώμενων κυμάτων πίεσης μέσω του δείκτη προσ αύξησης της πίεσης augmentation index) και για την ανάλυση των ποσοστιαίων αλλαγών της αρτηριακής πίεσης (και όχι των απόλυτων αλλαγών σε mmHg) (Natalini, et al., 2006).

Ένα παράδειγμα ψηφιακής πληθυσμογραφίας δακτύλου δίνεται στην **Εικόνα 18**



Εικόνα 18: Πληθυσμογραφία δακτύλου με χρήση ψηφιακού μέσου

2.5.9 Υπερηχογραφική καταγραφή μεταβολής αρτηριακής πίεσης

Το 1960, οι (Lysle, Roderick, & Join, 1960) παρατήρησαν, σε πειραματική μελέτη με πειραματόζωα, ότι οι κυματομορφές της μεταβολής της αρτηριακής διαμέτρου (vascular diameter pulse waveforms) συμφωνούν/ταυτίζονται με τις κυματομορφές ενδαγγειακής πίεσης.

Η σχέση μεταξύ της πίεσης και της διαμέτρου του αγγείου έχει επιβεβαιωθεί και σε ανθρώπους. Με δεδομένο ότι η διακύμανση της ενδαγγειακής πίεσης είναι ανάλογη της αρτηριακής διάτασης, η καταγραφή της τελευταίας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση των κυματομορφών της αρτηριακής πίεσης. Η πλέον δημοφιλής τεχνική για την καταγραφή της διάτασης του αρτηριακού τοιχώματος σε συνάρτηση με το χρόνο είναι η τεχνική echo-tracking. Σε αντίθεση με την τονομετρία, η οποία εφαρμόζεται μόνο σε περιορισμένο αριθμό επιφανειακών αρτηριών (με ψηλαφητό σφυγμό), τα κύματα της αρτηριακής διάτασης προσδιορίζονται από τις συσκευές echo-tracking μπορεί να καταγραφούν με ακρίβεια σε ποικίλα σημεία των αρτηριών, καθώς και στην πλειοψηφία των παχύσαρκων ασθενών όπου η τονομετρία είναι λιγότερο ακριβής ή μη εφαρμόσιμη (Ghista, Jayaraman, & Sandler, 1970).

Το echo-tracking εφαρμόζεται για τη συνεχή καταγραφή της εσωτερικής διαμέτρου μιας αρτηρίας με τη χρήση υψηλής ακρίβειας ειδικής συσκευής echo-tracking συνοδευόμενης από σύστημα Doppler. Ένας στοχευμένος μοφοτροπέας τοποθετείται επί της αρτηρίας Α (π.χ. καρωτίδα για την εκτίμηση των κεντρικών πιέσεων). Ο φορέας

(probe) του μορφοτροπέα τοποθετείται κάθετα προς τον επιμήκη άξονα της αρτηρίας (χειροκίνητα ή με τη χρήση στερεοτακτικού βραχίονα για τη σταθεροποίηση του probe), ενώ η κατάλληλη θέση προσαρμόζεται με B-mode καθοδήγηση. Ηλεκτρονικοί ανιχνευτές (trackers) χρησιμοποιούνται επιτρέποντας τη συνεχή καταγραφή της εσωτερικής διαμέτρου της αρτηρίας. Η προκύπτουσα γραμμή ραδιοσυχνότητας οπτικοποιείται σε οθόνη υπολογιστή και ο χειριστής επιλέγει τα μέγιστα που ανταποκρίνονται στις διεπιφάνειες. Τελικά, η ακριβής θέση εκάστου μεγίστου ορίζεται μέσω της τεχνικής της παρεμβολής. Περισσότερες λεπτομέρειες για τη μέθοδο echo-tracking έχουν περιγραφεί προγενέστερα. Οι αλλαγές στη διάμετρο μπορούν να καταγραφούν είτε στην κερκιδική αρτηρία, είτε σε μεγαλύτερες αρτηρίες όπως η κοινή καρωτίδα, αλλά και στην κοιλιακή αορτή (Hoeks, Brands, Smeets, & Reneman, 1990). Σύμφωνα με τους (Watanabe, et al., 1998) μερικές υπερηχογραφικές τεχνικές και συσκευές έχουν χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό του αρτηριακού τοιχώματος σε συνδυασμό με μαθηματικές τεχνικές για τη διόρθωση των καταγεγραμμένων κυμάτων διάτασης του αγγείου.

2.5.10 Δυναμική τεχνική παλμού

Σύμφωνα με την βιολογία κύματα παλμού παράγονται από την καρδιά καθώς αυτή στέλνει αίμα, και ταξιδεύουν μπροστά από το αίμα. Με την επίλυση αναλυτικής εξισώσεως της ρευστοδυναμικής, έχει αποδειχθεί ότι οι αλλαγές στην πίεση του αίματος εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό στις μεταβολές της ταχύτητας του κύματος του παλμού. Η πίεση του αίματος μπορεί να υπολογίζεται συνεχώς από την ταχύτητα του κύματος παλμού, η οποία με τη σειρά της υπολογίζεται από EKG παραμέτρους και τα περιφερειακά κυματομορφές παλμών μετρούνται με αισθητήρα SpO2 στο δάχτυλο ή στο πόδι. Αυτή η μέθοδος είναι κατάλληλη για συνεχή παρακολούθηση, καθώς και για την ανίχνευση ξαφνικών μεταβολές στην πίεση του αίματος για να προκαλέσει έναν oscillometric κύκλο (Williams)

2.6 Ιστορική αναδρομή σχετικά με τους μεθόδους μέτρησης

Από την αρχαιότητα μέχρι και σήμερα, η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης ήταν ένας από τους πιο παλιούς και θεμελιώδεις προβληματισμούς της ιατρικής επιστήμης. Ο Γαληνός στην αρχαία Ελλάδα ήταν ο πρώτος που υποστήριξε την ύπαρξη κυκλοφορικού συστήματος στο ανθρώπινο σώμα βασιζόμενος στις ιδέες που συνέλαβε ο Ιπποκράτης. Πιο συγκεκριμένα, υποστήριξε πως η καρδιά παρήγαγε συνεχώς αίμα

και πνεύμα στο σύστημα παρομοιάζοντας την σαν μια βρύση (Heydari, Dalfard, Golzari, Hamzeh, & Zarshenas, 2014).

Ύστερα από διάφορες συγκρούσεις ιδεών τον 18^ο αιώνα ο Stephen Hales (1677-1761) συμβάλει στην πλήρη κατανόηση της φυσιολογίας του κυκλοφοριακού συστήματος. Πειραματιζόμενος πάνω σε ένα άλογο διαπίστωσε ότι η αρτηριακή πίεση είχε διαφορές στις μετρήσεις ανάλογα με την κατάσταση του αλόγου. Τα συμπεράσματα που έβγαλε ήταν ότι το μέγεθος του αίματος που ρέει στο σώμα μεταβάλλεται και ότι υπάρχει δυνατότητα υπολογισμού της καρδιακής παροχής κατά προσέγγιση (Esunge, 1991).

Στις αρχές του 19^{ου} αιώνα ο Poisseuille εφεύρε το αιμοδυναμομετρο, οπού μετά από βελτιώσεις του C. Ludwig ονομάστηκε κυματογράφος, μια συσκευή αποτελούμενη από έναν σωλήνα σε σχήμα U η οποία ήταν γεμισμένη με υδράργυρο και ερχόταν σε επαφή με την αιματική ροή μέσω καθετήρων που περνούσαν και από διάλυμα ανθρακικού νατρίου για τυχόν θρομβώσεις. Να σημειωθεί πως οι μετρήσεις έγιναν αποκλειστικά σε πειραματόζωα (Heydari, Dalfard, Golzari, Hamzeh, & Zarshenas, 2014).

Το 1856 ο Faivre κατάφερε να προσαρμόσει την εφεύρεση του Poisseuille και να πάρει την πρώτη μέτρηση σε άνθρωπο μόνο σε περίπτωση που ο αυτός ακρωτηριαζόταν . Το 1860 ο Γάλλος Etienne Jules Marey βασιζόμενος στην ιδέα του σφυγμογράφου παίρνει τις πρώτες ακριβής μετρήσεις οι οποίες όμως είχαν μεγάλη αναξιοπιστία όπως ανακάλυψε ο Beau. Ο Samull Siegfried Karl Ritter Von Basch το 1881 εφεύρει το πρώτο πιεσόμετρο αποτελούμενο από μια λαστιχένια μπάλα γεμισμένη με νερό ή υδράργυρο και το μανόμετρο. Πιέζοντας την μπάλα στην αρτηρία ο παλμός εξαφανιζόταν και έτσι υπολόγιζε την πίεση με το μανόμετρο. Μετά από μερικά χρόνια το 1889 ο Potain βελτιώνοντας την εφεύρεση γεμίζει την λαστιχένια μπάλα με αέρα (Vertes, Tobias, & Galvin, 1991). Το 1896 ο Riva Rocci δημιουργεί το πρώτο πιεσόμετρο υδραργύρου (μανόμετρο με υδράργυρο). Έτσι το 1901 μετά από τροποποιήσεις το πιεσόμετρο αυτό γίνεται χρήσιμο εργαλείο για κλινική χρήση. Το 1905 ο Ρώσος χειρουργός Nikolai korotkof παρατηρώντας με στηθοσκόπιο τους ήχους της συστολής της αρτηρίας ανακάλυψε ότι εκτος από την συστολική πίεση υπάρχει και η διαστολική (Vertes, Tobias, & Galvin, 1991). Περνώντας στην ψηφιακή εποχή το 1971 η μεγαλοεταιρια Panasonic δημιουργεί το πρώτο ψηφιακό πιεσόμετρο το οποίο

μέσω αισθητηρίων μετράει την πίεση που ασκεί το αίμα στην αρτηρία κατά την διάρκεια της συστολής - διαστολής (Panasonic, 2020).

2.7 Μέθοδος τονομετρίας

Το τονόμετρο είναι ένα όργανο που χρησιμοποιείται για την καταγραφή του σφυγμικού κύματος πίεσης. Αυτό επιτυγχάνεται πιέζοντας ένα «αντικείμενο» πλήρες υγρού (π.χ. αρτηρία ή οφθαλμικό βολβό) ενάντια σε ένα σκληρό «αντικείμενο» (π.χ. οστό). Το τονόμετρο μετρά τη δύναμη που απαιτείται για την παραμόρφωση του «αντικειμένου». Για την περίπτωση της αρτηριακής τονομετρίας, η εξωτερική δύναμη που καταγράφει το τονόμετρο είναι ανάλογη της εσωτερικής πίεσης της αρτηρίας ακολουθώντας τον τρίτο νόμο του Νεύτωνα. Τα αρτηριακά τονόμετρα βασίζονται στην ικανότητα να «αισθάνονται» δυνάμεις και μετατοπίσεις επιφανειακών αρτηριών μέσω ενός μορφομετατροπέα- αισθητήρα, ο οποίος μετατρέπει τις μηχανικές δυνάμεις σε ηλεκτρικό σήμα.

Η τονομετρία αποτελείται από δυο συνθετικά τον «τόνο» και το ρήμα «μετράω» ή «μέτρηση», αυτό σημαίνει ότι μετράμε τόνους ή αλλιώς κύματα. Στην συγκεκριμένη περίπτωση όμως, επειδή μιλάμε για την αρτηριακή πίεση, τα κύματα τα οποία μετράμε είναι σφυγμικά κύματα πίεσης. Για να μπορέσουμε να επιτυγχάνουμε τέτοια καταγραφή θα πρέπει να πιέσουμε το τονόμετρο στην αρτηρία ενάντια σε ένα οστό όπως για παράδειγμα την κερκιδική αρτηρία έναντι στην κερκίδα (**Εικόνα 19**).

Ένας αλγόριθμος πρέπει να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της πίεσης του αίματος από το λαμβανόμενη κυματομορφή. Επιπλέον, η κυματομορφή παρουσιάζει παρόμοια εξέλιξη με τη μέτρηση του καθετήρα (επεμβατική). Ωστόσο, η τονομέτρηση έχει αρκετούς περιορισμούς που επηρεάζουν την απόδοση της. Περιορισμοί όπως η υψηλή ευαισθησία στη θέση και τη γωνία του αισθητήρα, να μετρήσουμε την περιφερειακή κυκλοφορία, επίσης απαιτεί τακτική βαθμονόμηση (Kniestedt, Punjabi, Lin, & Stamper, 2008).

