



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΙΖΟΜΕΝΟΥ ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΠΑΝΣΕΛΗΝΑΣ ΑΝΔΡΕΑΣ
14071**

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΓΚΛΩΤΣΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

Αθήνα 4/10/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Δημήτριος Γκλώτσος

Παντελής Ασβεστάς

Σπυρίδων Κωστόπουλος

Αναπληρωτής Καθηγητής

Αναπληρωτής Καθηγητής

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Πανσεληνάς Ανδρέας του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 14071 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

4/10/2022

Ο/Η Δηλών/ούσα



Πανσεληνάς Ανδρέας

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η κατασκευή ενός συστήματος ηλεκτροκαρδιογράφου για την παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας με τη χρήση πλατφόρμας Arduino. Το πρώτο μέρος αφορά τη μελέτη της λειτουργίας της καρδιάς και του καρδιακού συστήματος, τα μέρη που τα αποτελούν, καθώς και τα κύρια προβλήματα από τα οποία μπορεί να υποφέρει μια καρδιά και γίνεται να εντοπιστούν με τη χρήση ηλεκτροκαρδιογράφου. Στο δεύτερο μέρος γίνεται μελέτη των βιοσημάτων της καρδιάς, του φυσιολογικού καρδιογραφήματος, καθώς και της αρχής λειτουργίας του ηλεκτροκαρδιογράφου και των διαφόρων τύπων ηλεκτροκαρδιογράφου. Στο τελευταίο μέρος, εξηγούνται τα διάφορα εξαρτήματα ενός καρδιογράφου καθώς και οι αρχές λειτουργίας τους. Έπειτα, εξηγείται η διαδικασία υλοποίησης της κατασκευής, η δημιουργία του κώδικα και ο τρόπος λειτουργίας της κατασκευής.

Λέξεις κλειδιά: ηλεκτροκαρδιογράφος, καρδιακός ρυθμός, arduino, μικροεπεξεργαστής

SUMMARY

The purpose of this thesis is to build an electrocardiograph system to monitor cardiac function using an Arduino platform. The first part deals with the study of the function of the heart and the cardiac system, its parts, as well as the main problems that a heart can suffer from and can be detected using an electrocardiograph. In the second part, the biosignals of the heart, the normal cardiogram, as well as the principle of operation of the electrocardiograph and the various types of electrocardiograph are studied. In the last part, the various components of a cardiograph are explained as well as their working principles. Then, the implementation process of the construct, the generation of the code, and how the construct works are explained.

Keywords: electrocardiograph, heart rate, arduino, microprocessor

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΤΟ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....	10
1.1.1 Η ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	10
1.1.1.1 ΤΟ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....	10
1.1.1.2 ΤΟ ΑΙΜΑ.....	12
1.1.1.3 Η ΚΑΡΔΙΑ.....	13
1.1.1.4 ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΜΕΜΒΡΑΝΕΣ.....	13
1.1.1.5 ΟΙ ΒΑΛΒΙΔΕΣ.....	15
1.1.1.6 ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΟ ΚΑΙ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΟ ΚΥΚΛΩΜΑ.....	16
1.1.2 Η ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	16
1.1.2.1 Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ.....	16
1.1.2.2 Η ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	18
1.1.2.3 Η ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	18
1.1.2.4 ΤΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ.....	19
1.1.3 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΑ.....	19
1.1.3.1 ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ.....	19
1.1.3.2 ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΝΟΣΟΣ.....	20
1.2. Ο ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ.....	21
1.2.1 ΒΙΟΣΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	21
1.2.2 ΑΛΛΟΙ ΤΡΟΠΟΙ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	21
1.2.3 ΤΙ ΕΙΝΑΙ ΕΝΑΣ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ.....	22
1.2.4 ΘΕΩΡΙΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΚΥΚΛΩΜΑΤΩΝ.....	23
1.2.5 ΤΥΠΟΙ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ.....	26
1.2.6 ΤΥΠΟΙ ΘΟΡΥΒΟΥ.....	30
1.2.6.1 BASELINE DRIFT.....	30
1.2.6.2 MAINS HUM.....	30
1.2.6.3 ΘΟΡΥΒΟΣ ΑΠΟ ΤΗ ΣΥΣΠΑΣΗ ΤΩΝ ΜΥΩΝ.....	31

