ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ

ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Ανάπτυξη Ηλεκτρονικού Συστήματος Διάγνωσης Καρδιακών Παθήσεων

Διπλωματική Εργασία για την απόκτηση διπλώματος Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Μηχανικού Ηλεκτρονικών Υπολογιστών

Γιώργος Αθανασίου

Εξεταστική επιτροπή:

Καθ. Κ. Καλαϊτζάκης (Επιβλέπων)

Καθ. Α. Δόλλας

Καθ. Μ. Ζερβάκης

Χανιά 2008

Πρόλογος

Η παρούσα εργασία αναπτύχθηκε για την απόκτηση του Διπλώματος Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Μηχανικού Ηλεκτρονικών Υπολογιστών.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Επιβλέποντα Καθηγητή, κ. ***Καλαϊτζάκη Κώστα*** για την βοήθεια, τις υποδείξεις και τις χρήσιμες συμβουλές του καθ' όλη τη διάρκεια της εργασίας. Επίσης, τον Καθηγητή κ. ***Ζερβάκη Μιχάλη*** για τη συμβολή του καθώς και την ανάγνωση της εργασίας. Η καθοδήγηση και η εμπειρία του ήταν πολύτιμες. Ακόμη, θα ήθελα να δώσω τις ευχαριστίες μου στον Καθηγητή κ. ***Δόλλα Απόστολο*** για την ανάγνωση της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσοι (και κυρίως τους συναδέλφους προπτυχιακούς και μεταπτυχιακούς φοιτητές του τμήματος Ηλεκτρονικών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Πολυτεχνείου Κρήτης), ως εθελοντές συμμετείχαν στη συλλογή των μετρήσεων που ήταν απαραίτητες για την ολοκλήρωση της εργασίας.

Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ένα σύστημα λήψης του καρδιακού πιεστικού σήματος, όπως επίσης προτείνεται μία νέα μέθοδος ανάλυσης του καρδιακού πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος, εκτελώντας συσχέτιση των δύο σημάτων, με σκοπό την κατηγοριοποίηση τους σε ομάδες ανά ασθένεια. Στόχος της εργασίας είναι η ανάπτυξη συστήματος υποβοήθησης του καρδιολόγου ιατρού στην σωστή διάγνωση των καρδιακών παθήσεων. Γίνεται χρήση ενός Ηλεκτρονικού Σφυγμομανομέτρου για την λήψη του σήματος της καρδιακής πίεσης και μίας κάρτας DAQ για την διασύνδεση του με τον υπολογιστή. Επίσης, αναπτύχθηκε ένας αλγόριθμος δειγματοληψίας του καρδιακού πιεστικού σήματος καθώς και ένας αλγόριθμος συσχέτισης του καρδιακού πιεστικού σήματος με το καρδιογράφημα και δημιουργίας ομάδων από συντελεστές ανάλογα με τις ασθένειες των ανθρώπων που μετρήθηκαν. Τα αποτελέσματα που προκύπτουν, τόσο από την λήψη του πιεστικού σήματος της καρδιάς όσο και από την συσχέτιση του με το καρδιογράφημα είναι αρκετά ικανοποιητικά. Επίσης, οι ομάδες που δημιουργούνται μετά την κατηγοριοποίηση είναι σαφώς διαχωρίσιμες, χωρίς να υπάρχουν επικαλύψεις.

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή 6

2. Καρδιά 8

2.1 Οι Κοιλότητες της Καρδιάς 10

2.2 Η Λειτουργία της Καρδιάς 13

3. Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα 16

3.1 Αναπαράσταση στον Ηλεκτροκαρδιογράφο 18

3.2 Οι Απαγωγές και τα Ηλεκτρόδια 19

3.3 Το ECG των 12 απαγωγών (12-lead ECG) 21

3.4 Κύματα και διαστήματα στο ECG 23

3.4.1 Κύμα P (P Wave) 23

3.4.2 Διάστημα PR/PQ (PP/PQ interval) 24

3.4.3 Σύνθετος Κυματισμός QRS (QRS complex) 24

3.4.4 Τμήμα ST (ST segment) 25

3.4.5 Κύμα T (T wave) 26

3.4.6 Διάστημα QT (QT interval) 26

3.4.7 Κύμα U (U wave) 26

4. Η Πίεση - Το Καρδιακό Πιεστικό Σήμα 27

4.1 Υπέρταση – Υπόταση 30

4.1.1 Υπέρταση 30

4.1.2 Υπόταση 31

4.2 Μέθοδοι Μέτρησης 32

4.2.1 Επεμβατικές Μέθοδοι 32

4.2.2 Μη-επεμβατικές Μέθοδοι 34

5. Υποδομή Συστήματος 40

5.1 Ηλεκτρονικό Σφυγμομανόμετρο 41

5.1.1 Γενικά 41
5.1.2 Κατασκευή και Λειτουργία 41
5.2 Κάρτα Ανάκτησης Δεδομένων (DAQ Card) 47
5.2.1 Λογισμικό και Προγραμματισμός Κάρτας 48
5.2.2 Κατασκευή και Υποσυστήματα 51
5.2.3 Διασύνδεση και Λειτουργία 52
6. Αλγόριθμοι Συστήματος 56
6.1 Δεδομένα - Προεπεξεργασία 57
6.1.1 Δεδομένα 57
6.1.2 Προεπεξεργασία 58
6.2 Δειγματοληψία Καρδιακού Πιεστικού Σήματος 60
6.2.1 Θεωρία 60
6.2.2 Ο αλγόριθμος δειγματοληψίας 62
6.3 Συσχέτιση Πιεστικού Σήματος και Καρδιογραφήματος 67
6.3.1 Θεωρία 67
6.3.2 Ο αλγόριθμος PCC 69
7. Αποτελέσματα 73
7.1 Αποτελέσματα Δειγματοληψίας 73
7.2 Αποτελέσματα Συσχέτισης και Κατασκευής Ομάδων 79
8. Συμπεράσματα – Μελλοντικές Επεκτάσεις 83
9. Βιβλιογραφία 85

1. Εισαγωγή

Όπως είναι γνωστό, σήμα είναι ένα φαινόμενο που μεταφέρει πληροφορία. Μια κατηγορία σημάτων αποτελούν και τα *βιολογικά σήματα*. Αυτά χρησιμοποιούνται στον τομέα της επιστήμης που ονομάζεται *βιοϊατρική τεχνολογία*, κυρίως με σκοπό την εξαγωγή πληροφορίας για το υπό εξέταση βιολογικό σύστημα (για παράδειγμα, τον άνθρωπο). Τα σήματα αυτά, με τις πολύ χρήσιμες πληροφορίες που περιέχουν, βοηθούν στην κατανόηση των σύνθετων παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός ζωντανού οργανισμού.

Στις βιοϊατρικές εφαρμογές (όπως και σε πολλές άλλες) είναι αρκετά σημαντική η ορθή λήψη του σήματος. Αλλά είναι ακόμα πιο σημαντική η επεξεργασία του, καθώς τις περισσότερες φορές είναι αυτή, με την βοήθεια της οποίας, εξάγεται η πληροφορία που είναι «θαμμένη» σε αυτό.

Δύο από τα σημαντικότερα βιοσήματα του ανθρώπινου οργανισμού είναι το **καρδιογράφημα** και το **σήμα της πίεσης**. Αυτά κρύβουν πολύτιμες πληροφορίες για την κατάσταση ενός από τα σημαντικότερα όργανα του ανθρώπου, την **καρδιά**. Συνεπώς, έχει εξαιρετικό ενδιαφέρον η ανάπτυξη συστημάτων λήψης και επεξεργασίας των σημάτων αυτών, για διάφορους σκοπούς, όπως η ανάπτυξη συστήματος υποβοήθησης του καρδιολόγου ιατρού στην σωστή διάγνωση των καρδιακών παθήσεων.

Τέτοια συστήματα, λήψης ή/και επεξεργασίας των παραπάνω σημάτων έχουν αναπτυχθεί πολλά, με τα περισσότερα είτε να λαμβάνουν και να αναλύουν (μερικά από αυτά για διαγνωστικούς σκοπούς) μόνο το καρδιογράφημα, όπως αναφέρεται στα [1, 2] είτε να λαμβάνουν μόνο το καρδιακό πιεστικό σήμα, όπως αναφέρεται στα [3, 4], είτε να λαμβάνουν και τα δυο όπως αναφέρεται στο [5] αλλά να μην προχωρούν σε συσχετιστική ανάλυση για διαγνωστικούς σκοπούς.

Για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής εργασίας σχεδιάζεται και υλοποιείται ένα σύστημα λήψης του καρδιακού πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος **ταυτόχρονα**, όπως επίσης προτείνεται μία νέα μέθοδος ανάλυσης του πιεστικού

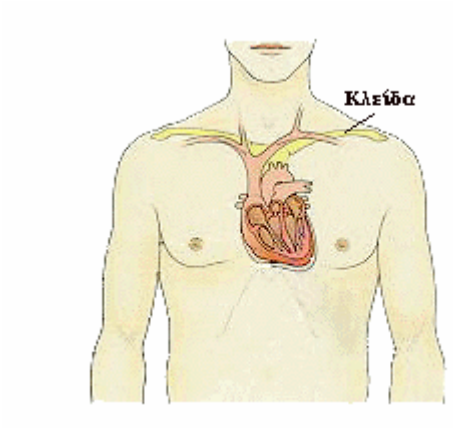
σήματος και του καρδιογραφήματος, εκτελώντας συσχέτιση των δύο, με σκοπό την κατηγοριοποίηση τους σε ομάδες ανά ασθένεια.

Στο Κεφάλαιο 2, γίνεται μια σύντομη αναφορά στην δομή και τη λειτουργία της καρδιάς και στη συνέχεια στα Κεφάλαια 3 και 4 αναλύονται το Ηλεκτροκαρδιογράφημα και το Πιεστικό Σήμα, αντίστοιχα. Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζεται εκτενώς η Υποδομή του Συστήματος που αναπτύχθηκε για την λήψη και την επεξεργασία των σημάτων ενώ στο Κεφάλαιο 6 παρουσιάζονται αναλυτικά οι Αλγόριθμοι που εφαρμόζονται για την επεξεργασία των σημάτων. Ακολουθεί το Κεφάλαιο 7 στο οποίο παρατίθενται τα Αποτελέσματα της λήψης και της συσχέτισης των σημάτων και τέλος το Κεφάλαιο 8 όπου αναφέρονται Συμπεράσματα αλλά και Μελλοντικές Επεκτάσεις του Συστήματος.

2. Καρδιά

Η καρδιά είναι ένα κοίλο όργανο σχήματος ανεστραμμένης πυραμίδας με την κορυφή προς τα κάτω και αριστερά και την βάση προς τα πάνω. Το σχήμα της παρομοιάζεται με το σχήμα κώνου.

Βρίσκεται τοποθετημένη στο μεσοθωράκιο, όπου κάθεται στο διάφραγμα, ευρισκόμενη κατά τα 2/3 αριστερά της μέσης γραμμής και κατά το 1/3 δεξιά, ανάμεσα στους δύο πνεύμονες.
Βρίσκεται πίσω από το σώμα του στέρνου και τους πλευρικούς χόνδρους των $3^{ης}$-$6^{ης}$ πλευράς. Στο πίσω μέρος αντιστοιχεί στους $6^{ο}$-$9^{ο}$ θωρακικούς σπονδύλους.

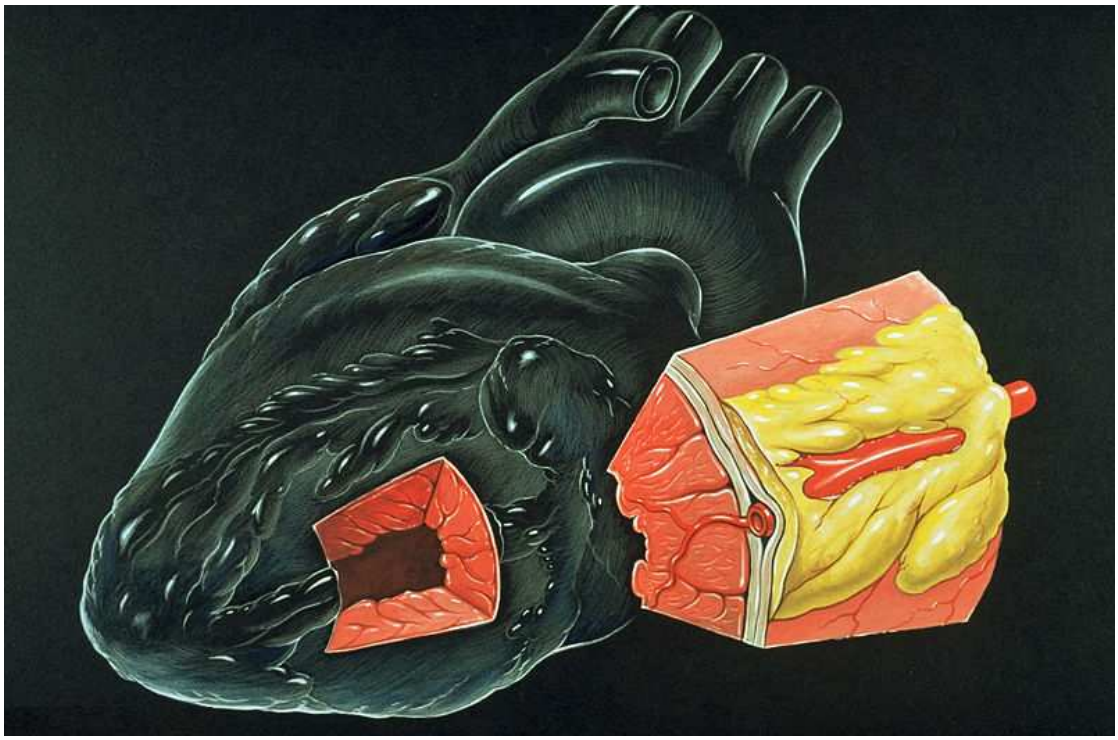


Σχήμα 1. Η καρδιά εντός του ανθρώπινου σώματος

Η βάση της καρδιάς αντιστοιχεί στο επίπεδο των τρίτων στερνοχονδρικών διαρθρώσεων. Η κορυφή της καρδιάς αντιστοιχεί στην θέση της καρδιακής ώσης δηλαδή στο $5^{ο}$ αριστερό μεσοπλεύριο διάστημα επί της μεσοκλειδικής γραμμής.

Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που δέχεται το αίμα πού προέρχεται από τις φλέβες και το ωθεί προς τις αρτηρίες.

Περιβάλλεται από έναν υμένα από δύο φύλλα, το **περικάρδιο**, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια λεπτή μεμβράνη, το **ενδοκάρδιο**. Ανάμεσα στο περικάρδιο και το ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται **μυοκάρδιο** και αποτελείται από δυνατές μυϊκές ίνες.



Σχήμα 2. Εστίαση στο μυοκάρδιο εντός της καρδιάς

Το χρώμα της καρδιάς είναι βαθύ ερυθρό, αλλά η ομοιομορφία του χρώματος διακόπτεται από κίτρινες ραβδώσεις οι οποίες οφείλονται στη συσσώρευση λίπους.

Ο όγκος τής καρδιάς ποικίλει στα διάφορα άτομα. Οι διαστάσεις της στον ενήλικα είναι κατά μέσον όρο οι εξής:

- ***Μήκος:*** 98 mm.
- ***Πλάτος:*** 105 mm.
- ***Περιφέρεια:*** 230 mm.
- Το ***βάρος*** της φθάνει περίπου τα 275 gr.

Η καρδιά της γυναίκας έχει διαστάσεις μικρότερες από του άνδρα κατά 5-10 mm και ζυγίζει 5-10 gr λιγότερο [6].

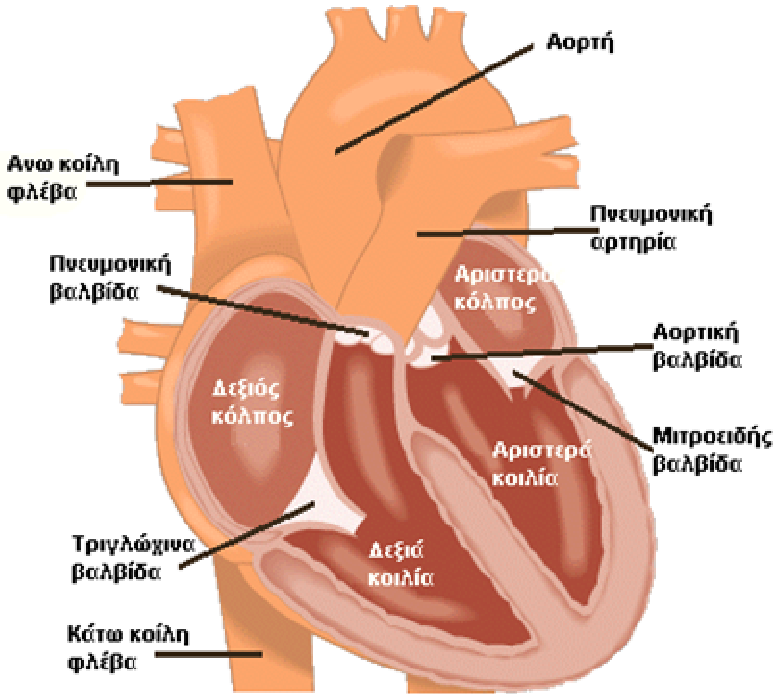
Γενικά, η καρδιά λειτουργεί σαν μια αντλία, παίρνοντας οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και εξωθώντας το προς την αορτή για να κυκλοφορήσει σε όλο το σώμα. Αναλυτικότερα η λειτουργία της παρατίθεται παρακάτω.

2.1 Οι Κοιλότητες της Καρδιάς

Εσωτερικά η καρδιά διαιρείται σε δύο τμήματα, ένα δεξιό και ένα αριστερό, τα οποία χωρίζονται μεταξύ τους με ένα μυώδες διάφραγμα που ονομάζεται μεσοκοιλιακό διάφραγμα.

Καθένα από τα τμήματα αυτά αποτελείται από δύο κοιλότητες: την επάνω, πού λέγεται **κόλπος (atrium)** και την κάτω, που λέγεται **κοιλία (ventricle)**. Ο **κόλπο**ς και η **κοιλία** συγκοινωνούν μεταξύ τους με το λεγόμενο **κολποκοιλιακό στόμιο**.
Η καρδιά λοιπόν χωρίζεται σε τέσσερεις κοιλότητες:

- τον **αριστερό κόλπο** και την **αριστερά κοιλία**,
- τον **δεξιό κόλπο** και τη **δεξιά κοιλία**.



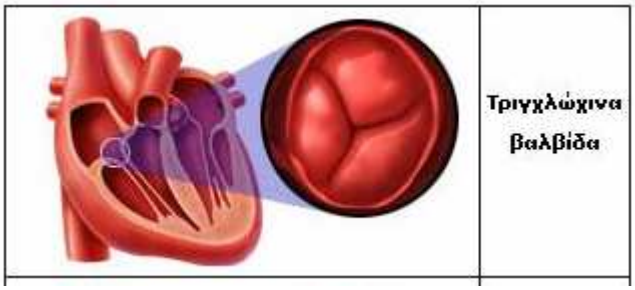
Σχήμα 3. Εσωτερικό της καρδιάς

Ενώ ο κόλπος και η κοιλιά της ίδιας πλευράς επικοινωνούν μεταξύ τους, δεν υπάρχει καμιά επικοινωνία με τις κοιλότητες της άλλης πλευράς δηλαδή το αίμα του αριστερού τμήματος της καρδιάς δεν αναμιγνείεται με το αίμα του δεξιού τμήματος [6].

Με συντομία και ξεχωριστά οι τέσσερεις κοιλότητες της καρδιάς παρουσιάζονται παρακάτω [7]:

- **Δεξιός Κόλπος**

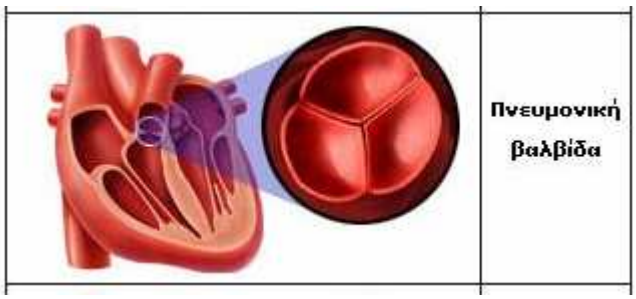
Δέχεται την **άνω κοίλη φλέβα** πού μεταφέρει στη καρδιά το αίμα από το κεφάλι και τα άνω άκρα, καθώς και την **κάτω κοίλη φλέβα**, πού μεταφέρει το αίμα από το κάτω τμήμα του σώματος. Ο δεξιός κόλπος συγκοινωνεί με τη δεξιά κοιλία μέσω του δεξιού κολποκοιλιακού στομίου. Εκεί υπάρχει η δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα πού ονομάζεται και **τριγλώχινα** επειδή αποτελείται από τρία τριγωνικά βαλβιδικά τμήματα (γλωχίνες). Η λειτουργία της βαλβίδας είναι να επιτρέπει τη δίοδο του αίματος από τον κόλπο στην κοιλία και να εμποδίζει την επαναφορά του αίματος από την κοιλία στον κόλπο.



Σχήμα 4. Τριγλώχινα βαλβίδα

- **Δεξιά Κοιλία**

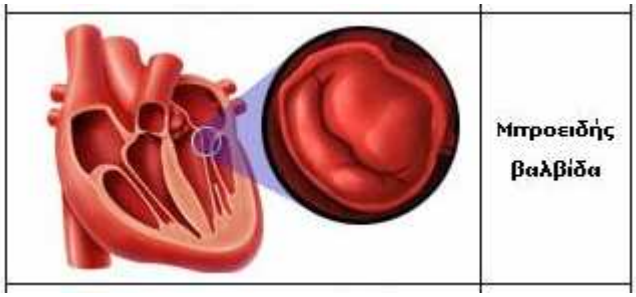
Δέχεται το αίμα από τον δεξιό κόλπο μέσω της τριγλώχινος βαλβίδας. Από την δεξιά κοιλία αρχίζει η **πνευμονική αρτηρία** η οποία μεταφέρει το αίμα στους πνεύμονες. Η δεξιά κοιλία και η πνευμονική αρτηρία επικοινωνούν μέσω της **πνευμονικής βαλβίδας** η οποία εμποδίζει το αίμα να επιστρέψει από την πνευμονική αρτηρία στην δεξιά κοιλία.



Σχήμα 5. Πνευμονική βαλβίδα

- **Αριστερός Κόλπος**

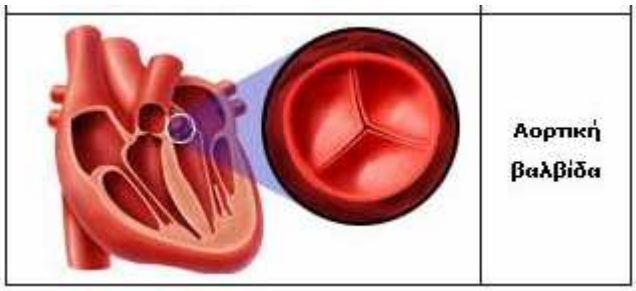
Δέχεται το αίμα από τις τέσσερεις **πνευμονικές φλέβες** και επικοινωνεί με την αριστερά κοιλία μέσω του αριστερού κολποκοιλιακού στομίου. Και στο σημείο αυτό υπάρχει μια βαλβίδα, ή **μιτροειδής βαλβίδα** όπως ονομάζεται, που αποτελείται από δύο μόνο τριγωνικά βαλβιδικά τμήματα. Η βαλβίδα αυτή λέγεται μιτροειδής επειδή έχει σχήμα επισκοπικής ανεστραμμένης μίτρας.



Σχήμα 6. Μητροειδής βαλβίδα

- **Αριστερή Κοιλία**

Δέχεται το αίμα από τον αριστερό κόλπο μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Από την αριστερή κοιλία αρχίζει η μεγαλύτερη αρτηρία του ανθρώπινου οργανισμού, η **αορτή**. Το στόμιο της αορτής κλείνει και αυτό όπως και της πνευμονικής με μια βαλβίδα, που ονομάζεται **αορτική βαλβίδα** και επιτελεί την ίδια λειτουργία με την βαλβίδα της πνευμονικής αρτηρίας, δηλ. εμποδίζει την επιστροφή του αίματος από την αορτή στην κοιλία.



Σχήμα 7. Αορτική βαλβίδα

2.2 Η Λειτουργία της Καρδιάς

Το φλεβικό αίμα, πού παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες από τα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού και δεν είναι οξυγονωμένο, συγκεντρώνεται στην κάτω κοίλη φλέβα και την άνω κοίλη φλέβα οι οποίες εκβάλλουν χωριστά η καθεμιά στο δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα περνά στη δεξιά κοιλία και από κει στην πνευμονική αρτηρία η οποία και το μεταφέρει στους πνεύμονες. Εδώ το αίμα αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα και εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Έτσι από φλεβικό γίνεται αρτηριακό και μέσω των πνευμονικών φλεβών επιστρέφει στον αριστερό κόλπο και κατεβαίνει στην αριστερά κοιλία.

Από εδώ, μέσω της αορτής, μεταφέρεται σε ολόκληρο το σώμα αφήνοντας το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες και παραλαμβάνοντας τα άχρηστα προϊόντα και το διοξείδιο του άνθρακα. Γίνεται δηλαδή η ανταλλαγή της ύλης. Έπειτα το αίμα επιστρέφει σαν φλεβικό στις φλέβες και συγκεντρώνεται τελικά στην άνω και την κάτω κοίλη φλέβα και ο κύκλος αρχίζει και πάλι.

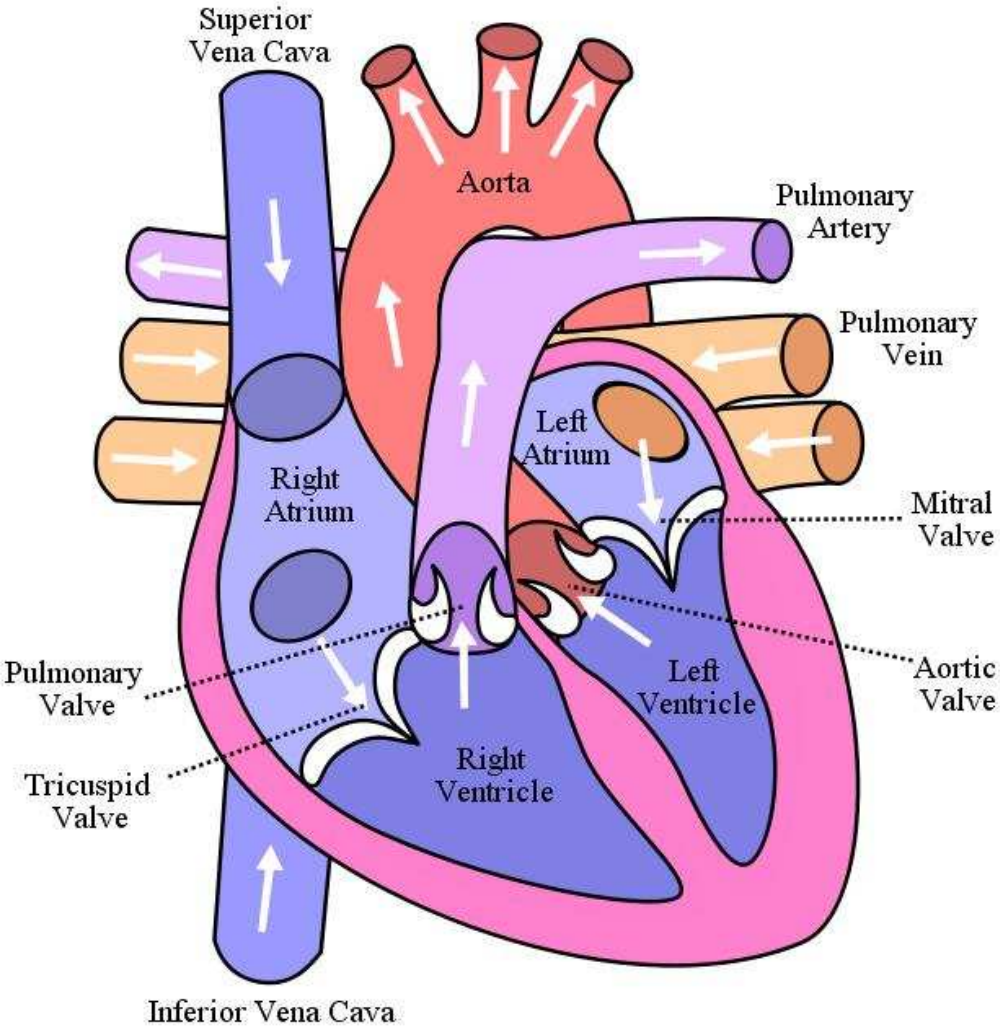
Η καρδιά για να επιτελέσει τη λειτουργία της σαν αντλία, πρέπει να διευρύνει τις κοιλότητές της, ώστε να γεμίσουν με αίμα και έπειτα να τις συμπιέσει, ώστε το αίμα να διοχετευθεί στις αρτηρίες. Η σύσπαση της καρδιάς ονομάζεται **συστολή** και η διεύρυνση **διαστολή**. Αλλά οι κινήσεις αυτές δεν γίνονται ταυτόχρονα σε όλες της κοιλότητες της καρδιάς.

Ο δεξιός κόλπος δέχεται το αίμα των κοίλων φλεβών και ο αριστερός κόλπος το αίμα των πνευμονικών φλεβών. Οι κόλποι συστέλλονται (κολπική συστολή) και το αίμα ωθείται προς τις κοιλίες. Το αίμα πού ωθείται, εξ αιτίας της κολπικής συστολής στις κοιλίες, προκαλεί το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων οι οποίες κλείνουν μόλις τελειώσει η κολπική συστολή.