Αν κάποιος γυρίσει το χρόνο πίσω στο 1963, οι Pressman και Newgard ήταν οι πρώτοι που επιχείρησαν να κατασκευάσουν ένα αρτηριακό τονόμετρο. Το συγκεκριμένο όργανο το εμπνεύστηκαν από το οφθαλμικό τονόμετρο που χρησιμοποιείται για τη διάγνωση οφθαλμικών νοσημάτων. Στην αρχή όμως η τεχνολογία των αισθητήρων δεν κάλυπτε την ακρίβεια των μετρήσεων και σαν κατασκευή ήταν πτωχή. Υπάρχουν δυο τύποι αρτηριακών τονομέτρων: αυτά με έναν μόνο αισθητήρα τα οποία τα έφερε ο

HuntlyMillar , τα οποία είναι παρόμοια με αυτά που χρησιμοποιούνται στους καθετήρες πίεσης με αισθητήρα υψηλής απόκρισης και τονόμετρα απαρτιζόμενα από συστοιχία αισθητήρων. Πλέον το πιο διαδεδομένο τονόμετρο που υπάρχει στην αγορά είναι το MillarSPT-301 η οποία είναι μια συσκευή χειρός με μορφή ενός στυλό, όπου στο άκρο του φέρει αισθητήρα πάχους απλού σύρματος(πιεζοηλεκτρικό στοιχείο).



Εικόνα 19: Τονόμετρο

Υπάρχει και μια άλλη συσκευή η οποία δεν κατασκευάζεται πλέον και είναι η ColinJentow . Η συσκευή αυτή, διαφέρει από τις άλλες όσο αφορά το ηλεκτρονικό της κομμάτι, καθώς αποτελείται από 30 πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες ανά 0,2mm. Το τονόμετρο είναι προσαρμοσμένο σε κάλυμμα που τοποθετείται στον καρπό και η εφαρμοζόμενη δύναμη ελέγχεται από έναν ηλεκτρικό μικροκινητήρα. Το ιδανικό στοιχείο του μορφομετατροπέα που προσφέρει τη βέλτιστη καταγραφή του κύματος πίεσης επιλέγεται με κριτήριο τη μεγαλύτερη σε πλάτος καταγεγραμμένη κυματομορφή (van Trijp, et al., 2008).

Σήμερα, υπάρχει ένα ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην αρτηριακή τονομετρία για την κατασκευή τονομέτρων τα οποία είναι όσο γίνεται λιγότερο επεμβατικά. Συγκεκριμένα, πολλές κατασκευές όπως αυτές που βλέπουμε στην διπλανή εικόνα, είναι υπό την μορφή ρολογιού χειρός με πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά (π.χ. μέτρηση συστολικής ή διαστολικής πίεσης , παλμοί της καρδιάς) . Για να εφαρμοστεί κάτι τέτοιο , διεξάγεται πάνω σε επιφανειακές αρτηρίες όπου εστιάζουμε τον αισθητήρα πίεσης πάνω στο αγγείο.

Αυτό επιτυγχάνεται πρακτικά (για τα τονόμετρα χειρός)μέσω επανατοποθέτησης της συσκευής μέχρι τον εντοπισμό του παλμού με το ευρύτερο πλάτος. Για συστοιχία αισθητήρων, αυτό επιτυγχάνεται ηλεκτρονικά. Τα ηλεκτρονικά συστήματα έχουν το πλεονέκτημα της αυτόματης (servo-controlled) εφαρμογής πίεσης του τονομέτρου

προς το τοίχωμα της αρτηρίας, όπως προτάθηκε αρχικά από τους Bahr και Petzke (Drzewiecki, Melbin, & Noordergraaf, 1983).

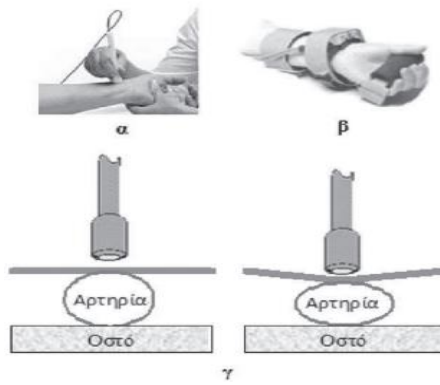


Φορητές συσκευές μέτρησης της ΑΠ.

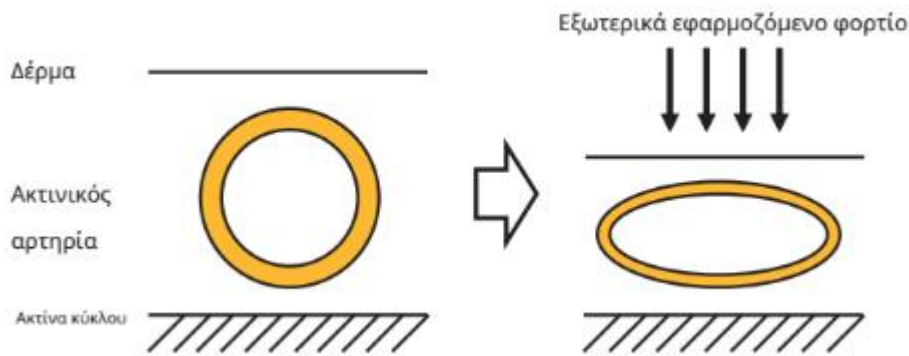
Εικόνα 20: Διάφορες συσκευές για τονομέτρηση (Hyung-Kew, Chang, & Yoon, 2006)

2.7.1 Η διαδικασία της τονομετρίας

Η αρτηριακή τονομετρία περιλαμβάνει την εξωτερική εφαρμογή πίεσης σε μια επιφανειακή αρτηρία που αποφράσσει μερικώς το αγγείο. Καθώς το αίμα ρέει μέσα από το στενωμένο αγγείο, ασκεί πίεση στον εξωτερικό μηχανισμό που μπορεί να μετρηθεί από έναν τοποθετημένο αισθητήρα. Το πλάτος της ανιχνευόμενης παλμικής κυματομορφής φθάνει στο μέγιστο στην πίεση επικάλυψης, όταν το αρτηριακό τοίχωμα είναι τελείως πεπλατυσμένο. Αυτή η πίεση συγκράτησης μεγιστοποιεί την αναλογία σήματος προς θόρυβο (Kniestedt, Punjabi, Lin, & Stamper, 2008).



Εικόνα 1: Μέθοδος τονομετρίας



Εικόνα 22: Εφαρμογή τονομετρίας-απεικόνιση (Κωνσταντινίδης, 2021)

Η ακρίβεια της μεθόδου τονομετρίας επηρεάζεται από τη θέση του αισθητήρα, την κατακόρυφη πίεση και τη μέτρια πίεση. Εάν ο αισθητήρας δεν είναι ευθυγραμμισμένος με ακρίβεια, η αρτηριακή πίεση δεν μπορεί να μετρηθεί. Δεδομένου ότι το αιμοφόρο αγγείο είναι μικρό, είναι δύσκολο να ευθυγραμμιστεί ο αισθητήρας ακριβώς πάνω στο αιμοφόρο αγγείο. Αυτό το πρόβλημα της κακής ευθυγράμμισης επιλύθηκε με τη χρήση διάταξης αισθητήρων πίεσης. Με άλλα λόγια, εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη θέση της αρτηρίας και τις αλλαγές στη δύναμη επαφής που απαιτούνται για τη διατήρηση της αρτηρίας σε κατάσταση μερικής συμπίεσης. Ο αισθητήρας θα πρέπει να είναι σε σταθερή θέση τοποθετημένος πάνω από την αρτηρία και να είναι κινητικά αμετάβλητος κατά τη διάρκεια των μετρήσεων. Συσκευές που χρησιμοποιούν αυτή την τεχνολογία έχουν πιστοποιηθεί βάσει του πρωτοκόλλου ESH και AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) standard. Η συσκευή της

HealthSTATS International (Singapore) έχει δείξει ικανοποιητικά αποτελέσματα, υπερεκτιμώντας τη συστολική κατά $\leq 1,3$ mmHg και υποτιμώντας τη διαστολική κατά $\leq 4,6$ mmHg. Ωστόσο, οι μετρήσεις ήταν πιο αξιόπιστες σε καθιστή και κλινήρη θέση σε σχέση με την όρθια θέση. Αυτό αποτυπώνεται στη μειωμένη ακρίβεια των μετρήσεων σε επίπεδο περιπατητικής καταγραφής, ιδιαίτερα σε ασθενείς με αγγεία με αυξημένο φορτίο ασβεστίου όπως οι νεφροπαθείς. Ένας άλλος περιορισμός είναι ότι η σχέση της θέσης μεταξύ της καρδιάς και του σημείου μέτρησης ποικίλλει, γεγονός που εισάγει την επίδραση των εναλλαγών της υδροστατικής πίεσης. Ωστόσο, η επεξεργασία των δεδομένων μέτρησης από τη διάταξη αισθητήρων είναι περίπλοκη επειδή υπάρχει μεγάλος αριθμός στοιχείων αισθητήρα. Παρόλα αυτά, η ακρίβεια της συγκεκριμένης μεθόδου είναι αρκετά ακριβής και μπορεί να συγκριθεί με την ακρίβεια ενός μανόμετρου, όχι όμως σε όλους τους τομείς και τις στάσεις του σώματος (Kniestedt, Punjabi, Lin, & Stamper, 2008).

2.7.2 Αρτηριακή τονομετρία

Στις μέρες μας πολύ κόσμος ταλαιπωρείται με την πίεση του, καθώς είναι η αρχή πολλών ασθενειών που προκύπτουν άμα δεν την επιβλέπεις συχνά. Για αυτόν τον λόγο, στον τομέα της κλινικής ιατρικής έχουν πάρει στα σοβαρά το συγκεκριμένο θέμα και όλη την ώρα εξελίσσουν τους τρόπους που μπορούν να μετρήσουν την πίεση στις αρτηρίες των ασθενών.

Η ΑΤ της ακτινικής αρτηρίας είναι μια πολύτιμη προσθήκη στη βραχιόνια αρτηριακή πίεση στη διαχείριση της υπέρτασης, όμως σε κάθε ασθενή διαφέρει η ακρίβεια του αποτελέσματος πχ. από χρήση συγκεκριμένων φαρμάκων που μειώνουν τα ποσοστά καρδιαγγειακών συμβάντων. Ακόμη δεν είναι λίγες οι φορές που η ΑΤ της ακτινικής αρτηρίας έχει ειδοποιήσει εγκαίρως τον ιατρό για όσους διατρέχουν κίνδυνο διαστολικής δυσλειτουργίας (**DD**) (Nelson, et al., 2010).

2.7.2 Περιφερική αρτηριακή τονομετρία–Τεχνολογία PAT

Η τεχνολογία PAT είναι μια πληθυσμογραφική μέθοδος μέτρησης ειδικά σχεδιασμένη για τη βελτιστοποίηση της αρτηριακής συμμόρφωσης και την πρόληψη της

επαγόμενης συγκέντρωσης φλεβικού αίματος μακριά από το σημείο μέτρησης και των επακόλουθων αντανακλαστικών αγγειοσυσταλτικών αλλαγών που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τη μέτρηση.

Το κίνητρο για την ανάπτυξη της τεχνολογίας PAT προήλθε από την αδυναμία των προηγούμενων πληθυσμογραφικών μεθόδων να βελτιστοποιήσουν την αρτηριακή συμμόρφωση περικλείοντας την άκρη του δακτύλου μέσα σε ένα πεδίο εφαρμοζόμενης πίεσης επαρκούς μεγέθους, χωρίς να αποβληθεί το δάκτυλο και χωρίς να προκαλέσει συγκέντρωση άπω φλεβικού αίματος. Δεδομένου ότι η αγγειακή κλίση της περιφερικής φάλαγγας του δακτύλου είναι μια κύρια θέση αγγειοσυσταλτικής δραστηριότητας που προκαλείται από το] και η απόκριση PAT στη συμπαθητική εκροή, όπως αυτή μετά από διέγερση που σχετίζεται με άπνοια, έχει αποδειχθεί ότι μειώνεται σε δόση ανάλογα με τον άλφα αδρενεργικό ανταγωνιστή φαιντολαμίνη, οι μετρήσεις PAT μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση αλλαγών στο συμπαθητικό νευρικό σύστημα μη επεμβατικά, συνεχώς και με ακρίβεια (Zou, Grote, Eder, Peker, & Hedner, J., 2004).