2.ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

2.1. Η ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ.....	31
2.1.1 ΤΑ ΥΛΙΚΑ.....	32
2.1.1.1 ARDUINO UNO.....	32
2.1.1.2 ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ.....	32
2.1.1.3 ΟΔΗΓΗΣΗ ΔΕΞΙΟΥ ΠΟΔΙΟΥ.....	33
2.1.1.4 ΦΙΛΤΡΟ ΑΠΟΚΟΠΗΣ.....	34
2.1.1.5 HIGH PASS ΦΙΛΤΡΟ.....	34
2.1.1.6 ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ.....	35
2.1.2 Η ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ.....	36
2.1.2.1 ΤΑ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΑ ΤΙΝΑ-ΤΙ ΚΑΙ TINKERCAD.....	36
2.1.2.2 ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ.....	36
2.1.2.3 ΟΔΗΓΗΣΗ ΔΕΞΙΟΥ ΠΟΔΙΟΥ.....	38
2.1.2.4 ΦΙΛΤΡΟ ΑΠΟΚΟΠΗΣ.....	38
2.1.2.5 HIGH PASS ΦΙΛΤΡΟ.....	40
2.1.2.6 FRONT END.....	41

2.1.2.7	OFFSET.....	41
2.1.2.8	ΟΘΟΝΗ LCD.....	42
2.1.3	Ο ΚΩΔΙΚΑΣ.....	43
2.1.3.1	Η ΓΛΩΣΣΑ ΤΟΥ ARDUINO.....	43
2.1.3.2	SETUP FUNCTION.....	45
2.1.3.3	MAIN LOOP.....	45
2.1.3.3.1	ΑΝΑΓΝΩΣΗ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	46
2.1.3.3.2	MOVING MEAN.....	47
2.1.3.3.3	ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ BPM.....	47
2.1.4	ΤΡΟΠΟΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ ΗΚΓ.....	48
2.1.4.1	ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ.....	48
3.	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	48
3.1.	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	48
4.	ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	50
4.1	ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	50
4.2	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΜΕ ACTIVITY TRACKER.....	51
4.3	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΙΔΑΝΙΚΟ ΗΚΓ.....	53
4.4	ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ.....	53
4.5	ΒΕΛΤΙΩΣΕΙΣ.....	53
4.6	ΑΠΑΓΩΓΕΣ.....	53
4.7	ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ.....	54
4.8	ΠΙΘΑΝΗ ΚΛΙΝΙΚΗ ΧΡΗΣΗ.....	55

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΙΚΟΝΕΣ

- 1.1 Το κυκλοφορικό σύστημα. http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html
- 1.2 Η θέση της καρδιάς στο σώμα. http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html
- 1.3 Το αίμα. <https://www.britannica.com/science/blood-biochemistry>
- 1.4 Τα μέρη της καρδιάς. http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html
- 1.5 Τα καρδιακά τοιχώματα. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>
- 1.6 Το μυοκάρδιο. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>
- 1.7 Οι βαλβίδες. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>
- 1.8 Ο καρδιακός κύκλος. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/19-3-cardiac-cycle>
- 1.9 Ο φλεβόκομβος. https://en.wikipedia.org/wiki/Electrical_conduction_system_of_the_heart
- 1.10 Το φυσιολογικό ΗΚΓ. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/19-3-cardiac-cycle>
- 1.11 Παράδειγμα κοιλιακής μαρμαρυγής σε σχέση με φυσιολογικό ΗΚΓ. <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21878-ventricular-fibrillation>
- 1.12 Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα φαίνεται το ανεστραμμένο κύμα T το οποίο εκφράζει ύπαρξη στεφανιαίας νόσου. <https://thoracickey.com/the-electrocardiogram-in-ischemic-heart-disease/>
- 1.13 Block Diagram ηλεκτροκαρδιογράφου.
- 1.14 Ένας αντιστάτης 1kΩ.
- 1.15 Το σύμβολο του αντιστάτη.
- 1.16 Το ποτενσιόμετρο στην κατασκευή.
- 1.17 Το σύμβολο του ποτενσιόμετρου.
- 1.18 Ένας πυκνωτής 100n.
- 1.19 Το σύμβολο του πυκνωτή.
- 1.20 Ολοκληρωμένο lm358-p, το οποίο περιέχει δύο τελεστικούς ενισχυτές.
- 1.21 Το σύμβολο των τελεστικών ενισχυτών.
- 1.22α Θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 12 απαγωγών. <https://www.cablesandsensors.com/pages/12-lead-ecg-placement-guide-with-illustrations>
- 1.22β Θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 12 απαγωγών. <https://www.cablesandsensors.com/pages/12-lead-ecg-placement-guide-with-illustrations>
- 1.23 Θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 3 απαγωγών. <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>
- 1.24 Σύνδεση συσκευής Holter. <https://www.heartplace.com/services-holter-monitor>
- 1.25 Παράδειγμα τεστ κοπώσεως. <https://www.newcastleheart.com.au/exercise-stress-test/>
- 1.26 Φαίνεται η μεταβολή του μέσου όρου του σήματος λόγω του baseline drift να παίρνει τιμή >5V και να χάνεται τελείως το σήμα.
- 1.27 Στο γράφημα φαίνεται ο θόρυβος υψηλής συχνότητας που ωφείλεται στις γραμμές τάσης.
- 2.1 Πλατφόρμα Funduino, λειτουργικά ίδιο με το Arduino.
- 2.2 Κύκλωμα ενισχυτή οργανολογίας.
- 2.3 Αρχή λειτουργίας φίλτρου αποκοπής.
- 2.4 Second Order High Pass φίλτρο.