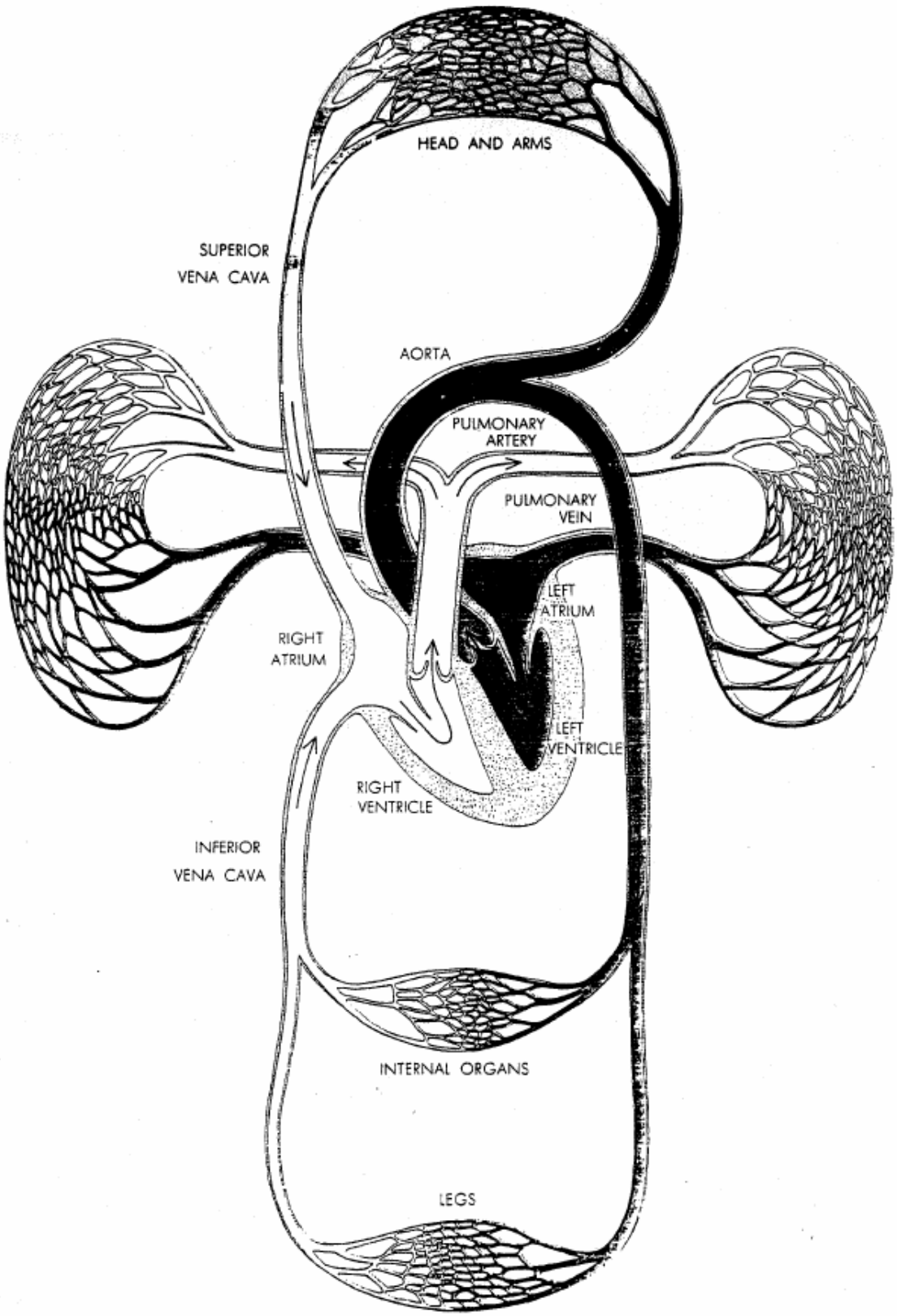
Μετά, συσπώνται οι κοιλίες και το αίμα ωθείται προς τις αρτηρίες (πνευμονική αρτηρία από τη δεξιά κοιλία, αορτή από την αριστερά κοιλία) αφού προηγουμένως έχουν ανοίξει οι μηνοειδείς βαλβίδες (πνευμονική και αορτική βαλβίδα). Κατά τη φάση αυτή είναι απαραίτητο το κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων γιατί αλλιώς το αίμα θα επανερχόταν στους κόλπους. Όταν τελείωση η κοιλιακή

συστολή οι μηνοειδείς βαλβίδες κλείνουν, για να εμποδίσουν το αίμα να επανέλθει στις κοιλίες. Κατά την τρίτη φάση, την καρδιακή ανάπαυλα πού είναι φάση ανασυγκροτήσεως, η καρδιά ξεκουράζεται.

Κατά την κολπική συστολή οι κοιλίες της καρδιάς βρίσκονται σε διαστολή και αντίστροφα. Η καρδιά, λοιπόν, συσπάται στο πάνω μισό μέρος (κόλποι) και διευρύνεται στο κάτω μισό (κοιλιές). Αυτό γίνεται κατά την πρώτη φάση, όταν δηλ. το αίμα περνά από τους κόλπους στις κοιλίες. Έπειτα (δεύτερη φάση: το αίμα περνά στις αρτηρίες και οι κόλποι δέχονται καινούργιο αίμα) γίνεται το αντίθετο, συσπάται το κάτω τμήμα, δηλ. οι κοιλίες και διευρύνεται το πάνω μισό μέρος, δηλ. οι κόλποι [8].



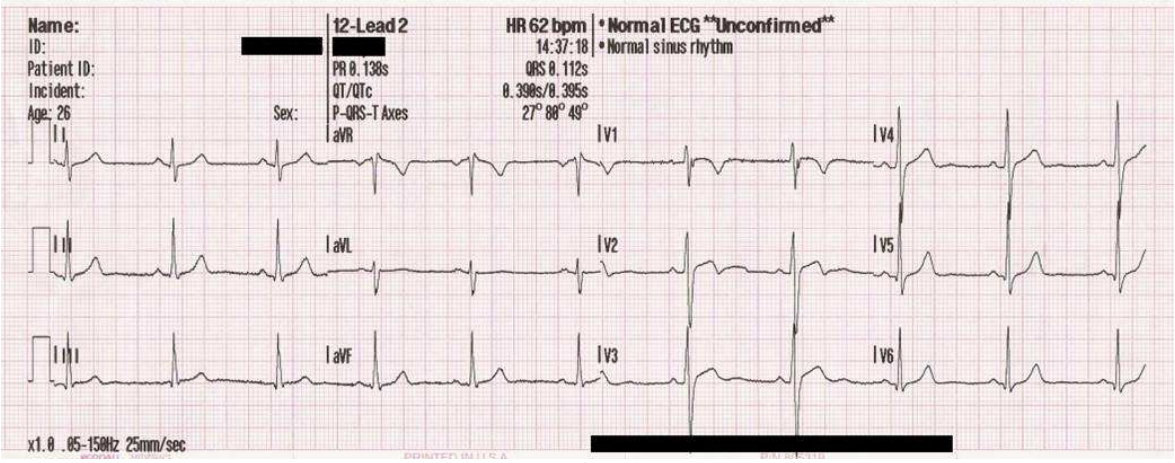
Σχήμα 8. Κίνηση του αίματος εντός της καρδιάς



Σχήμα 9. Εκτεταμένη παρουσίαση καρδιαγγειακής λειτουργίας

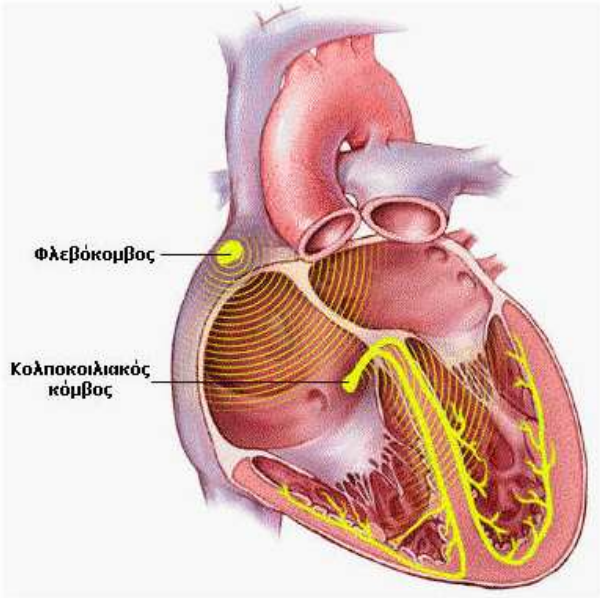
3. Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το **ηλεκτροκαρδιογράφημα** (**electrocardiogram** ή απλά **ECG**) είναι το γράφημα που παράγεται από έναν **ηλεκτροκαρδιογράφο**, ο οποίος καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με την πάροδο του χρόνου.



Σχήμα 10. Ένα είδος τυπικού καρδιογραφήματος

Οι ηλεκτρικοί παλμοί στην καρδιά δημιουργούνται στον **φλεβόκομβο** (**sinus node ή SA node**), ο οποίος είναι μια μικρή, επίπεδη, ελλειψοειδής αυτοδιεγειρόμενη λωρίδα από μυϊκό ιστό και βρίσκεται στο άνω οπίσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου. Γενικά, όλες οι μυϊκές ίνες της καρδιάς έχουν την ικανότητα της αυτοδιέγερσης αλλά οι φλεβοκομβικές ίνες παρουσιάζουν την μεγαλύτερη. Για αυτό και ο φλεβόκομβος είναι αυτός που ουσιαστικά ελέγχει τον ρυθμό της καρδιάς. Από εκεί η ηλεκτρική διέγερση διαχέονται στον **κολποκοιλιακό κόμβο (AV node)** (βρίσκεται αμέσως πίσω από την τριγλώχινα βαλβίδα) και κατ' επέκταση σε όλο το μυοκάρδιο , από όπου και προκαλείται η συστολή [9].

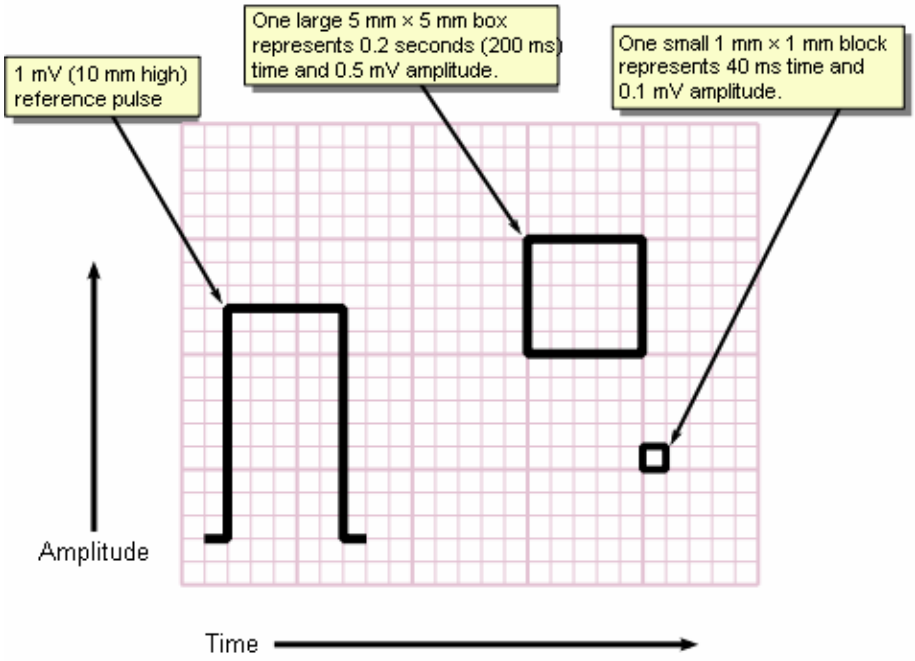


Σχήμα 11. Φλεβόκομβος και Κολποκοιλιακός Κόμβος

Τα ηλεκτρικά αυτά κύματα μπορούν να μετρηθούν μέσω επιλεκτικά τοποθετημένων **ηλεκτρόδιων** (**ηλεκτρικές επαφές**) στο δέρμα. Τα ηλεκτρόδια σε διαφορετικές πλευρές της καρδιάς μετρούν τη δραστηριότητα του μυοκαρδίου από διαφορετικές μεριές. Ένα ECG ουσιαστικά δείχνει την τάση μεταξύ ζευγών των παραπάνω ηλεκτροδίων, καθώς και τη δραστηριότητα του μυοκαρδίου που μετρούν, από διαφορετικές κατευθύνσεις η οποίες μπορούν να αναπαρασταθούν και ως διανύσματα. Αυτή η ένδειξη «εντοπίζει» τρόπον τινά το γενικό ρυθμό της καρδιάς, και τις αδυναμίες στα διάφορα μέρη του μυοκαρδίου. Είναι ο καλύτερος τρόπος να μετρηθούν και να εντοπιστούν οι ανωμαλίες στον ρυθμό της καρδιάς [10], ιδιαίτερα τις ανωμαλίες που προκαλούνται από ζημία στον αγώγιμο ιστό που φέρει τα ηλεκτρικά σήματα, ή τις ανωμαλίες που προκαλούνται από τα επίπεδα (χαμηλά ή υψηλά) διαλυμένων αλάτων (ηλεκτρολύτες), όπως το κάλιο [11]. Στο μυοκαρδιακό έμφραγμα (**MI**), στο ECG μπορεί να αναγνωριστεί το χαλασμένο μυοκάρδιο, αλλά μόνο σε ορισμένες περιοχές [12].

3.1 Αναπαράσταση στον Ηλεκτροκαρδιογράφο

Ένας τυπικός ηλεκτροκαρδιογράφος προωθεί το χαρτί εξόδου του με ταχύτητα 25 mm/s, παρόλο που στις μέρες μας μερικές φορές χρησιμοποιούνται γρηγορότεροι καρδιογράφοι. Κάθε μικρό τετράγωνο στο χαρτί του ηλεκτροκαρδιογραφήματος έχει εμβαδό 1 mm^2 . Στην ταχύτητα των 25 mm/s, ένα μικρό τετράγωνο στο χαρτί αντιστοιχεί σε 0,04 s. Πέντε μικρά τετράγωνα σχηματίζουν ένα μεγάλο τετράγωνο, το οποίο αντιστοιχεί σε 0,02 s . Είναι προφανές ότι 5 μεγάλα τετράγωνα αντιστοιχούν σε 1 s . Όσον αφορά το πλάτος του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, σε ένα τυπικό σύστημα 12 ηλεκτροδίων (αναλύεται εκτενέστερα παρακάτω) η βαθμονόμηση είναι στα 10 mm/mV. Δηλαδή, 1 mm αντιστοιχεί σε 0,1 mV. Γενικά, αμέσως πριν την έναρξη της μέτρησης, γράφεται στο χαρτί ένα σήμα (τετραγωνικός παλμός) για αρχικοποίηση, με πλάτος 1 mV και για χρόνο 1 cm στο χαρτί [13].

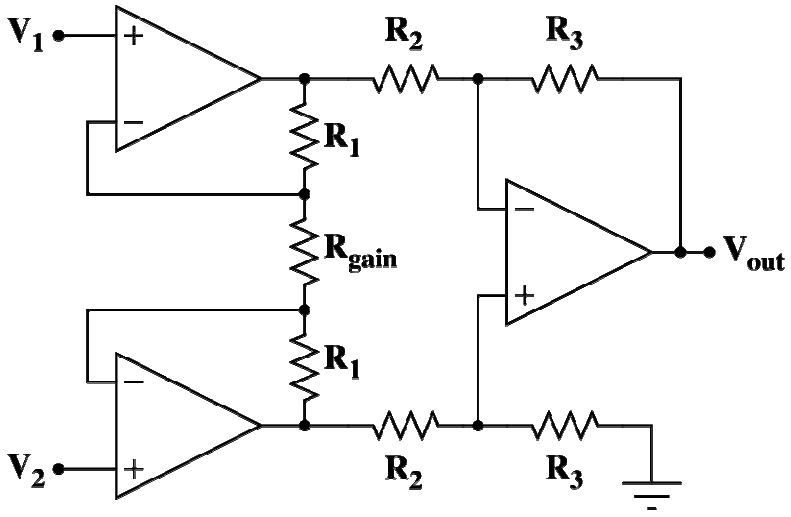


Σχήμα 11. Βαθμονόμηση στον καρδιογράφο

3.2 Οι Απαγωγές και τα Ηλεκτρόδια

Γενικά, η λέξη απαγωγή (**lead**) έχει δύο σημασίες όσον αφορά την ηλεκτροκαρδιογραφία. Αναφέρεται **(α)** τόσο στο καλώδιο (**ηλεκτρόδιο**) που συνδέει την επαφή που βρίσκεται στο σώμα με τον καρδιογράφο (όταν αναφέρεται η λέξη ηλεκτρόδιο θα σημαίνει το καλώδιο με την επαφή), **(β)** όσο (πιο συχνά) και στο συνδυασμό των ηλεκτροδίων που σχηματίζουν μια φανταστική γραμμή, κατά την οποία κλείνει το κύκλωμα και γίνεται η μέτρηση των ηλεκτρικών σημάτων (όταν αναφέρεται η λέξη απαγωγή θα έχει αυτή τη σημασία). Ενδεικτικό παράδειγμα είναι ο καρδιογράφος των 12 απαγωγών που χρησιμοποιεί στην πραγματικότητα 10 ηλεκτρόδια.

Για την παραγωγή ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος γίνεται μέτρηση των ηλεκτρικών δυναμικών ανάμεσα σε διάφορα σημεία στο ανθρώπινο σώμα, χρησιμοποιώντας στον καρδιογράφο έναν ενισχυτή σήματος ηλεκτρονικών οργάνων (**instrumentation amplifier**) [14], ο οποίος αποτελείται από 3 τελεστικούς ενισχυτές και συνδυασμούς αντιστάσεων συνδεδεμένους κατάλληλα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 12.



Σχήμα 12. Ενισχυτής ηλεκτρικού βιοσήματος

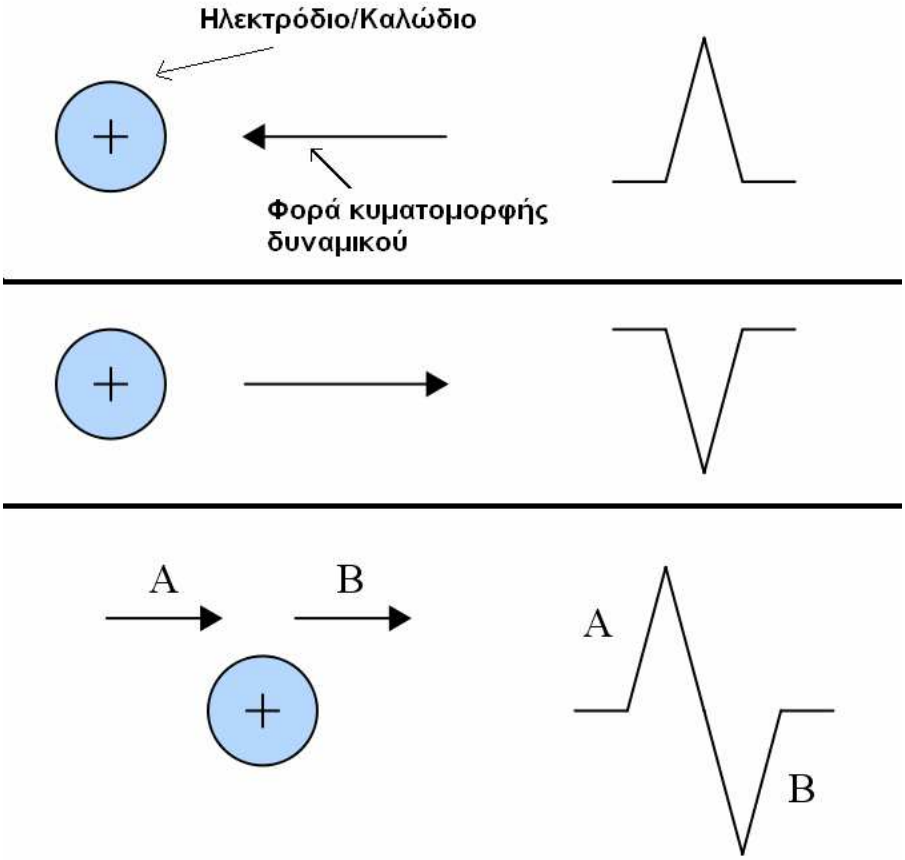
Γίνεται μέτρηση των ηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς από συγκεκριμένους συνδυασμούς ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Αναλυτικότερα [15]:

- Όταν μια κυματομορφή αποπόλωσης («κυματομορφή» δυναμικού που προέρχεται από αποπόλωση) κινείται προς ένα θετικό ηλεκτρόδιο,

δημιουργεί θετική εκτροπή στο γράφημα του καρδιογράφου για τη συγκεκριμένη απαγωγή.

- Όταν μια κυματομορφή αποπόλωσης («κυματομορφή» δυναμικού που προέρχεται από αποπόλωση) απομακρύνεται από ένα θετικό ηλεκτρόδιο, δημιουργεί αρνητική εκτροπή στο γράφημα του καρδιογράφου για τη συγκεκριμένη απαγωγή.
- Όταν μια κυματομορφή αποπόλωσης («κυματομορφή» δυναμικού που προέρχεται από αποπόλωση) κινείται κάθετα προς ένα θετικό ηλεκτρόδιο, δημιουργεί ένα ισοφασικό (ισοηλεκτρικό) σύνθετο γράφημα, το οποίο θα είναι θετικό όταν η κυματομορφή πλησιάζει το ηλεκτρόδιο και αρνητικό όταν η κυματομορφή απομακρύνεται.

Τα παραπάνω, φαίνονται σχηματικά στο Σχήμα 13 που ακολουθεί :



Σχήμα 13. Σχηματική αναπαράσταση μορφής κυμάτωσης ανά περίπτωση

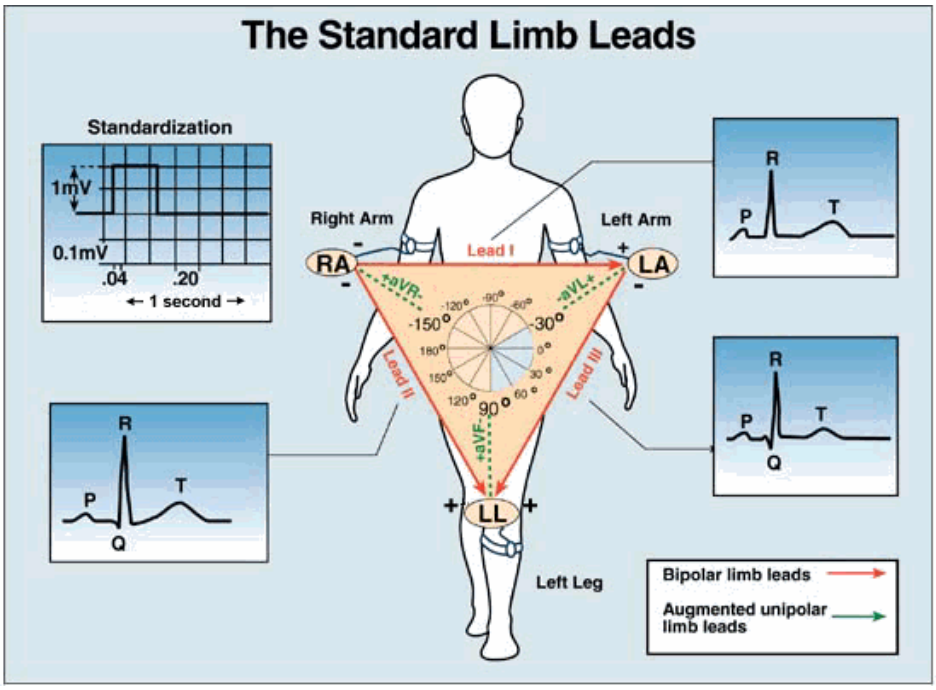
3.3 Το ECG των 12 απαγωγών (12-lead ECG)

Οι μοντέρνοι καρδιογράφοι, όπως έχει προαναφερθεί, χρησιμοποιούν δώδεκα απαγωγές, οι οποίες αποτελούνται από τρία διπολικά ηλεκτρόδια άκρων (**bipolar limb leads**) (*I*, *II*, *II*), τρία επαυξημένα μονοπολικά ηλεκτρόδια άκρων (**unipolar augmented limb leads**) (aV_R, aV_L, AV_F) και έξι μονοπολικά ηλεκτρόδια στέρνου (**unipolar precordial leads**) (*V1, V2, V3, V4, V5, V6*).

Τα **bipolar limb leads** (*I*, *II*, *II*) χρησιμοποιούν ένα ηλεκτρόδιο άκρου ως θετικό πόλο και ένα άλλο ως αρνητικό πόλο. Η θέσεις που καταλαμβάνουν στο σώμα εισήχθησαν από τον Einthoven [16], όπως φαίνεται στο ισόπλευρο τρίγωνο **(Τρίγωνο Einthoven)** στο Σχήμα 14. Αυτά τα ηλεκτρόδια ακολουθούν την παρακάτω εξίσωση η οποία είναι γνωστή ως **Νόμος του Einthoven**:

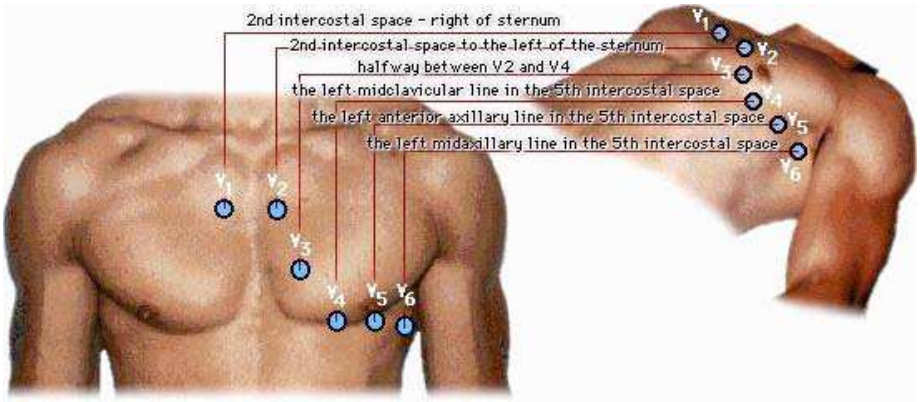
$$\text{Lead II} = \text{Lead I} + \text{Lead III} \tag{1}$$

Τα **unipolar augmented limb leads** (aV_R, aV_L, AV_F) χρησιμοποιούν ένα ηλεκτρόδιο ως θετικό πόλο (τοποθετημένο στο δεξί χέρι, το αριστερό χέρι και το αριστερό πόδι αντίστοιχα) και τα άλλα δύο ηλεκτρόδια για να κλείσει το κύκλωμα (εναλλακτικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί κοινή γείωση για όλα). Ονομάζονται επαυξημένα, γιατί τα δυναμικά που υπολογίζονται από αυτά ενδέχεται να είναι μικρότερα από τα επιθυμητά κι έτσι να χρειαστεί ενίσχυση.



Σχήμα 14. Τρίγωνο Einthoven

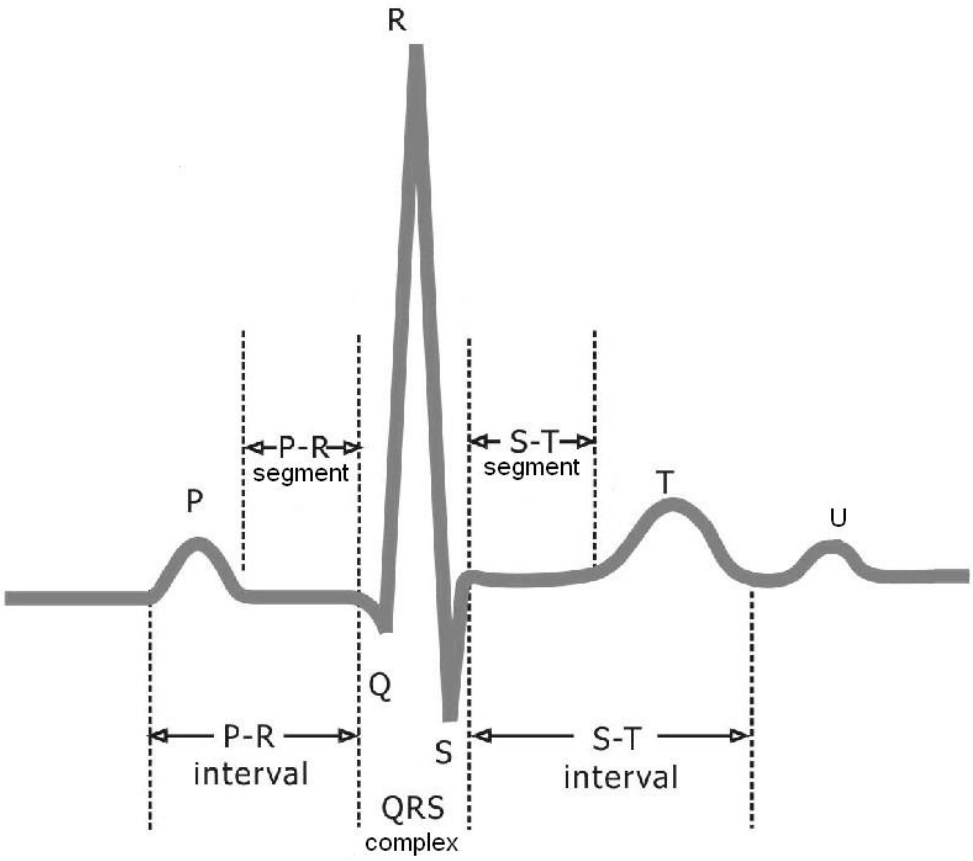
Τα **unipolar precordial leads** (*V1, V2, V3, V4, V5, V6*) τοποθετούνται στο στήθος παραπλεύρως στη δεξί μέρος της καρδιάς, πάνω από το άνω άκρο της καθώς και στο αριστερό μέρος της καρδιάς όπως φαίνεται στο Σχήμα 15. Αυτά μετρούν απευθείας την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, οπότε και δεν χρειάζονται ενίσχυση [17].



Σχήμα 15. Τοποθέτηση των unipolar precordial leads

3.4 Κύματα και διαστήματα στο ECG

Το τυπικό ECG για ένα φυσιολογικό καρδιακό ρυθμό αποτελείται από ένα **P** κύμα (**P wave**), έναν **QRS** σύνθετο κυματισμό (**QRS complex**), και ένα **T** κύμα (**T wave**). Σε ένα ποσοστό γύρω στο 50-75% των φυσιολογικών ECG είναι ορατό κι ένα μικρό **U** κύμα (**U wave**). Η βασική γραμμή του ECG, που είναι γνωστή ως ισοηλεκτρική γραμμή, τυπικά ορίζεται ως το τμήμα του γραφήματος μετά το κύμα T μέχρι το επόμενο P [18].



Σχήμα 16. Γραφική αναπαράσταση κυμάτων και διαστημάτων στο ECG

3.4.1 Κύμα **P** (**P Wave**)

Κατά τη διάρκεια της αποπόλωσης των κόλπων, το κύριο ηλεκτρικό σήμα κατευθύνεται από τον SA κόμβο προς τον AV κόμβο και διαχέεται από το δεξί κόλπο στον αριστερό κόλπο. Αυτό προκαλεί το κύμα P στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, το οποίο είναι κατακόρυφα θετικό (θετικές τιμές) στα II, III και aV_F (αφού η ηλεκτρική δραστηριότητα κατευθύνεται προς τα θετικά

ηλεκτρόδια/καλώδια αυτών των ηλεκτροδίων) και ανεστραμμένο στο aV_R . Ένα P κύμα πρέπει να είναι κατακόρυφα θετικό στα II και aV_F και ανεστραμμένο στο aV_R ώστε να υποδεικνύει ότι καρδιακός ρυθμός είναι Κολπικός («Ημιτονοειδής») Ρυθμός [18].

- Η σχέση μεταξύ των P κυμάτων και των QRS σύνθετων κυματισμών βοηθά στην αναγνώριση διαφόρων καρδιακών αρρυθμιών.
- Το σχήμα και η διάρκεια των P κυμάτων δύναται να δείχνει αύξηση του μεγέθους των κόλπων [19].

3.4.2 Διάστημα **PR/PQ (PP/PQ interval)**

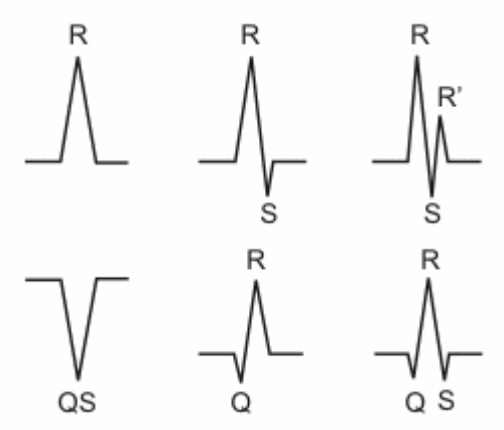
Το διάστημα PR μετριέται από την αρχή του κύματος P ως την αρχή του QRS σύνθετου κυματισμού. Συνήθως διαρκεί 120 με 200 ms. Στο χαρτί του καρδιογράφου, το διάστημα αυτό αναπαρίσταται σε περίπου 3 με 5 μικρά τετράγωνα. Αν στο καρδιογράφημα ο μικρός κυματισμός Q είναι αρκετά εμφανής τότε συνηθίζεται να αναφέρεται ως PQ διάστημα.

- Ένα διάστημα PR μεγαλύτερο των 200 ms μπορεί να δείχνει έμφραγμα πρώτου βαθμού.
- Ένα πολύ μικρό PR διάστημα μπορεί να δείχνει κάποια πάθηση που οδηγεί σε πρώιμη ενεργοποίηση των κοιλιών, όπως είναι το Wolf-Parkinson-White syndrome [20].
- Όταν το PR διάστημα είναι μικρότερο από το σύνηθες, εξαιτίας μικρού PR segment, μπορεί να υπάρχει πρόβλημα με το περικάρδιο [13].