Κεφάλαιο 3^ο

Το κεφάλαιο αυτό είναι αφιερωμένο στον σχεδιασμό του τονομέτρου και τον στόχο που θέλει να εκπληρώσει αυτή η κατασκευή. Πιο συγκεκριμένα, αναλύεται η προβληματική η οποία αποτέλεσε και το εναρκτήριο λάκτισμα ώστε να ξεκινήσει η διαδικασία κατασκευής αυτού του εργαλείου. Από αυτό το κεφάλαιο ξεκινά το πρακτικό μέρος της εργασίας.

3.1 Προβληματική

Στη σημερινή κοινωνία με τους γρήγορους ρυθμούς και τις ευθύνες μια μεγάλη μερίδα από τους ανθρώπους είναι απρόθυμοι να ελέγχουν την αρτηριακή τους πίεση τακτικά. Οι περιπτώσεις στις οποίες θα ζητήσουν κάποια επαγγελματική βοήθεια είναι μόνο εκείνες που θα αντιληφθούν πως αντιμετωπίζουν κάποιου είδους ασθένεια. Συνήθως, όταν αντιμετωπίζουν κάποια ασθένεια μόνο τότε αναζητήσουν επαγγελματική βοήθα. Όπως φάνηκε από την βιβλιογραφία στο προηγούμενο κεφάλαιο ασθένειες που σχετίζονται με την πίεση του αίματος είναι επιβλαβείς για τον άνθρωπο. Τέτοιες ασθένειες μπορεί να σχετίζονται είτε με υψηλή αρτηριακή πίεση (υπέρταση), είτε με την αντίθετη περίπτωση που αφορά την χαμηλή αρτηριακή πίεση (υπόταση).

Καθοδηγούμενοι από την παρούσα κατάσταση, οι άνθρωποι επιθυμούν ένα απλό και αξιόπιστο όργανο μέτρησης της πίεσης που μπορεί να ταιριάζει στην καθημερινότητα τους. Χάρη στην εξέλιξη της τεχνολογίας, τα όργανα που μετράνε την πίεση του αίματος έρχονται σε ποικιλία μεγεθών, εξοπλισμένα με προστεθούν λειτουργίες. Ο στόχος αυτής της εργασίας είναι να ανταποκριθεί στις σημερινές ανάγκες των ασθενών και να δημιουργήσει ένα απλό και χαμηλού κόστους ψηφιακό μετρητή πίεσης που μπορεί να κάνει μια ανάλυση της πίεσης σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιώντας την τελευταία μέθοδο της τεχνολογίας στο είδος του.

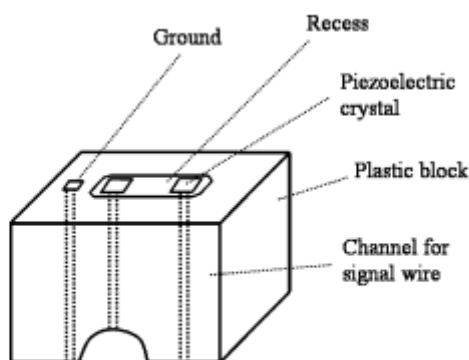
3.2 Στόχος της κατασκευής

Ο στόχος της κατασκευής είναι ο εξής. Να δημιουργηθεί ένα τονόμετρο το οποίο θα μπορεί να μετρά την αρτηριακή πίεση του ανθρώπου που έχει αποφασίσει να το χρησιμοποιήσει με απλό και εύχρηστο τρόπο. Παράλληλα, η κατασκευή θα γίνει με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε το κόστος να μην είναι μεγάλο και να μπορεί να αγοραστεί από κάθε άτομο που θέλει να έχει μια συνεχή εικόνα της πίεσης του. Με κάποια προέκταση του θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί και ενδωνοσηλευτικά.

3.3 Σχεδιασμός

Υπήρξαν δύο βασικές ιδέες σε σχέση με την κατασκευή του τονομέτρου.

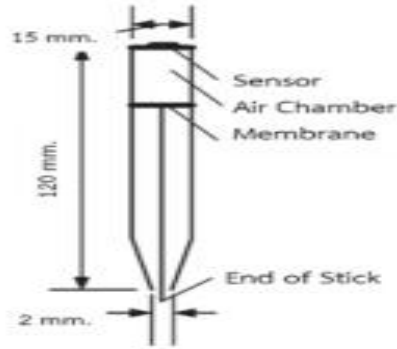
Η πρώτη ιδέα φαίνεται στο **Σχήμα 1** και αφορά την δημιουργία ενός αισθητήρα αρτηριακού παλμού που θα αποτελούταν από δυο αισθητήρες πίεσης ο ένας εκ των οποίων θα ακουμπούσε στην κεντρική αορτή και ο άλλος θα είχε μια απλή επαφή με το δέρμα. Έτσι θα ήταν πιο εύκολο να εκμηδενιστεί ο θόρυβος, προσθέτοντας στο κύκλωμα και έναν διαφορικό ενισχυτή στην έξοδο θα παίρναμε αποκλειστικά τους παλμούς της κεντρικής αρτηρίας



Εικ. 1. Αισθητήρας αρτηριακού παλμού—χαρακτηριστικά περιβλήματος.

Σχήμα 1: Αισθητήρας αρτηριακού παλμού-περίβλημα

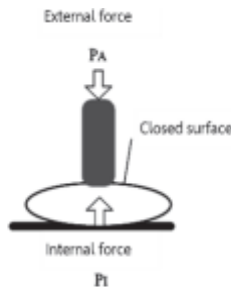
Η δεύτερη ιδέα αφορά την δημιουργία ενός μορφομετατροπέα σε μέγεθος τόσο μικρό ώστε να μπορεί να πραγματοποιηθεί η μέτρηση της πίεσης από τον παλμό του ασθενή. Όπως φαίνεται στο σχήμα μια μεμβράνη θα ακουμπούσε στην αρτηρία. Καθώς η αρτηρία συστέλλονταν και διαστέλλονταν θα δημιουργούσε στη μεμβράνη ταλαντώσεις. Με αποτέλεσμα την διαφορά πίεσης ανάμεσα στην μεμβράνη και του πιεζοηλεκτρικού αισθητηρίου (**Σχήμα 2**).



Εικ3. Ο μορφοτροπέας σχεδιάστηκε σε μικρό μέγεθος κατάλληλο για την αρτηριακή πίεση μέτρηση στον καρπό

Σχήμα 2: Μορφομετατροπέας

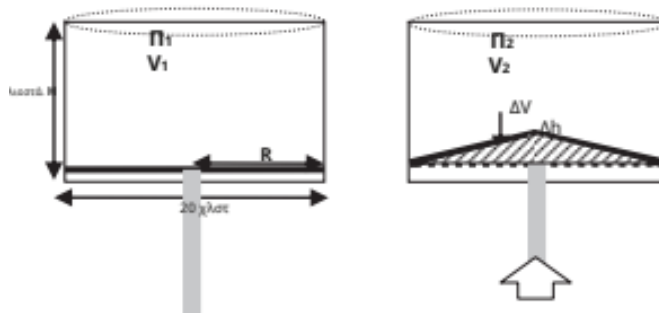
Ο υπολογισμός της αρχής τονομετρίας της εφαρμογής δίνεται από το **Σχήμα 3**. Στο σημείο αυτό της κατασκευής υπολογίστηκαν οι αντίρροπες δυνάμεις που χρειάζεται να ασκηθούν και πως ισοσταθμίζονται ώστε να μετρηθεί με ακρίβεια η αρτηριακή πίεση.



Εικ1. Αρχή Τονομετρίας Εφαρμογής

Σχήμα 3: Τονομετρία κατασκευής

Επίσης, τέθηκε υπόψιν και το μοντέλο του αεροθαλάμου βάσει του νόμου του Boyle για τις πιέσεις που θα ασκούνται σε αυτόν (**Σχήμα 4**).



Εικ6. Μοντέλου αεροθαλάμου βάσει του νόμου του Boyle

Σχήμα 4: Μοντέλο αεροθαλάμου

Η τελική μορφή που θα έχει το τονόμετρο που θα μετρά την πίεση δίνεται στην **Εικόνα 19**.



Εικόνα 23: Τελική μορφή κατασκευής

3.4 Υλικά που χρησιμοποιήθηκαν

Όπως σε κάθε κατασκευή έτσι και σε αυτή χρησιμοποιήθηκαν συγκεκριμένα υλικά σε όλα τα στάδια από την αρχική ιδέα μέχρι το τελικό αποτέλεσμα. Τα υλικά αυτά ονομαστικά ήταν:

- 1) Αισθητήρας Πίεσης –Pressure sensor (**MPX2300DT1**)
- 2) Φίλτρα Βαθυπερατό και Ζωνοπερατό - Low Pass Filter and Band Pass Filter
- 3) Ενισχυτή τάσης – Amplifier (**AD623**)
- 4) Μικροελεγκτής – Microcontroller (**Arduino**)
- 5) Ρυθμιστής Τάσης- Voltage Regulator
- 6) Σφυγμόμετρο με περιχειρίδα
- 7) Πυκνωτές , αντιστάσεις, ποτενσιόμετρα , διακόπτες, καλώδια
- 8) Μπαταρίες , Τροφοδοτικά
- 9) Πιεζοαντίσταση - **FSR**

3.5 Αισθητήρια πίεσης

Στα αισθητήρια πίεσης χρησιμοποιήθηκαν δύο βασικοί τύποι εκ των οποίων προέκυψαν δυο πειραματικά κυκλώματα.

Το πρώτο είχε την παρακάτω μορφή που θα αναλυθεί στην **Εικόνα 24**. Εκεί δίνεται μια απεικόνιση της μπροστινής και οπίσθιας όψης του αισθητήρα καθώς και των απολήξεων του ενώ στο πίνακα δίνονται διάφορες τιμές κατά την χρήση του.

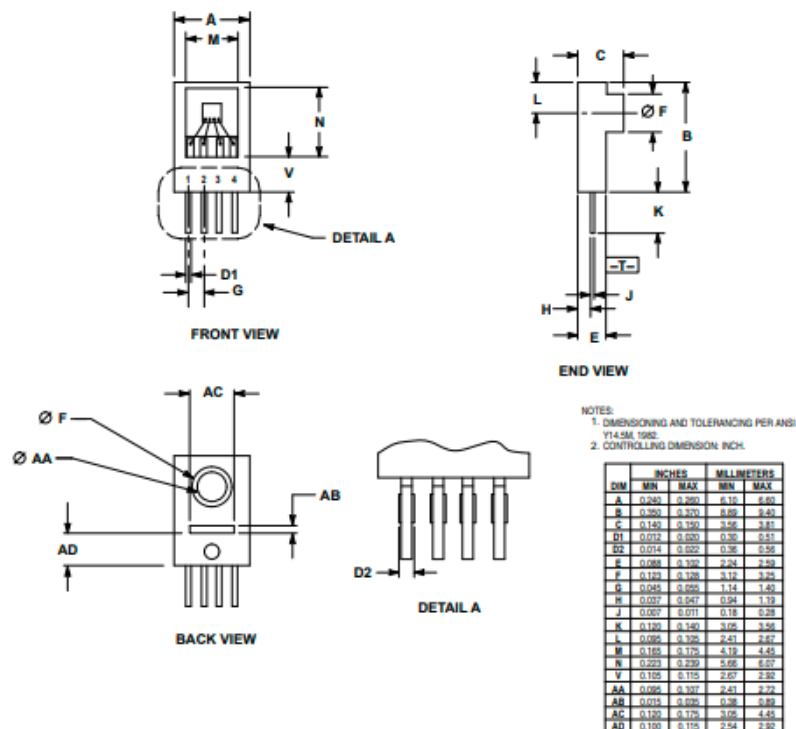
Στα γενικά στοιχεία του αισθητήρα από την εταιρεία που τον παράγει δίνονται οι ακόλουθες πληροφορίες: Πρόκειται για έναν αισθητήρα πίεσης με όνομα MPX2300DT1. Ο συγκεκριμένος αισθητήρας έχει σχεδιαστεί κυρίως για ιατρική χρήση καθώς συνδυάζει τις επιδόσεις των διατμητικών αισθητήρων της Freescale και τη χρήση βιοϊατρικά εγκεκριμένων υλικών. Τα υλικά που χρησιμοποιεί ο αισθητήρας έχουν ένα αποδεδειγμένο ιστορικό στο τομέα της ιατρικής και σε καταστάσεις αυτής. Οι ιατρικές και νοσηλευτικές εφαρμογές στις οποίες έχει χρησιμοποιηθεί είναι η μη επεμβατική αιμοληψία στην παρακολούθηση της πίεσης. Τα τμήματα του αισθητήρα πίεσης αποτελούνται από ένα άκαμπτο περίβλημα και μια επικάλυψη ενός κλινικά ελεγμένου για επαφή με το δέρμα gel. Το άκαμπτο περίβλημα χυτεύεται από λευκή, ιατρικής ποιότητας πολυσουλφόνη που έχει περάσει από εκτεταμένες βιολογικές δοκιμές, όπως: ISO 10993-5:1999, ISO 10993-10:2002 και ISO 10993-11:1993.