- 2.5 Ηλεκτρόδια F-55.
- 2.6 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροδίων.
- 2.7 Κύκλωμα και τύπος υπολογισμού κέρδους ενισχυτή οργανολογίας INA122. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>
- 2.8 Διαμόρφωση pin INA122. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>
- 2.9 Ο ενισχυτής οργανολογίας, το front end και οι κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού κατασκευασμένα σε breadboard.
- 2.10 Κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού και συνδεσμολογία του με τον ενισχυτή οργανολογίας.
- 2.11 Το φίλτρο αποκοπής κατασκευασμένο στο breadboard.
- 2.12 Το κύκλωμα του φίλτρου αποκοπής.
- 2.13 Η απόκριση συχνότητας του φίλτρου.
- 2.14 Το High pass φίλτρο κατασκευασμένο στο breadboard.
- 2.15 Front End.
- 2.16 Συνδεσμολογία της οθόνης lcd με το Arduino.
- 2.17 Ολόκληρη η κατασκευή.
- 2.18 Σχηματικό διάγραμμα ολόκληρης της κατασκευής.
- 3.1 Γράφημα στο Arduino.
- 3.2 Εμφάνιση bpm στην οθόνη lcd.
- 4.1 Γράφημα στο Arduino 2.
- 4.2 Γράφημα στο Arduino 3.
- 4.3α Σύγκριση της κατασκευής με activity tracker Amazfit Neo.
- 4.3β Σύγκριση της κατασκευής με activity tracker Amazfit Neo.
- 4.4 Απαγωγή I. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο δεξί ώμο και το θετικό στον αριστερό.
- 4.5 Απαγωγή II. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στον δεξί ώμο και το θετικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο στομάχι.
- 4.6 Απαγωγή III. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στον αριστερό ώμο και το θετικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο στομάχι.

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Το κυκλοφορικό σύστημα

1.1.1 Η ανατομία της καρδιάς.

1.1.1.1 Το κυκλοφορικό σύστημα.

Η καρδιά, τα αιμοφόρα αγγεία και το αίμα αποτελούν το κυκλοφορικό σύστημα (Εικόνα 1.1), ο ρόλος του στο ανθρώπινο σώμα είναι η μεταφορά οξυγόνου και άλλων ουσιών απαραίτητες για τη σωστή λειτουργία του σώματος στους ιστούς.

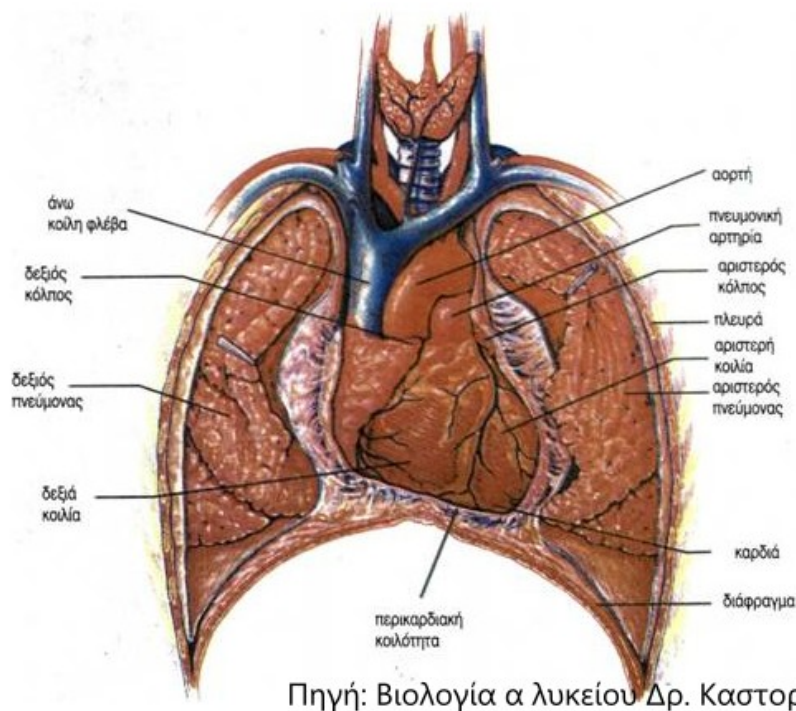


Πηγή: Βιολογία α λυκείου Δρ. Καστορίνης

Εικόνα 1.1 Το κυκλοφορικό σύστημα. http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html

Η καρδιά είναι ένα περίπου σφαιρικό, με μέγεθος γροθιάς όργανο, το οποίο βρίσκεται στο κέντρο του στήθους, ανάμεσα από τους πνεύμονες, και λίγο προς τα αριστερά. Με τη συστολή των