3.4.3 Σύνθετος Κυματισμός **QRS (QRS complex)**

Ο σύνθετος κυματισμός QRS στο ηλεκτροκαρδιογράφημα σχετίζεται με την αποπόλωση των κοιλιών. Επειδή στις κοιλίες συγκεντρώνεται το μεγαλύτερο μέρος των μυϊκών ινών της καρδιάς, ο σύνθετος κυματισμός QRS είναι κατά πολύ μεγαλύτερος από το κύμα P. Ακόμη, εξαιτίας της ταχύτητας της αποπόλωσης των κοιλιών και τις διάδοσης του ηλεκτρικού σήματος εκεί το QRS είναι πιο απότομο και πιο αιχμηρό σε σχέση με τα άλλα κύματα. Ένα φυσιολογικό QRS έχει διάρκεια

60 με 100 ms και αναπαρίσταται στο χαρτί από περίπου τρία μικρά τετράγωνα. Δεν είναι αναγκαίο σε κάθε περίπτωση ο σύνθετος κυματισμός QRS να περιέχει και κύμα Q και κύμα R και κύμα S. Παρολαυτά σε κάθε περίπτωση, από σύμβαση ο σύνθετος κυματισμός ονομάζεται QRS. Κάποια από τα διάφορα είδη QRS κυματισμού φαίνονται στο Σχήμα 17.



Σχήμα 17. Μερικοί σχηματισμοί QRS κυματισμού

- Η διάρκεια, το πλάτος και η μορφολογία του QRS είναι χρήσιμη για τη διάγνωση διάφορων ασθενειών όπως καρδιακές αρρυθμίες, ανωμαλίες στην διάδοση του ηλεκτρικού σήματος εντός της καρδιάς, κοιλιακή υπερτροφία, έμφραγμα μυοκαρδίου και άλλες.
- Τα κύματα Q μπορεί να είναι φυσιολογικά ή παθολογικά. Τα φυσιολογικά κύματα Q, αν είναι ορατά, αναπαριστούν την αποπόλωση του ενδοκοιλιακού διαφράγματος.
- Σε περιπτώσεις κυμάτων Q που είναι μεγαλύτερα από το 1/3 του ύψους του κύματος R ή με διάρκεια μεγαλύτερη από 40 ms θεωρούνται μη φυσιολογικά και μπορεί να δείχνουν έμφραγμα του μυοκαρδίου.
- Εντός του QRS βρίσκεται «κρυμμένο» και το κύμα επαναπόλωσης των κόλπων, το οποίο είναι ένα ανεστραμμένο κύμα P. Όμως είναι κατά πολύ μικρότερο σε πλάτος από το QRS οπότε υπερκαλύπτεται.

3.4.4 Τμήμα **ST (ST segment)**

Το τμήμα ST είναι το τμήμα του γραφήματος ανάμεσα στο QRS και το κύμα T και έχει διάρκεια περίπου 80 με 120 ms. Ξεκινά στο τέλος του κύματος S και τελειώνει

στην αρχή του κύματος T, αν και τις περισσότερες φορές δεν είναι εύκολο να διασαφηνιστούν τα όρια του. Γενικά, στις περισσότερες φυσιολογικές περιπτώσεις, η διάρκεια του είναι στα ίδια επίπεδα με τη διάρκεια των τμημάτων PR και του TP.

- Ένα επίπεδο, ή με κλίση προς τα κάτω, ή γενικά παραμορφωμένο ST τμήμα μπορεί να δείχνει στεφανιαία ισχεμία.
- Ένα αρκετά πιο μεγάλο τμήμα ST από περίπου 1 mm χαρτιού και διάρκειας λιγότερης από 80 ms ίσως δείχνει έμφραγμα μυοκαρδίου [13, 15].

3.4.5 Κύμα **T (T wave)**

Το κύμα T αναπαριστά την επαναπόλωση (αποκατάσταση) των κοιλιών. Στα περισσότερα ηλεκτρόδια το κύμα φαίνεται θετικό, πλην του aV_R . Ανεστραμμένο κύμα T μπορεί να σημαίνει στεφανιαία ισχαιμία ή υπερτροφία της αριστερής κοιλίας [13].

3.4.6 Διάστημα **QT (QT interval)**

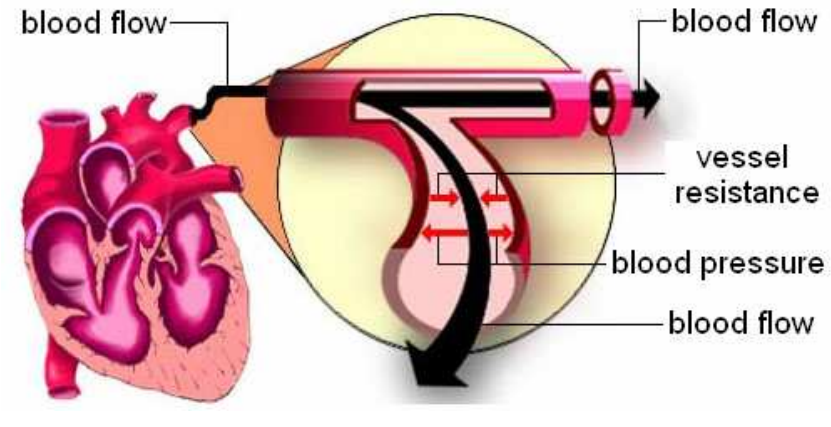
Το διάστημα QT μετριέται από την αρχή του QRS ως το τέλος του κύματος T. Οι φυσιολογικές τιμές για το διάστημα αυτό είναι 30 με 40 ms (45 ms για τις γυναίκες). Βέβαια, ο χρόνος του διαστήματος αυτού εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως ο καρδιακός ρυθμός αλλά και ο τρόπος καταγραφής του (απο πιο ηλεκτρόδιο καταγράφεται). Το διάστημα QT αναπαριστά το συνολικό χρόνο αποπόλωσης και επαναπόλωσης των κοιλιών [21].

3.4.7 Κύμα **U (U wave)**

Το κύμα U δεν είναι πάντα ορατό. Είναι τυπικά μικρό και ακολουθεί μετά το κύμα T. Αναπαριστά την επαναπόλωση των ακρών των μυϊκών ινών που βρίσκονται (καταλήγουν) στις κοιλίες. Ένα ανεστραμμένο κύμα U ίσως αναπαριστά μυοκαρδιακή ισχαιμία ή υπεραιμάτωση της αριστερής κοιλίας [22].

4. Η Πίεση - Το Καρδιακό Πιεστικό Σήμα

Η **πίεση του αίματος** αναφέρεται στη δύναμη που ασκείται στα τοιχώματα των αιμοφόρων αγγείων κατά την κυκλοφορία του αίματος από το αίμα και αποτελεί μία από τις βασικές βιολογικές τιμές ελέγχου για τον άνθρωπο (**vital signs**). Η πίεση του αίματος μειώνεται καθώς κινείται μέσα στις αρτηρίες, τις μικρότερες αρτηρίες, τα τριχοειδή αγγεία και τις φλέβες. Γενικά, ως πίεση του αίματος θεωρείται η αρτηριακή πίεση, δηλαδή η πίεση στις μεγαλύτερες αρτηρίες οι οποίες είναι τα αιμοφόρα αγγεία που δέχονται το αίμα από την καρδιά [23].



Σχήμα 18. Πίεση του αίματος

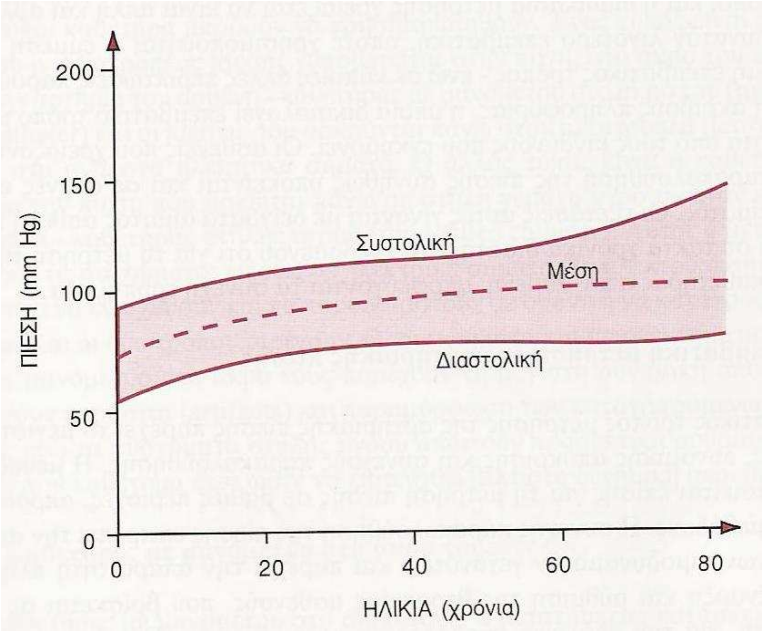
Επειδή η καρδιά είναι αντλία που πάλλεται, το αίμα εισέρχεται στις αρτηρίες κατά κύματα. Η συστολή της αριστερής κοιλίας της καρδιάς κατά τη διάρκεια της οποίας απωθείται αίμα στο ελαστικό αρτηριακό σύστημα δημιουργεί κύμα πίεσης. Η μέγιστη τιμή που φτάνει αυτό το κύμα ονομάζεται **συστολική πίεση.** Όταν η κοιλία βρίσκεται σε χαλάρωση (διαστολή), η πίεση ελαττώνεται, καθώς ο όγκος αίματος ο οποίος απωθείται από την κοιλία διοχετεύεται στην περιφερειακή κυκλοφορία. Η ελάχιστη τιμή που συμβαίνει στο τέλος της χαλάρωσης της κοιλίας ονομάζεται **διαστολική πίεση**. Η διαφορά μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης ονομάζεται **πίεση παλμού**. Η **μέση πίεση** κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου προσεγγίζεται προσθέτοντας το ένα τρίτο της πίεσης παλμού (διαφορά μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης) στη διαστολική πίεση. Είναι η σταθερή θεωρητική τιμή που λαμβάνεται από την ολοκλήρωση των στιγμιαίων τιμών της αρτηριακής πίεσης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, η οποία θα εξασφάλιζε μέσα στις αρτηρίες το ίδιο έργο που επιτελεί η κυμαινόμενη αρτηριακή πίεση. Η μέση αρτηριακή πίεση δεν είναι ίση με το μέσο όρο της συστολικής και τις

διαστολικής πίεσης, επειδή κατά τη διάρκεια του μεγαλύτερου μέρους του καρδιακού κύκλου βρίσκεται πιο κοντά στη διαστολική παρά στη συστολική πίεση [9].

Όλες οι μετρήσεις πίεσης αίματος γίνονται σε αναφορά με την ατμοσφαιρική πίεση. Επίσης, είναι τυπικό να εκφράζεται σε **mmHg**, αντί της διεθνούς, τυποποιημένης μονάδας μέτρησης για πίεση (**Pa**). 1 mmHg αντιπροσωπεύει τη δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας που ασκείται από το βάρος μιας ράβδου υδραργύρου πάχους 1mm (1 mmHg =~ 133 Pa).

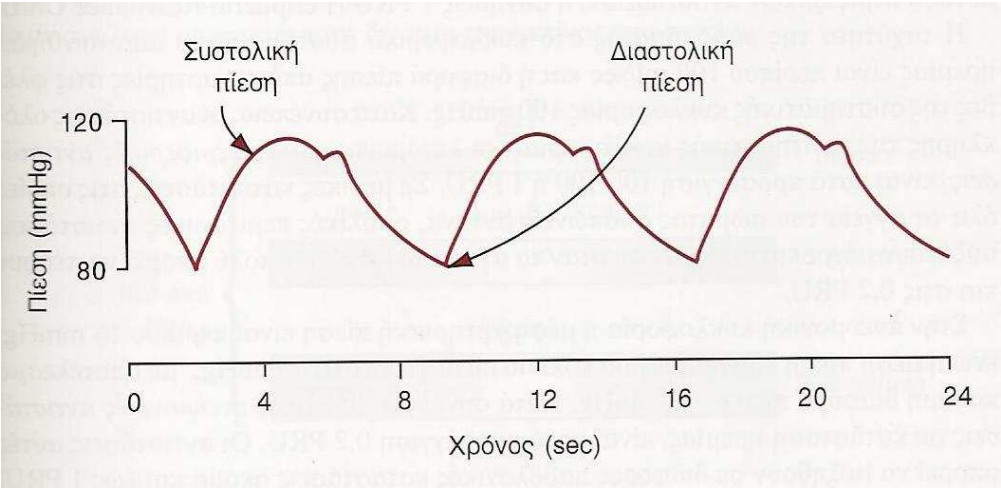
Ο όρος **πίεση του αίματος** σημαίνει στην πραγματικότητα τη δύναμη που εξασκείται από το αίμα σε κάθε μονάδα επιφάνειας του αγγειακού τοιχώματος. Δηλαδή, αν η πίεση σε ένα αγγείο είναι 50 mmHg, εννοούμε ότι η δύναμη που εξασκείται πάνω σε αυτό είναι ικανή να ανυψώσει μια στήλη υδραργύρου ως τα 50 mm.

Σε έναν υγιή νέο που βρίσκεται σε ηρεμία, τυπικές τιμές πίεσης είναι 120 mmHg για τη συστολική και 80 mmHg για τη διαστολική. Οι τιμές αυτές συνήθως αυξάνονται με την ηλικία, ιδιαίτερα οι συστολικές, καθώς το αρτηριακό σύστημα γίνεται πιο δύσκαμπτο. Οι διακυμάνσεις που ενδέχεται να υπάρχουν καθώς και οι αλλαγές στις τιμές της πίεσης σε σχέση με την ηλικία φαίνονται στο Σχήμα 19 [9].



Σχήμα 19. Μεταβολές της πίεσης με την ηλικία. Οι σκιασμένες περιοχές αντιπροσωπεύουν τις φυσιολογικές διακυμάνσεις.

Στο Σχήμα 20 φαίνεται μια τυπική, ιδανική κυματομορφή αρτηριακής πίεσης στην αορτή. Όπως παρατηρείται, υπάρχει μια ταχεία άνοδος της αρτηριακής πίεσης κατά τη διάρκεια της συστολής των κοιλιών, η οποία διατηρείται υψηλή για 0,2-0,3 sec. Το τμήμα αυτό διακόπτεται από μια εντομή, στο τέλος της συστολής, που ακολουθείται από βαθμιαία επαναφορά της πίεσης στα διαστολικά επίπεδα. Η εντομή παρατηρείται αμέσως πριν τη σύγκλιση της αορτικής βαλβίδας και οφείλεται στο εξής: όταν η κοιλία βρίσκεται σε κατάσταση χάλασης, η πίεση μέσα στην κοιλία αρχίζει να μειώνεται γρήγορα και η προς τα πίσω ροή αίματος από την αορτή προς την κοιλία οδηγεί την αορτική πίεση σε μείωση. Βέβαια, αξίζει να σημειωθεί πως αυτή η προς τα πίσω ροή είναι που κλείνει απότομα και την αορτική βαλβίδα.



Σχήμα 20. Μια τυπική κυματομορφή αρτηριακής πίεσης

4.1 Υπέρταση – Υπόταση

4.1.1 Υπέρταση

Η αυξημένη αρτηριακή πίεση ***(αρτηριακή υπέρταση)*** αποτελεί στην εποχή μας την πιο συχνή αιτία για την οποία οι άνθρωποι, τουλάχιστον των αναπτυγμένων χωρών, επισκέπτονται το γιατρό τους. Υπολογίζεται ότι περισσότερο από το 20% των ενηλίκων έχει υπέρταση, ότι ένας στους τρεις από αυτούς δεν το γνωρίζει και από αυτούς που το γνωρίζουν λιγότεροι από τους μισούς προσπαθούν να την αντιμετωπίσουν. Τελικά σε όλο τον κόσμο μόνο το 15-20% των υπερτασικών ρυθμίζει την πίεσή του. Όπως προαναφέρθηκε, οι περισσότεροι γιατροί συμφωνούν ότι η ιδανική αρτηριακή πίεση για τους ενήλικες δεν πρέπει να ξεπερνά τα 120 / 80 mm Hg. Γενικά, η αρτηριακή πίεση είναι υψηλή όταν η συστολική ή η διαστολική ή και οι δύο αυξάνονται και παραμένουν πάνω από τα φυσιολογικά όρια, που για τη συστολική θεωρούνται τα 140 mmHg ενώ για τη διαστολική τα 90 mmHg [24].

Πολλοί άνθρωποι πιστεύουν ότι η υπέρταση είναι αποτέλεσμα του άγχους, της καθιστικής ζωής, της παχυσαρκίας και γενικά της έντασης. Η πραγματικότητα είναι ότι ούτε οι γιατροί γνωρίζουν την ακριβή αιτία της δημιουργίας της (τουλάχιστον για το 95% των περιπτώσεων) και πιστεύουν ότι οφείλεται σε συνδυασμό πολλών παραγόντων, γι' αυτό και συνήθως αναφέρεται ως **πρωτοπαθής υπέρταση** ή **ιδιοπαθής υπέρταση**. Στον μικρό αριθμό των περιπτώσεων - κάτω από το 5% - που η αιτία είναι γνωστή, ονομάζεται **δευτεροπαθής υπέρταση**. Αιτίες της δευτεροπαθούς υπέρτασης είναι βλάβες των νεφρών, αλλοιώσεις των αγγείων, ορμονικές διαταραχές και συγγενείς ανωμαλίες. Μερικές από αυτές τις περιπτώσεις μπορούν να διορθωθούν με εγχείριση ή να ελεγχθούν με φάρμακα. Άλλες περιπτώσεις μπορεί να οφείλονται στα ίδια τα φάρμακα! Σε αυτές τις περιπτώσεις η αρτηριακή πίεση επανέρχεται στο φυσιολογικό μετά την τροποποίηση της δόσης ή τη διακοπή αυτών των φαρμάκων [25].

Η υπέρταση συνήθως δεν προκαλεί συμπτώματα ή προειδοποιητικά σημεία, αντίθετα με ότι πιστεύει ο περισσότερος κόσμος. Συνήθως ο άνθρωπος δε νιώθει την αύξηση της πίεσης, ακόμα και όταν είναι ασυνήθιστα υψηλή. Λίγα

άτομα μπορεί να έχουν συμπτώματα, όπως αδιαθεσία, πονοκέφαλο ή ρινορραγία, τα οποία μπορεί να υπάρχουν και σε άλλες παθολογικές καταστάσεις και σε καμία περίπτωση δεν μπορούν να σηματοδοτήσουν εξ αρχής υπέρταση. Έτσι η συντριπτική πλειοψηφία των υπερτασικών δεν γνωρίζει ότι έχει υψηλή αρτηριακή πίεση, εκτός αν τη μετρήσει τυχαία [24].

Η επίμονη υπέρταση είναι ένας από τους παράγοντες κινδύνου για εμφράγματα, καρδιακές δυσλειτουργίες και αρτηριακά ανευρύσματα ενώ είναι η κύρια αιτία της χρόνιας νεφρικής ανεπάρκειας. Ακόμη και η μέτρια αύξηση της αρτηριακής πίεσης οδηγεί σε σχετική μείωση της θεωρητικά υπολογιζόμενης διάρκειας ζωής [26].

4.1.2 Υπόταση

Όταν η πίεση του αίματος είναι πάρα πολύ χαμηλή σε σχέση με τα φυσιολογικά επίπεδα τότε λαμβάνει χώρα το φαινόμενο της **υπότασης**. Η χαμηλή αρτηριακή πίεση μπορεί να είναι σημάδι αρκετών ασθενειών και τις περισσότερες φορές απαιτεί ιατρική παρακολούθηση.

Η πιο κοινή αιτία υπότασης στον άνθρωπο είναι τα χαμηλά επίπεδα αίματος στον οργανισμό. Τα τελευταία, μπορεί να προκληθούν από απώλεια αίματος (λόγω εσωτερικών αιμορραγιών, αιμορροΐδων κτλ) ή ακόμα από χαμηλή παραγωγή αίματος (λόγω υποσιτισμού για παράδειγμα). Αρκετές φορές, παρουσιάζεται υπόταση ως αντίδραση του οργανισμού σε φαρμακευτικές αγωγές [27].
Όταν η αρτηριακή πίεση και η ροή αίματος μειώνονται κάτω από ένα ορισμένο σημείο, η αιμάτωση του εγκεφάλου μειώνεται σημαντικά (δηλ., ο εφοδιασμός αίματος του εγκεφάλου δεν είναι ικανοποιητικός), προκαλώντας ζαλάδα, ίλιγγο, αδυναμία ακόμα και λιποθυμίες. Εντούτοις, είναι σημαντικό το γεγονός ότι άνθρωποι που δεν αντιμετωπίζουν πρόβλημα, έχοντας χαμηλή αρτηριακή πίεση παρουσιάζουν χαμηλότερα ποσοστά καρδιαγγειακών ασθενειών από άλλους με κανονικές τιμές πίεσης [28].

4.2 Μέθοδοι Μέτρησης

Υπάρχουν δύο βασικές μέθοδοι για τη μέτρηση της πίεσης - άμεσα και έμμεσα. Οι έμμεσες μέθοδοι συνήθως αποτελούνται από απλό εξοπλισμό και προκαλούν πολύ μικρή ενόχληση στο άτομο, δεδομένου ότι είναι μη επεμβατικές, αλλά όμως είναι ασυνεχείς, λιγότερο πληροφοριακές και δεν λειτουργούν σε ασθενείς που έχουν βαθιά υπόταση εξαιτίας κάποιας καταπληξίας ή καρδιοαγγειακών προβλημάτων. Τις περισσότερες φορές σε τέτοιες περιπτώσεις οι μετρήσεις, εφόσον είναι δυνατόν να γίνουν, δεν είναι ακριβείς. Οι έμμεσες μετρήσεις βασίζονται στη ρύθμιση μιας γνωστής εξωτερικής πίεσης με την αγγειακή πίεση έτσι ώστε το αγγείο να βρίσκεται μόλις σε κατάρρευση. Από την άλλη μεριά, οι άμεσες μέθοδοι παρέχουν συνεχή και πολύ πιο αξιόπιστη πληροφορία για την αγγειακή πίεση που μετριέται με τη χρήση μετατροπέων που εισάγονται άμεσα στο αίμα. Αυτή η πρόσθετη πληροφορία όμως παρέχεται σε βάρος αυξημένης ενόχλησης στον ασθενή - λόγω του ότι είναι επεμβατικές - και πολυπλοκότητας του εξοπλισμού. Η εισαγωγή κάποιου αντικειμένου μέσα στα αγγεία αίματος, ειδικά σε μεγάλες αρτηρίες, ή φλέβες, ή ακόμη και στα διαμερίσματα της καρδιάς, παρουσιάζει σοβαρούς κινδύνους. Η επιλογή μιας από τις παραπάνω μεθόδους εξαρτάται από τους λόγους που επιβάλλουν τη μέτρηση της πίεσης [9, 29].

4.2.1 Επεμβατικές Μέθοδοι

Ο επεμβατικός τρόπος μέτρησης της αρτηριακής πίεσης παρέχει το μέγιστο βαθμό ακρίβειας, δυναμικής απόκρισης και συνεχούς παρακολούθησης. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται επίσης για τη μέτρηση πίεσης σε βαθιές περιοχές, απρόσιτες από έμμεσες μεθόδους. Η συνεχής παρακολούθηση της πίεσης επιτρέπει την ανίχνευση επικίνδυνων αιμοδυναμικών γεγονότων και παρέχει την απαραίτητη πληροφορία για την έναρξη και ρύθμιση της θεραπείας ασθενούς, που βρίσκεται σε κρίσιμη κατάσταση, για την πρόληψη καταστροφικών συμβάντων. Εντούτοις, η παρακολούθηση της πίεσης παρέχει πολύτιμη πληροφορία μόνο όταν λαμβάνεται με τεχνικά ικανοποιητικό τρόπο. Βέβαια, αυτό επιτυγχάνεται με αντιστάθμισμα την αυξημένη αναταραχή στον ασθενή και πολυπλοκότητα του εξοπλισμού. Όταν όμως ένας ασθενής βρίσκεται σε ασταθή κατάσταση και θέλουμε να εκτιμήσουμε

την κατάσταση στην οποία βρίσκεται, το πλεονέκτημα μίας πολύπλοκης επεμβατικής παρακολούθησης υπερέχει των κινδύνων που εγκυμονεί.

Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης γίνεται συνήθως με την τοποθέτηση ενός καθετήρα σε κάποια περιφερειακή αρτηρία. Ο καθετήρας είναι ένας λεπτός (1-3mm), κοίλος, ελαστικός σωλήνας, αδιαφανής σε ακτίνες Χ. Εισάγεται στο κυκλοφορικό σύστημα από ένα ακραίο σημείο, π.χ. το χέρι, ή το πόδι, και έπειτα καθοδηγείται στο σημείο όπου θα γίνει η μέτρηση. Η θέση του καθετήρα καθορίζεται ακριβώς, σχεδόν σε κάθε σημείο του κυκλοφορικού συστήματος (συμπεριλαμβανομένων των διαμερισμάτων της καρδιάς), εκτός από αγγεία τα οποία είναι πολύ μικρά. Η διαδικασία επιτρέπει την καταγραφή ολόκληρης της κυματομορφής της πίεσης [9].

Δύο τύποι καθετήρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Ένας τύπος είναι ο καθετήρας, όπου ο μετατροπέας πίεσης τοποθετείται στην πηγή, στο άκρο του καθετήρα, μέσα στην αρτηρία του ασθενή (**manometer-tipped catheter**) και οι πιέσεις που ασκούνται πάνω στον μετατροπέα μετατρέπονται αμέσως στα ανάλογα ηλεκτρικά σήματα. Ο άλλος τύπος είναι ο καθετήρας που μεταδίδει την πίεση που ασκείται πάνω σε στήλη γεμάτη υγρό σε έναν εξωτερικό μετατροπέα (**fluid-filled catheter**). Αυτός ο μετατροπέας μετατρέπει τις ασκούμενες πιέσεις σε ηλεκτρικά σήματα. Τα ηλεκτρικά σήματα μπορούν έπειτα να ενισχυθούν και να παρουσιαστούν σε οθόνη ή να καταγραφούν κατά επιθυμία. Και οι δύο τρόποι παρέχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Οι manometer-tipped καθετήρες παρέχουν τη μέγιστη δυναμική απόκριση και αποφεύγουν παράσιτα (artifacts) και παραμόρφωση των καταγραφόμενων κυματομορφών, ενώ τα fluid-filled συστήματα απαιτούν προσεκτική ρύθμιση των διαστάσεων του καθετήρα έτσι ώστε να επιτευχθεί βέλτιστη δυναμική απόκριση [30].

4.2.1.1. Manometer-tipped καθετήρες

Στους manometer-tippped καθετήρες, ο μετατροπέας κατασκευάζεται σε μικρό μέγεθος και τοποθετείται στο άκρο του καθετήρα, απευθείας στην πηγή όπου θέλουμε να μετρήσουμε την πίεση. Επομένως οι καθετήρες αυτοί δεν υποφέρουν από την παραμόρφωση που χαρακτηρίζει τους fluid-filled καθετήρες. Η

πληροφορία της πίεσης μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα αμέσως στο άκρο του καθετήρα, και έπειτα μεταφέρεται εύκολα, έξω από το σώμα, χωρίς παραμόρφωση. Γι' αυτό το λόγο, οι καθετήρες αυτοί παρουσιάζουν υψηλότερη αξιοπιστία και μπορούν να αναπαράγουν σήματα πίεσης με συχνότητες μέχρι 100 Hz. Επίσης, δεν παρουσιάζουν καθυστέρηση απόκρισης (30-40 ms) που παρουσιάζουν οι fluid-filled καθετήρες.

4.2.1.2. Fluid-filled καθετήρες

Μετά την εισαγωγή ενός καθετήρα σε μια προσιτή αρτηρία, εύκαμπτη σωλήνωση γεμάτη με φυσιολογικό ορό που περιέχει ηπαρίνη (η ηπαρίνη είναι αντιπηκτικό φάρμακο) συνδέεται με τον καθετήρα για τη μετάδοση των αλλαγών της αρτηριακής πίεσης στο μετατροπέα πίεσης (pressure transducer). Η πίεση παραμορφώνει μια μεμβράνη στο διάφραγμα του μετατροπέα, η οποία συνήθως συνδέεται με μετρητές τάσης (strain gages). Στο μετρητή τάσης, η αντίσταση ενός λεπτού σύρματος αλλάζει ανάλογα με το μήκος του και αντιστρόφως ανάλογα με τη διατομή του. Η παραμόρφωση του διαφράγματος εξαρτάται από τη διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο πλευρών. Η μηχανική τάση (strain) που προκαλείται από την αρτηριακή πίεση έχει ως αποτέλεσμα αλλαγές στις διαστάσεις του σύρματος αντίστασης, και κατά συνέπεια και στην αντίσταση. Τέσσερις μετρητές τάσης μπορούν να τοποθετηθούν σε μία γέφυρα Wheatstone για να αυξηθεί η ευαισθησία των μετατροπέων και να ελαττωθεί η ευαισθησία θερμοκρασίας. Στην ηρεμία, τα τέσσερα άκρα της γέφυρας έχουν ίση αντίσταση (ισορροπία), αλλά όταν παραμορφώνονται από διακυμάνσεις πίεσης, η γέφυρα μεταβαίνει σε κατάσταση ανισορροπίας και παράγεται μια ηλεκτρική έξοδος. Εμπορικά διαθέσιμοι μετρητές τάσης χρησιμοποιούν ημιαγωγούς, πιεζοαντιστατικά στοιχεία, ή σύρμα αντίστασης.

4.2.2 Μη-επεμβατικές Μέθοδοι

Μετρήσεις πίεσης αίματος μπορούν να επιτευχθούν και μη επεμβατικά. Βέβαια η πληροφορία η οποία αντλείται με αυτό τον τρόπο δεν είναι ακριβώς η ίδια με εκείνη που προκύπτει από επεμβατικούς τρόπους μέτρησης. Ουσιαστικά υπάρχουν δύο κατηγορίες μεθόδων έμμεσης μέτρησης πίεσης αίματος, εκείνες

που παρέχουν ολόκληρη την κυματομορφή πίεσης, και εκείνες που δίνουν μόνο τη μέγιστη, ελάχιστη, και ίσως και μέση τιμή. Αυτό που πραγματικά μετριέται είναι η πίεση σε ένα θάλαμο, έτσι ώστε να είναι ίση με την πίεση στην αρτηρία. Αν η συνθήκη ισότητας των πιέσεων αναγνωρίζεται μόνο στη συστολή, διαστολή ή μέση αρτηριακή πίεση, τότε μόνο η συστολική, διαστολική, και μέση πίεση παρέχονται. Αν όμως η συνθήκη ισότητας πιέσεων ισχύει σε όλη τη διάρκεια, τότε μπορεί να μετρηθεί συνεχής αρτηριακή πίεση μη επεμβατικά. Οι μέθοδοι μέτρησης συνεχούς αρτηριακής πίεσης παρέχουν υψηλότερη ανάλυση χρόνου έτσι ώστε να παρακολουθούνται ακόμη και οι αλλαγές μεταξύ παλμών.