Το διηλεκτρικό gel σιλικόνης καλύπτει το πιεζοαντιστατικό στοιχείο ανίχνευσης πυριτίου. Οι ιδιότητες του gel επιτρέπουν την ομοιόμορφη μετάδοση της πίεσης στην επιφάνεια του διαφράγματος, απομονώνοντας παράλληλα τις εσωτερικές ηλεκτρικές συνδέσεις από τις διαβρωτικές επιδράσεις των υγρών, όπως ο φυσιολογικός ορός διάλυμα. Επίσης παρέχει ηλεκτρική απομόνωση επαρκή για να αντέχει στις δοκιμές απινίδωσης, όπως ορίζεται στην προτεινόμενη Ένωση for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) Standard for blood pressure transducers. (NXP, 2015).

Τα χαρακτηριστικά του που αφορούν την λειτουργία του δίνονται στον Πίνακα 3

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure range	P_{OP}	0	—	300	mmHg
Supply voltage ⁽¹⁾	V_S	—	6.0	10	V_{DC}
Supply current	I_D	—	1.0	—	mA _{dc}
Zero pressure offset	V_{OFF}	-0.75	—	0.75	mV
Sensitivity	—	4.95	5.0	5.05	$\mu V/V/mmHg$
Full-scale span ⁽²⁾	V_{FSS}	2.978	3.006	3.036	mV
Linearity + Hysteresis ⁽³⁾	—	-1.5	—	1.5	% V_{FSS}
Accuracy $V_S = 6 V, P = 101$ to 200 mmHg	—	-1.5	—	1.5	%
Accuracy $V_S = 6 V, P = 201$ to 300 mmHg	—	-3.0	—	3.0	%
Temperature effect on sensitivity	TCS	-0.1	—	+0.1	%/°C
Temperature effect on full-scale span ⁽⁴⁾	TCV_{FSS}	-0.1	—	+0.1	%/°C
Temperature effect on offset ⁽⁵⁾	TCV_{OFF}	-9.0	—	+9.0	$\mu V/°C$
Input impedance	Z_{IN}	1800	—	4500	Ω
Output impedance	Z_{OUT}	270	—	330	Ω
R_{CAL} (150 k Ω) ⁽⁶⁾	R_{CAL}	97	100	103	mmHg
Response time ⁽⁷⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms

Πίνακας 3: Λειτουργικά χαρακτηριστικά αισθητήρα 1 (NXP, 2015)



Εικόνα 24: Αισθητήρας 1, όψεις (NXP.website, 2022)

Αν και η μελέτη επικεντρώθηκε περισσότερο στο πρώτο αισθητήριο λόγο αρκετών προβλημάτων που παρουσίαζε το κύκλωμα ο MPX2300DT1 , παρατίθεται άλλο ένα αισθητήριο που χρησιμοποιήθηκε το οποίο δίνεται στην **Εικόνα 25**.

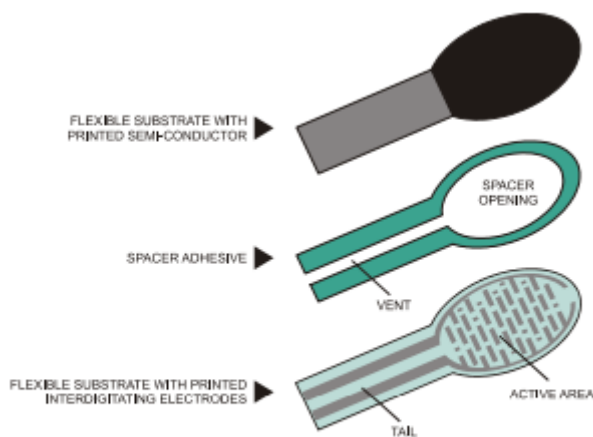


Figure 1: FSR Construction

Εικόνα 25: Αισθητήριο 2 (FSR) (Interlink electronics, 2020)

Πρόκειται ουσιαστικά για αντιστάτη ανίχνευσης δύναμης (FSR), αποτελείται από μια παχιά μεμβράνη (PTF) η οποία παρουσιάζει μείωση της αντίστασης με αύξηση της δύναμης που ασκείται στην ενεργό επιφάνεια. Η ευαισθησία της δύναμης είναι βελτιστοποιημένη για χρήση στην ανθρώπινη αφή ελέγχου ηλεκτρονικών συσκευών.

Ο αισθητήρας FSR δεν είναι μετρητής τάσης, κυψέλη φορτίου ή μετατροπέας πίεσης. Ενώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για δυναμικές μετρήσεις, είναι γενικά δυνατό να ληφθούν μόνο ποιοτικά αποτελέσματα. Η ακρίβεια της δύναμης κυμαίνεται από περίπου $\pm 5\%$ έως $\pm 25\%$ ανάλογα με τη συνέπεια του συστήματος μέτρησης και ενεργοποίησης, την ανοχή επαναληψιμότητας που τηρείται κατά την κατασκευή και τη χρήση βαθμονόμησης εξαρτημάτων. Η ακρίβεια δεν πρέπει να συγχέεται με την ανάλυση. Η ανάλυση δύναμης των συσκευών FSR είναι καλύτερη από $\pm 0,5\%$ της δύναμης πλήρους χρήσης (Interlink electronics, 2020).

3.6 Ενισχυτής AD623

Ο **AD623** είναι ένας ενσωματωμένος ενισχυτής οργάνων μονής ή διπλής τροφοδοσίας που παρέχει ταλάντευση εξόδου rail-rail χρησιμοποιώντας τάσεις τροφοδοσίας από 2,7 V έως 12 V. Ο AD623 προσφέρει ευελιξία στον χρήστη, επιτρέποντας τον προγραμματισμό αντιστάσεων με ένα σύνολο κέρδους και συμμορφώνοντας την τυπική διαμόρφωση pin-out της βιομηχανίας 8 απαγωγών. Χωρίς εξωτερική αντίσταση, ο AD623 έχει ρυθμιστεί για κέρδος μονάδας ($G = 1$), και με μια εξωτερική αντίσταση, ο AD623 μπορεί να προγραμματιστεί για κέρδη έως και 1000. Η ακρίβεια του AD623 είναι το αποτέλεσμα της αύξησης του λόγου απόρριψης κοινού

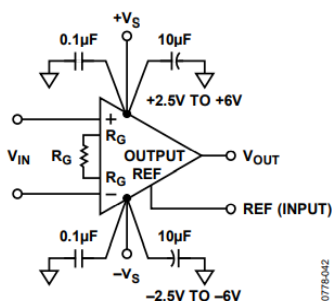


Figure 71. Dual-Supply Basic Connection

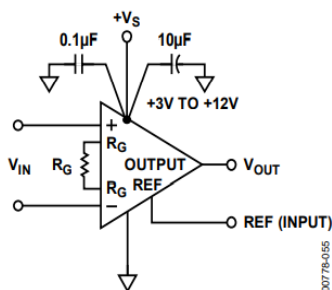


Figure 72. Single-Supply Basic Connection

εκπομπού εναλλασσόμενου ρεύματος (CMRR) που συμπίπτει με την αύξηση του κέρδους. Οι αρμονικές θορύβου γραμμής απορρίπτονται λόγω σταθερής CMRR έως 200 Hz. Ο AD623 έχει ένα ευρύ φάσμα εισόδου κοινής λειτουργίας και ενισχύει σήματα με τάσεις κοινής λειτουργίας έως και 150 mV κάτω από το έδαφος. Ο AD623 διατηρεί τη βέλτιστη απόδοση με τροφοδοτικά διπλής και μονής πολικότητας.

Το κέρδος του AD623 προγραμματίζεται από την R_G αντίσταση, ή ακριβέστερα, με οποιαδήποτε αντίσταση εμφανίζεται μεταξύ του ακροδέκτη 1 και του ακροδέκτη 8. Ο AD623 προσφέρει ακριβή κέρδη χρησιμοποιώντας αντιστάσεις ανοχής 0,1% έως 1%. Ο Πίνακας δείχνει τις απαιτούμενες τιμές της R_G για τα διάφορα κέρδη.

Για οποιοδήποτε αυθαίρετο κέρδος, η R_G μπορεί να υπολογιστεί από :

$$R_G = 100 \text{ k}\Omega / (G - 1)$$

Όσο αφορά την λειτουργία του AD623, οι μετατοπίσεις χαμηλής τάσης (είσοδος και έξοδος), η απόλυτη ακρίβεια κέρδους και μια εξωτερική αντίσταση για τη ρύθμιση της απολαβής κάνουν τον AD623 ένας ευέλικτος ενισχυτής οργάνων. Το σήμα εισόδου εφαρμόζεται σε τρανζίστορ positive-negative-positive (PNP) που λειτουργούν ως ενδιάμεσοι ρυθμιστές τάσης και παρέχουν ένα σήμα κοινής λειτουργίας στους ενισχυτές εισόδου. Μια αντίσταση απόλυτης τιμής 50 kΩ σε κάθε ανάδραση ενισχυτή εξασφαλίζει προγραμματισμό απολαβής.

Η διαφορική έξοδο είναι :

$$V_o = \left(1 + \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_G} \right) V_c$$

Στη συνέχεια, η διαφορική τάση μετατρέπεται σε τάση ενός άκρου χρησιμοποιώντας τον ενισχυτή εξόδου, ο οποίος επίσης απορρίπτει οποιοδήποτε σήμα κοινής λειτουργίας στην έξοδο των ενισχυτών εισόδου.