τοιχωμάτων της, λειτουργεί ως δύο ξεχωριστές αντλίες που ωθούν αίμα προς το συστηματικό και το πνευμονικό κύκλωμα. Χωρίζεται σε δύο μέρη: τη δεξιά καρδιά και την αριστερή. Ένας κόλπος, μια κοιλία, μια κολποκοιλιακή βαλβίδα και μια μηννοειδής βαλβίδα αποτελούν το κάθε μέρος. Το δεξιό και το αριστερό μέρος της καρδιάς αποτελούν ανεξάρτητα κυκλώματα και δεν επικοινωνούν μεταξύ τους. Στην εικόνα 1.2 φαίνεται η θέση της καρδιάς.



Πηγή: Βιολογία α λυκείου Δρ. Καστορίνης

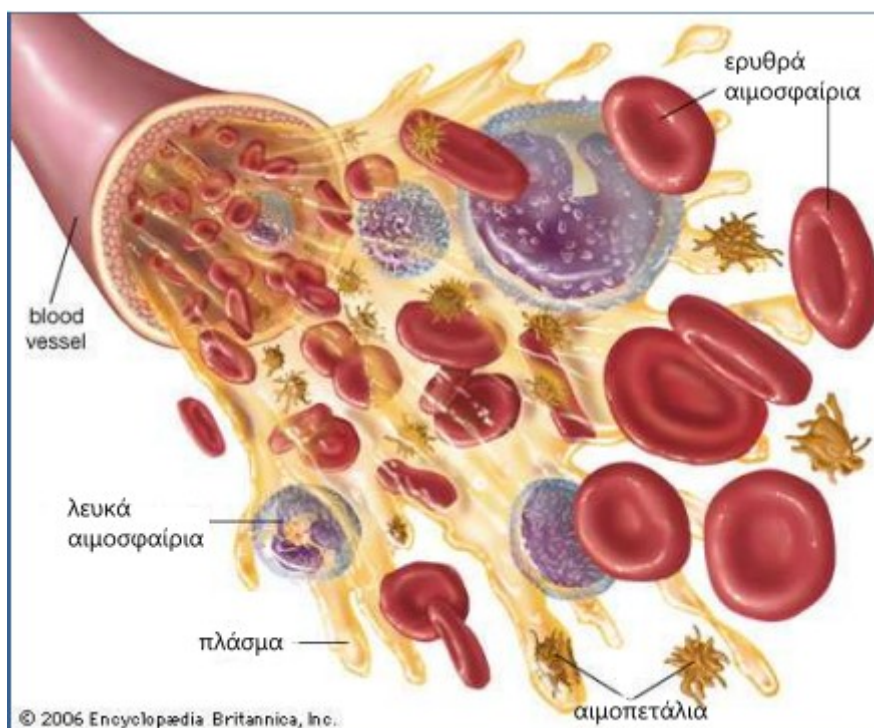
Εικόνα 1.2 Η θέση της καρδιάς στο σώμα.
http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html

Οι κόλποι είναι οι κοιλότητες οι οποίες υποδέχονται το αίμα που εισέρχεται στην καρδιά. Οι κοιλίες υποδέχονται το αίμα από τους κόλπους μέσω των κολποκοιλιακών βαλβίδων και συστέλλονται για να το ωθήσουν είτε προς το συστηματικό, είτε προς το πνευμονικό κύκλωμα. Έχουν τα πιο χοντρά τοιχώματα στην καρδιά, καθώς πρέπει να δημιουργήσουν και τη μεγαλύτερη πίεση. Όπως αναφέρθηκε, οι κολποκοιλιακές βαλβίδες υπάρχουν έτσι ώστε το αίμα να ρέει από τους κόλπους προς τις κοιλίες και όχι αντίθετα. Οι μηννοειδείς βαλβίδες φροντίζουν το αίμα να ωθείται από τις κοιλίες προς τα αιμοφόρα αγγεία.

Τα κανάλια μέσω των οποίων κυκλοφορεί το αίμα ονομάζονται αιμοφόρα αγγεία. Οι τρεις τύποι αιμοφόρων αγγείων είναι οι αρτηρίες, οι φλέβες και τα τριχοειδή αγγεία. Στα σημεία που οι αρτηρίες και οι φλέβες ενώνονται με την καρδιά, έχουν τη μορφή χοντρών σωληνών, αλλά καθώς απομακρύνονται και διακλαδίζονται προς τους υπόλοιπους ιστούς, γίνονται όλο και πιο λεπτοί. Οι αρτηρίες είναι τα κανάλια μέσω των οποίων το οξυγονωμένο αίμα φτάνει στους ιστούς από την καρδιά, οι αρτηρίες έχουν την αντίστροφη λειτουργία, δηλαδή την μεταφορά του βρώμικου, δηλαδή του μη οξυγονωμένου αίματος από τους ιστούς πίσω στην καρδιά. Τέλος, υπάρχουν τα τριχοειδή αγγεία, τα πιο λεπτά αγγεία που συνδέουν τις πιο μικρές αρτηρίες με τις πιο μικρές φλέβες. Έχουν ειδικά, πολύ λεπτά τοιχώματα τα οποία επιτρέπουν τη μεταφορά ουσιών, όπως το οξυγόνο, ανάμεσα στο αίμα και τα κύτταρα.