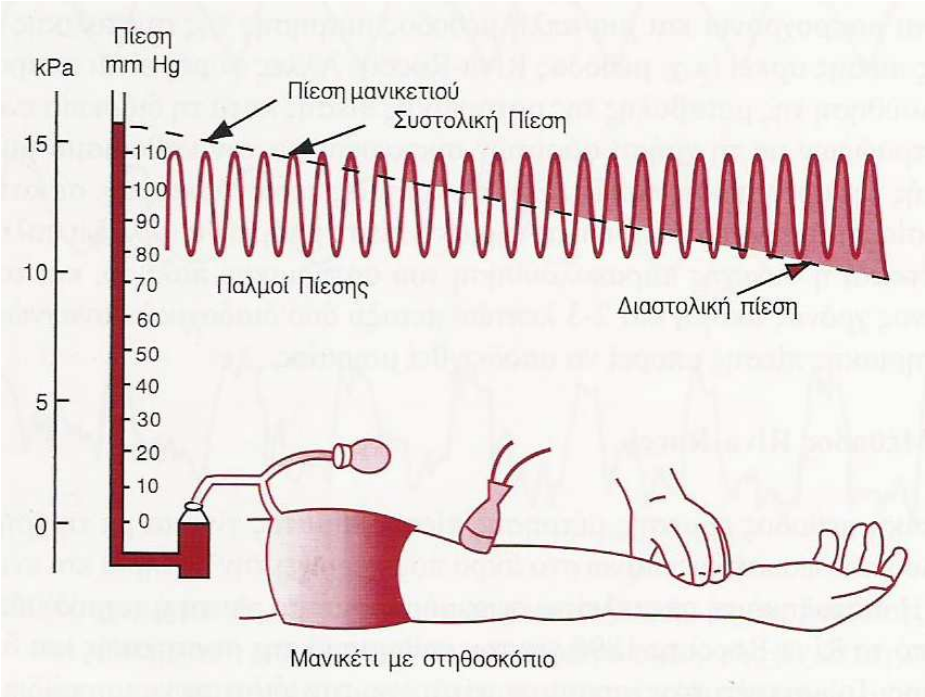
Η επιλογή της μεθόδου μέτρησης της αρτηριακής πίεσης εξαρτάται από την εφαρμογή. Οι έμμεσες μετρήσεις της πίεσης είναι σπουδαίας σημασίας για τη διάγνωση και θεραπεία της υπέρτασης. Τα αποτελέσματα χρησιμοποιούνται για να αποφασιστεί αν είναι απαραίτητες περαιτέρω εξετάσεις στη διαγνωστική φάση, ή για την παροχή ανάδρασης κατά τη διάρκεια θεραπείας. Λαμβάνοντας υπόψη το γεγονός ότι η υπέρταση προσβάλει ένα μεγάλο ποσοστό του παγκόσμιου πληθυσμού, γίνεται κατανοητή η προσοχή που δίνεται στον καθορισμό συγκεκριμένων διαδικασιών για μέγιστη αξιοπιστία και επαναληψιμότητα των μετρήσεων [30].

4.2.2.1. Μέθοδος Riva-Rocci

Η κλασσική μέθοδος έμμεσης μέτρησης πίεσης αίματος γίνεται με τη χρήση ενός περιβραχιονίου (μανικετιού) που φουσκώνει πάνω στο άκρο που περιέχει την αρτηρία και ενός μανόμετρου. Η διάταξη αυτή αποτελεί το σφυγμομανόμετρο. Αυτή η τεχνική παρουσιάστηκε από τον **Riva-Rocci** το 1896 για τον καθορισμό της συστολικής και διαστολικής πίεσης. Το περιβραχιόνιο που χρησιμοποιείται έχει την ιδιότητα να μεταδίδει επακριβώς την πίεση στον ιστό που περιβάλλει την αρτηρία. Αρχικά, η πίεση στο περιβραχιόνιο αυξάνεται σε επίπεδο αρκετά υψηλότερο από εκείνο της συστολικής πίεσης (20-30 mmHg) έτσι ώστε η ροή του αίματος να σταματήσει τελείως και η αρτηρία να βρίσκεται σε κατάσταση κατάρρευσης. Η πίεση τότε στο περιβραχιόνιο απελευθερώνεται με κάποιο ρυθμό. Όταν φτάσει σε επίπεδο το οποίο βρίσκεται κάτω από εκείνο της συστολικής πίεσης, μία σύντομη ροή συμβαίνει. Αν η πίεση στο περιβραχιόνιο αφεθεί να μειωθεί περισσότερο,

μόλις φτάσει το επίπεδο της διαστολικής πίεσης, η ροή γίνεται πάλι φυσιολογική και συνεχής [31].

Το πρόβλημα τελικά ανάγεται στον καθορισμό της ακριβούς στιγμής κατά την οποία μόλις ανοίγει η αρτηρία και όταν είναι πλήρως ανοιχτή. Ο **Riva-Rocci** καθόριζε αυτές τις χρονικές στιγμές νοιώθοντας τον παλμό στον καρπό του χεριού. Όταν η πίεση βρισκόταν πάνω από τη συστολική, δεν ένοιωθε παλμό, ενώ μόλις η πίεση έφτανε στο επίπεδο της συστολικής πίεσης, άρχιζε να νοιώθει τον παλμό πάλι [31]. Το 1905 μία άλλη μέθοδος προτάθηκε από τον **Korotkoff** [32] και βασίζεται στους ήχους που παράγονται από αλλαγές ροής. Είναι αυτή που συνήθως χρησιμοποιείται στα σφυγμομανόμετρα (συμπληρώνεται με ένα στηθοσκόπιο για την ακρόαση των ήχων). Οι ήχοι εμφανίζονται πρώτα όταν η πίεση του περιβραχιονίου ελαττώνεται μόλις κάτω από το επίπεδο της συστολικής πίεσης, όπως φαίνεται στο Σχήμα 21. Παράγονται από τη σύντομη στροβιλώδη ροή που τερματίζεται από μια απότομη κατάρρευση του αγγείου και επιμένει καθώς η πίεση του περιβραχιονίου συνεχίζει να ελαττώνεται. Οι ήχοι εξαφανίζονται ή αλλάζουν ανάλογα με το άτομο, σε επίπεδο μόλις κάτω από τη διαστολική πίεση όταν η ροή δεν διακόπτεται πλέον. Αυτοί οι ήχοι συλλέγονται χρησιμοποιώντας ένα μικρόφωνο τοποθετημένο πάνω σε μια αρτηρία κοντά στο περιβραχιόνιο. Η τεχνική του σφυγμομανομέτρου είναι μία μέθοδος στηθοσκόπησης. Εξαρτάται από τον χειριστή να αναγνωρίσει την εμφάνιση και εξαφάνιση των ήχων Korotkoff. Η ακουστική του ικανότητα θα πρέπει να είναι καλή σε χαμηλές συχνότητες από 20 ως 300 Hz, το εύρος που απαιτείται για αυτές τις μετρήσεις [30].



Σχήμα 21. Τυπικό σύστημα μέτρησης πίεσης με περιβραχιόνιο (μανικέτι) και στηθοσκόπιο

4.2.2.2. Μέθοδος Υπερήχων

Ο καθορισμός πίεσης αίματος με τη χρήση υπερήχων περιλαμβάνει ένα Doppler αισθητήρα ο οποίος ανιχνεύει την κίνηση των αγγειακών τοιχωμάτων σε διάφορες καταστάσεις αποκλεισμού της αρτηρίας. Η τοποθέτηση του περιβραχιονίου γίνεται πάνω από δύο μικρούς κρυστάλλους εκπομπής και λήψης υπερήχων (περίπου στα 8 MHz) στο βραχίονα. Το σήμα που εκπέμπεται από τον Doppler αισθητήρα εστιάζει στο αγγειακό τοίχωμα και το αίμα. Το σήμα που αντανακλάται (μετατοπισμένο σε συχνότητα) ανιχνεύεται από τον κρύσταλλο-παραλήπτη και αποκωδικοποιείται. Η διαφορά στη συχνότητα, σε εύρος 40-500 Hz, ανάμεσα στο σήμα που εκπέμπεται και στο σήμα που λαμβάνεται είναι ανάλογη στην ταχύτητα της κίνησης του τοιχώματος και στην ταχύτητα του αίματος. Κοντά στο περιβραχιόνιο, το τοίχωμα της αρτηρίας κινείται μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης. Καθώς η πίεση στο περιβραχιόνιο αυξάνει πάνω από τη διαστολική πίεση αλλά κάτω από τη συστολική, το αγγείο ανοίγει και κλείνει σε κάθε καρδιακό παλμό, επειδή η πίεση στην αρτηρία ταλαντώνεται πάνω και κάτω από την εφαρμοζόμενη εξωτερική πίεση του περιβραχιονίου. Το άνοιγμα και το κλείσιμο της αρτηρίας ανιχνεύεται από το σύστημα των υπερήχων [9].

Καθώς η εφαρμοζόμενη πίεση αυξάνει περισσότερο, το χρονικό διάστημα μεταξύ του ανοίγματος και κλεισίματος της αρτηρίας ελαττώνεται μέχρι που συμπίπτουν. Η τιμή της πίεσης στο συγκεκριμένο σημείο είναι η *συστολική πίεση.* Αντίστροφα, καθώς η πίεση στο περιβραχιόνιο ελαττώνεται, το χρονικό διάστημα μεταξύ του ανοίγματος και κλεισίματος της αρτηρίας αυξάνεται μέχρι που το σήμα που αντιστοιχεί στο κλείσιμο της αρτηρίας κατά τη διάρκεια του ενός καρδιακού παλμού συμπίπτει με το άνοιγμα της αρτηρίας στον επόμενο καρδιακό παλμό. Η τιμή της πίεσης στο συγκεκριμένο σημείο είναι η *διαστολική πίεση* [9, 33].

4.2.2.3. Μέθοδος Peňáz

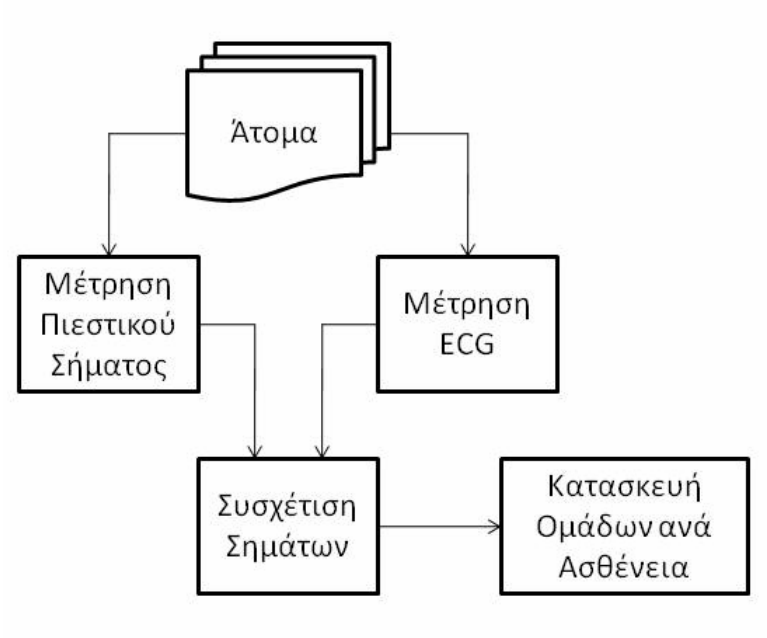
Η μέθοδος αυτή η οποία παρουσιάστηκε από τον Τσεχοσλοβάκο **Peňáz** το 1973 [34], χρησιμοποιεί ένα φωτοηλεκτρικό πληθυσμογράφο και ένα περιβραχιόνιο που φουσκώνει με αέρα γύρω από ένα δάχτυλο χεριού. Το σημείο, στο οποίο η εξωτερική πίεση, η οποία ασκείται στο δάχτυλο έτσι ώστε να μεταδίδεται στα υποκείμενα αγγεία, προσεγγίζει την εσωτερική πίεση, καθορίζεται, και στη συνέχεια μια γρήγορα αποκρινόμενη αντλία διατηρεί την πίεση στο περιβραχιόνιο έτσι ώστε η διαφορά τάσης μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού του αρτηριακού τοιχώματος να παραμένει μηδέν. Οι πιέσεις περιβραχιονίου αντιπροσωπεύουν τη συστολική, μέση και διαστολική πίεση. Με τη συνεισφορά των **Wesseling et al.** [35] οι οποίοι υλοποίησαν τη μέθοδο Peňáz στη Finapres (**FINger Arterial PRESsure**) έχει πλέον γίνει δυνατή μέτρηση συνεχούς αρτηριακής πίεσης μη επεμβατικά σε κλινικό περιβάλλον [30].

Με τη χρήση μιας λάμπας που είναι τοποθετημένη στο περιβραχιόνιο, το δάχτυλο διαπερνάται με φως και το διαβιβαζόμενο φως απορροφάται από ένα φωτοκύτταρο. Όταν το μέγεθος της αρτηρίας που βρίσκεται κάτω από το περιβραχιόνιο αυξάνει εξαιτίας της αύξησης της αρτηριακής πίεσης, τότε περισσότερο φως απορροφάται από μεγαλύτερη ποσότητα αίματος και λιγότερο φως φτάνει στο φωτοκύτταρο του πληθυσμογράφου, ελαττώνοντας την έξοδό του. Αυτή η αλλαγή συγκρίνεται με μια προκαθορισμένη τιμή και οποιαδήποτε διαφορά έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του αέρα στο περιβραχιόνιο, πιέζοντας έτσι τον επιπλέον όγκο αίματος προς τα έξω. Επομένως, ο όγκος αίματος και το μέγεθος

της αρτηρίας διατηρούνται σταθερά και η πίεση του περιβραχιονίου ακολουθεί την πίεση αίματος στο δάχτυλο. Ιδανικά, η πίεση του περιβραχιονίου πρέπει να είναι ίση με την αρτηριακή πίεση, οπότε στην περίπτωση αυτή, η διαφορά τους, η οποία ονομάζεται διατοιχωματική πίεση (transmural pressure) είναι μηδέν. Σε μηδενική διατοιχωματική πίεση οι αρτηρίες βρίσκονται σε κατάσταση μη τεντώματος (unstretched). Το πρόβλημα έγκειται στη ρύθμιση της κατάστασης μη τεντώματος μη επεμβατικά. Τα κριτήρια Physiocal ρυθμίζουν αυτή την κατάσταση μη τεντώματος κάθε 70 καρδιακούς παλμούς, καθότι μπορεί να αλλάζει λόγω μεταβολών στον τόνο του μαλακού μυός του αρτηριακού τοιχώματος του δαχτύλου. Μετρήσεις με τη Finapres μπορούν να συνεχίζονται ακόμη και κατά τη διάρκεια 24 ωρών χωρίς αξιοσημείωτη μετατόπιση ή αλλαγή στην ακρίβεια. Συνεχής παρακολούθηση για τόσο μεγάλες περιόδους δεν επιβάλλει επίσης σημαντικούς περιορισμούς στη συμπεριφορά των ατόμων [9, 35].

5. Υποδομή Συστήματος

Για την ανάπτυξη του συστήματος υπήρξε ανάγκη χρήσης μιας ηλεκτρονικής συσκευής μέτρησης πίεσης και μιας συσκευής μέτρησης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Και οι δύο προαναφερθείσες συσκευές έπρεπε να είναι σε άμεση σύνδεση με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή ώστε να είναι δυνατή η άμεση και ταυτόχρονη καταγραφή, ανάλυση και επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και του καρδιακού πιεστικού σήματος.



Σχήμα 22. Σχηματικό Διάγραμμα Συστήματος

Δυστυχώς, επειδή δεν κατέστει δυνατό να προμηθευτούμε ηλεκτροκαρδιογράφο, οι βασικές ηλεκτρονικές συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν τελικά είναι ένα **Ηλεκτρονικό Σφυγμομανόμετρο** για την καταγραφή της πίεσης και μια **Κάρτα Ανάκτησης Δεδομένων** (**Data Acquisition Card**) ώστε να αναπτυχθεί η διασύνδεση με τον υπολογιστή.

5.1 Ηλεκτρονικό Σφυγμομανόμετρο

5.1.1 Γενικά

Για την ανάκτηση του καρδιακού πιεστικού σήματος έγινε χρήση μίας ηλεκτρονικής συσκευής η οποία το λάμβανε από το άτομο και το μετέτρεπε σε ηλεκτρικό σήμα. Η συσκευή αυτή ονομάζεται **Ηλεκτρονικό Σφυγμομανόμετρο** και η λειτουργία της στηρίζεται κατά βάση στην λειτουργία του σφυγμομανομέτρου Riva-Rocci. Μία εξωτερική άποψη του σφυγμομανομέτρου φαίνεται στο Σχήμα 23.

Σχήμα 23. Εξωτερική άποψη του Ηλεκτρονικού Σφυγμομανομέτρου

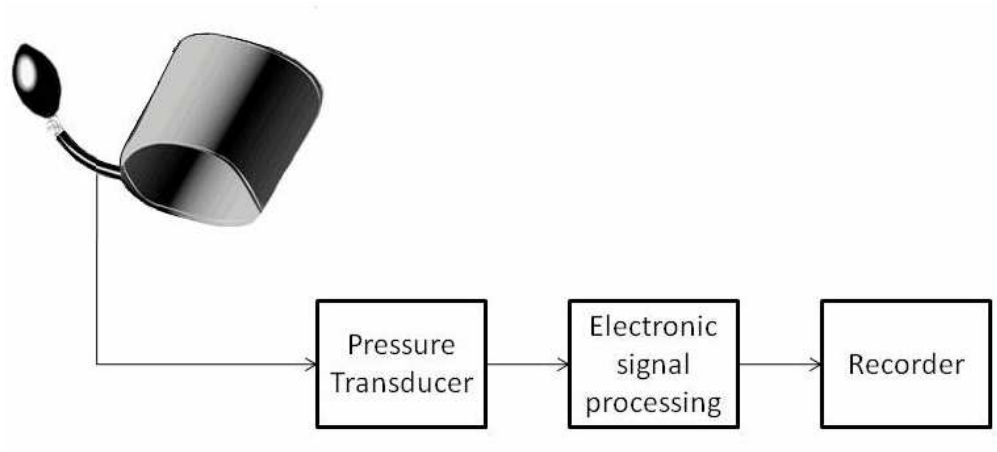
5.1.2 Κατασκευή και Λειτουργία

Η κατασκευή του συγκεκριμένου σφυγμομανομέτρου έγινε στα πλαίσια μίας γενικότερης ερευνητικής δουλειάς πάνω στη σχέση που υπάρχει ανάμεσα στην τιμή της κυματομορφής της πίεσης στα σημεία της συστολικής και της διαστολικής με το πλάτος του σήματος πίεσης όταν η αρτηρία είναι πλήρως κλεισμένη [36].

Η γενική ιδέα για την σχέση που υπάρχει ανάμεσα στην τιμή της κυματομορφής της πίεσης στα σημεία της συστολικής και της διαστολικής με το πλάτος του σήματος πίεσης όταν η αρτηρία είναι πλήρως κλεισμένη είναι ότι τα χρονικά

σημεία της συστολικής και διαστολικής πίεσης ενός ατόμου είναι συνάρτηση των χαρακτηριστικών του καρδιακού πιεστικού σήματος του ατόμου αυτού. Δηλαδή, υπάρχει σαφής και στατιστικά ορθός συσχετισμός μεταξύ του πλάτους του σήματος της αρτηριακής πίεσης και των σχετιζόμενων με αυτό ήχων Korotkoff.

Η παραπάνω σχέση οδήγησε στην υλοποίηση ενός σφυγμομανομέτρου, το οποίο χρησιμοποιώντας έναν ευαίσθητο πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα και κατάλληλο κύκλωμα επεξεργασίας σήματος λαμβάνει το καρδιακό πιεστικό σήμα από ένα άτομο και βγάζει ως έξοδο την κυματομορφή της πίεσης ως αναλογικό ηλεκτρικό σήμα [36]. Ένα απλό σχηματικό διάγραμμα λειτουργίας με τα βασικότερα μέρη φαίνεται στο Σχήμα 24.

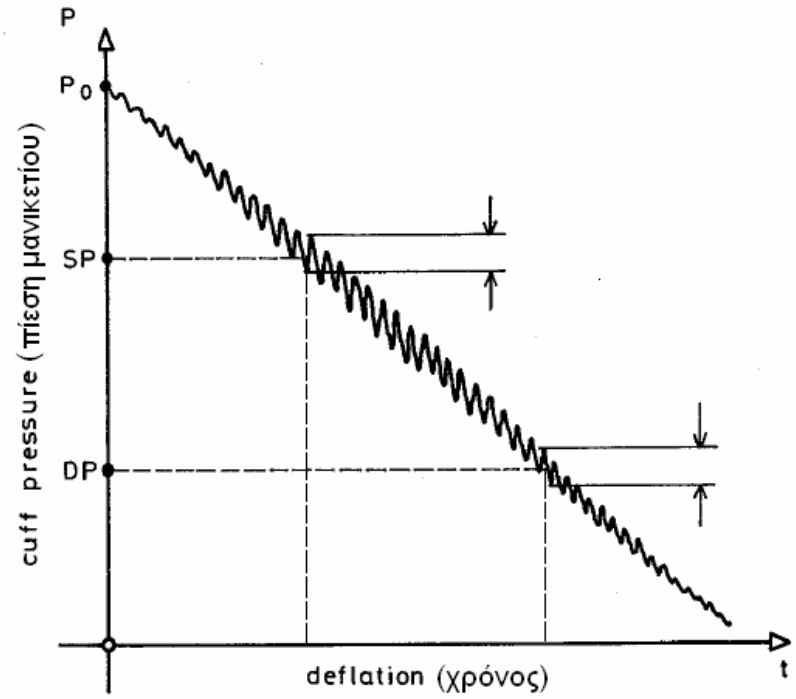


Σχήμα 24. Απλό σχηματικό διάγραμμα σφυγμομανομέτρου

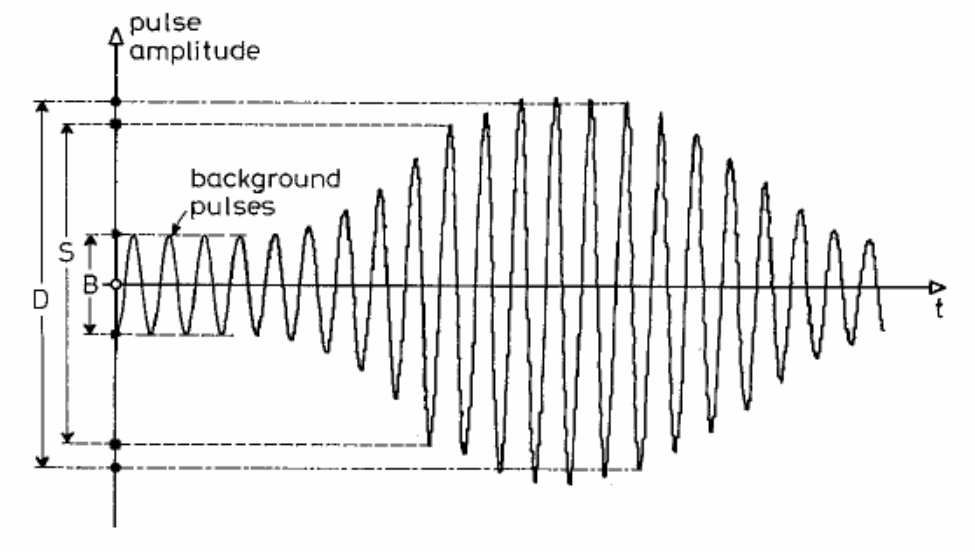
Αναλυτικότερα, η διαδικασία λειτουργίας είναι η εξής. Αρχικά, φουσκώνεται το περιβραχιόνιο μέχρι μία μέγιστη πίεση, που διαφέρει από άτομο σε άτομο (ανάλογα την ηλικία, το φύλο, τη φυσική κατάσταση κτλ) ώστε να επιτευχθεί η ελάχιστη δυσφορία κατά την σύσφιξη του περιβραχιονίου. Υπάρχει δυνατότητα τριών τιμών μέγιστης πίεσης, 160, 200 και 240 mmHg. Για να επιτευχθεί αυτό, έχει προσαρμοστεί ένας κατάλληλος διακόπτης αλλαγής στην μονάδα επεξεργασίας σήματος. Όταν κατά την αύξηση της αρχικής πίεσης ξεπεραστεί αυτό το όριο, ένα κόκκινο LED ανάβει για να προειδοποιήσει για αυτό. Στην αρχική αυτή πίεση του περιβραχιονίου η αρτηρία έχει κλείσει εντελώς. Τότε ανιχνεύεται από τον μετατροπέα ένα μικρό σήμα παλμού το οποίο οφείλεται στην συνεχιζόμενη αντλητική λειτουργία της καρδιάς. Αυτοί οι μικροί παλμοί την στιγμή αυτή ονομάζονται **background pulses.** Όταν ξεκινά να ελατώνεται σταδιακά η πίεση στο περιβραχιόνιο (η πίεση περνά από το μέγιστο σημείο και συνεχώς ελαττώνεται

– το κόκκινο LED σβήνει και ανάβει ένα πράσινο για να δείξει τη έναρξη της μέτρησης), το αίμα ξεκινά να περνά σιγά σιγά όλο και περισσότερο από την αρτηρία, οπότε και το πλάτος των παραπάνω παλμών σταδιακά αυξάνεται. Αν εφαρμοστεί ταυτόχρονα ένα στηθοσκόπιο, την χρονική στιγμή όπου το πλάτος ξεκινά να αυξάνεται, ουσιαστικά θα ακούγονταν οι πρώτοι ήχοι Korotkoff, που σημαίνει το σημείο όπου εμφανίζεται η συστολική πίεση. Καθώς η πίεση του περιβραχιονίου συνεχίζει να μειώνεται το πλάτος των παλμών πέφτει, αφού η αρτηρία σιγά σιγά επανέρχεται στα φυσιολογικά επίπεδα. Την χρονική στιγμή όπου οι παλμοί ξεκινούν να πέφτουν απότομα, θα ακούγονταν οι τελευταίοι ήχοι Korotkoff, που σημαίνει το σημείο όπου εμφανίζεται η διαστολική πίεση [37].

Η έξοδος του σφυγμομανομέτρου κατά την προηγούμενη διαδικασία συνίσταται σε 2 αναλογικά σήματα. Το ένα αποτελείται από το σήμα των παλμών που αυξάνονται και μειώνονται έχοντας προστεθεί η συνολική πίεση του περιβραχιονίου (**DC + AC σήμα**). Το άλλο είναι μόνο το σήμα των παλμών (**AC σήμα**). Το σήμα DC + AC, μαζί με τα σημειωμένα σημεία της μέγιστης πίεσης (**Po**), της συστολικής (**SP**) και της διαστολικής πίεσης (**DP**) παρουσιάζεται γραφικά στο Σχήμα 25. Το AC σήμα, με σημειωμένες τις χρονικές στιγμές όπου παρουσιάζονται η συστολική (**S**), η διαστολική πίεση (**D**) καθώς και το πλάτος των background pulses (**B**) παρουσιάζεται στο Σχήμα 26 [37].

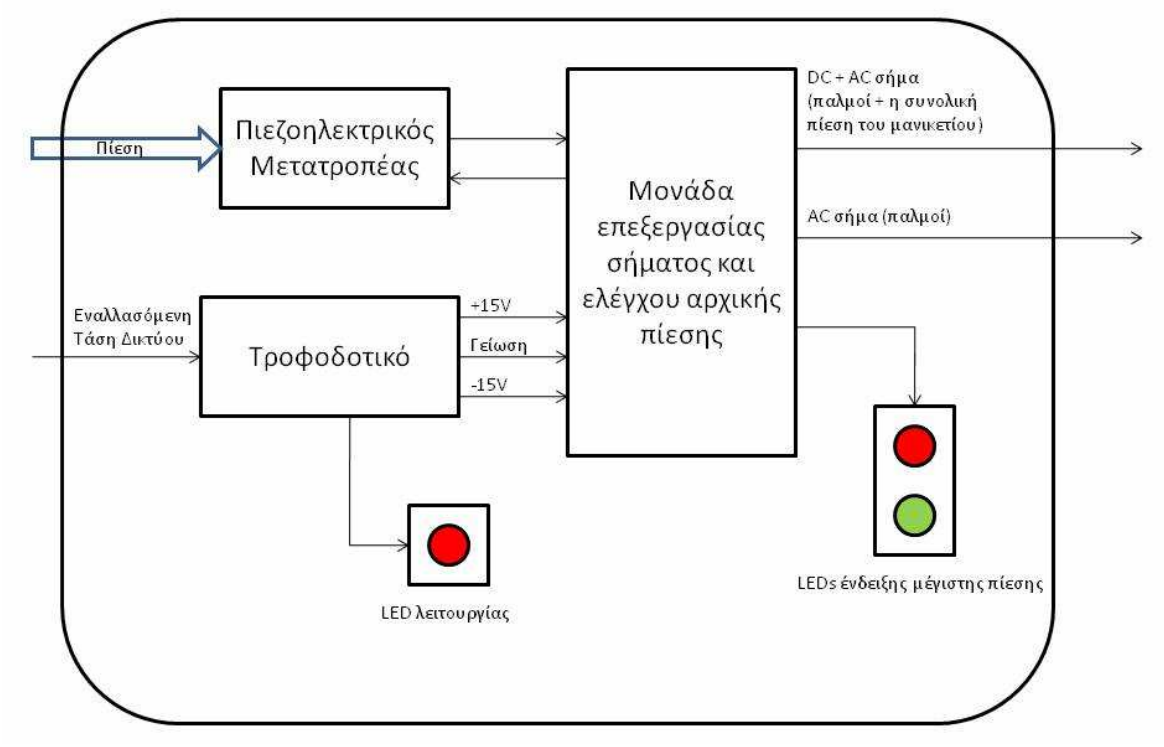


Σχήμα 25. DC + AC σήμα εξόδου σφυγμομανομέτρου

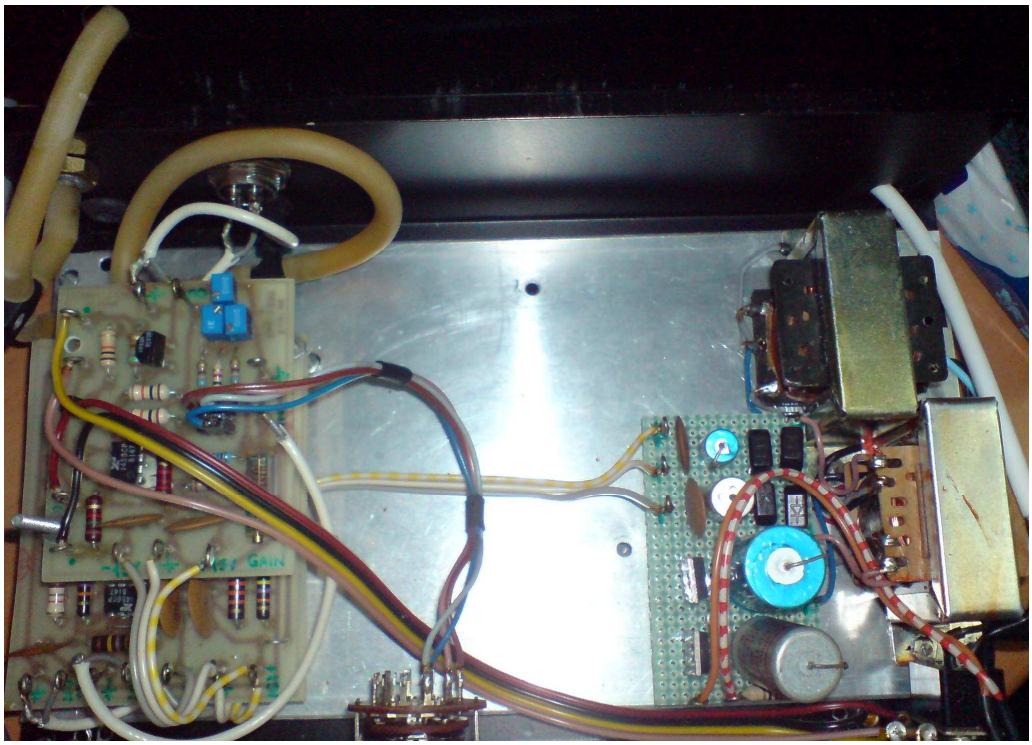


Σχήμα 26. AC σήμα εξόδου σφυγμομανομέτρου

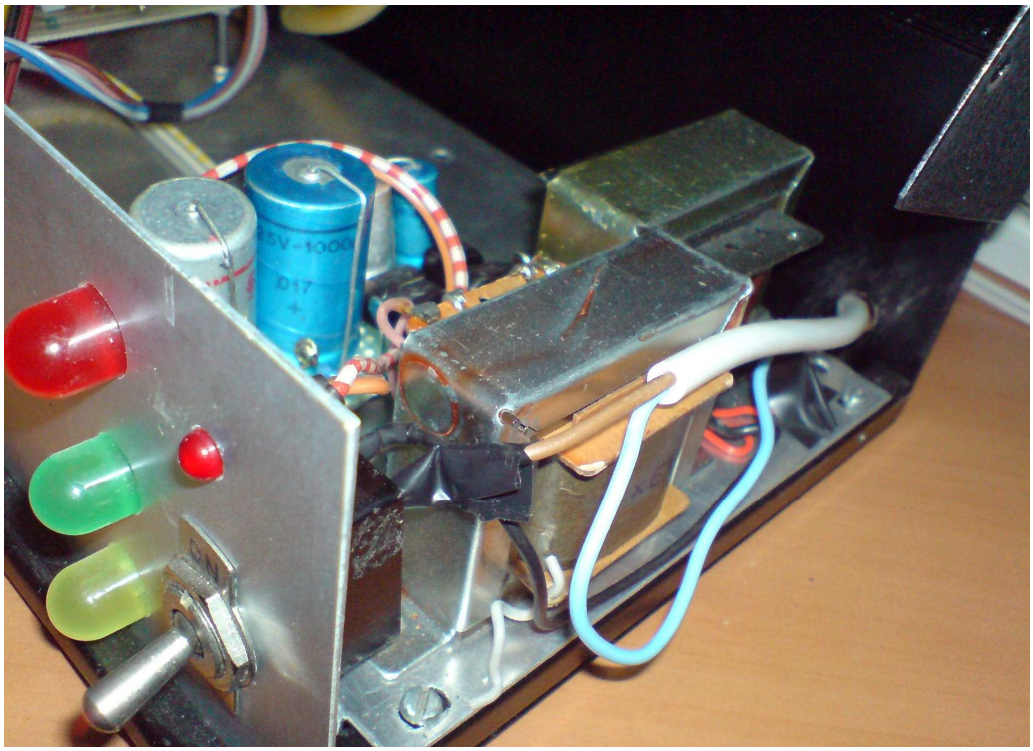
Για την λειτουργία του σφυγμομανομέτρου, εκτός από τον πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα (ο οποίος είναι ένα υβριδικό ολοκληρωμένο κύκλωμα **LX 1602 G,** σε συνδεσμολογία γέφυρας σε ισορροπία), κατασκευάστηκε κατάλληλο τροφοδοτικό, ώστε να υπάρχει τροφοδοσία της μονάδας επεξεργασίας σήματος με σταθερή τάση +15 V και -15 V. Επίσης, χρησιμοποιήθηκε ένα όργανο μηχανικής ένδειξης της πίεσης, το οποίο δείχνει κάθε φορά την συνολική πίεση του περιβραχιονίου και είναι συνδεδεμένο ανάμεσα στο περιβραχιόνιο και τον πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα [37]. Ένα block diagram του σφυγμομανομέτρου, στο οποίο φαίνεται η ροή τόσο της πίεσης, όσο και των αναλογικών σημάτων, παρουσιάζεται στο Σχήμα 27. Επίσης, στα Σχήματα 28, 29 και 30 φαίνεται μία άποψη από το εσωτερικό του σφυγμομανομέτρου.