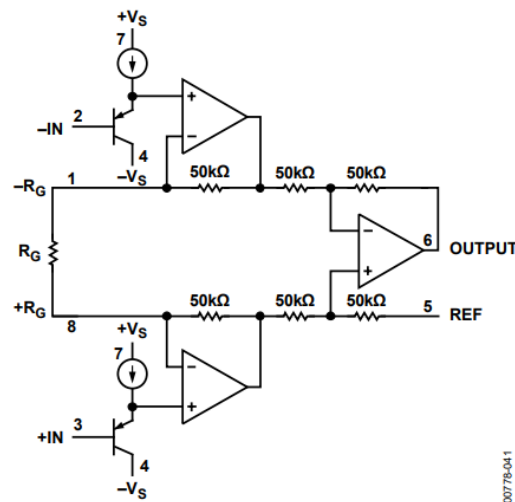


Table 7. Required Values of Gain Resistors

Desired Gain	1% Standard Table Value of R_G	Calculated Gain Using 1% Resistors
2	100 kΩ	2
5	24.9 kΩ	5.02
10	11 kΩ	10.09
20	5.23 kΩ	20.12
33	3.09 kΩ	33.36
40	2.55 kΩ	40.21
50	2.05 kΩ	49.78
65	1.58 kΩ	64.29
100	1.02 kΩ	99.04
200	499 Ω	201.4
500	200 Ω	501
1000	100 Ω	1001

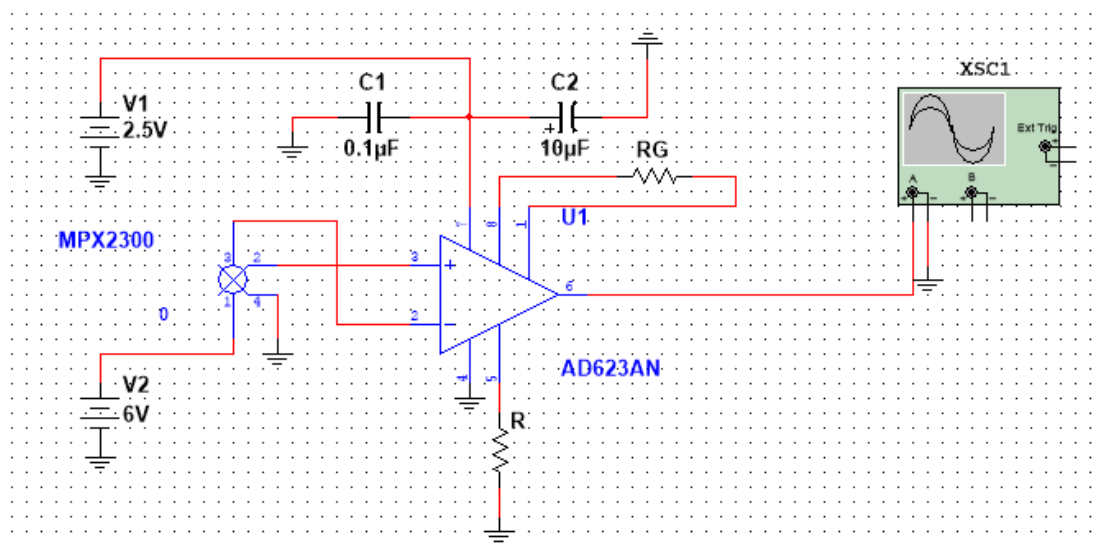
Πίνακας 4: Απαιτούμενες τιμές αντιστάσεων απολαβής

Κεφάλαιο 4^ο

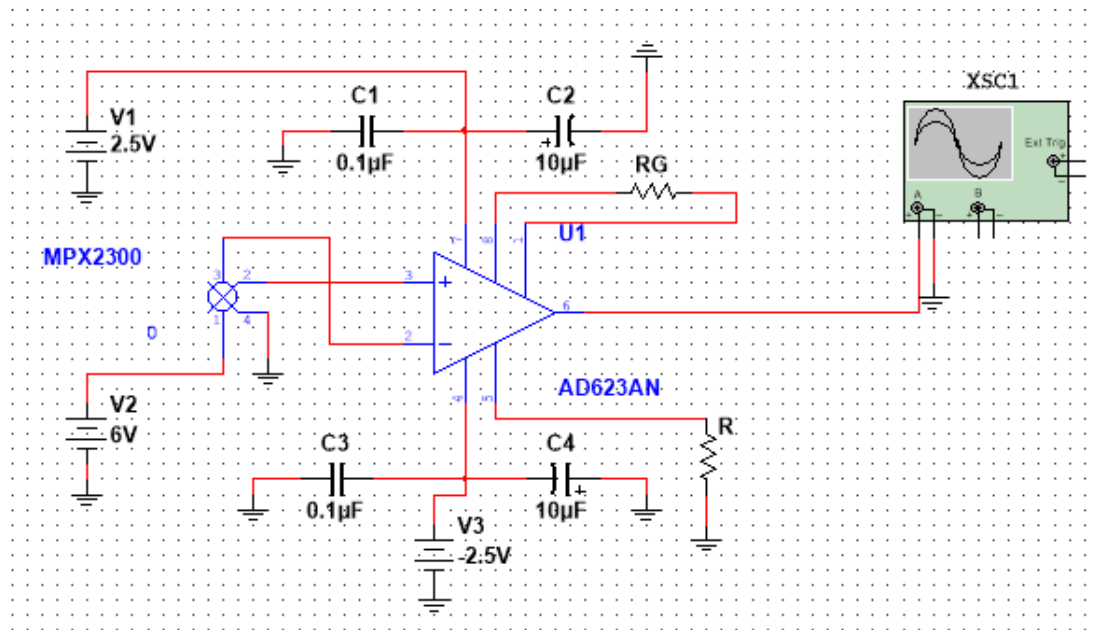
Το κεφάλαιο αυτό είναι αφιερωμένο στο τρόπο που πραγματικά έγινε η κατασκευή περιγράφοντας όλα τα βήματα από την αρχή και τον σχεδιασμό μέχρι την τελική μορφή που έλαβε η κατασκευή. Σε αυτό το κεφάλαιο δίνονται οι δοκιμαστικές μετρήσεις τα αποτελέσματά τους και τα προβλήματα τα οποία προέκυψαν.

4.1 Κατασκευή τονόμετρου με το MPX2300DT1

Το πρώτο πείραμα αφορούσε το σχεδιασμό του κυκλώματος με το οποίο θα πραγματοποιούνταν η τελική κατασκευή. Στην **Εικόνα 26** φαίνεται με την εφαρμογή multisim ο σχεδιασμός που πραγματοποιήθηκε για το πρώτο αισθητήριο. Δίνονται οι πόλοι της κατασκευής και οι απολήξεις της ενώ έχουν σχεδιαστεί και τα τεχνικά χαρακτηριστικά αυτής.



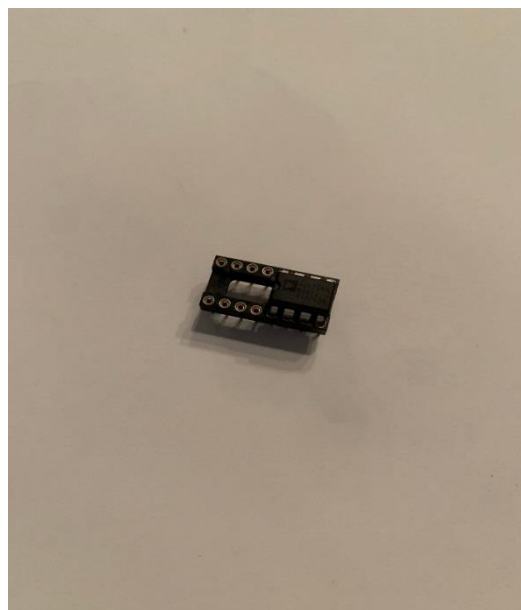
Εικόνα 26: Σχηματικό Τονομέτρου με ενισχυτή μονοπολικής τροφοδοσίας στο πρόγραμμα multisim



Εικόνα 27: Σχηματικό Τονομέτρου με ενισχυτή διπολικής τροφοδοσίας στο πρόγραμμα multisim

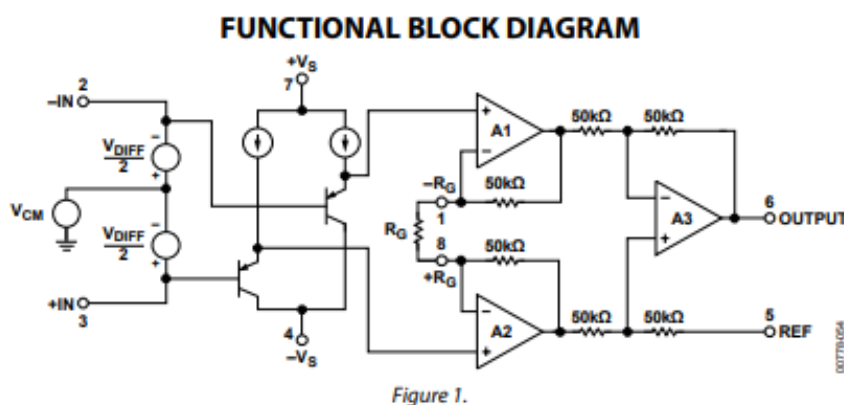
Στο κύκλωμα αυτό υπάρχει το αισθητήριο που χρησιμοποιήθηκε συνδεδεμένο στον ενισχυτή. Ο ενισχυτής είναι απαραίτητος καθώς οι τάσεις στην έξοδο του αισθητήρα ήταν πολύ μικρές. Έτσι με την ενίσχυση ανυψώθηκαν αυτές οι τάσεις κι βελτιστοποιήθηκε η ποιότητα στις μετρήσεις.

Ο ενισχυτής που χρησιμοποιήθηκε σε αυτήν την κατασκευή και βοήθησε στην λειτουργία του τονομέτρου φαίνεται στην **Εικόνα 28**.



Εικόνα 28: Ενισχυτής για την κατασκευή

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ενισχυτή που αναφέρονται στο κεφάλαιο 3.6, μας δείχνουν πως οι επιλογές κυκλώματος επιτρέπουν στο χρήστη να ρυθμίσει το offset τάση, να εφαρμόσει μια αναφορά εξόδου ή να παρέχει οδηγούς θωράκισης με εξαρτήματα που παρέχει ο χρήστης. Το εσωτερικό κύκλωμα του συγκεκριμένου ενισχυτή φαίνεται στην **εικόνα 29**



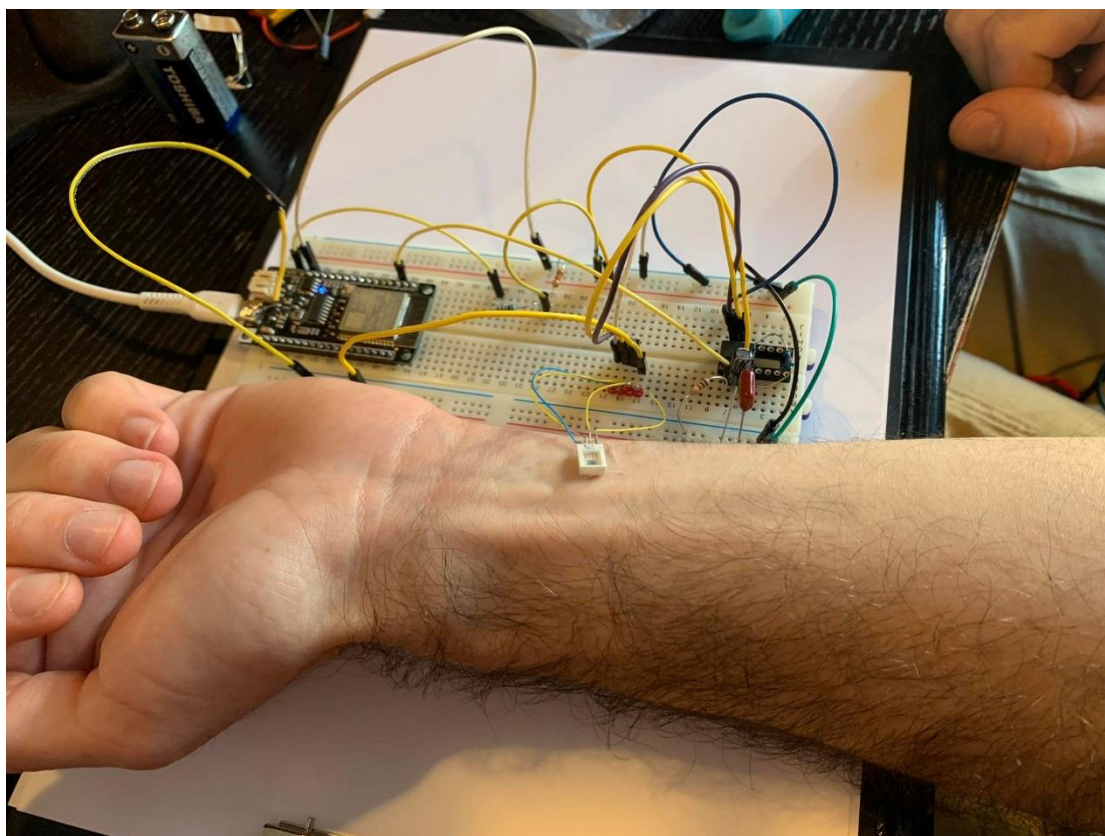
Εικόνα 29:: Εσωτερικό κύκλωμα ενισχυτή

4.2 Υλοποίηση 1^{ου} τονομέτρου

Η τελική μορφή του τονομέτρου φάνηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Για την υλοποίηση της χρειάστηκε επιπλέον τα εξής υλικά:

- 1 πυκνωτής κεραμικός 1μF
- 1 πυκνωτής ηλεκτρολυτικός tantalum 10μF
- 1 αντίσταση 1k
- 1 αντίσταση 10k

Με βάση αυτά τα χαρακτηριστικά δημιουργήθηκε το τονόμετρο δοκιμαστικά στο εργαστήριο. Όπως φαίνεται στην εικόνα 30 με βοήθεια και του Arduino πάρθηκαν μετρήσεις τοποθετώντας το αισθητήριο σε συγκεκριμένο ύψος και μέρος του χεριού μετά από μελέτες.