1.1.1.2 Το αίμα.

Το πλάσμα και τα διάφορα κύτταρα τα οποία υπάρχουν μέσα σε αυτό, όπως τα λευκά και τα ερυθρά αιμοσφαίρια, αποτελούν το αίμα, η ποσότητα αίματος που έχει μέσα του ο μέσος ενήλικος είναι περίπου 5 λίτρα. Οι κύριες λειτουργίες του είναι η άμυνα του οργανισμού μέσω του μηχανισμού της φλεγμονής και η μεταφορά θρεπτικών συστατικών στους ιστούς και η μεταφορά απόβλητων ουσιών από τους ιστούς. Τα μέρη που αποτελούν το αίμα φαίνονται στην εικόνα 1.3. Παρακάτω θα εξηγηθούν περαιτέρω οι λειτουργίες του αίματος.



Εικόνα 1.3 Το αίμα. <https://www.britannica.com/science/blood-biochemistry>

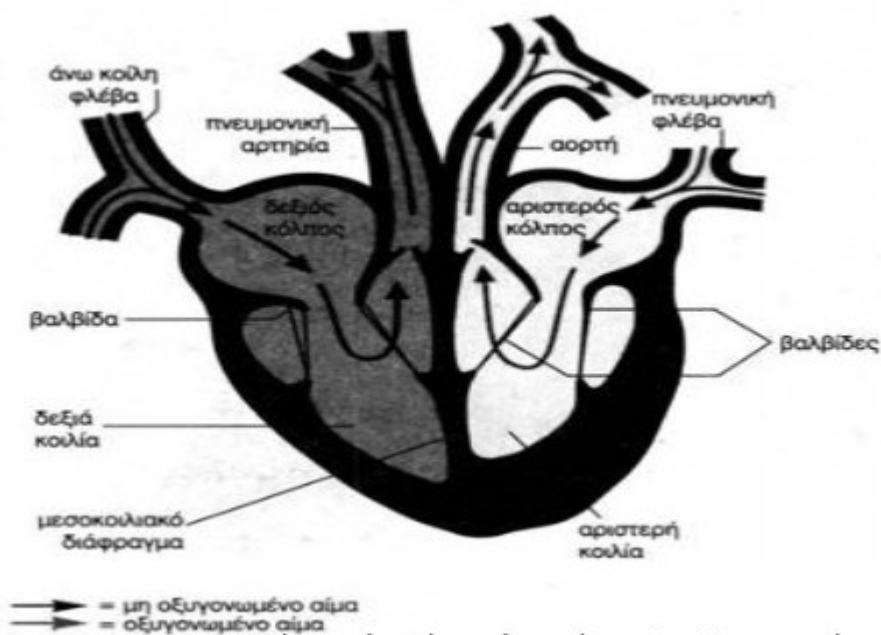
Μεταφορά. Η κύρια λειτουργία του αίματος είναι η μεταφορά του οξυγόνου προς τους ιστούς και η μεταφορά του διοξειδίου του άνθρακα από τους ιστούς στους πνεύμονες. Πέρα από οξυγόνο, το αίμα μεταφέρει στους ιστούς και θρεπτικά συστατικά από το πεπτικό σύστημα, όπως επίσης και απόβλητα στα νεφρά για απομάκρυνση από το σώμα. Ακόμα, μεταφέρει ορμόνες από ενδοκρινικά κύτταρα στα κύτταρα-στόχους τους και μεταθέτει βλαστικά κύτταρα από το μυελό των οστών στους ιστούς.

Προστασία. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, το αίμα μπορεί να αυξήσει το ροή του αίματος σε μια μολυσμένη περιοχή με σκοπό την εξάλειψη της μόλυνσης, αυτός είναι ο μηχανισμός της φλεγμονής. Ξένοι μικροοργανισμοί και καρκινικά κύτταρα καταστρέφονται από τα λευκά αιμοσφαίρια, ενώ παθογόνοι οργανισμοί αντιμετωπίζονται από αντισώματα και άλλες πρωτεΐνες. Τα αιμοπετάλια προκαλούν την πήξη του αίματος, που καταλήγει στην αιμόσταση, σε περίπτωση αιμορραγίας.