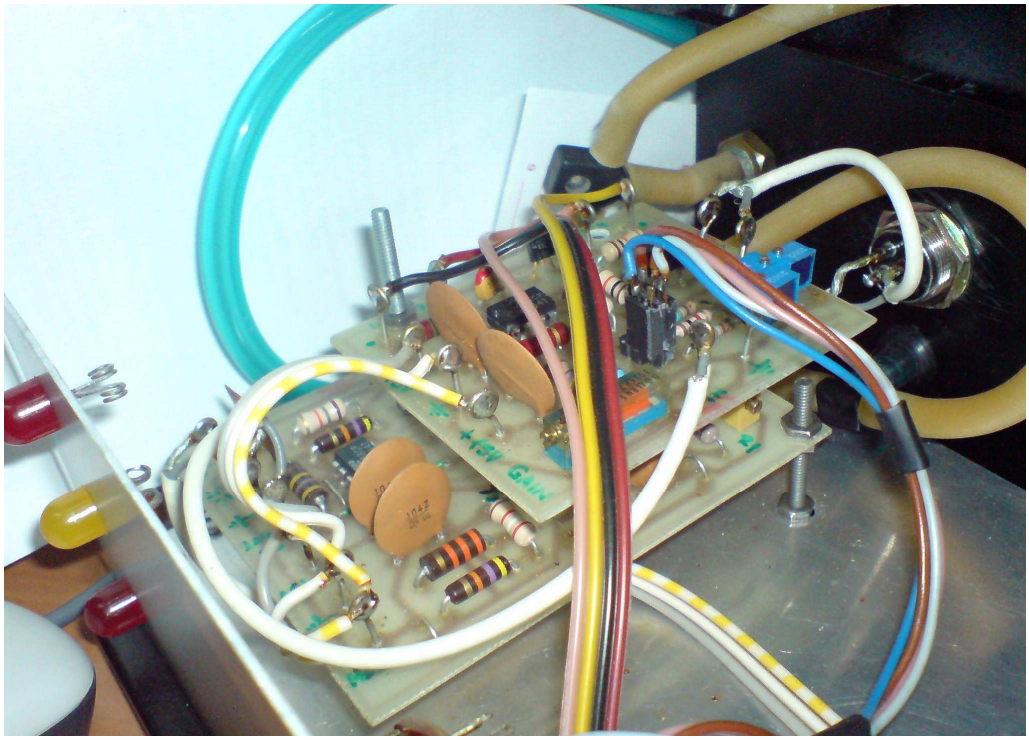
Σχήμα 27. Block Diagram σφυγμομανομέτρου



Σχήμα 28. Εσωτερική άποψη σφυγμομανομέτρου



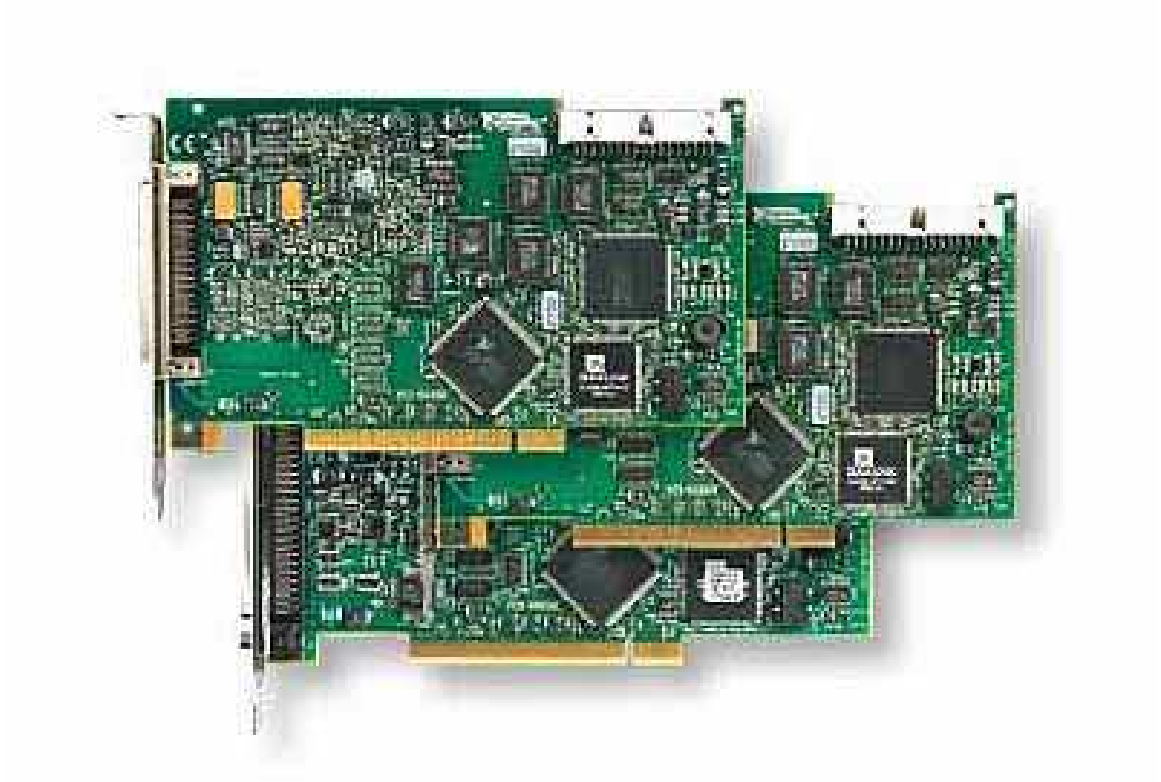
Σχήμα 29. Το τροφοδοτικό στο εσωτερικό του σφυγμομανομέτρου



Σχήμα 30. Η μονάδα επεξεργασίας σήματος στο εσωτερικό του σφυγμομανομέτρου

5.2 Κάρτα Ανάκτησης Δεδομένων (DAQ Card)

Για την διασύνδεση του Ηλεκτρονικού Σφυγμομανομέτρου με τον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή και τη δειγματοληψία του πιεστικού σήματος έγινε χρήση της Κάρτας Ανάκτησης Δεδομένων **(Data Acquisition Card – DAQ Card) PCI-6024E** της εταιρίας **National Instruments.** Η κάρτα φαίνεται στο Σχήμα 31.



Σχήμα 31. Η κάρτα PCI-6024E της National Instruments

Η κάρτα τοποθετήθηκε σε μία ελεύθερη θύρα PCI του υπολογιστή και κατόπιν εγκαταστάθηκαν οι απαραίτητοι οδηγοί (**drivers**) (γίνεται εκτενέστερη αναφορά παρακάτω), ώστε να αναγνωριστεί από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Όπως σε όλες τις κάρτες της συγκεκριμένης εταιρίας, παρέχονται πολλαπλά κανάλια τόσο για αναλογική είσοδο όσο και για αναλογική έξοδο. Επίσης, δίνεται η δυνατότητα, με τη βοήθεια των ήδη έτοιμων βιβλιοθηκών (αλλά και με την προαιρετική χρήση του προγράμματος LabVIEW), σχετικά εύκολης επικοινωνίας με την κάρτα. Έχοντας τις βιβλιοθήκες αυτές υλοποιημένες (αναλύονται περισσότερο στο κεφάλαιο των αλγορίθμων), η κατασκευή των προγραμμάτων διεπαφής καθίσταται βατή κι έτσι αυξάνεται ο διαθέσιμος χρόνος για ανάλυση και

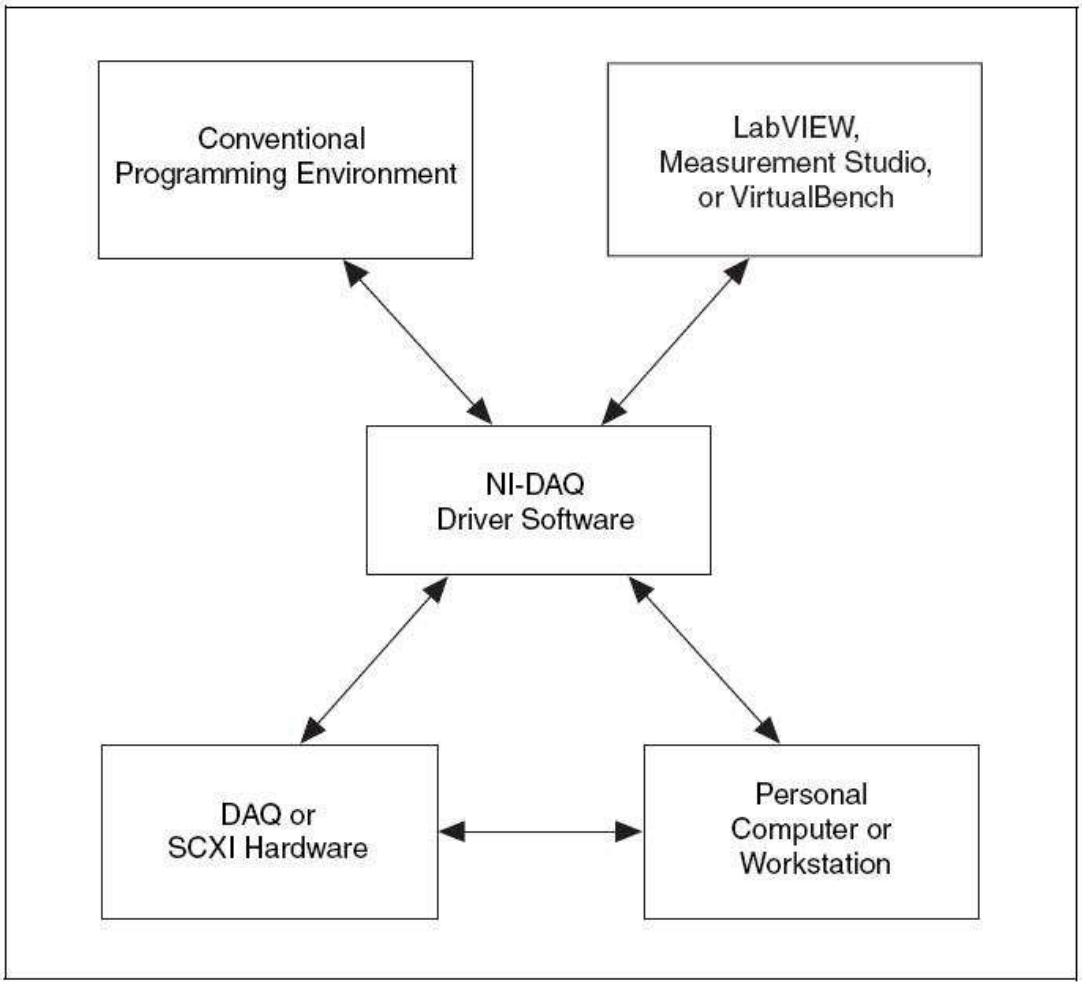
επεξεργασία του ίδιου του βιοσήματος (στην προκειμένη περίπτωση του πιεστικού).

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, έγινε χρήση της κάρτας PCI-6024E, η οποία ανήκει στην οικογένεια καρτών 6023E, 6024E και 6025E. Η 6025E έχει 16 κανάλια (8 διαφορικής σύνδεσης) για αναλογική είσοδο, 2 κανάλια για αναλογική έξοδο, διεπαφή 100 pins και 32 γραμμές για ψηφιακό I/O. **Η 6024E έχει 16 κανάλια για αναλογική είσοδο, 2 κανάλια για αναλογική έξοδο, διεπαφή 68 pins και 8 γραμμές για ψηφιακό I/O.** Η 6023E είναι πανομοιότυπη με την 6024E με την διαφορά ότι δεν υποστηρίζει αναλογική έξοδο [38].

5.2.1 Λογισμικό και Προγραμματισμός Κάρτας

Το λογισμικό οδηγών (**drivers**) ονομάζεται **Ni-DAQ** και είναι διαθέσιμο στην ιστοσελίδα της εταιρίας [34]. Το **Ni-DAQ** εμπεριέχει τις εκτενείς λειτουργικές βιβλιοθήκες συναρτήσεων, που αναφέρθηκαν παραπάνω, οι οποίες μπορούν να κληθούν από το περιβάλλον προγραμματισμού της εφαρμογής που κατασκευάζεται για την επικοινωνία. Αυτές οι συναρτήσεις περιλαμβάνουν ρουτίνες για αναλογική είσοδο (A/D conversion), ανάκτηση δεδομένων και την εισαγωγή σε buffers (high-speed A/D conversion), αναλογική έξοδο (D/A conversion), παραγωγή κυματομορφών (timed D/A conversion), ψηφιακό I/O, λειτουργία μετρητών/χρονιστών, self-calibration και ανάκτηση δεδομένων σε μνήμη. Το **Ni-DAQ** επίσης εσωτερικά δύναται να διαχειριστεί αρκετές δύσκολες επιλογές διεπαφής μεταξύ του υπολογιστή και της κάρτας, όπως ο προγραμματισμός για interrupts και DMA controllers [40].

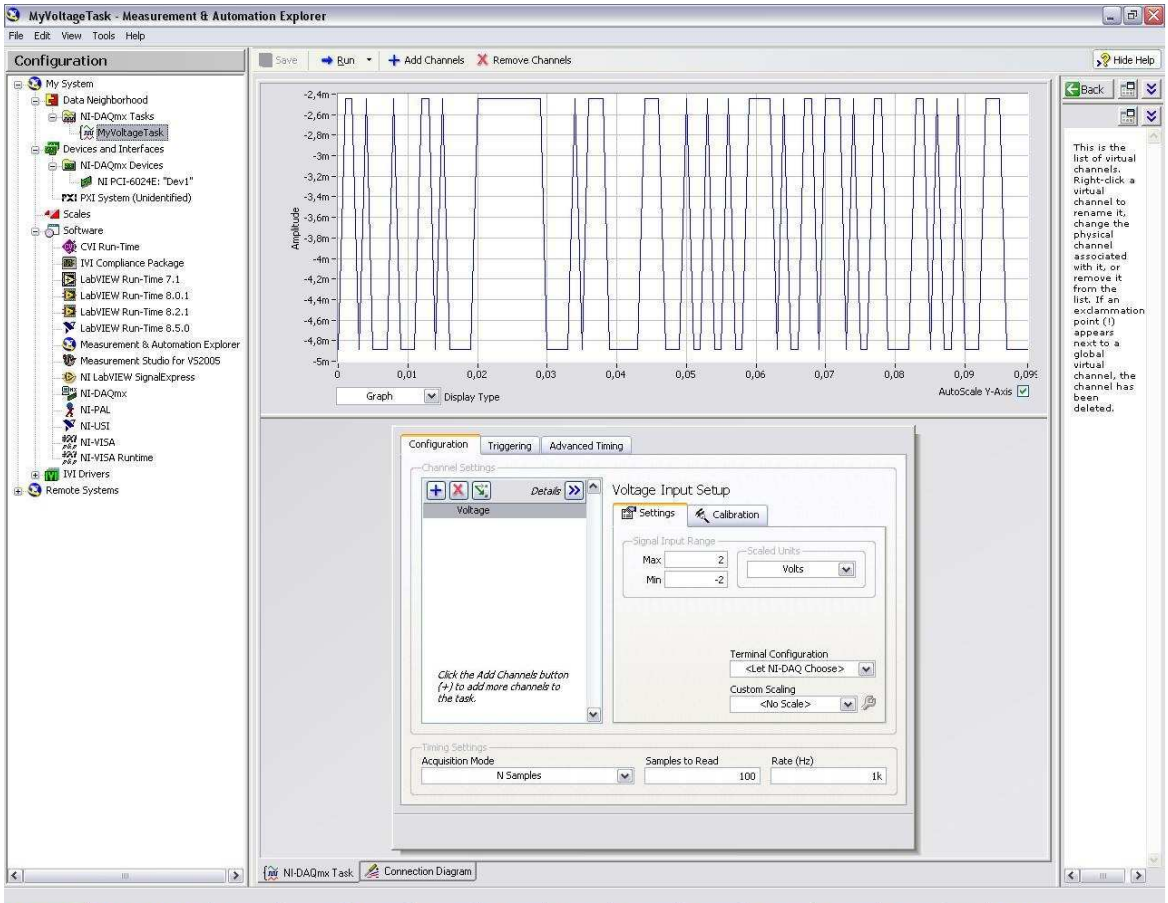
Το Ni-DAQ δίνει την δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης του κώδικα του σχεδιαστή (με λίγες αλλαγές) όταν γίνεται μετάβαση από μια παλαιότερη έκδοση του σε μια νεότερη. Είτε κατα τη χρήση συμβατικών γλωσσών προγραμματισμού (όπως στην περίπτωση της παρούσας εργασίας, όπως θα αναλυθεί στο κεφάλαιο για τους αλγορίθμους) είτε των ενσωματωμένων εφαρμογών διαχείρισης της κάρτας της National Instruments, ο κώδικας (εφαρμογή) του σχεδιαστή χρησιμοποιεί το λογισμικό οδηγών Ni-DAQ, όπως φαίνεται στο Σχήμα 32.



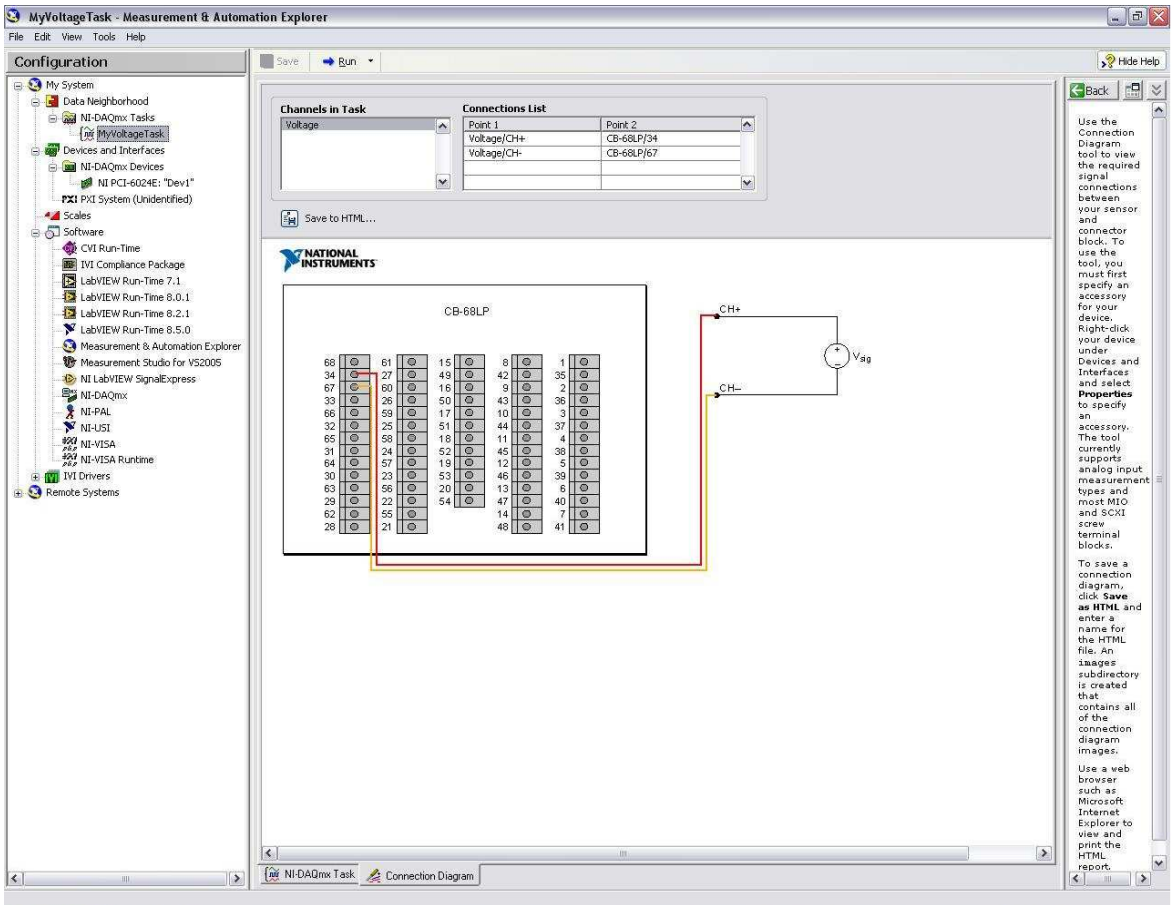
Σχήμα 32. Σχέση Προγραμματιστικού Περιβάλλοντος, Ni-DAQ και κάρτας

Μαζί με την εγκατάσταση του Ni-DAQ στον υπολογιστή, εγκαθίσταται και η εφαρμογή **MAX** (**Measurement and Automation Explorer**). Η εφαρμογή αυτή είναι απαραίτητη για να διαπιστωθεί και να τελειοποιηθεί η σύνδεση της κάρτας με τον υπολογιστή αλλά και να τεθούν τα κανάλια τα οποία θα χρησιμοποιηθούν. Γενικά, το περιβάλλον αυτό παρέχει πρόσβαση στην κάρτα PCI-6024E. Μπορεί να διαχειριστεί συνδεδεμένες συσκευές, το software της National Instruments που είναι εγκατεστημένο, εικονικά κανάλια ή tasks για το testing της κάρτας. Επίσης, μπορεί να εκτελέσει configuration για το λογισμικό IVI (Interchange Virtual Instrument) για εικονικές συνδεδεμένες συσκευές αλλά και να εισάγει/εξάγει configuration files σε συνδεδεμένες συσκευές. Με την βοήθεια του MAX έγινε η σύνδεση και αναγνώριση της κάρτας από τον υπολογιστή που χρησιμοποιήθηκε στο σύστημα, εκτελέστηκαν αρκετά testings με τα εικονικά κανάλια που παρείχε

για την πιστοποίηση της ορθής λειτουργίας της και τέλος το αρχικό calibration της κάρτας ώστε να μειωθεί το σφάλμα κατά την δειγματοληψία του σήματος της πίεσης (A/D conversion – αναλύεται στο κεφάλαιο των αλγορίθμων). Δύο ενδεικτικά screenshots του λογισμικού MAX φαίνονται στα Σχήματα 33 και 34 [41].



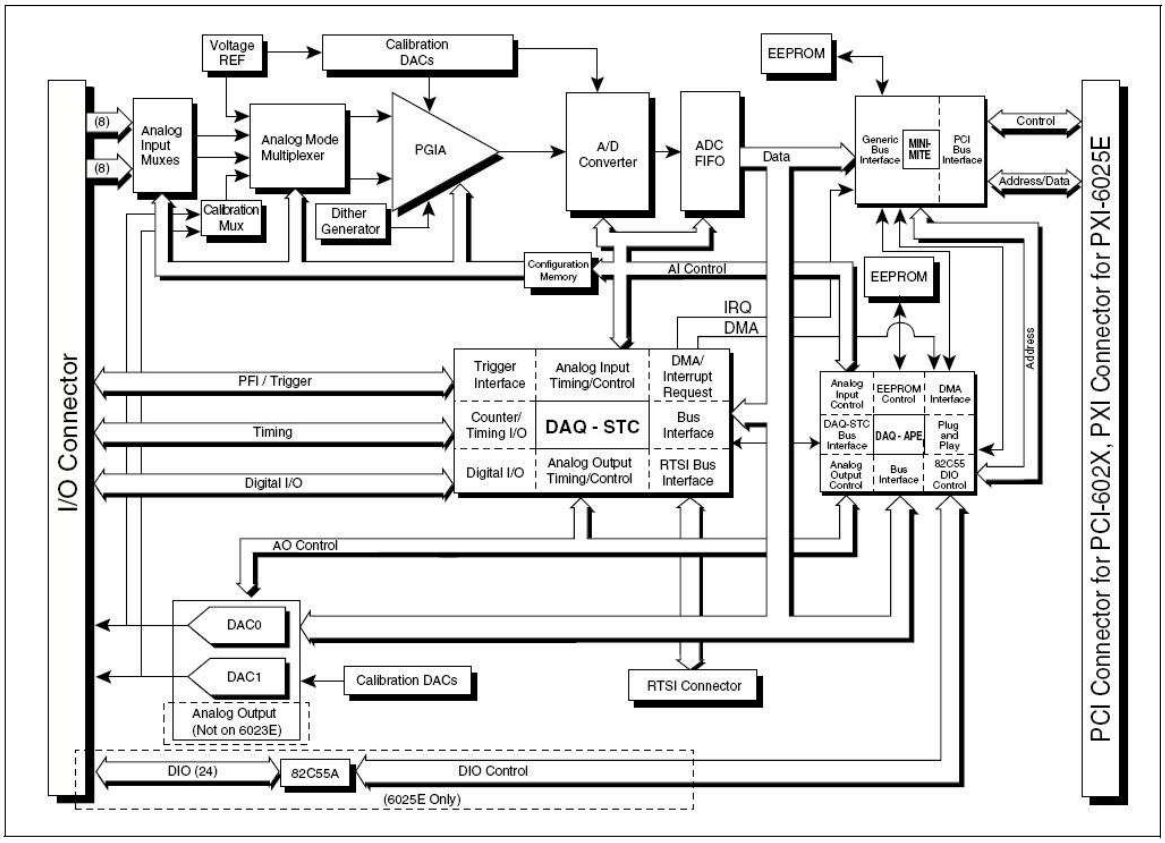
Σχήμα 33. Το MAX σε σύνδεση με την κάρτα, με τυχαίο εικονικό κανάλι ως είσοδο



Σχήμα 34. Σύνδεση εικονικής συσκευής στην κάρτα μέσω του MAX για testing

5.2.2 Κατασκευή και Υποσυστήματα

Η κατασκευή της κάρτας δεν είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη. Τα πιο βασικά μέρη της είναι ο ενισχυτής PGIA μετά την είσοδο, ο A/D converter, καθώς και το DAQ-STC για την διαχείριση των triggers και του ψηφιακού I/O. Ο ενισχυτής PGIA έχει ακρίβεια 12 με 16 bits ακόμα και σε γρήγορες σαρώσεις αναλογικών εισόδων. Για το settling χρειάζεται περίπου 10 με 12 μs. Ο A/D converter ουσιαστικά αποτελεί την καρδιά της κάρτας, αφού είναι το κύκλωμα που εκτελεί την δειγματοληψία του αναλογικού σήματος και το μετατρέπει σε ψηφιακό. Τέλος, το DAQ-STC σύστημα έχει να κάνει με τους μετρητές και τους χρονισμούς της κάρτας. Προσφέρει χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, μεγάλη λειτουργικότητα και χαμηλό κόστος σε σχέση με άλλα chips μετρητών/χρονισμού. Αποτελείται από 10 counters/timers χωρισμένους σε συγκεκριμένες ομάδες οι οποίες ελέγχουν αναλογικές εισόδους, αναλογικές εξόδους αλλά και ανεξάρτητες λειτουργίες χρονισμού/μετρητών. Το συνολικό block diagram της κάρτας παρουσιάζεται στο Σχήμα 35.



Σχήμα 35. Block Diagram της οικογένειας καρτών PCI-602x

5.2.3 Διασύνδεση και Λειτουργία

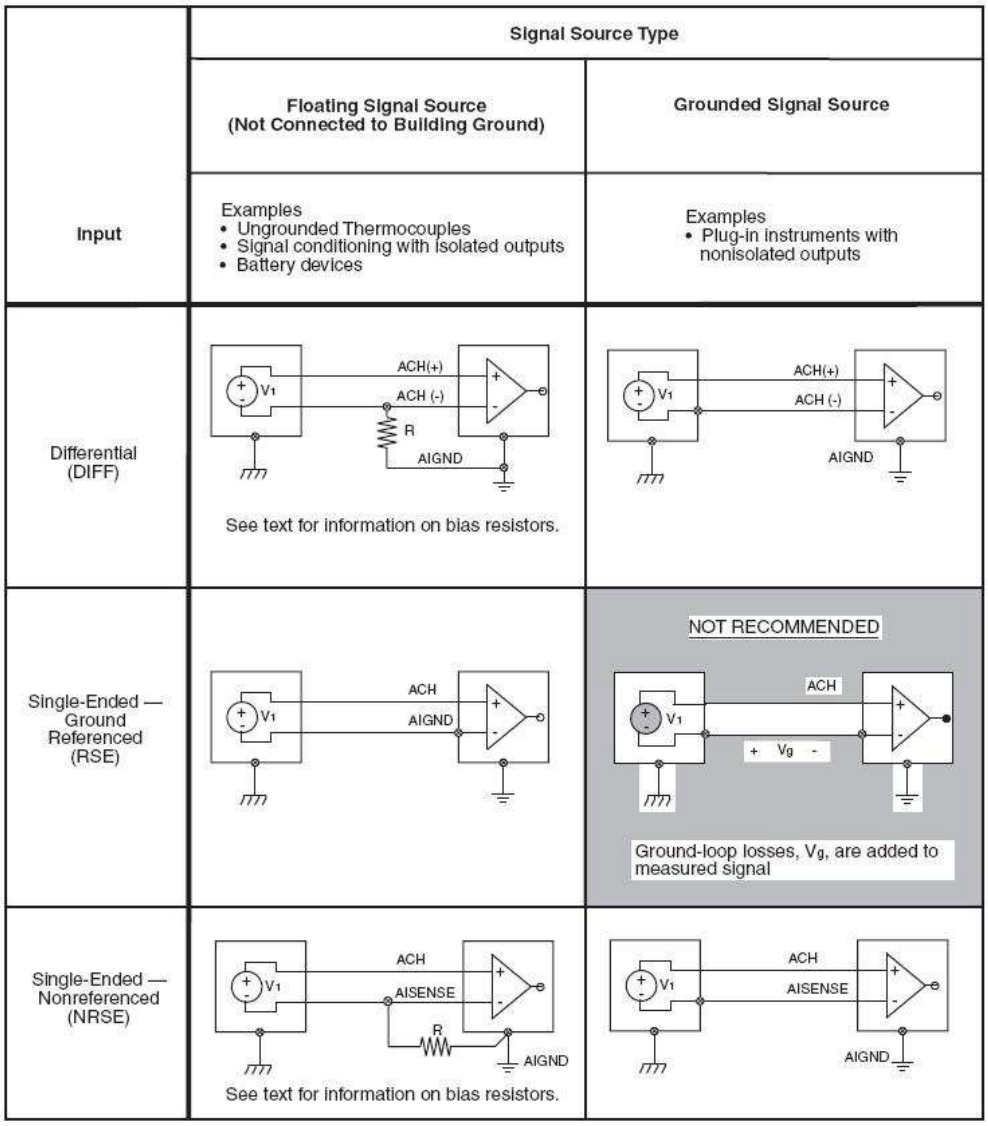
Η 6024E παρέχει τρία είδη σύνδεσης εισόδων:

- **Nonreferenced single-ended** (**NRSE**)
- **Referenced single-ended (RSE)**
- **Differential (DIFF)**

Οι single-ended επιλογές παρέχουν 16 κανάλια για είσοδο. Η differential παρέχει 8 κανάλια. Γενικά, τα κανάλια εισόδου προγραμματίζονται με βάση την ανάλυση «ανά κανάλι», ακόμα και σε μετρήσεις με πολλαπλά κανάλια. Δηλαδή, είναι δυνατό να υπάρχουν σε ταυτόχρονη σύνδεση 12 κανάλια, εκ των οποίων 4 differential και 8 single-ended. Οι παραπάνω τρόποι σύνδεσης περιγράφονται στα Σχήματα 36 και 37 [40].