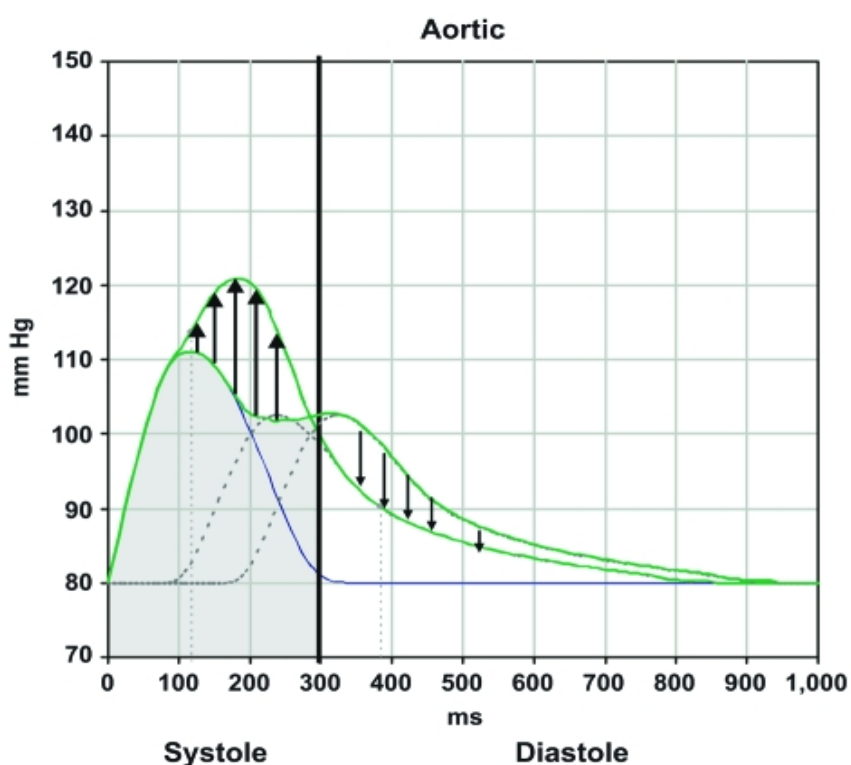
Εικόνα 30 : δοκιμαστικές μετρήσεις

4.3 Μελέτη περίπτωσης

Παρακάτω δίνονται μετρήσεις από την εφαρμογή παρόμοιας συσκευής στη περίπτωση ενός άντρα 43 χρονών. Αρχικά, η ταχύτητα των παλμικών κυμάτων χρειάζεται καθώς είναι αυτή που περιγράφει την πίεση. Δίνεται από την εξίσωση των Moens-Korteweg που προέκυψε τη δεκαετία του 1920 και την συσχετίζει με την διαστολικότητα των αγγείων: $c_0 = \sqrt{Eh/2R\rho}$, όπου c_0 είναι η ταχύτητα κύματος, E είναι το μέτρο Young στην περιφερική διεύθυνση, h είναι το πάχος του τοιχώματος, R είναι η ακτίνα του αγγείου και ρ είναι η πυκνότητα του υγρού (MJ, et al., 2006). Η παλμική ταχύτητα της αορτής μετράται συνήθως μεταξύ της καρωτίδας και της μηριαίας αρτηρίας. Οι φυσιολογικές τιμές στον τυπικό μεσήλικα ενήλικα είναι 4 m/s στην ανιούσα αορτή, 5 m/s στην κοιλιακή αορτή και τις καρωτίδες, 7 m/s στη βραχιόνιο αρτηρία και 8 m/s στις λαγόνιες αρτηρίες. Παράγοντες που προκαλούν μικρότερη διατασιμότητα του αγγείου οδηγούν σε ταχύτερη παλμική πίεση. Η αύξηση της ηλικίας οδηγεί επίσης σε ταχύτερη παλμική κίνηση. Η ταχύτητα των σφυγμικών κυμάτων αυξάνεται αναλογικά με τον αριθμό των παραγόντων καρδιαγγειακού κινδύνου που υπάρχουν. Συνδέεται με

το επίπεδο φυσικής κατάστασης, τα καρδιαγγειακά συμβάντα και τη θνησιμότητα σε πληθυσμούς ασθενών με νεφρική νόσο τελικού σταδίου, διαβήτη και μεταβολικό σύνδρομο, καθώς και σε υγιείς ηλικιωμένους ενήλικες (Kampus, Muda, & Kals, 2006).

Η ανάκλαση των κυμάτων αποτελεί αναπόσπαστο μέρος της κυματομορφής του κεντρικού παλμού. Η διεπιφάνεια μεταξύ των μεγαλύτερων αρτηριών και των αγγείων αντίστασης θα αντανακλά αμέσως το εισερχόμενο καρδιακό παλμικό κύμα πίεσης (Wilkinson, Mohammad, & Tyrrell, 2002). Ένα κύμα πίεσης που επιστρέφει κατά τη διάρκεια της συστολικής περιόδου εκτίναξης λόγω αυξημένης πίεσης θα οδηγήσει σε συστολή όπως φαίνεται στην **Εικόνα 31**. Η συστολική επαύξηση οδηγεί σε αυξημένη καρδιακή φόρτιση και με την πάροδο του χρόνου μπορεί να οδηγήσει σε υπερτροφία της αριστερής κοιλίας (ΑΚ), συστολική ή διαστολική καρδιακή ανεπάρκεια, καταπόνηση και διεύρυνση του αριστερού κόλπου και κολπική μαρμαρυγή καθώς και θρομβοεμβολική νόσο που σχετίζεται με την κολπική μαρμαρυγή. Η απουσία διαστολικής αύξησης θα μπορούσε ενδεχομένως να επιδεινώσει την ισχαιμία του μυοκαρδίου.



Εικόνα 31:: Συστολή και διαστολή στις μετρήσεις

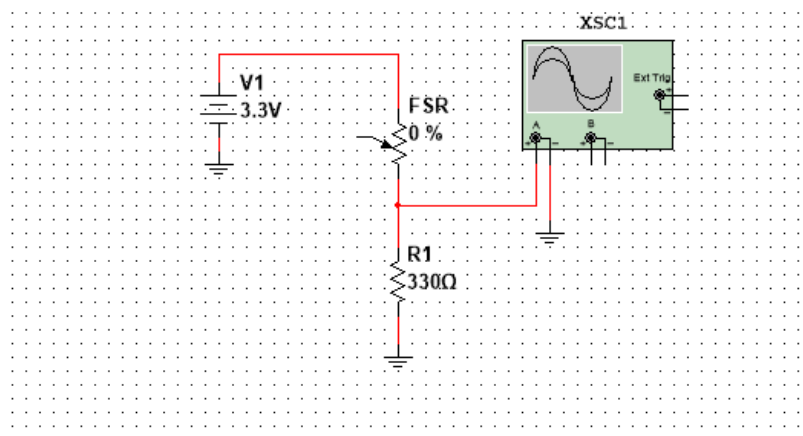
4.4 Κατασκευή τονόμετρου με το FSR: SEN0065

Καθώς με το πρώτο πείραμα δεν επιτευχθήκαν αξιόπιστες μετρήσεις λόγω αρκετών προβλημάτων . Πραγματοποιήθηκε και προσπάθησε να υλοποιηθεί ένα τονόμετρο με μια πιεζοηλεκτρική αντίσταση και την βοήθεια του arduino. Στην **εικόνα 32** φαίνεται το FSR που χρησιμοποιήθηκε



Εικόνα 32:: SEN0065

Το κύκλωμα σχεδιάστηκε με την βοήθεια του multisim και φαίνεται στην **εικόνα 33**



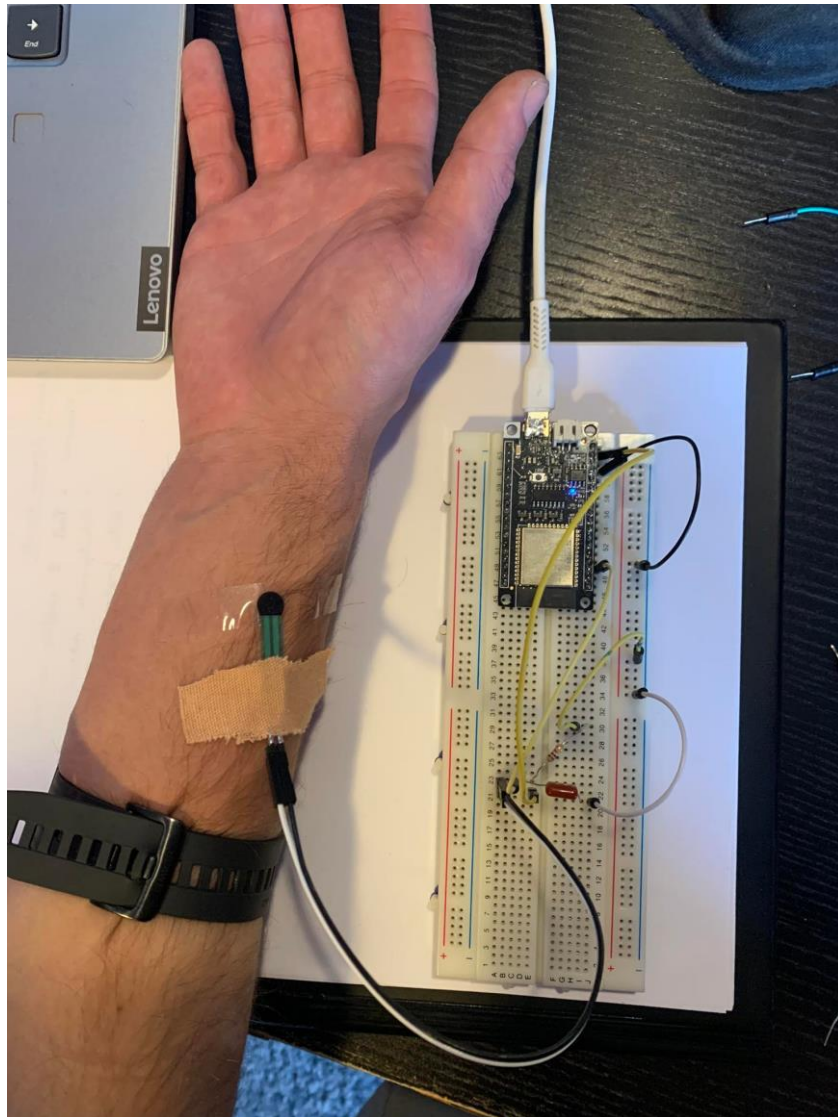
Εικόνα 33: Σχεδιασμός εναλλακτικού τονόμετρου με το πρόγραμμα multisim

4.5 Υλοποίηση 2^{ου} τονόμετρου

Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή ήταν τα εξής:

- Αντίσταση R: 330-10K
- FSR
- Πηγή τροφοδοσίας
- Arduino
- Λουράκι σύσφιξης

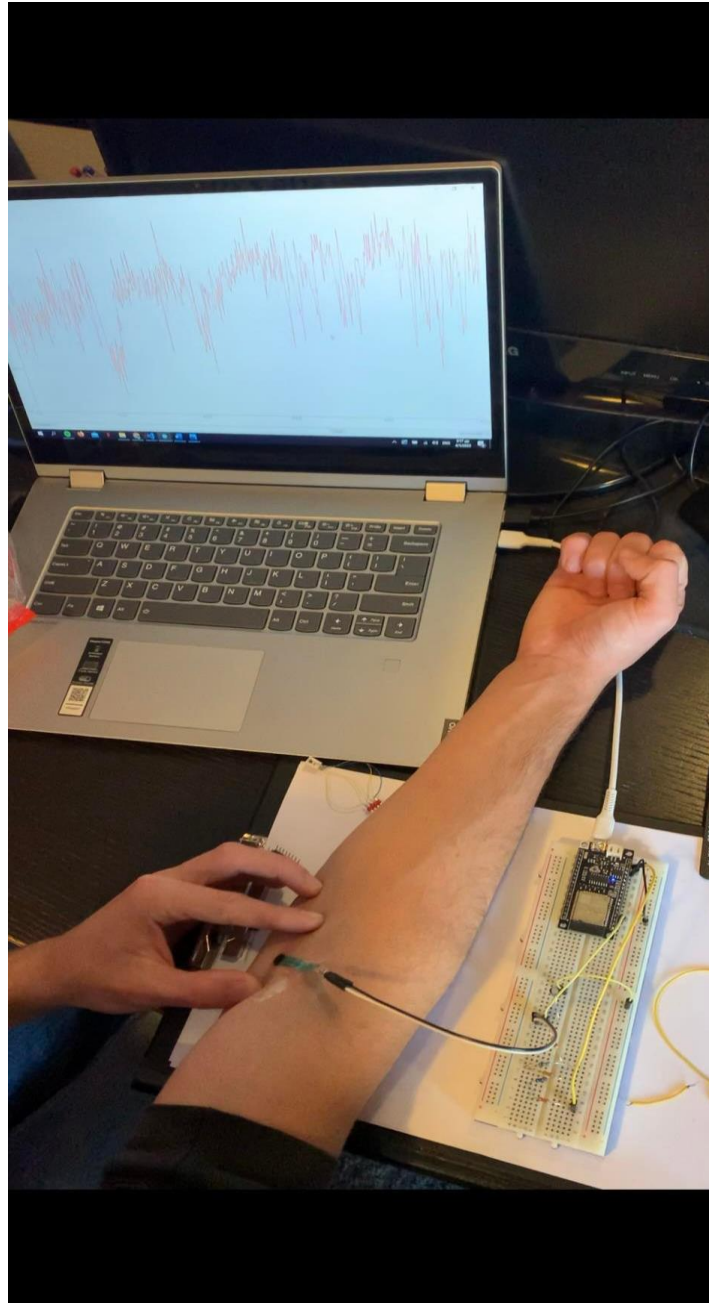
Με την βοήθεια των υλικών αυτών υλοποιήθηκε στο εργαστήριο το τονόμετρο που φαίνεται στην **εικόνα 34**



Εικόνα 34: Εργαστηριακή Δοκιμή

Οι ένδειξης των κυματομορφών στο δεύτερο κύκλωμα ήταν πιο λογικές κι συμβάδιζαν με την διαστολή και συστολή της αρτηρίας. Ωστόσο μετά από πολλές μετρήσεις και τοποθετήσεις σε διάφορα σημεία του χεριού διαπιστώθηκε ότι ο θόρυβος ο οποίος

υπήρχε εμπόδιζε την FSR να αντιληφθεί πλήρως την συστολή -διαστολή της αρτηρίας. Στην **εικόνα 35** φαίνεται το κύκλωμα και οι κυματομορφές που προκύπταν καθώς η FSR ερχόταν σε επαφή με την αρτηρία.



Εικόνα 35: Δοκιμαστικές μετρήσεις

4.6 Προγραμματισμός του Arduino

Στο ακόλουθο κεφάλαιο θα παρουσιαστεί ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε για την ένδειξη των κυματομορφών μέσω του Arduino και θα δοθούν σχόλια για την λειτουργία κάθε εντολής.

```
#include <Arduino.h>
```

```
#define ANALOG_READ_PIN 8
```

Το σημείο του μικροελεγκτή που θα διαβάζει τις αναλογικές τιμές

```
#define DIGITAL_OUT_PIN 7
```

Το σημείο του μικροελεγκτή που θα βγάζει το σήμα (Vcc=3.3V)

```
void setup() { Serial.begin(115200);
```

Αρχικοποίηση της σειριακής πόρτας του μικροελεγκτή, που θα τυπώνει τα αποτελέσματα

```
  pinMode(DIGITAL_OUT_PIN, OUTPUT);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
  int value = analogRead(ANALOG_READ_PIN);
```

*Αναλογικό διάβασμα του σήματος στο σημείο 8 ***

```
  String toPrint = String(value);
```

Μετατροπή της αριθμητικής τιμής, σε μεταβλητή String για σωστή αναπαράσταση

```
  Serial.println(toPrint);
```

Εκτύπωση της τιμής στην σειριακή πόρτα

```
  delay(10);
```

Μικρή πρόσθετη καθυστέρηση για να μην συγχέονται τα αποτελέσματα

```
}
```

Η συνάρτηση που χρησιμοποιούμε διαβάζει την στάθμη σε volt και την μετατρέπει σε αριθμητική τιμή

Για 3.3V θα δώσει 4096

Για 0V θα δώσει 0

Έχει διακριτική ικανότητα 12bit, οπότε μπορεί να ανιχνεύσει μεταβολές 0.8V.

Κεφάλαιο 5^ο

5.1 Προβλήματα κατά την υλοποίηση της πτυχιακής εργασίας

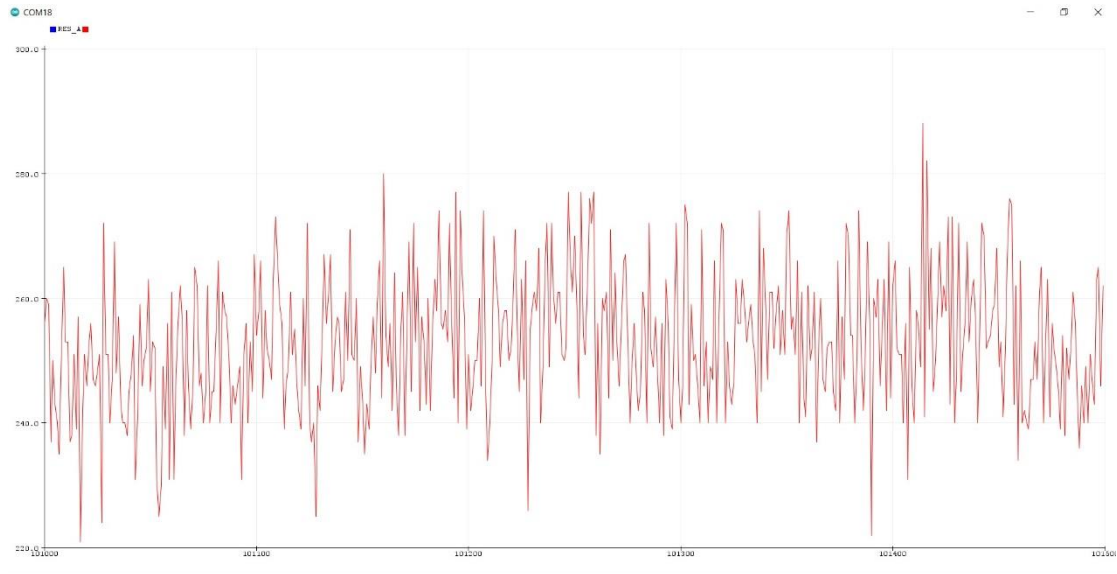
Στην συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία τα προβλήματα τα οποία παρουσιάστηκαν δεν ήταν μόνο πρακτικά.

Αρχικά πριν αναφερθούν τα προβλήματα που αντιμετωπίστηκαν κατά την κατασκευή του αρτηριακού τονόμετρου, υπήρχε πρόβλημα στην εύρεση και αγορά των υλικών που θα χρησιμοποιόντουσαν. Συγκεκριμένα , το κόστος των αισθητηρίων ήταν αρκετό καθώς επίσης και ο χρόνος παραλαβής υπερέβαινε τους 3 μήνες με αποτέλεσμα να καθυστερήσει αρκετά η υλοποίηση του πιεσόμετρου .

Όσο αφορά τα προβλήματα κατά την υλοποίηση της κατασκευής , κάθε αισθητήριο που χρησιμοποιήθηκε είχε τις ιδιαιτερότητες του . Στο πρώτο πείραμα που χρησιμοποιήθηκε το **MPX2300DT1** , παρατηρήθηκε με τον επιβλέπων διδάσκοντα ότι το σήμα που εμφανιζόταν στον παλμογράφο κατά την συστολή και διαστολή της αρτηρίας είχε αρκετό θόρυβο. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα να μην μπορούμε να έχουμε καθαρή κυματομορφή για να παρθούν ακριβές μετρήσεις οι οποίες συμφωνούσαν με τον κανόνα της επίσημης καρδιολογικής οργάνωσης. Προχωρώντας στην πιο σημαντική δυσκολία που παρουσιάστηκε πρέπει να αναφερθεί πως το συγκεκριμένο αισθητήριο μετά από ελάχιστη χρήση κατέληξε να καεί και να αφαιρεθεί το ειδικό gel απομόνωσης που τοποθετιόνταν στην επιφάνεια του δέρματος καθώς μετά από αναζήτηση το συγκεκριμένο αισθητήριο ήταν μονής χρήσης η για μικρό χρονικό διάστημα. Έτσι το αποτέλεσμα ήταν να αχρηστευτεί και να μην προλάβουμε να πάρουμε κάποια έγκυρη μέτρηση πίεσης. Επιπλέον δεν ήταν εφικτή η αγορά του ίδιου αισθητηρίου καθώς ο χρόνος παράδοσης ήταν μεγάλος και η τιμή του ήταν αρκετά υψηλή

Όμως το **MPX2300DT1** με το κατάλληλο κύκλωμα και την προεργασία μπορεί να δώσει κάποια μέτρηση αλλά όχι για συνεχή δειγματοληψία καθώς είναι ένα αισθητήριο μονής η για λίγο χρονικό διάστημα χρήσης όπως αναφέρει στα datasheets .

Εκτός από το MPX2300DTI όπως αναφέρθηκε χρησιμοποιήθηκε και ένα δεύτερο αισθητήριο πίεσης το οποίο είχε την μορφή πιεζοαντίστασης το **FSR: SEN0065** . Σε αυτό το πείραμα οι κυματομορφές ήταν πιο καθαρές και υπήρχε μια πιο ξεκάθαρη εικόνα της συστολής και διαστολής της αρτηρίας όπως φαίνεται και στην **εικόνα 36**



Εικόνα 36: Πειραματική κυματομορφή στο Arduino

Ωστόσο πάλι υπήρχαν βασικά θέματα τα οποία έπρεπε να λυθούν . Ένα από τα πιο βασικά προβλήματα ήταν η σταθερότητα και ο θόρυβος του σήματος κάτι το οποίο είχε προκύψει και στο προηγούμενο πείραμα. Η διακριτική ικανότητα δεν ήταν όσο ευαίσθητη χρειαζόταν για να μπορεί να γίνει πλήρως αντιληπτός ο παλμός της αρτηρίας. Η ιδιαιτερότητα με το **SEN0065** επειδή κατατάσσεται σε μία πιεζοηλεκτρική αντίσταση είναι ότι κάθε φορά που ασκούταν διαφορετική δύναμη πάνω της, μαζί με την τιμή της αντίστασης άλλαζε και η κυματομορφή που δινόταν στο πρόγραμμα Arduino. Επιπρόσθετα, αν η δύναμη υπερέβαινε κάποια συγκεκριμένη τιμή η αντίσταση απειρίζεται, με αποτέλεσμα στον παλμογράφο του μικροελεγκτή να υπάρχει μια ευθεία γραμμή. Πέρα από την σταθερότητα που απαιτούσε η ελαχιστοποίηση του θορύβου με τα κατάλληλα φίλτρα δεν αρκούσε για να έχουμε μια σωστή μέτρηση για να ξεκινήσουμε την αντιστοιχία του σήματος σε μονάδες της αρτηριακής πίεσης.

Κατά βάση αυτά ήταν τα κύρια προβλήματα που είχαμε απέναντι μας τα οποία υπό άλλες συνθήκες γινόταν να λυθούν και να φέρουμε εις πέρας το πρακτικό κομμάτι της πτυχιακής εργασίας με βάση την θεωρητική έρευνα που είχαμε πραγματοποιήσει.

5.2 Συμπεράσματα

Η πίεση του αίματος θεωρείται πλέον μια από τις πιο σημαντικές μετρήσεις που μπορούν να πραγματοποιηθούν στον ανθρώπινο οργανισμό. Μια χαμηλή ή υψηλή τιμή της μπορεί να δείξει αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα στον ανθρώπινο οργανισμό. Συνήθως όπως φαίνεται από την εργασία και την βιβλιογραφία μπορεί να συνοδεύει

κάποια άλλη ασθένεια ή να είναι μια ένδειξη πως όντως υπάρχει κάποια άλλη μορφής ασθένειας.