Ρύθμιση. Αλλαγές στη ροή του αίματος και δρομολόγηση περισσότερου αίματος στο δέρμα βοηθάει στην ρύθμιση της θερμοκρασίας του οργανισμού, δηλαδή στην ομοιόσταση. Επίσης, το αίμα έχει διάφορες πρωτεΐνες οι οποίες ρυθμίζουν οξέα και βάσεις, σταθεροποιώντας το pH των εξωκυτταρικών υγρών.

1.1.1.3 Η καρδιά.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η καρδιά είναι ένας κοίλος μυς που λειτουργεί ως αντλία για να ωθήσει το αίμα. Η καρδιά είναι στην ουσία δύο ξεχωριστές αντλίες, η αριστερή και η δεξιά καρδιά. Η δεξιά καρδιά οδηγεί αίμα προς τους πνεύμονες, ενώ η αριστερή καρδιά οδηγεί αίμα προς τους ιστούς. Στην εικόνα 1.4 φαίνονται τα μέρη της καρδιάς.

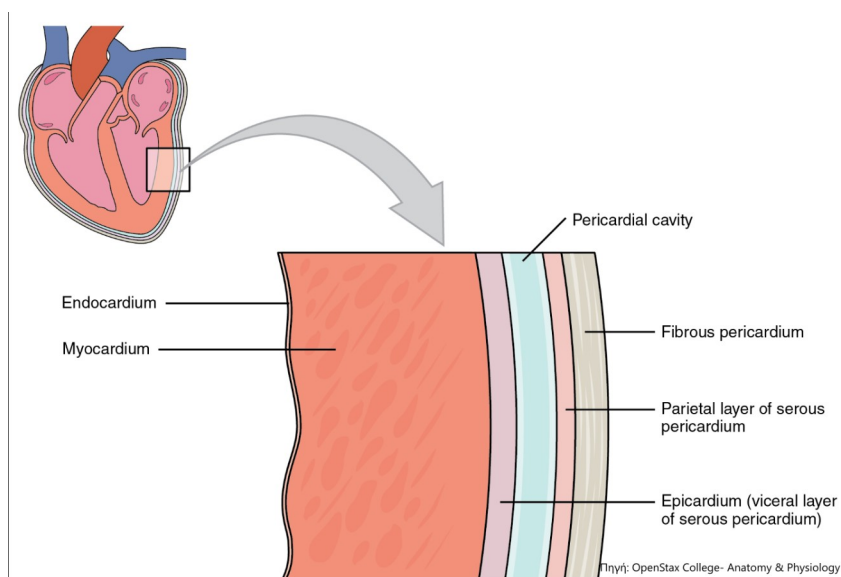


Πηγή: Βιολογία α λυκείου Δρ. Καστορίνης

Εικόνα 1.4 Τα μέρη της καρδιάς. http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index.html

1.1.1.4 Περικαρδιακές μεμβράνες

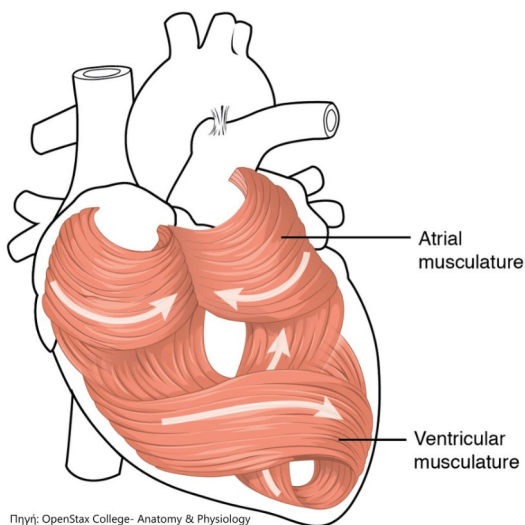
Γύρω από την καρδιά υπάρχει το περικάρδιο, μια μεμβράνη με τρεις στρώσεις η οποία καλύπτει την καρδιά και την προστατεύει. Το ινώδες περικάρδιο, είναι μια χοντρή στρώση συνδετικού ιστού η οποία είναι προσκολλημένη στο στέρνο, στη σπονδυλική στήλη και στο διάφραγμα. Με αυτόν τον τρόπο κρατάει σταθερή την καρδιά και την προστατεύει από κραδασμούς. Το βρεγματικό και το σπλαχνικό περικάρδιο έρχονται μετά. Ανάμεσα στο βρεγματικό και στο σπλαχνικό υπάρχει η περικαρδιακή κοιλότητα, ένα κενό ανάμεσα στις δύο στρώσεις γεμάτο με λιπαντικό υγρό, περίπου 50mL, το οποίο επιτρέπει στην καρδιά να πάλλεται(Εικόνα 1.6). Στην εικόνα 1.5 φαίνονται τα καρδιακά τοιχώματα. Το σπλαχνικό περικάρδιο λέγεται και επικάρδιο και θα αναφερθεί και ακριβώς παρακάτω.