Configuration	Description
DIFF	A channel configured in DIFF mode uses two analog input lines. One line connects to the positive input of the programmable gain instrumentation amplifier (PGIA) of the device, and the other connects to the negative input of the PGIA.
RSE	A channel configured in RSE mode uses one analog input line, which connects to the positive input of the PGIA. The negative input of the PGIA is internally tied to analog input ground (AIGND).
NRSE	A channel configured in NRSE mode uses one analog input line, which connects to the positive input of the PGIA. The negative input of the PGIA connects to analog input sense (AISENSE).

Σχήμα 36. Περιγραφή τρόπων σύνδεσης εισόδου



Σχήμα 37. Κυκλωματικά διαγράμματα του κάθε τρόπου σύνδεσης

Στη σύνδεση που υλοποιήθηκε για τις ανάγκες τις παρούσας διπλωματικής εργασίας, ο τρόπος που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο NRSE ώστε να αποφευχθούν ενδεχόμενα προβλήματα και απώλειες κατά την μέτρηση λόγω **βρόχγου γείωσης**.

Η κάρτα 6024E έχει ένα μεταβαλλόμενο εύρος τιμών εισόδου (**bipolar input range**) το οποίο αλλάζει ανάλογα με τη ρύθμιση του κέρδους (**gain**) του ενισχυτή. Έτσι, κατά την κατασκευή της εφαρμογής για μέτρηση και δειγματοληψία από τον σχεδιαστή, κάθε κανάλι εισόδου μπορεί να προγραμματιστεί με κατάλληλο gain ώστε να μεγιστοποιηθεί η ανάλυση. Στον Πίνακα 1 παρουσιάζονται τα κέρδη, με το εύρος ανάλογα με το κάθε κέρδος, καθώς και η ακρίβεια.

Πίνακας 1. Κέρδη, εύρος εισόδου/κέρδος, ακρίβεια

Gain	Input Range	Precision[1]
0.5	–10 to +10 V	4.88 mV
1.0	–5 to +5 V	2.44 mV
10.0	–500 to +500 mV	244.14 μV
100.0	–50 to +50 mV	24.41 μV

[1] The value of 1 LSB of the 12-bit ADC; that is, the voltage increment corresponding to a change of one count in the ADC 12-bit count.

Τέλος, η σύνδεση της κάρτας με «τον έξω κόσμο», έγινε με τη βοήθεια ενός πρόσθετου εξαρτήματος, του **CB-68LP,** το οποίο φαίνεται στο Σχήμα 38. Το συγκεκριμένο εξάρτημα επιτρέπει την άμεση σύνδεση καλωδίων εισόδου στην κάρτα, χρησιμοποιώντας κλέμες.

Σχήμα 38. Το εξάρτημα CB-68LP

Ο I/O connector της κάρτας 6024E παρουσιάζεται στο Σχήμα 39.

ACH8	34	68	ACH0
ACH1	33	67	AIGND
AIGND	32	66	ACH9
ACH10	31	65	ACH2
ACH3	30	64	AIGND
AIGND	29	63	ACH11
ACH4	28	62	AISENSE
AIGND	27	61	ACH12
ACH13	26	60	ACH5
ACH6	25	59	AIGND
AIGND	24	58	ACH14
ACH15	23	57	ACH7
DAC0OUT	22	56	AIGND
DAC1OUT	21	55	AOGND
RESERVED	20	54	AOGND
DIO4	19	53	DGND
DGND	18	52	DIO0
DIO1	17	51	DIO5
DIO6	16	50	DGND
DGND	15	49	DIO2
+5 V	14	48	DIO7
DGND	13	47	DIO3
DGND	12	46	SCANCLK
PFI0/TRIG1	11	45	EXTSTROBE*
PFI1/TRIG2	10	44	DGND
DGND	9	43	PFI2/CONVERT*
+5 V	8	42	PFI3/GPCTR1_SOURCE
DGND	7	41	PFI4/GPCTR1_GATE
PFI5/UPDATE*	6	40	GPCTR1_OUT
PFI6/WFTRIG	5	39	DGND
DGND	4	38	PFI7/STARTSCAN
PFI9/GPCTR0_GATE	3	37	PFI8/GPCTR0_SOURCE
GPCTR0_OUT	2	36	DGND
FREQ_OUT	1	35	DGND

Σχήμα 39. Ο I/O connector της κάρτας 6024E

6. Αλγόριθμοι Συστήματος

Στο κεφάλαιο αυτό αναλύονται οι αλγόριθμοι που υλοποιήθηκαν για το σύστημα, τόσο από πλευράς σημασίας όσο και σε επίπεδο συναρτήσεων, ώστε να είναι το σύστημα πιο εύκολα επαναχρησιμοποιήσιμο. Γενικά, υλοποιήθηκε ένας αλγόριθμος επικοινωνίας με την κάρτα DAQ και δειγματοληψίας του καρδιακού πιεστικού σήματος και ένας αλγόριθμος συσχέτισης του πιεστικού σήματος με το καρδιογράφημα και κατηγοριοποίησης των αποτελεσμάτων σε buffers-ομάδες ανά ασθένεια.

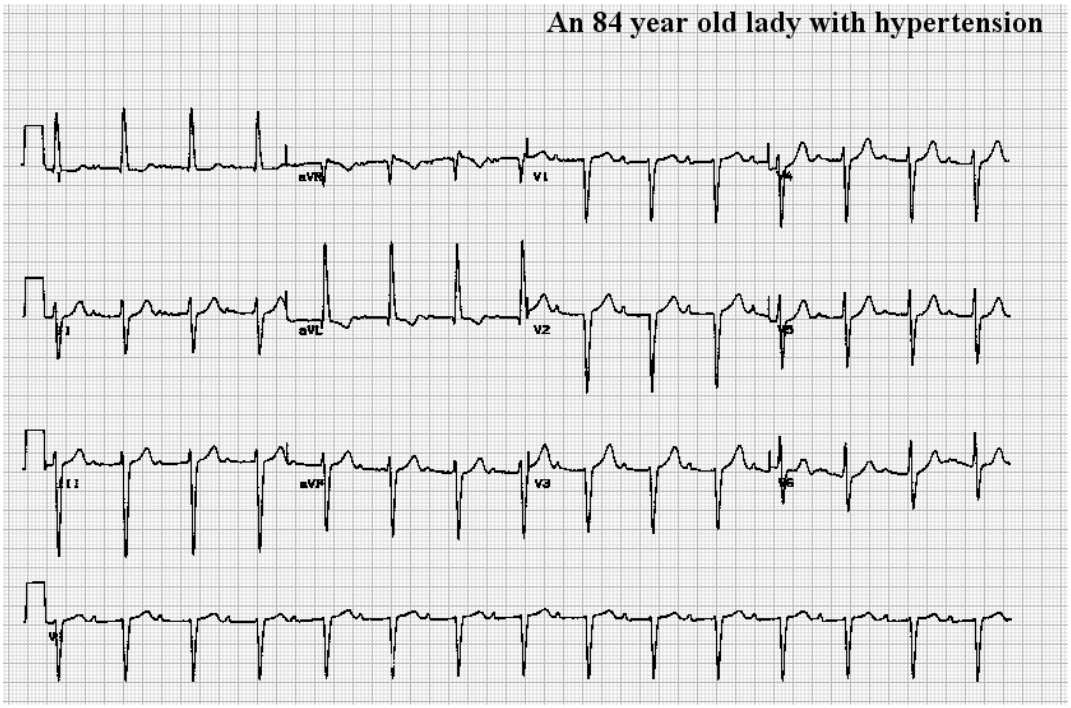
Εδώ, θα πρέπει να σημειωθούν τα εξής:

- Λόγω της αδυναμίας να βρεθούν αρκετοί εθελοντές από τους οποίους να ληφθούν μετρήσεις (και υγιείς αλλά κυρίως ασθενείς) έγινε κατορθωτό να κατασκευαστούν μόνο δυο κύριες ομάδες (όπως αναφέρεται και στο υποκεφάλαιο των δεδομένων). Μια ομάδα για υγιείς και μία ομάδα για μια συγκεκριμένη παθολογία.
- Εξαιτίας του γεγονότος ότι δεν κατέστει δυνατό να βρεθεί καρδιογράφος, ώστε να μπορεί να γίνεται ταυτόχρονη λήψη του πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος στον υπολογιστή, έγινε χρήση έτοιμων εικόνων καρδιογραφήματος τόσο για την ομάδα των υγιών όσο και για την ομάδα των ασθενών.

6.1 Δεδομένα - Προεπεξεργασία

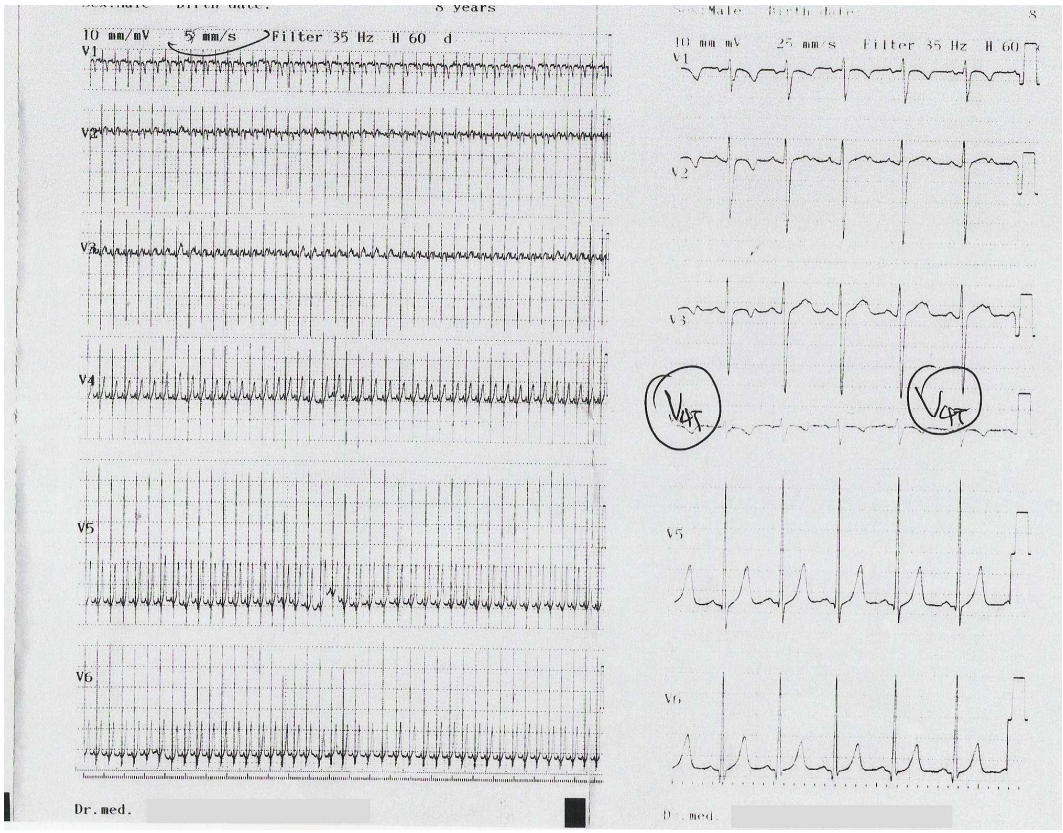
6.1.1 Δεδομένα

Έγιναν μετρήσεις του καρδιακού πιεστικού σήματος από 15 υγιείς ανθρώπους και 2 ασθενείς, οι οποίοι έπασχαν από υπέρταση με ενδεχόμενη υπερτροφία αριστερής κοιλίας. Οι μετρήσεις αυτές έγιναν με το ηλεκτρονικό σφυγμομανόμετρο σε σύνδεση με την κάρτα DAQ χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο δειγματοληψίας που θα αναλυθεί παρακάτω. Χρησιμοποιήθηκε επίσης μία εικόνα πιεστικού σήματος από άνθρωπο με υπέρταση και ενδεχόμενη υπερτροφία αριστερής κοιλίας καθώς και εικόνες καρδιογραφημάτων τόσο από υγιείς όσο και από ανθρώπους με υπέρταση και υπερτροφία αριστερής κοιλιάς. Οι εικόνες των ασθενών (και η εικόνα του πιεστικού σήματος, αλλά και οι εικόνες των καρδιογραφημάτων) ανακτήθηκαν από το διαδίκτυο. Μία εικόνα καρδιογραφήματος ασθενούς παρουσιάζεται στο Σχήμα 40 [42].



Σχήμα 40. Καρδιογράφημα ασθενούς με υπέρταση & υπερτροφία αριστερής κοιλίας

Οι εικόνες των καρδιογραφημάτων για τους υγιείς ήταν εικόνες σε χαρτί οι οποίες σαρώθηκαν και εισήχθησαν στον υπολογιστή. Μία τέτοια εικόνα φαίνεται στο Σχήμα 41.



Σχήμα 41. Εικόνα καρδιογραφήματος υγιούς ανθρώπου

6.1.2 Προεπεξεργασία

Οι τιμές του πιεστικού σήματος του λαμβάνονται από το σφυγμομανόμετρο δεν χρειάζονται καμία προεπεξεργασία, αφού όπως θα αναλυθεί στον αλγόριθμο δειγματοληψίας αποθηκεύονται απευθείας σε αρχείο.

Η εξαγωγή τιμών από τις εικόνες (και για τα καρδιογραφήματα και για την εικόνα του πιεστικού) έγινε με τη βοήθεια του προγράμματος **CISMM Plot Extractor,** που αναπτύχθηκε από το **Center for Computer Integrated Systems for Microscopy and Manipulation** (**CISMM**) του Τμήματος Επιστήμης Υπολογιστών του Πανεπιστημίου της Βόρειας Καρολίνας.[43] Αφού έγιναν οι απαραίτητες μικροεπεμβάσεις με το MS Paint ή/και το Adobe Photoshop ώστε να γίνει ευκρινέστερο το σήμα αυτό καθαυτό με τον λιγότερο δυνατό «θόρυβο», κάθε εικόνα υπέστη επεξεργασία με το **CISMM Plot Extractor** ώστε να προκύψουν οι τιμές του γραφήματος. Ουσιαστικά, το πρόγραμμα αυτό εκτελεί «δειγματοληψία» στο γράφημα της εικόνας ανάλογα με τις τιμές των αξόνων της οποίες εισάγει ο

χρήστης. Επειδή η κάθε εικόνα ήταν διαφορετική από την άλλη, δεν ήταν κάθε φορά δυνατή η δειγματοληψία με την ίδια συχνότητα. Έτσι, αφού προκύψουν οι τιμές της κάθε εικόνας, γίνεται η κατάλληλη χρονική επεξεργασία σε αυτές ώστε να επιτευχθεί τόσο η ίδια συχνότητα δειγματοληψίας, όσο και η ίδια διάρκεια με το αντίστοιχο καρδιακό πιεστικό σήμα. Τέλος, οι τιμές αποθηκεύονται σε διανύσματα ώστε να είναι έτοιμες για την επεξεργασία με τον αλγόριθμο της συσχέτισης.

6.2 Δειγματοληψία Καρδιακού Πιεστικού Σήματος

6.2.1 Θεωρία

Γενικά, στην επεξεργασία σήματος ο όρος **δειγματοληψία** αναφέρεται στη μετατροπή ενός **συνεχούς** σήματος σε **διακριτό**. Συνήθως, τα συνεχή σήματα σχετίζονται με τον χρόνο. Δηλαδή, η συνέχειά τους αναφέρεται στο χρόνο (συνεχή σήματα στο χρόνο – **αναλογικά** σήματα). Έτσι, κατά τη δειγματοληψία λαμβάνει χώρα η παραγωγή μιας ακολουθίας δειγμάτων (τιμή του συνεχούς σήματος σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή) η οποία αποτελεί ένα σήμα που ορίζεται για κάποιες συγκεκριμένες τιμές του χρόνου και μπορεί να ονομαστεί **διακριτό** σήμα στο χρόνο [44].

Έστω το αναλογικό σήμα **x(t)** το οποίο μεταβάλλεται στο χρόνο. Η διαδικασία της δειγματοληψίας του περιγράφεται από τον τύπο 2.

$$x(t) \rightarrow x[n] = x(nT) \tag{2}$$

όπου:

x(t) το αναλογικό σήμα

x[n] το διακριτό σήμα

x(nT) η ακολουθία των διακριτών τιμών του x(t) για κάθε χρονική στιγμή nT

T_S η περίοδος δειγματοληψίας

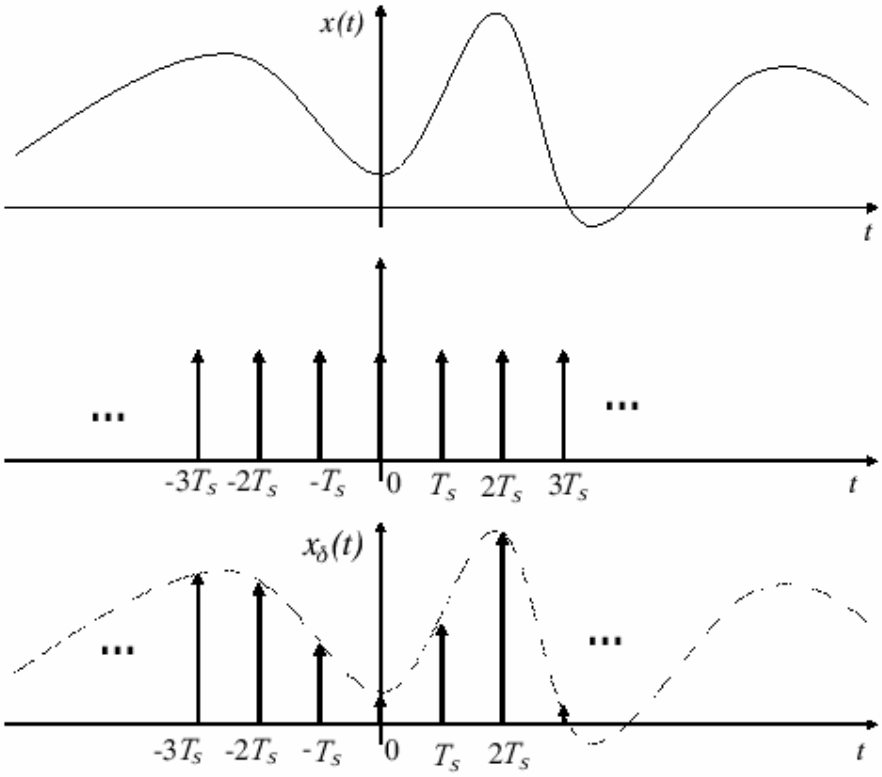
Η περίοδος δειγματοληψίας T αναφέρεται στο «κάθε πόσο χρόνο» λαμβάνεται ένα δείγμα. Το άμεσο μέγεθος με το οποίο σχετίζεται (το οποίο είναι και περισσότερο γνωστό) είναι η **συχνότητα δειγματοληψίας f_S**, που δίνεται από τον τύπο 3. [45]

$$f_S = \frac{1}{T_S} \tag{3}$$

Η διαδικασία της δειγματοληψίας συνίσταται στον πολλαπλασιασμό ενός σήματος x(t) με τη συνάρτηση χτένι $\sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - T_S)$, όπου T_S είναι η περίοδος

δειγματοληψίας. Η όλη διαδικασία απεικονίζεται στο Σχήμα 42. Το σήμα που προκύπτει αποτελείται από μία σειρά κρουστικών παλμών (τοποθετημένων σε πολλαπλάσια της περιόδου δειγματοληψίας) των οποίων το πλάτος έχει πολλαπλασιασθεί με τις τιμές του σήματος κατά τις χρονικές στιγμές δειγματοληψίας, δηλαδή [46]:

$$x_\delta(t) = x(t) \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - nT_S) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(nT_S)\delta(t - nT_S) \tag{4}$$



Σχήμα 42. Διαδικασία δειγματοληψίας

Για την επιτυχή επανακατασκευή του αναλογικού σήματος από τα δείγματα που λαμβάνονται πρέπει να τηρείται το πολύ γνωστό **Θεώρημα Nyquist-Shannon** το οποίο εγγυάται ότι τα φραγμένα όσον αφορά τη συχνότητα (band-limited) αναλογικά σήματα μπορούν να ανακατασκευαστούν πλήρως αν η συχνότητα δειγματοληψίας είναι τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος, στην αναπαράσταση του στο πεδίο των συχνοτήτων. Δηλαδή:

$$f_S > 2B \tag{5}$$

όπου:

f_S η συχνότητα δειγματοληψίας

B το εύρος ζώνης

6.2.2 Ο αλγόριθμος δειγματοληψίας

Για τον αλγόριθμο δειγματοληψίας του πιεστικού σήματος που προέρχεται από το σφυγμομανόμετρο κατασκευάστηκε ένα πρόγραμμα σε γλώσσα C++ το οποίο εκτελούσε τόσο την επικοινωνία με την κάρτα DAQ, όσο και την παραγωγή των κυματομορφών των σημάτων της πίεσης μέσω του περιβάλλοντος της MATLAB.

Για να γίνει η δειγματοληψία των 2 σημάτων της πίεσης που προέρχονται από το σφυγμομανόμετρο και η παραγωγή του γραφήματος για το κάθε ένα ακολουθείται η παρακάτω διαδικασία, που παρουσιάζεται και γραφικά στο Σχήμα 43:

1. Εγκαθίδρυση επικοινωνίας του προγράμματος με την κάρτα DAQ

2. Λήψη 2 τιμών από το σήμα ac με συχνότητα δειγματοληψίας 30 Hz

3. Λήψη 2 τιμών από το σήμα ac+dc με συχνότητα δειγματοληψίας 30 Hz

4. Επανάληψη των 2, 3 για 700 φορές, ώστε να προκύψουν στο τέλος 1400 δείγματα από το κάθε σήμα.

5. Τερματισμός της επικοινωνίας με την κάρτα DAQ

6. Αποθήκευση των τιμών των δύο σημάτων πίεσης, καθώς και της αντίστοιχης χρονικής στιγμής σε αρχείο txt ώστε να χρησιμοποιηθούν αργότερα

7. Εγκαθίδριση επικοινωνίας με το περιβάλλον της MATLAB

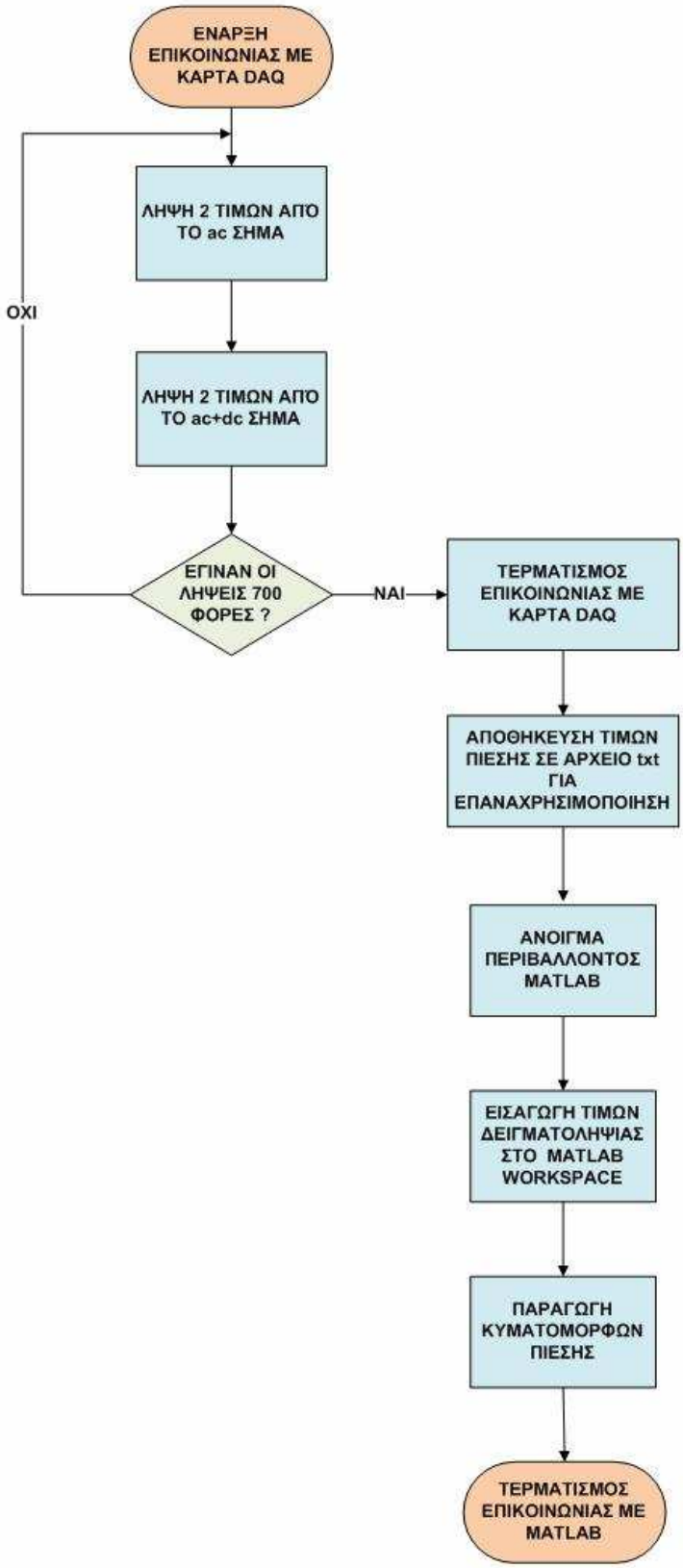
8. Εισαγωγή των δεδομένων της πίεσης και του χρόνου στο workspace της MATLAB

9. Παραγωγή των 2 κυματομορφών του πιεστικού σήματος σε σχέση με το χρόνο

10. Τερματισμός της επικοινωνίας με το περιβάλλον της MATLAB και γενικός τερματισμός εκτέλεσης

Η συχνότητα δειγματοληψίας επιλέχτηκε να είναι 30 Hz για να είναι αρκετά μεγαλύτερη από τη μέγιστη συχνότητα του σήματος της πίεσης. Το σήμα της πίεσης έχει συχνότητα περίπου 1 με 1,5 Hz.

Επίσης, εξαιτίας της ύπαρξης ενός μόνο A/D converter στην κάρτα DAQ δεν ήταν δυνατή η πραγματικά ταυτόχρονη λήψη και των δύο σημάτων της πίεσης. Αναγκαστικά, σε κάθε χρονική στιγμή δειγματοληψίας θα πρέπει να προκύπτει ένα δείγμα. Έτσι, γίνεται η εξής παραδοχή/προσέγγιση:
έχοντας περίοδο δειγματοληψίας 1/30 =~ 0,033 sec και λαμβάνοντας 2 δείγματα από κάθε σήμα εναλλάξ, ο χρόνος μεταξύ των 2 δειγμάτων από το ένα σήμα είναι πολύ μεγαλύτερος από τον χρόνο που μεσολαβεί μεταξύ της «αλλαγής» από το ένα σήμα στο άλλο. Έτσι, ο δεύτερος χρόνος μπορεί να θεωρηθεί αμελητέος σε σχέση με τον πρώτο κι έτσι να επιτευχθεί μια «ταυτόχρονη» δειγματοληψία των 2 σημάτων με μια απλή ολίσθηση (shifting) των τιμών του δεύτερου κατά μια θέση δεξιά (αργότερα) το οποίο μπορεί εύκολα να αντιμετωπιστεί στο διάνυσμα όπου αποθηκεύονται.



Σχήμα 43. Διάγραμμα ροής (Flow Chart) του αλγορίθμου δειγματοληψίας

Για να επιτευχθεί η επικοινωνία με την κάρτα DAQ έγινε χρήση της βιβλιοθήκης του Ni-DAQ, **NIDAQmx.h**. Για την επικοινωνία με την MATLAB και την εκτέλεση εντολών MATLAB από τον κώδικα C++ έγινε χρήση της βιβλιοθήκης **engine.h** [47]. Παρακάτω παρουσιάζεται η λειτουργία των κυριότερων συναρτήσεων του προγράμματος που υλοποιήθηκε:

- **DAQmxCreateTask**
  Δημιουργία ενός νέου task για την κάρτα, εγκαθίδρυση επικοινωνίας

- **DAQmxCreateAIVoltageChan**
  Δημιουργία και configuration του καναλιού αναλογικής εισόδου τάσης

- **DAQmxCfgSampClkTiming**
  Εισαγωγή παραμέτρων δειγματοληψίας

- **DAQmxStartTask**
  Έναρξη του προκαθορισμένου από την DAQmxCreateTask task

- **DAQmxReadAnalogF64**
  Ανάγνωση δεδομένων για το προκαθορισμένο task, από το προκαθορισμένο κανάλι και αποθήκευση τους σε διάνυσμα

- **DAQmxStopTask**
  Τερματισμός του προκαθορισμένου από την DAQmxCreateTask task

- **mxCreateDoubleMatrix**
  Δημιουργία ενός άδειου πίνακα από double αριθμούς στο workspace της MATLAB

- **engPutArray**
  Εισαγωγή ενός πίνακα που ήδη υπάρχει σε έναν άδειο πίνακα που έχει προκαθοριστεί από την mxCreateDoubleMatrix στο workspace της MATLAB

- **engEvalString**

  Εκτέλεση μιας εντολής MATLAB στο περιβάλλον της MATLAB από τον κώδικα C++

- **engOutputBuffer**

  Συνάρτηση λήψης της/των εξόδου/ων από την MATLAB

6.3 Συσχέτιση Πιεστικού Σήματος και Καρδιογραφήματος

6.3.1 Θεωρία

Γενικά στην επιστήμη, ο όρος **συσχέτιση** (συχνά στους υπολογισμούς συναντείται ως συντελεστής συσχέτισης) αναφέρεται στην ποσότητα που δείχνει την ενδεχόμενη εξάρτηση μεταξύ δύο τυχαίων μεταβλητών. Συχνά, χρησιμοποιείται για να καταδείξει το αν υπάρχει η όχι γραμμική σχέση ανάμεσα σε δύο τυχαίες μεταβλητές. Υπάρχουν αρκετοί τύποι συντελεστών συσχέτισης, οι οποίοι χρησιμοποιούνται ευρέως σε διάφορους τομείς της επιστήμης, ανάλογα τη φύση των δεδομένων προς επεξεργασία. Στον τομέα της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας και κυρίως στην ανάλυση βιοσημάτων έχει γίνει εκτενείς χρήση των συντελεστών συσχέτισης, όπως φαίνεται και στα [48, 49]. Ένας από τους πιο γνωστούς τύπους συντελεστή συσχέτισης είναι ο **Pearson Correlation Coefficient (PCC)** [50].