Οι ερευνητές του ιατρικού τομέα έχουν δημιουργήσει διάφορα εργαλεία μέτρησης και έχουν χωρίσει τις μεθόδους σε επεμβατικές που έχουν άμεση επαφή με το αίμα του ασθενή και μη επεμβατικές. Όπως είναι φυσικό έχουν επικρατήσει οι μη επεμβατικές μέθοδοι σε μια προσπάθεια να μπορέσει και κάποιος ασθενής από το σπίτι του να μετρήσει την πίεση του. Μια μέθοδος που τείνει να γίνει ολοένα και λιγότερο επεμβατική είναι αυτή της τονομετρίας. Τα τονόμετρα είναι ένα όργανο που χρησιμοποιείται για την καταγραφή του σφυγμικού κύματος πίεσης. Αυτό επιτυγχάνεται πιέζοντας ένα «αντικείμενο» πλήρες υγρού (π.χ. αρτηρία ή οφθαλμικό βολβό) ενάντια σε ένα σκληρό «αντικείμενο» (π.χ. οστό). Για την περίπτωση της αρτηριακής τονομετρίας, η εξωτερική δύναμη που καταγράφει το τονόμετρο είναι ανάλογη της εσωτερικής πίεσης της αρτηρίας ακολουθώντας τον τρίτο νόμο του Νεύτωνα. Τα αρτηριακά τονόμετρα βασίζονται στην ικανότητα να «αισθάνονται» δυνάμεις και μετατοπίσεις επιφανειακών αρτηριών μέσω ενός μορφομετατροπέα αισθητήρα, ο οποίος μετατρέπει τις μηχανικές δυνάμεις σε ηλεκτρικό σήμα.

Πλέον, με την εξέλιξη της τεχνολογίας τα τονόμετρα είναι πολύ απλά στην χρήση τους καθώς μπορεί να έχουν την μορφή ενός ρολογιού, να είναι όσο το δυνατόν λιγότερο επεμβατικά και να μετρούν την πίεση ανά πάσα ώρα και στιγμή. Στη περίπτωση της εργασίας προσπάθησε να κατασκευασθεί ένα τονόμετρο στο εργαστήριο από το μηδέν, δημιουργήθηκαν τα σχέδια, μετρήθηκαν οι προδιαγραφές, χρησιμοποιήθηκαν οι πιο καλοί ενισχυτές και όλος ο σκοπός του σχεδίου ήταν να δημιουργηθεί με τον πιο απλό τρόπο ένα τονόμετρο πιλοτικά το οποίο θα είναι έπειτα από κάποιες τροποποιήσεις όσο πιο απλό στη χρήση αλλά και με χαμηλότερο κόστος.

Βιβλιογραφία

- American Heart Association. (2022). *High Blood Pressure*. Retrieved from heart.org : <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure>
- Annamma, J., Rekha, R., & Jadhav. (2007). *Clinical Nursing Procedures The Art Of Nursing Practice*. New Delhi.: Jaypee Brothers Medical Publishers LTD.
- Ayyaswamy, P. S. (2012). Chapter 16 - Introduction to Biofluid Mechanics. *Fluid Mechanics (Fifth Edition)*, pp. 779-852.
- BEEVERS, G. (2000). *ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΠΙΕΣΗ*. ΕΛΛΗΝΙΚΑ ΓΡΑΜΜΑΤΑ.
- Booth, J. (1977). A short history of blood pressure measurement. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, pp. 793-799.
- Brillante, D., O'Sullivan, A., & Howes, L. (2008). Arterial stiffness indices in healthy volunteers using non-invasive digital photoplethysmography. *Blood Press* , pp. 116-123.
- Carretero, O., & Oparil, S. (2000). Essential hypertension. Part I: Definition and etiology. *Circulation*, pp. 329–35.
- Chemla, D., Teboul, J., & Richard, C. (2008). Noninvasive assessment of arterial pressure. *Curr Opin Crit Care*, pp. 317-321.
- Dorsch, J., & Dorsch, S. (1999). *Automatic noninvasive blood pressure monitors, Understanding Anesthesia equipment*. Baltimore : Williams & Wilkins.
- Drzewiecki, G. M., Melbin, J., & Noordergraaf, A. (1983). Arterial tonometry: Review and analysis. *Journal of Biomechanics*, σσ. 141-152.
- Esunge, P. (1991). From blood pressure to hypertension: The history of research. *J R Soc Med*.
- Friedman, B., Bordon, D., & Medero, R. (1994). *Blood Pressure and Pulse Oximeter-US Patent* . US .
- Fu, Y., Liu, H., Huang, W., Wang, S., & Liang, Z. (2009 , September). Steerable catheters in minimally invasive vascular surgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* , pp. 381-391.
- Ghista, D., Jayaraman, G., & Sandler, H. (1970). Analysis for the non-invasive determination of arterial properties and for the transcutaneous continuous monitoring of arterial blood pressure. *Med Biol Eng Comput*, p. 715–726.
- Grossman, A., Messerli, F. H., & Grossman, E. (2015). Drug induced hypertension – An unappreciated cause of secondary hypertension. *European Journal of Pharmacology*, pp. 15-22.
- Heydari, M., Dalfard, B., Golzari, S. E., Hamzeh, H., & Zarshenas, M. (2014). The Medieval Origins of the Concept of Hypertension. *National Library of Medicine* , σσ. 96-98 .
- Hoeks, A., Brands, P., Smeets, F., & Reneman, R. (1990). Assessment of the distensibility of superficial arteries. *Ultrasound Med Biol*, p. 121–128.

- Hyung-Kew, L., Chang, S.-I., & Yoon, E. (2006). Journal Microelectromechanical Systems, *Fan, Sensors and Actuators*, pp. 1681–1686.
- Interlink electronics. (2020). *FSR Intergration Guide Evaluation Parts Catalog* . Interlink electronics .
- Jeong, C., Jae, K., Sung Oh, H., & Hyung Ro, Y. (2006). A new method to estimate arterial blood pressure using photoplethysmographic signal. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, p. 4667–4670.
- Kampus, P., Muda, P., & Kals, J. (2006). The relationship between inflammation and arterial stiffness in patients with essential hypertension. *Int J Cardiol*, σσ. 46-51.
- Kniestedt, C., Punjabi, O., Lin, S., & Stamper, R. L. (2008). Tonometry Through the Ages. *Survey of Ophthalmology*, σσ. 568-591.
- Limpabandhu, C., Hu, Y., Ren, H., Song, W., & Tse, Z. (2022). Towards catheter steering using magnetic tractor beam coupling. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, pp. 583-591.
- Lysle, H., Roderick, E., & Join, P. (1960). Mechanical properties of arteries in vivo. *Circ Res*, p. 622–639.
- Mengden, T., Chamontin, B., Chau, N., Gamiz, J., & Chanudet, X. (2000). User procedure for self-measurement of blood pressure. *Blood Press Monit* , σσ. 111–129.
- MJ, V. T., CS, U., WJ, B., Oren, A., Grobbee, D., & Bots, M. (2006). oninvasive arterial measurements of vascular damage in healthy young adults: relation to coronary heart disease risk. *Ann Epidemiol*, pp. 71-77.
- Morgan, G., Jr., M. M., & Murray, M. (2006). *Clinical Anesthesiology* (fourth edition ed.). USA: Appleton & Lange.
- Mubarak, M., JibrilM, N., & TasneemM, H. (2020). Therapeutic exercise for hypertension: An update for exercise prescribers. *Nigerian Journal of Cardiology*.
- Natalini, G., Rosano, A., Taranto, M., Faggian, B., Vittorielli, E., & Bernardini, A. (2006). Arterial versus plethysmographic dynamic indices to test responsiveness for testing fluid administration in hypotensive patients: A clinical trial. *Anesth Analg*, p. 1478–1484.
- Nelson, M., Stepanek, J., Cevette, M., Covalciuc, M., Hurst, R., & Tajik, A. (2010). Μη επεμβατική μέτρηση των κεντρικών αγγειακών πιέσεων με αρτηριακή τονομετρία: Κλινική αναβίωση της κυματομορφής πίεσης παλμού. *Πρακτικά Mayo Clinic*, pp. 470-472.
- NXP. (2015). *MPX2300DT1, 0 to 40 kPa, Differential Compensated Pressure Sensor*. NXP.
- NXP.website. (2022, August 10). *Compensated Pressure Sensor*. Retrieved from NXP : <https://www.nxp.com/>
- O'Brien, E., Pickering, T., & Asmar, R. (2002). Working group on blood pressure monitoring of the European Society of Hypertension international protocol for validation of blood pressure measuring devices in adult. *Blood Press Monit* , pp. 3–17.

- Panasonic. (2020). *Blood pressure Meters* . Retrieved from Panasonic:
<https://www.panasonic.com/mea/en/consumer/beauty-personal-health-care/health-care/blood-pressure-meters.html>
- Roguin, A. (2006). Scipione Riva-Rocci and the men behind the mercury sphygmomanometer. *International Journal of Clinical Practice*, pp. 73-79.
- Turner, M. (2010, December 10). Can we trust automatic sphygmomanometer validations? *Journal of Hypertension.*, pp. 2353–2356.
- Ulrich, T., Klaus, F., & Manfred, A. (2004, April). Measuring blood pressure: pitfalls and recommendations. *Nephrology Dialysis Transplantation*, pp. 766–770.
- van Trijp, M. J., Bos b, W. J., van der Schouwa, Y. T., Muller, M., Grobbee, D. E., & Bots, M. L. (2008). Non-invasively measured structural and functional arterial characteristics and coronary heart disease risk in middle aged and elderly men.
- Vertes, V., Tobias, L., & Galvin, S. (1991). Historical reflections on hypertension. *Prim Care.*, σσ. 471-482.
- Watanabe, H., Kawai, M., Sibata, T., Hara, M., Furuhata, H., & Mochizuki, S. (1998). Noninvasive measurement of aortic pressure waveform by ultrasound. *Heart Vessels*, pp. 79-86.
- Wilkinson, I., Mohammad, N., & Tyrrell, S. (2002). Heart rate dependency of pulse pressure amplification and arterial stiffness. *Am J Hypertens*, pp. 24-30.
- William, J., & Elliott, M. (2007, January 31). Drug Interactions and Drugs That Affect Blood Pressure. *The Journal of clinical hypertension*, pp. 731-737.
- Williams, B., Poulter, N., & Brown, M. (2004, March). Guidelines for management of hypertension: report of the fourth working party of the British Hypertension Society. *Journal of Hum Hypertens*, σσ. 139–85.
- Zou, D., Grote, L., Eder, D., Peker, Y., & Hedner, J. (2004, Μάιος). Τα αποφρακτικά άπνοια επάγουν ψηφιακή αγγειοσυστολή που προκαλείται από τους άλφα υποδοχείς. *Sleep*, pp. 485-489.
- ΔΗΜΟΠΟΥΛΟΥ, Ι. (2018). *ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΒΑΡΕΩΣ ΠΑΣΧΟΝΤΩΝ ΣΤΗ ΜΕΘ. Τ.Ε. ΜΕΘ ΒΓΝΗ.*
- ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΗ ΕΤΑΙΡΕΙΑ. (2020). *Αρτηριακή πίεση*. Ανάκτηση από hcs.gr:
<https://www.hcs.gr/astheneis-koino/artiriaki-piesi/>
- ΕΟΔΥ. (2022). *Αρτηριακή Υπέρταση*. Ανάκτηση από eody:
<https://eody.gov.gr/disease/artiriaki-ypertasi/>
- Κωνσταντινίδης, Δ. (2021). *Φορητές συσκευές μέτρησης της αρτηριακής πίεσης* . Αθήνα : Πανεπιστημιακή Καρδιολογική Κλινική, ΓΝΑ «Ιπποκράτειο».
- Όμιλος Ευρωκλινικής. (2022, Ιούλιος 8). *Αρτηριακή πίεση* . Ανάκτηση από Όμιλος Ευρωκλινικής : <https://www.euroclinic.gr/>