Εικόνα 1.5 Τα καρδιακά τοιχώματα. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>

Η εξωτερική στρώση, το επικάρδιο, αποτελείται από μια στρώση επιθήλιων κυττάρων και λίπους πάνω σε μια στρώση συνδετικού ιστού, ο οποίος εκκρίνει λιπαντικό υγρό, το οποίο λιπαίνει την περικαρδιακή κοιλότητα, και υποστηρίζει την υπόλοιπη καρδιά. Στο επικάρδιο επίσης, βρίσκονται τα αιμοφόρα αγγεία της καρδιάς, τα στεφανιαία αιμοφόρα αγγεία, τα οποία αιματώνουν τα τοιχώματα της καρδιάς.

Η μεσαία στρώση, το μυοκάρδιο, το οποίο φαίνεται στην εικόνα 1.7, αποτελείται κυρίως από μυικό ιστό που προκαλεί τις συσπάσεις της καρδιάς. Υπεύθυνο για τη σύσπαση του μυοκαρδίου είναι το περιφερικό νευρικό σύστημα. Το μυοκάρδιο είναι η παχύτερη από τις στρώσεις, έχει διαφορετικό πάχος σε διάφορα σημεία της καρδιάς. Στο δεξιό κόλπο της καρδιάς υπάρχει ο φλεβόκομβος, ο οποίος αποτελείται από ειδικά μυικά κύτταρα, ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς ο οποίος καθορίζει το ρυθμό του καρδιακού κύκλου.



Εικόνα 1.6 Το μυοκάρδιο.

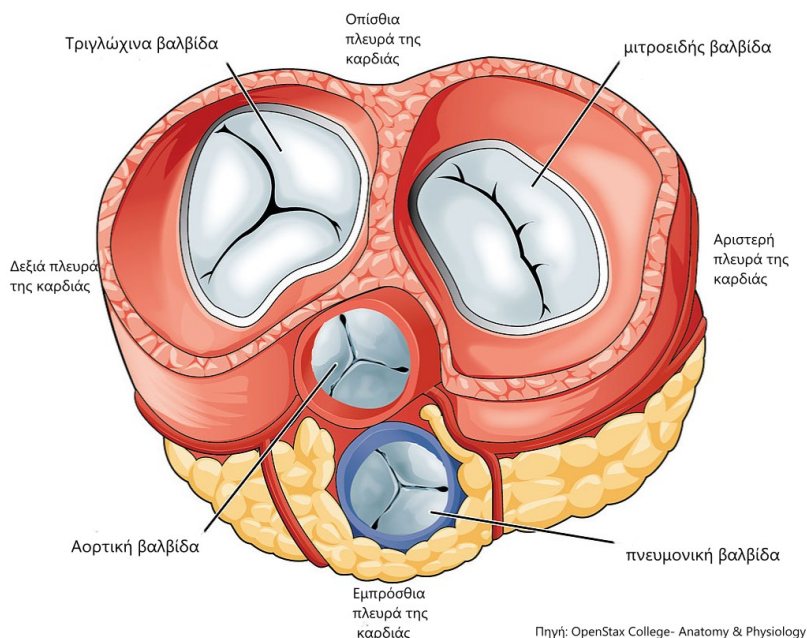
<https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>

Η τελευταία, εσωτερική στρώση του καρδιακού τοιχώματος, το ενδοκάριο, είναι μια λεπτή μεμβράνη που καλύπτει τους θαλάμους της καρδιάς, τις βαλβίδες και τους μικρούς μύες που είναι υπεύθυνοι για τον έλεγχο των βαλβιδών. Όπως και το ενδοθήλιο που υπάρχει στο εσωτερικό τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων, το ενδοκάριο αποτελείται από χαλαρό συνδετικό ιστό και επιθηλιακό ιστό.

1.1.1.5 Οι βαλβίδες

Η καρδιά (στα θηλαστικά) περιέχει τέσσερις βαλβίδες, κάθε μια από αυτές επιτρέπει το αίμα να ρέει μονάχα προς μια κατεύθυνση, οι βαλβίδες και η δομή τους φαίνεται στην εικόνα 1.8. Η μιτροειδής βαλβίδα στο αριστερό ημικάρδιο και η τριγλώχινα στο δεξιό ημικάρδιο, λέγονται κολποκοιλιακές βαλβίδες καθώς βρίσκονται ανάμεσα στον κάθε κόλπο και κοιλία. Επιτρέπουν το αίμα να ρέει μονάχα από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες ανοίγουν όταν συστέλλονται οι κόλποι έτσι ώστε το αίμα να φτάσει στις κοιλίες. Όταν όμως συστέλλονται οι κοιλίες, οι βαλβίδες αυτές κλείνουν για να μην μπορέσει το αίμα να επιστρέψει στους κόλπους. Η συστολή αυτών των βαλβιδών παράγει τον πρώτο καρδιακό ήχο.