Για τις ανάγκες τις παρούσας διπλωματικής εργασίας επιλέχθηκε ο **PCC** ανάμεσα σε άλλους, εξαιτίας αφενός της απλότητας στον υπολογισμό και την εφαρμογή του και αφετέρου της πληθώρας εφαρμογών που ήδη τον χρησιμοποιούν.

Ο PCC συμβολίζεται με το γράμμα **r** και χρησιμοποιείται πολλές φορές για την εύρεση της πιθανής γραμμικότητας ανάμεσα σε δύο τυχαίες μεταβλητές. Λαμβάνει τιμές από το +1 ως το -1. Τιμή ίση με το +1 σημαίνει απόλυτη θετική γραμμική σχέση, τιμή ίση με το -1 σημαίνει απόλυτη αρνητική γραμμική σχέση ενώ τιμή ίση με 0 σημαίνει ότι δεν υπάρχει γραμμική σχέση. Βέβαια, πολύ σπάνια προκύπτουν τιμές +1, -1 ή 0 [51].

Ο PCC για δυο τυχαίες μεταβλητές X, Y ορίζεται ως εξής:
Είναι το γινόμενο των διανυσμάτων που έχουν στοιχεία τις διαφορές της κάθε τιμής των X και Y με τον αντίστοιχο αριθμητικό μέσο, διαιρεμένο δια του γινομένου του πλήθους των τιμών των X και Y επί τις δύο τυπικές αποκλίσεις τους. Ο τύπος από τον οποίο υπολογίζεται ο συντελεστής PCC, καθώς και οι τύποι υπολογισμού των επιμέρους ποσοτήτων που είναι απαραίτητες παρουσιάζονται με την σειρά παρακάτω [50]:

$$r = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(\frac{X_i - \overline{X}}{\sigma_X}\right)\left(\frac{Y_i - \overline{Y}}{\sigma_Y}\right) \tag{6}$$

όπου:

X_i η i-οστή τιμή της X

Y_i η i-οστή τιμή της Y

X-bar ο αριθμητικός μέσος των τιμών της X

Y-bar ο αριθμητικός μέσος των τιμών της Y

σ_X η τυπική απόκλιση των τιμών της X

σ_Y η τυπική απόκλιση των τιμών της Y

n το πλήθος των τιμών των X, Y

Ο **αριθμητικός μέσος**, γνωστός και ως **μέση τιμή** υπολογίζεται από τον τύπο:

$$\overline{X} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} X_i \tag{7}$$

όπου:

X_i η i-οστή τιμή της X

n το πλήθος των τιμών της X

Η **τυπική απόκλιση** των τιμών εκφράζει την διασπορά των τιμών μιας τυχαίας μεταβλητής γύρω από τη μέση τιμή και υπολογίζεται από τον παρακάτω τύπο:

$$\sigma_X = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(X_i - \overline{X})^2} \tag{8}$$

όπου:

X_i η i-οστή τιμή της X

X-bar ο αριθμητικός μέσος των τιμών της X

n το πλήθος των τιμών της X

6.3.2 Ο αλγόριθμος PCC

Ο υπολογισμός των συντελεστών συσχέτισης PCC για κάθε άτομο έδειξε ότι μπορούν να δημιουργηθούν ομάδες συντελεστών τόσο για τους υγιείς εθελοντές, όσο και για τους ασθενείς αφού παρατηρήθηκε ότι οι τιμές των συντελεστών των υγιών είναι αρκετά κοντά μεταξύ τους αλλά σχετικά μακριά σε σχέση με τον ασθενών (οι οποίες ήταν και αυτές αρκετά κοντά μεταξύ τους). Έτσι, την συσχέτιση των τιμών του καρδιακού πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος καθώς και για την ομαδοποίηση των αποτελεσμάτων ανά κατηγορίες υγιών, ασθενών κτλ κατασκευάστηκε ένα πρόγραμμα MATLAB το οποίο εκτελούσε τόσο τον υπολογισμό των συντελεστών PCC για κάθε άτομο, όσο και την ομαδοποίηση ανά κατηγορία υγιών ή ασθενών σε κατάλληλα διανύσματα.

Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την υλοποίηση των παραπάνω παρουσιάζεται παρακάτω, ενώ φαίνεται και γραφικά στο Σχήμα 44.

1. Εισαγωγή των δεδομένων πίεσης και ecg για κάθε άτομο στο workspace της MATLAB

2. Αποθήκευση σε κατάλληλα διανύσματα, ώστε να είναι πιο εύκολος ο υπολογισμός των συντελεστών

3. Υπολογισμός συντελεστή συσχέτισης PCC των τιμών του πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος για ένα άτομο

4. Επανάληψη του παραπάνω υπολογισμού για κάθε άτομο

5. Κατασκευή των πινάκων όπου αποθηκεύονται οι συντελεστές ανά ομάδα (υγιείς, ασθενείς) με κατάλληλο τρόπο ώστε να είναι σαφής η κατασκευή της ομάδας αλλά και να δύνανται να χρησιμοποιηθούν αργότερα για περαιτέρω επεξεργασία

6. Εκτύπωση ομάδων στο επίπεδο

7. Τερματισμός εκτέλεσης προγράμματος MATLAB

Όπως προαναφέρθηκε, μετά τον υπολογισμό των συντελεστών συσχέτισης PCC για όλα τα άτομα, διαπιστώθηκε ότι οι τιμές των συντελεστών των υγιών είναι αρκετά κοντά μεταξύ τους αλλά σχετικά μακριά σε σχέση με τον ασθενών (οι οποίες ήταν και αυτές αρκετά κοντά μεταξύ τους). Έτσι, ακολουθήθηκε η εξής προσέγγιση για την κατασκευή των δυο ομάδων:

Έγινε διαχωρισμός των συντελεστών σε δυο πίνακες (έναν ανά ομάδα) οι οποίοι είχαν 2 στήλες και **m** γραμμές με τέτοιον τρόπο ώστε σε όλες τις γραμμές τους να περιέχονται όλοι οι διατεταγμένοι συνδυασμοί των συντελεστών της εκάστοτε ομάδας ανά δυο. Δηλαδή, προέκυψαν 2 πίνακες τα στοιχεία των οποίων μπορούν να θεωρηθούν συντεταγμένες **m** σημείων στο επίπεδο με την ιδιότητα ότι οι συντεταγμένες τους είναι οι διατεταγμένοι συνδυασμοί ανά δυο των συντελεστών της ομάδας. Όπως είναι φανερό, η τιμή του **m** εξαρτάται από το πλήθος της κάθε ομάδας που δημιουργείται και υπολογίζεται ως εξής:

$$m = \frac{n(n-1)}{2} \tag{9}$$

όπου:

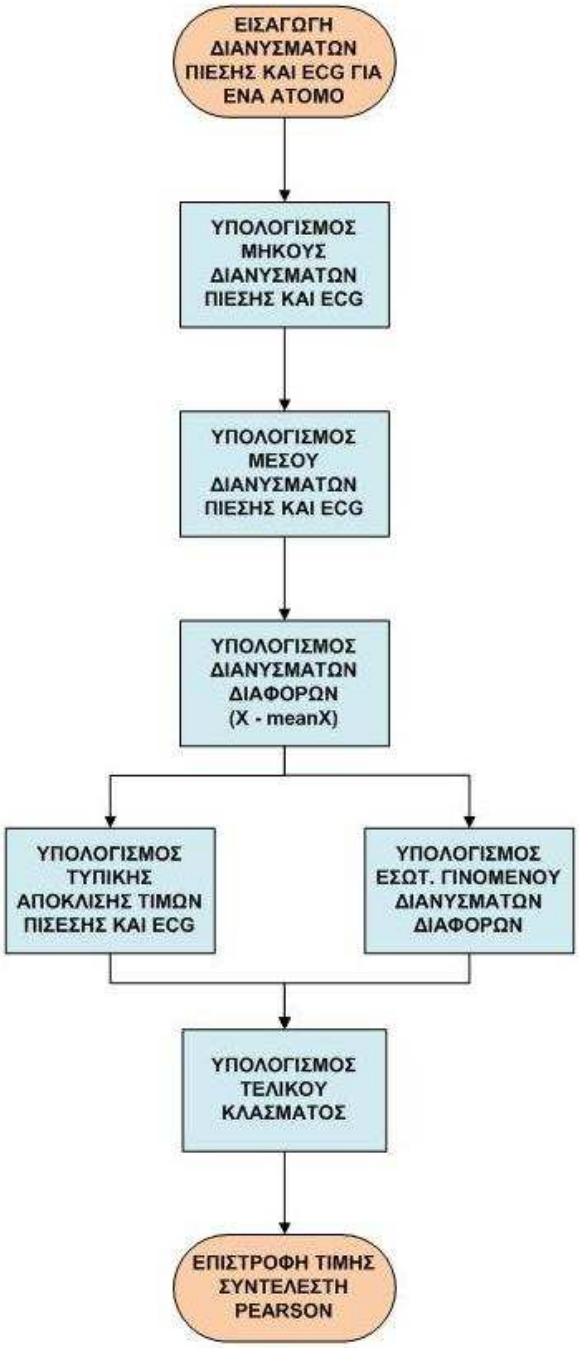
n το πλήθος των συντελεστών (αλλά και των ατόμων) της κάθε ομάδας

Η παραπάνω προσέγγιση παρουσιάζει πλεονεκτήματα όπως: **(α)** καλύτερη αναπαράσταση των ομάδων, **(β)** την ευκολότερη χρήση των ομάδων αργότερα για περαιτέρω επεξεργασία αλλά και **(γ)** τον μειωμένο όγκο των απαιτούμενων μετρήσεων για την μεγέθυνση των υπαρχόντων ομάδων ή/και την κατασκευή πρόσθετων για άλλες ασθένειες (αναλύεται περισσότερο στο κεφάλαιο της μελλοντικής εργασίας), καθώς ο τελικός αριθμός των δεδομένων της κάθε ομάδας είναι πολύ μεγαλύτερος από τον αριθμό των ατόμων της ομάδας.

Σχήμα 44. Flow Chart αλγορίθμου συσχέτισης και δημιουργίας ομάδων

Για τον καθαρό υπολογισμό του συντελεστή συσχέτισης PCC δεν έγινε χρήση έτοιμων συναρτήσεων από το MATLAB, αλλά αναπτύχθηκε από μηδενική βάση, για να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή ακρίβεια και η καλύτερη δυνατή ταχύτητα

στον υπολογισμό ώστε να είναι το σύστημα πιο εύκολα χρησιμοποιήσιμο στο μέλλον με περισσότερες ομάδες ή/και περισσότερα άτομα ανά ομάδα. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε είναι σχετικά απλή, αφού υλοποιήθηκε ο τύπος υπολογισμού σε MATLAB, αποθηκεύθηκε και χρησιμοποιείται στο σύστημα ως ξεχωριστή συνάρτηση. Η διαδικασία παρουσιάζεται και γραφικά στο Σχήμα 45.



Σχήμα 45. Flow Chart αλγορίθμου υπολογισμού συντελεστή PCC

7. Αποτελέσματα

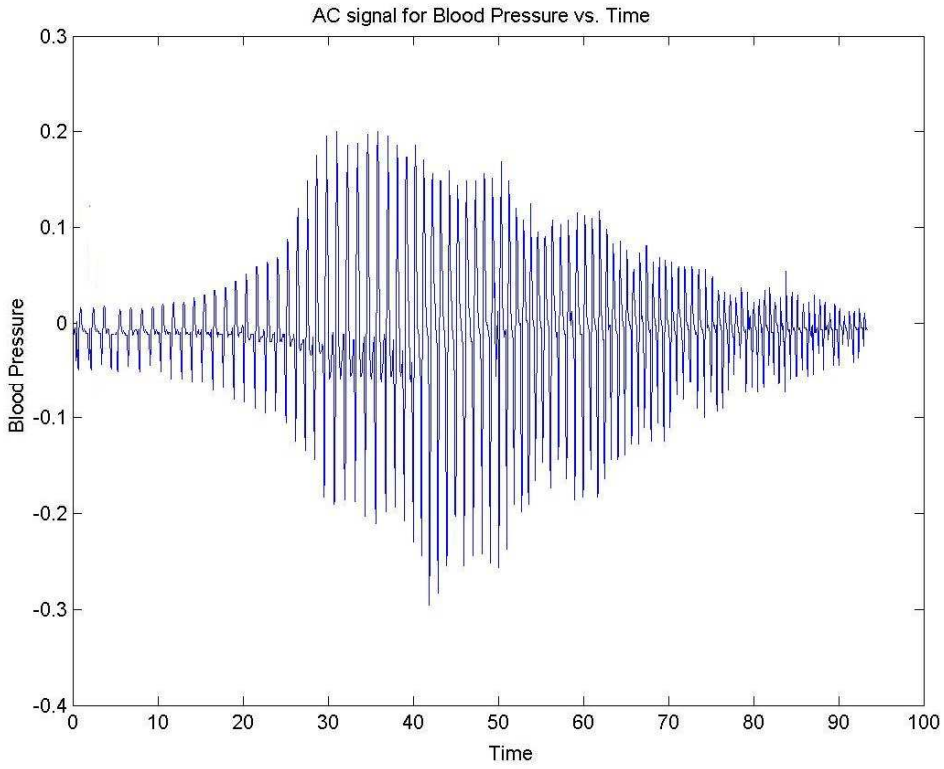
7.1 Αποτελέσματα Δειγματοληψίας

Τα αποτελέσματα της λήψης του καρδιακού πιεστικού σήματος από το κάθε άτομο είναι ιδιαίτερα ικανοποιητικά, αφού οι κυματομορφές που προέκυψαν ήταν πολύ όμοιες με τις θεωρητικές των αναλογικών σημάτων που βγαίνουν από το σφυγμομανόμετρο.

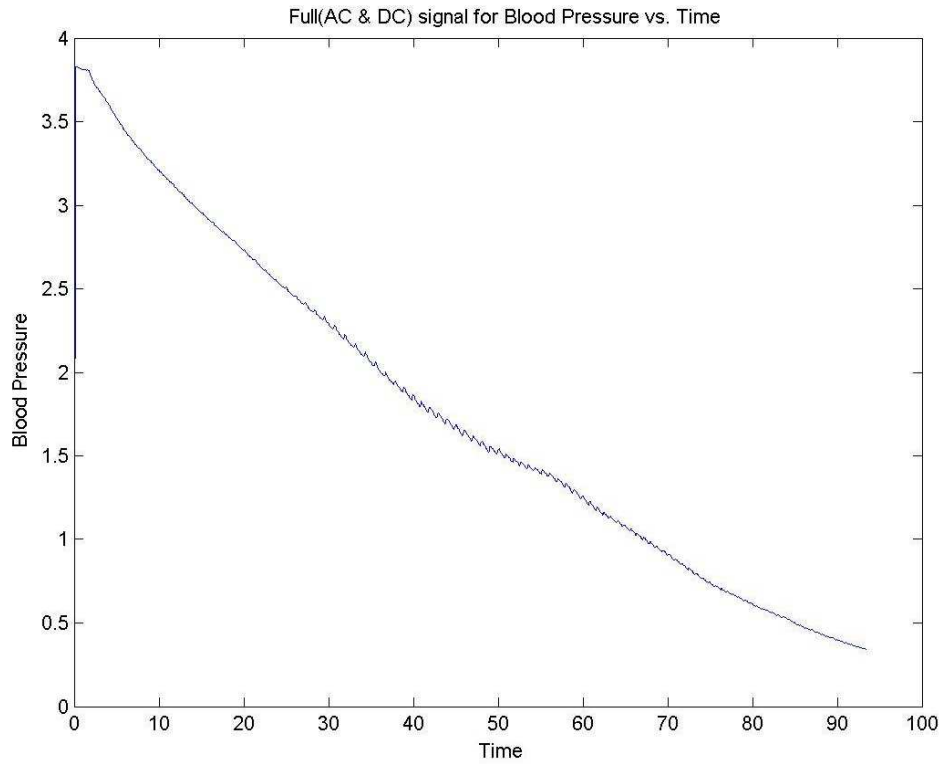
Τα άτομα στα οποία μετρήθηκε η πίεση, ήταν σε καθιστή θέση, με το αριστερό χέρι στο οποίο εφαρμόστηκε το περιβραχιόνιο να ακουμπά σε γραφείο στο ύψος της καρδιάς. Η μέτρηση έγινε από έναν ή δύο παρατηρητές, όπου (στην περίπτωση των δυο) ο ένας χειριζόταν τον υπολογιστή και ο άλλος το σφυγμομανόμετρο. Τα υγιή άτομα από τα οποία πάρθηκαν οι μετρήσεις ήταν ηλικίας μεταξύ των 19 και 26 ετών. Τα άτομα με υπέρταση ήταν σχετικά μεγάλης ηλικίας.

Στις κυματομορφές AC των υγιών ατόμων, φαίνεται αρκετά καθαρά τόσο το σημείο όπου μπορεί να μετρηθεί η συστολική πίεση (η χρονική στιγμή όπου το πλάτος αρχίζει να μεγαλώνει), όσο και το σημείο στο οποίο μπορεί να μετρηθεί η διαστολική πίεση (η χρονική στιγμή όπου το πλάτος αρχίζει να μικραίνει). Το ίδιο ισχύει και στις κυματομορφές AC των ασθενών, οι οποίες βέβαια έχουν κάποια διαφοροποίηση σε σχέση με τις φυσιολογικές, όσον αφορά το πλάτος και τις χρονικές στιγμές όπου μετρώνται η συστολική και η διαστολική πίεση.

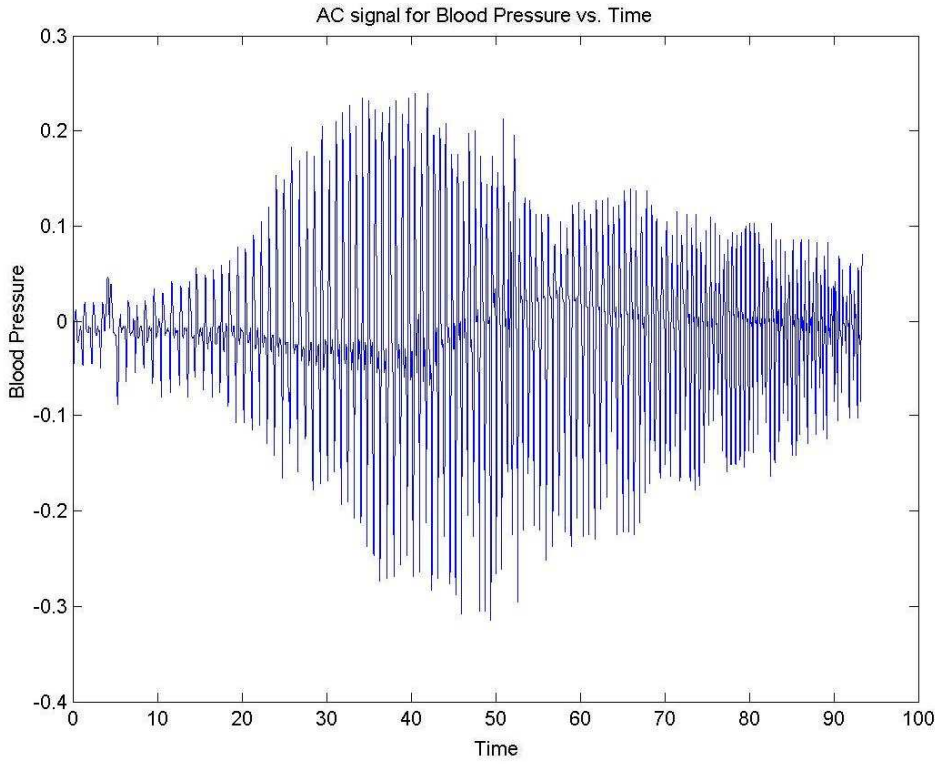
Στα παρακάτω Σχήματα παρουσιάζονται μερικές ενδεικτικές μετρήσεις AC και (AC+DC) κυματομορφών πίεσης.



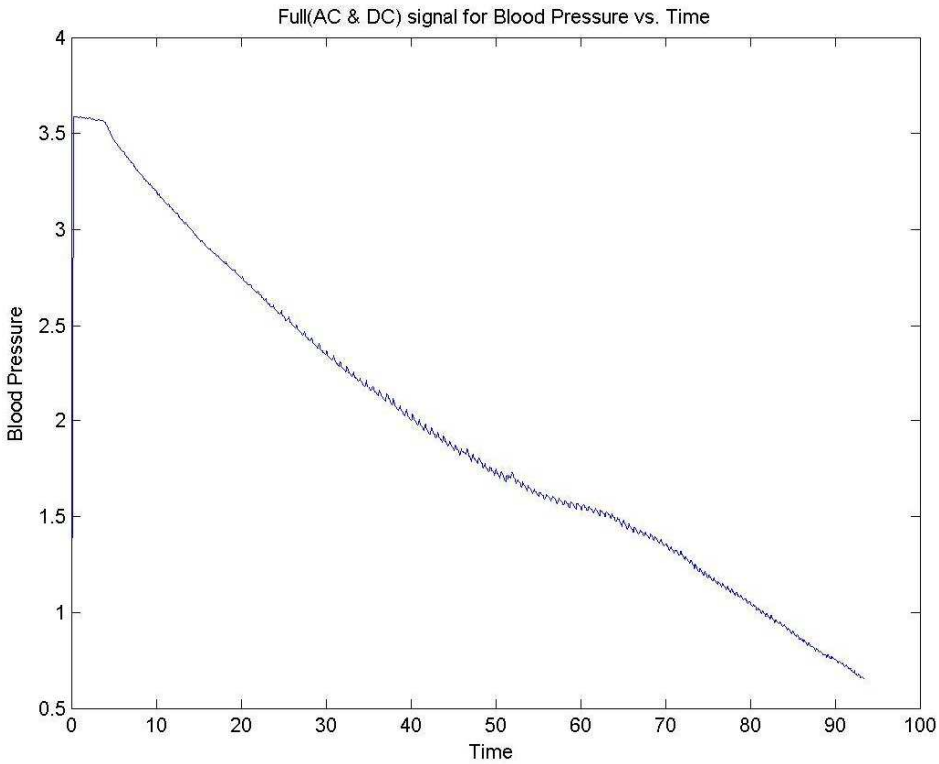
Σχήμα 46. Κυματομορφή AC πίεσης ενός υγιούς ατόμου Α



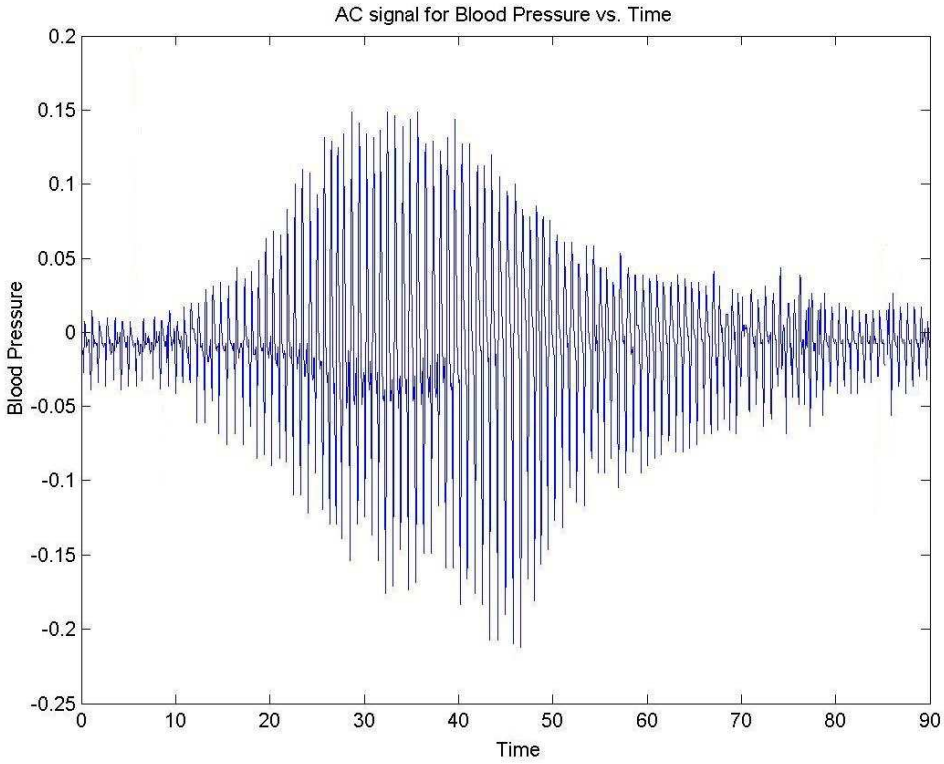
Σχήμα 47. Πλήρης κυματομορφή (AC & DC) πίεσης του ατόμου Α



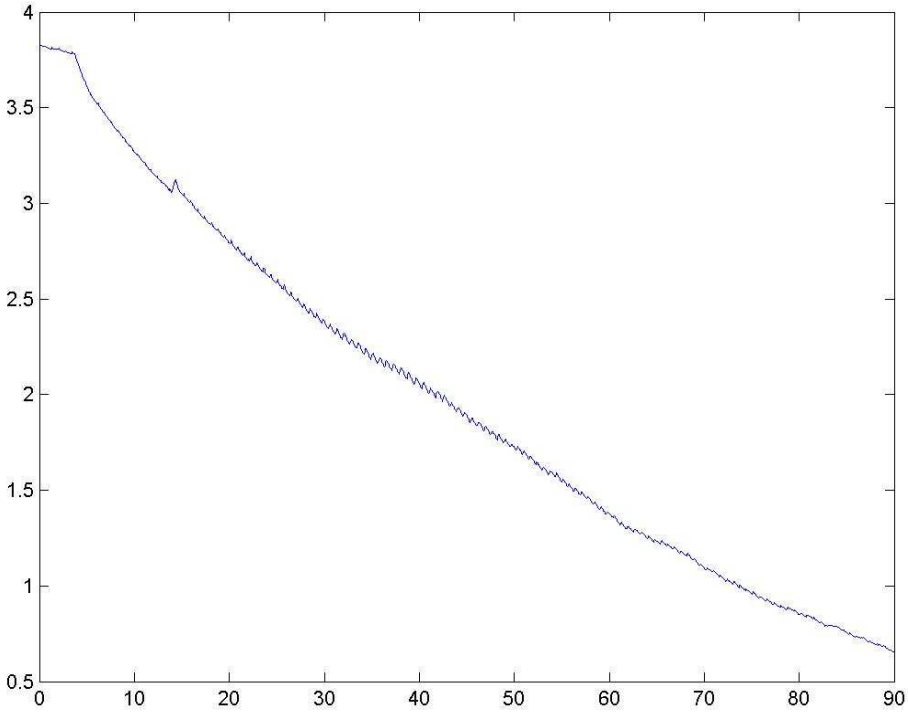
Σχήμα 48. Κυματομορφή AC πίεσης ενός υγιούς ατόμου Β



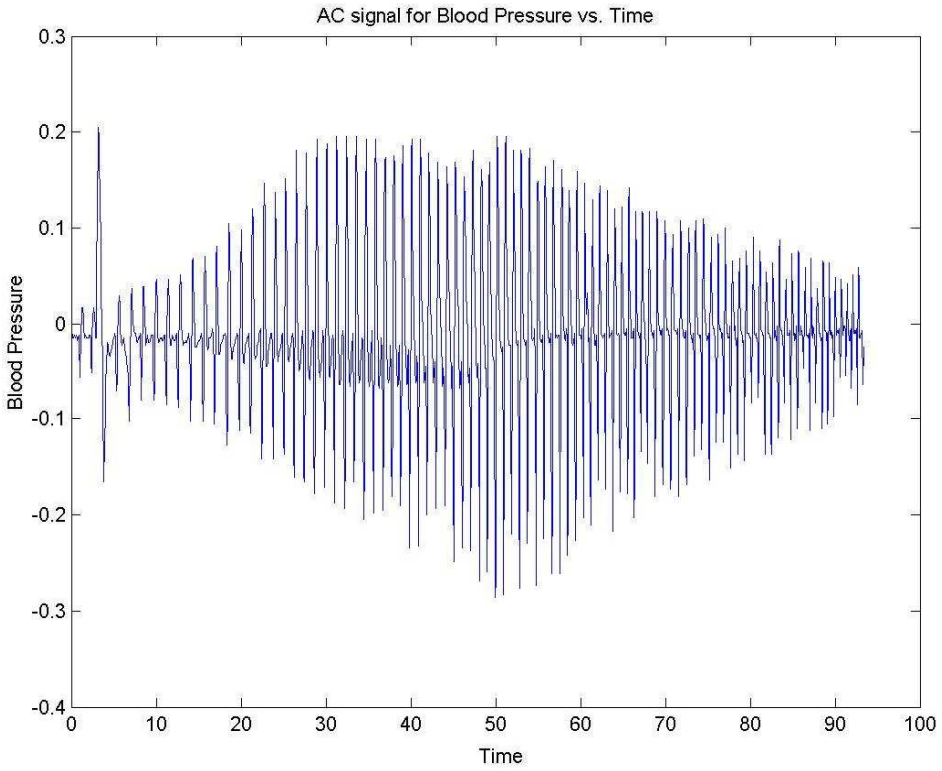
Σχήμα 49. Πλήρης κυματομορφή (AC & DC) πίεσης του ατόμου Β



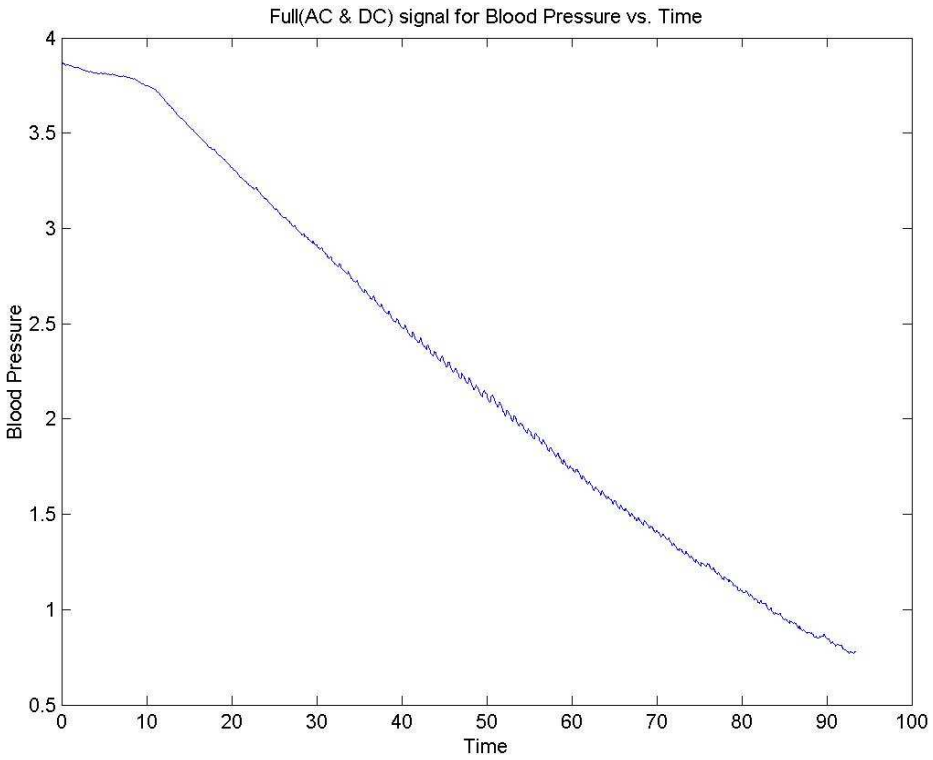
Σχήμα 50. Κυματομορφή AC πίεσης ενός υγιούς ατόμου Γ



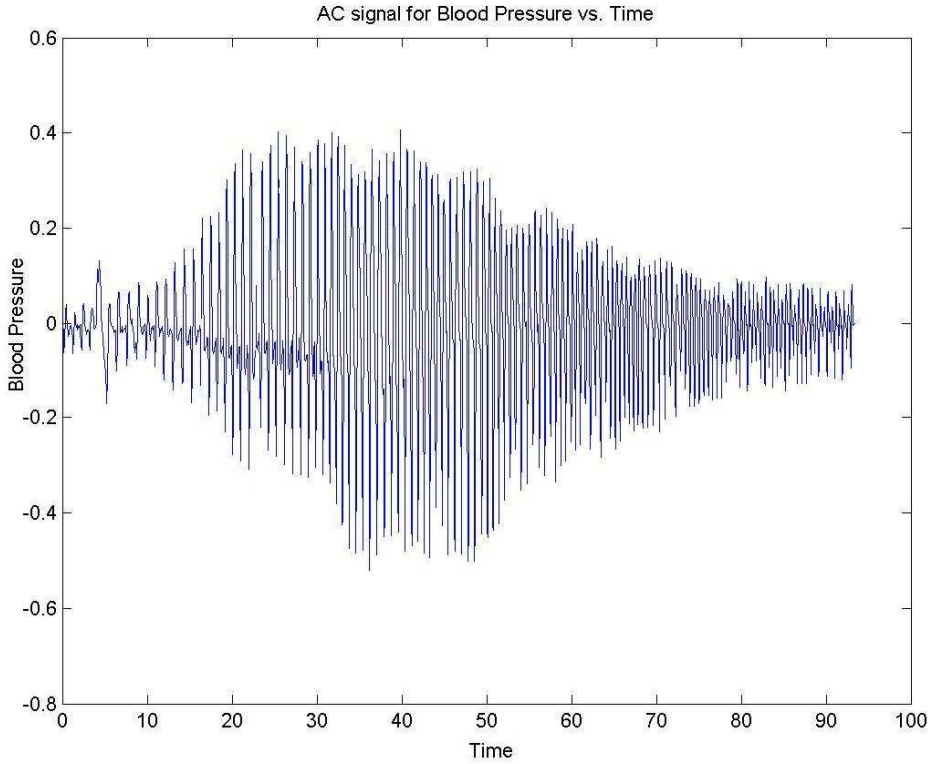
Σχήμα 51. Πλήρης κυματομορφή (AC & DC) πίεσης του ατόμου Γ



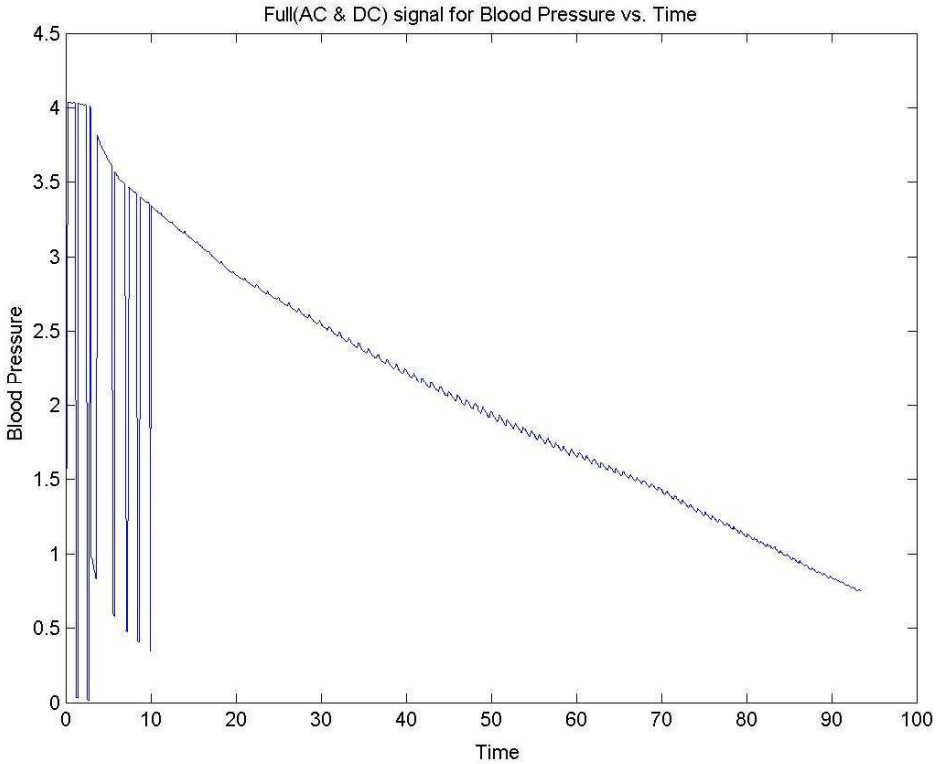
Σχήμα 52. Κυματομορφή AC πίεσης ενός ασθενούς Α



Σχήμα 53. Πλήρης κυματομορφή (AC & DC) του ασθενούς Α



Σχήμα 54. Κυματομορφή AC πίεσης ενός ασθενούς ατόμου B



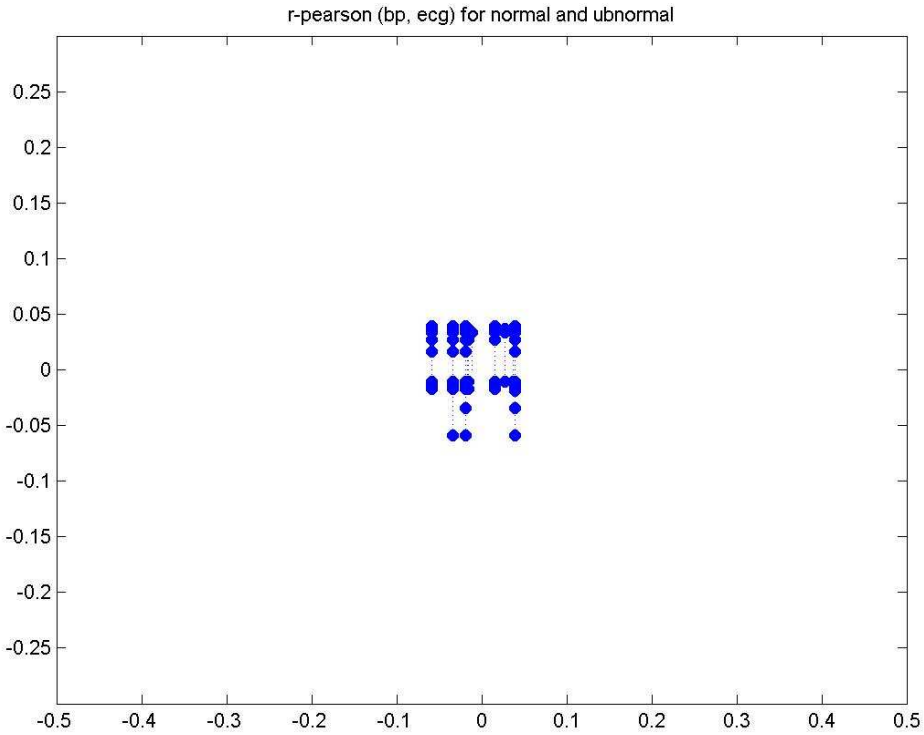
Σχήμα 55. Πλήρης κυματομορφή (AC & DC) του ασθενούς B

7.2 Αποτελέσματα Συσχέτισης και Κατασκευής Ομάδων

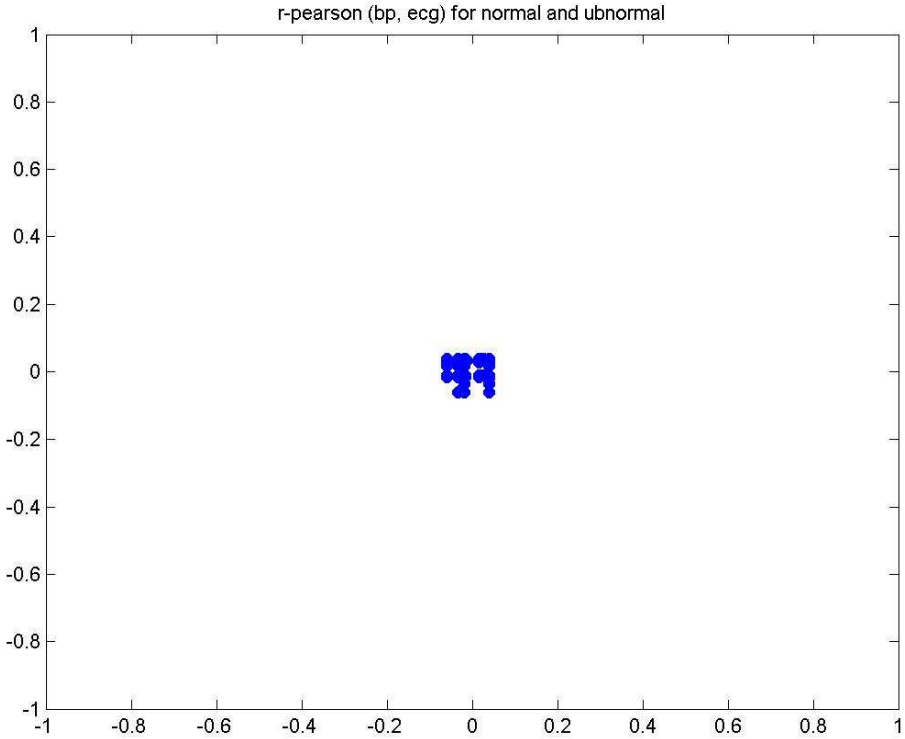
Όπως προαναφέρθηκε, μετά τον υπολογισμό των συντελεστών συσχέτισης για κάθε άτομο, παρατηρήθηκε ότι οι τιμές των συντελεστών των υγιών ατόμων είναι αρκετά κοντά μεταξύ τους αλλά σχετικά μακριά σε σχέση με αυτούς των ασθενών (οι οποίες ήταν και αυτές αρκετά κοντά μεταξύ τους). Έτσι, έγινε η ομαδοποίηση τους (με τον αλγόριθμο που αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο) λαμβάνοντας υπόψη όλους τους διατεταγμένους συνδυασμούς των συντελεστών συσχέτισης τόσο για τους υγιείς όσο και τους ασθενείς.

Τα αποτελέσματα μετά την ομαδοποίηση είναι αρκετά ικανοποιητικά, αφού κατά την εκτύπωση των «σημείων» της κάθε ομάδας σε κοινό γράφημα φαίνεται ένας σαφής διαχωρισμός ανάμεσα στις ομάδες. Έτσι, καθίσταται σχετικά εύκολο να γίνει κατάταξη ενός ατόμου στη μία ή στην άλλη ομάδα, με σχετικά μειωμένη πιθανότητα σφάλματος.

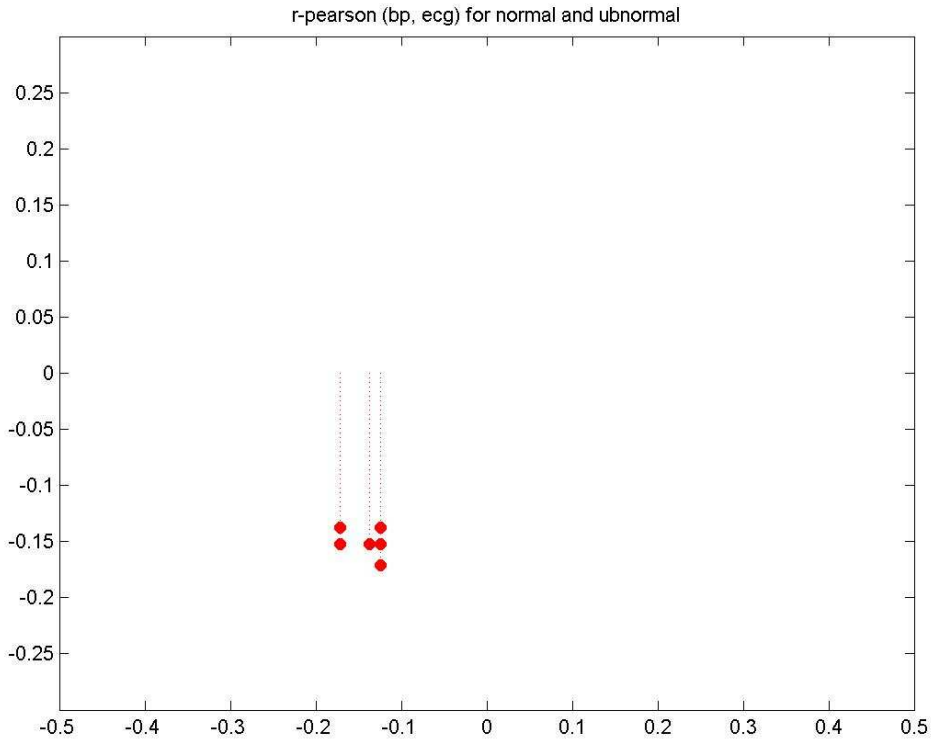
Τα αποτελέσματα της συσχέτισης αλλά και της κατασκευής των δύο ομάδων παρουσιάζονται στα Σχήματα που ακολουθούν. Παρουσιάζονται αρχικά τα γραφήματα για την ομάδα των υγιών ατόμων, σε περιοχή (range) τιμών αξόνων -0,5 ως 0,5 για την ευκρινέστερη αναπαράσταση των σημείων αλλά και σε περιοχή -1 ως 1 που είναι το θεωρητικό εύρος τιμών για τους συντελεστές. Στη συνέχεια φαίνονται τα αντίστοιχα γραφήματα για τους ασθενείς. Τέλος, παρουσιάζονται σε κοινό γράφημα οι δύο ομάδες, τόσο σε άξονα με περιοχή -0,5 ως 0,5 για την ευκρινέστερη αναπαράσταση των σημείων τόσο και σε περιοχή -1 ως 1 που είναι το θεωρητικό εύρος τιμών για τους συντελεστές.



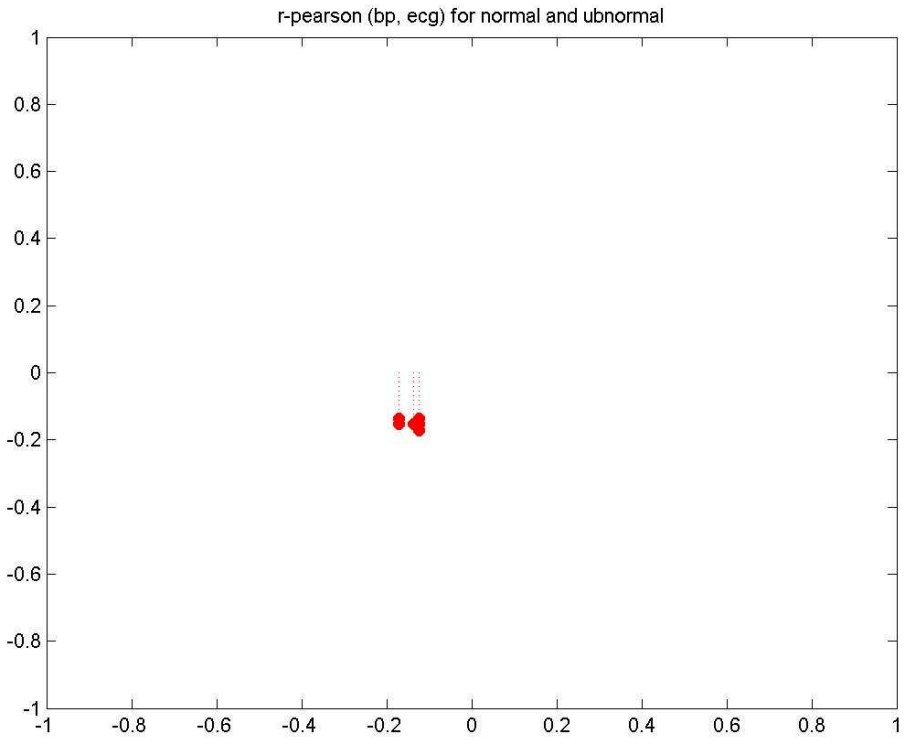
Σχήμα 56. Γραφική αναπαράσταση ομάδας 1 υγιών ατόμων



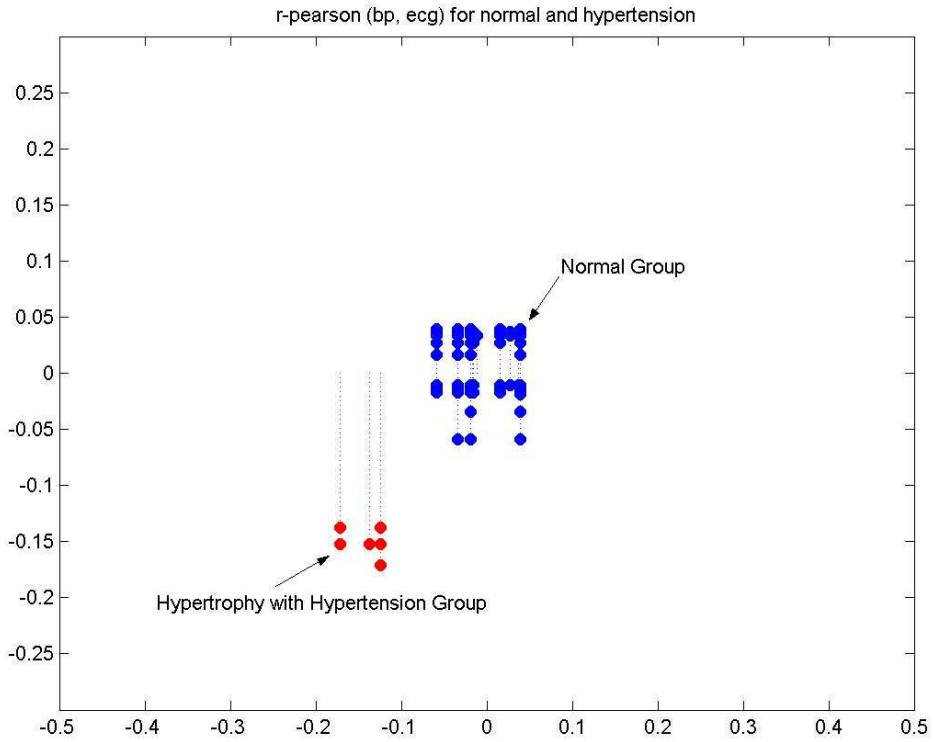
Σχήμα 57. Γραφική αναπαράσταση της ομάδας 2 των υγιών ατόμων



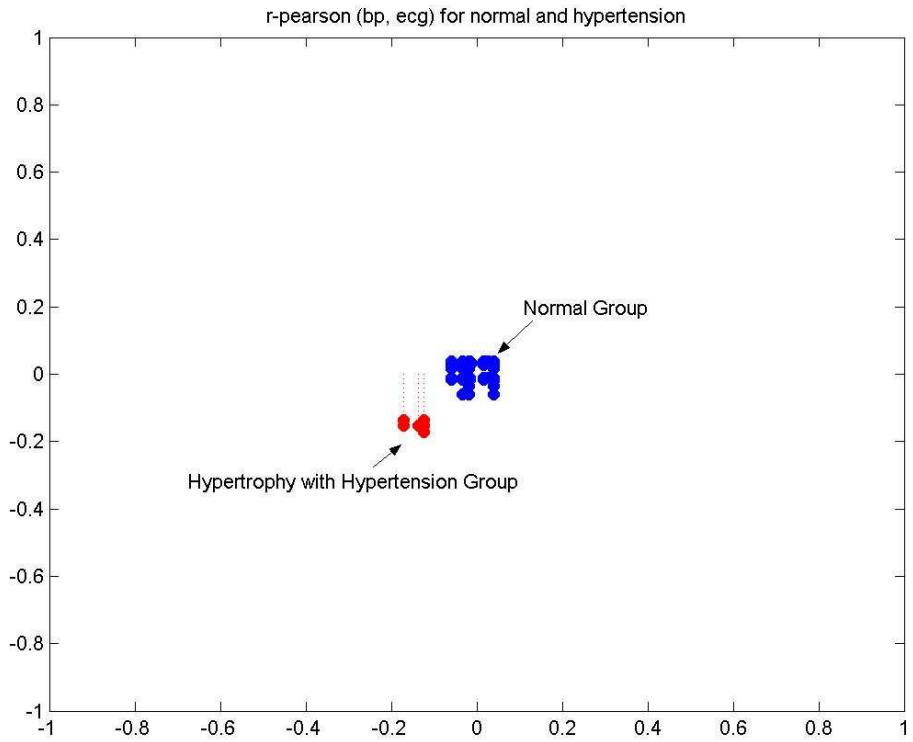
Σχήμα 58. Γραφική αναπαράσταση ομάδας 1 ασθενών ατόμων



Σχήμα 59. Γραφική αναπαράσταση ομάδας 2 ασθενών ατόμων



Σχήμα 60. Γραφική αναπαράσταση και των 2 ομάδων



Σχήμα 61. Γραφική αναπαράσταση και των 2 ομάδων σε άξονες με εύρος -1, +1

8. Συμπεράσματα – Μελλοντικές Επεκτάσεις

Στην παρούσα διπλωματική εργασία σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ένα σύστημα για την λήψη του πιεστικού σήματος, όπως επίσης προτάθηκε μία νέα μέθοδος ταυτόχρονης ανάλυσης του πιεστικού σήματος και του καρδιογραφήματος, εκτελώντας συσχέτιση των δύο, με σκοπό την κατηγοριοποίηση τους σε ομάδες ανά ασθένεια. Έγινε χρήση ενός Ηλεκτρονικού Σφυγμομανομέτρου για την λήψη της πίεσης και μίας κάρτας DAQ για την σύνδεση του με τον υπολογιστή. Επίσης, αναπτύχθηκε ένας αλγόριθμος δειγματοληψίας του πιεστικού σήματος καθώς και ένας αλγόριθμος συσχέτισης του πιεστικού σήματος με το καρδιογράφημα και δημιουργίας ομάδων από συντελεστές ανάλογα με τις ασθένειες των ανθρώπων που μετρήθηκαν.

Το κομμάτι του συστήματος που αφορά την λήψη του καρδιακού πιεστικού σήματος είχε αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα, αφού τα σήματα της πίεσης που μετρήθηκαν ήταν πολύ κοντά στα θεωρητικά. Επίσης, ήταν σαφή τα σημεία μέτρησης της συστολικής και της διαστολικής πίεσης. Το κομμάτι του συστήματος που αφορά τη συσχέτιση και τη κατηγοριοποίηση είχε επίσης αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα, αφού οι υπολογισμοί των συντελεστών συσχέτισης γίνεται αρκετά γρήγορα και με καλή ακρίβεια ενώ η ομάδες οι οποίες προκύπτουν είναι σαφώς διαχωρισμένες, χωρίς να υπάρχουν «διφορούμενα» αποτελέσματα ανάμεσα σε αυτές.

Τέλος, σημαντικές μελλοντικές επεκτάσεις θα μπορούσαν να γίνουν κυρίως στο κομμάτι της συσχέτισης και κατηγοριοποίησης. Στο μέλλον, θα μπορούσαν να προστεθούν κι άλλα χαρακτηριστικά στον αλγόριθμο κατηγοριοποίησης ώστε να είναι ακόμα πιο σαφής ο διαχωρισμός των ομάδων. Επίσης, όταν προστεθεί στην υποδομή ο καρδιογράφος, τα δεδομένα προς επεξεργασία θα είναι πιο ακριβή με συνέπεια καλύτερα αποτελέσματα συσχέτισης και κατηγοριοποίησης. Ακόμη, μπορούν να γίνουν ακόμα περισσότερες μετρήσεις και για άλλους τύπους ασθενειών (για παράδειγμα σε κάποιο νοσοκομείο) ώστε να αυξηθούν οι ομάδες που κατασκευάζονται. Τέλος, η σημαντικότερη επέκταση που μπορεί να γίνει για την ολοκλήρωση της δουλειάς αυτής είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος ταξινομητή (classifier) που να συνδέεται με το σύστημα που ήδη αναπτύχθηκε, έχοντας σαν εισόδους εκπαίδευσης τα «σημεία» των ομάδων. Η χρήση του θα

είναι για την ανίχνευση πιθανής παθολογίας σε έναν τυχαίο άνθρωπο (για τον οποίο δεν είναι γνωστό αν πάσχει ή όχι από κάποια καρδιακή ασθένεια, κι αν ναι από ποια), από τον οποίο θα λαμβάνεται το καρδιακό πιεστικό σήμα και το καρδιογράφημα ταυτόχρονα και θα εισάγονται ως είσοδοι στον εκπαιδευμένο ταξινομητή, ο οποίος θα αποφασίζει για το αν είναι ασθενής και αν ναι για ποια ασθένεια πρόκειται. Έτσι, θα επιτευχθεί ο απώτερος στόχος που είναι η αυτόματη διάγνωση καρδιακών παθήσεων.

9. Βιβλιογραφία

[1] Ασλανίδης Ν. (1998), **Ανάπτυξη μονάδος καρδιογράφου σε διασύνδεση με υπολογιστή για την αυτόματη διάγνωση καρδιακών παθήσεων**, *Διπλωματική Εργασία*, Τμήμα Η.Μ.Μ.Υ., Πολυτεχνείο Κρήτης

[2] Qi Gao G. (2003), **Computerized Detection and Classification of Five Cardiac Conditions**, *Master's Thesis*, Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

[3] Kalaitzakis K., Papamarkos N., Vachtsevanos G. (1989), **Development of a microprocessor-based adaptive technique for blood pressure measurements**, Published in *Medical Progress through Technology*, Vol.14, p.63-72

[4] Feng-Shou Chang (2004), **Development of non-invasive continuous blood pressure monitor system for vascular system model evaluation**, *Master's Thesis*, in Chinese, Chung Yuan Christian University

[5] Jing-Shang Yao (2001), **Design and Development of a Simultaneous Measuring Electrocardiogram and Blood Pressure System for Analysis of Heart Rate Variability and Blood Pressure Variability**, *Master's Thesis*, in Chinese, Chung Yuan Christian University

[6] **Καρδιακή Ανατομία**., από **http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.htm**

[7] **http://en.wikipedia.org/wiki/Heart**

[8] Wiggers, C. J. (1957, May), ***The heart***. Reprinted from Scientific American. , W. H. Freeman & Company Publishers, California, USA.

[9] Κουτσούρης Δ., Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α., ***Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων***, Εκδόσεις Τζιόλα

[10] Braunwald E. (1997), ***Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, Fifth Edition***, Philadelphia, W.B. Saunders Co.

[11] Van Mieghem C. et al. (2004), ***The clinical value of the ECG in noncardiac conditions,*** Published in *Chest*; **125(4)**: 1561-76.

[12] ***American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, Part 8: Stabilization of the Patient with Acute Coronary Syndromes***, (2005), **112**: IV-89 - IV-110.D.

[13] **http://en.wikipedia.org/wiki/Ecg#cite_note-0**

[14] **http://en.wikipedia.org/wiki/Instrumentation_amplifier**

[15] Mark J.B. (1998), ***Atlas of Cardiovascular Monitoring,*** New York: Churchill Livingstone.

[16] **http://nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1924/einthoven-bio.html**

[17] Παπαζάχος Γ. (1982), The electrocardiogram in clinical practice, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας

[18] **http://www.emedicinehealth.com/electrocardiogram_ecg/article_em.htm**

[19] **http://library.med.utah.edu/kw/ecg/index.html**

[20] **http://en.wikipedia.org/wiki/Wolff-Parkinson-White_syndrome**

[21] Bazett H.C. (1920), ***An analysis of the time-relations of electrocardiograms,*** Published in *Heart , p.353-370*

[22] Conrath C., Opthof T. (2005), ***The patient U wave,*** Pyblished in *Cardiovascular Research, Vol. 67, No2, p. 184-18*

[23] **http://en.wikipedia.org/wiki/Blood_pressure**

[24] **http://gna-gennimatas.gr/pathologikos/kardiologiko/ypertasi/main.htm**

[25] **http://www.medweb.gr/patients/hypertension_pat.htm**

[26] O'Rourke M. (1995), **Mechanical principles in arterial disease,** Published in *Hypertension* **26** (1), p. 2–9

[27] **http://en.wikipedia.org/wiki/Hypotension**

[28] **http://www.medterms.com/script/main/srchcont.asp?src=hypotension&op=mm**

[29] Geddes L. A. (1970), **The direct and indirect measurement of blood pressure,** Year Book Medical Publishers, Chicago

[30] **http://www.biomed.ntua.gr/BelSite/Educational_Activities/Undergraduate/Lesson2/CHAPTER_4_4.htm**

[31] Riva-Rocci S. (1896), **Un Nuovo Sfigmomanometro,** Published in *Gazz. Med. Di Torino*, Vol. 47, p. 981

[32] Korotkoff N. S. (1905), **A Contribution to the problem of methods for determination of the blood pressure,** *Rep. Imper. Multi-Med. Acad.*, St Petersburg, Vol. 11, p. 365

[33] Stegall H. F., Kardon M. B. and Kemmere (1968), **Indirect measurement of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sfigmomanometry**, Published in *Journal of Applied Physiology*, Vol. 25, p. 793-798

[34] Peňáz J. (1973), **Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger**, in *Digest 10th Int. Conf. Med. Biol. Eng.*, Dresden, p. 104

[35] Wesseling K. H., de Wit B., Snoeck B., et al. (1978), **An implementation of the Peňáz method for measuring arterial blood pressure in the finger and the first results of an evaluation**, Progress Report, *Inst Med Phys TNO*, Utrecht, Vol. 6

[36] Vachtsevanos G., Kalaitzakis C. and Papamarkos N. et al. (1984), **Correlation Study of arterial blood pressure level to the amplitude of the pressure pulse waveform**, J. *Biomed*, Vol. 6

[37] Vachtsevanos G., Kalaitzakis C. and Papamarkos N. (1985), **Design and development of a new electronic sphygmomanometer**, *Medical & Biological Engineering & Computing* , Vol. 23, p. 453-458

[38] National Instruments (2000, Dec), **DAQ 6023E/6024E/6025E User's Manual**

[39] **www.ni.com**

[40] Lascu M., Lascu D. (2007), **Graphical Programming based Biomedical Signal Acquisition and Processing**, Published in *International Journal of Circuits, Systems and Signal Processing*, Vol. 1, p. 317-326

[41] National Instruments (2001, Feb), **NI-DAQ User's Manual for PC Compatibles,** Version 6.9.1

[42] **http://www.ecglibrary.com/**

[43] **http://www.cs.unc.edu/Research/nano/cismm/**

[44] Λιάβας Α., **Σημειώσεις Μαθήματος *Σήματα και Συστήματα***, Τμήμα Η.Μ.Μ.Υ., Πολυτεχνείο Κρήτης

[45] Ζερβάκης Μ., **Σημειώσεις Μαθήματος *Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος***, Τμήμα Η.Μ.Μ.Υ., Πολυτεχνείο Κρήτης

[46] **http://gallagher.di.uoa.gr/eap/plh22_node13.html**

[47] Dabney C., **MATLAB API in C++**, Retrieved by ***http://www.soe.ucsc.edu/classes/cmps060m/Spring06***

[48] Alias bin Ramli and Putri Aidawati Ahmad, **Correlation Analysis for abnormal ECG signal features extraction**, *4th National Conference on Telecommunication Technology*, Shah Alam, Malaysia

[49] Chuang-Chien Chiu, Tong-Hong Lin and Ben-Yi Liau, **Using Correlation Coefficient in ECG waveform for Arrhythmia Detection**, *Biomedical Engineering-Applications, Basis & Communications*

[50] Rodgers, J. L., Nicewander, W. A. (1988), **Thirteen ways to look at the correlation coefficient,** Published in ***The American Statistician***, Vol. 42, p.59–66

[51] **http://en.wikipedia.org/wiki/Pearson_product-moment_correlation_coef**