Οι βαλβίδες που συνδέουν τις κοιλίες με το συστηματικό και το πνευμονικό κύκλωμα λέγονται μηννοειδείς. Υπάρχουν πάλι δύο, η αορτική η οποία ελέγχει την κυκλοφορία του αίματος ανάμεσα στην αριστερή κοιλία και την αορτή, και η πνευμονική βαλβίδα, η οποία ελέγχει την κυκλοφορία του αίματος ανάμεσα στη δεξιά κοιλία και τη πνευμονική αρτηρία. Η συστολή των μηννοειδών βαλβιδών παράγει τον δεύτερο καρδιακό ήχο.



Εικόνα 1.7 Οι βαλβίδες. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>

1.1.1.6 Συστηματικό και Πνευμονικό κύκλωμα.

Η καρδιά, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, αποτελείται από τέσσερεις θαλάμους, δύο κόλπους και δύο κοιλίες, με κάθε ημικάρδιο να αποτελείται από έναν κόλπο και μια κοιλία.

Στο πάνω μέρος της καρδιάς βρίσκονται οι κόλποι, οι οποίοι υποδέχονται αίμα από τα αιμοφόρα αγγεία. Με τη συστολή των κόλπων και το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων το αίμα που υπήρχε στους κόλπους ωθείται στις κοιλίες. Οι κοιλίες, λόγω της μεγαλύτερης πίεσης που πρέπει να ασκήσουν για να ωθήσουν το αίμα προς τα αιμοφόρα αγγεία, έχουν πιο χοντρά τοιχώματα από ότι οι κοιλίες.

Τα δύο ημικάρδια ωθούν αίμα προς δύο διαφορετικά κυκλώματα(Εικόνα 1.1). Το δεξιό ημικάρδιο στέλνει μη οξυγονωμένο αίμα στο πνευμονικό κύκλωμα. Το πνευμονικό κύκλωμα περιγράφει τη διαδρομή που διασχίζει το αίμα που φεύγει από την καρδιά με σκοπό να οξυγονωθεί στους πνεύμονες και μετά να επιστρέψει, οξυγονωμένο πλέον, στον αριστερό κόλπο. Το συστηματικό κύκλωμα περιγράφει τη διαδρομή του οξυγονωμένου αίματος από την κοιλία του αριστερού ημικαρδίου, μέσω της αρτηής προς όλους τους ιστούς, και έπειτα την επιστροφή του μη οξυγονωμένου αίματος στον κόλπο του δεξιού ημικαρδίου. Τα δύο κυκλώματα και οι κυκλοφορίες τους φαίνονται στην εικόνα 1.9.

1.1.2 Η φυσιολογία της καρδιάς.

1.1.2.1 Ο καρδιακός κύκλος

Για να δωθεί κίνηση στο αίμα, η καρδιά συστέλλεται και διαστέλλεται διαδοχικά. Ο καρδιακός κύκλος περιγράφει τη σειρά των συμβάντων για έναν ολόκληρο παλμό της καρδιάς. Ένας καρδιακός κύκλος ολοκληρώνεται όταν η καρδιά γεμίζει με αίμα και το αίμα αντλείται έξω από την καρδιά. Αποτελείται από δύο διαδικασίες, τη διαστολή και τη συστολή. Στη διαστολή οι μύες είναι χαλαροί και οι θάλαμοι γεμίζουν με αίμα. Στη συστολή οι μύες σφίγγουν και το αίμα αντλείται από τους θαλάμους.

Η διαδικασία της συστολής αποτελείται από δύο φάσεις, τη φάση της κολπικής συστολής(1), και τη φάση της εξώθησης(2). Η διαδικασία της διαστολής αποτελείται επίσης από δύο φάσεις, τη φάση της χάλασης(3) και την φάση της πλήρωσης(4)

Οι διαδικασίες της συστολής και διαστολής χωρίζονται σε συγκεκριμένες φάσεις, οι οποίες φαίνονται στην εικόνα 1.10.

Φάση 1η. Κολπική εκπόλωση/συστολή. Ο καρδιακός κύκλος ξεκινά με την εκπόλωση του φλεβοκόμβου, ο οποίος ερεθίζει και ακπολώνει τους κόλπους. Αυτό είναι το κύμα P στο ΗΚΓ. Η κολπική συστολή ξεκινά λίγο μετά το κύμα P και προκαλεί αύξηση της πίεσης στους κόλπους, στέλνοντας έτσι το αίμα στις κοιλίες. Όπως αδειάζει το αίμα από τους κόλπους και η πίεση στις κοιλίες ξεπερνάει την πίεση στους κόλπους, οι κολποκοιλιακές βαλβίδες κλείνουν. Το κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβιδών παράγει τον πρώτο ήχο της καρδιάς. Σε αυτό το σημείο ξεκινά η φάση της συστολής.

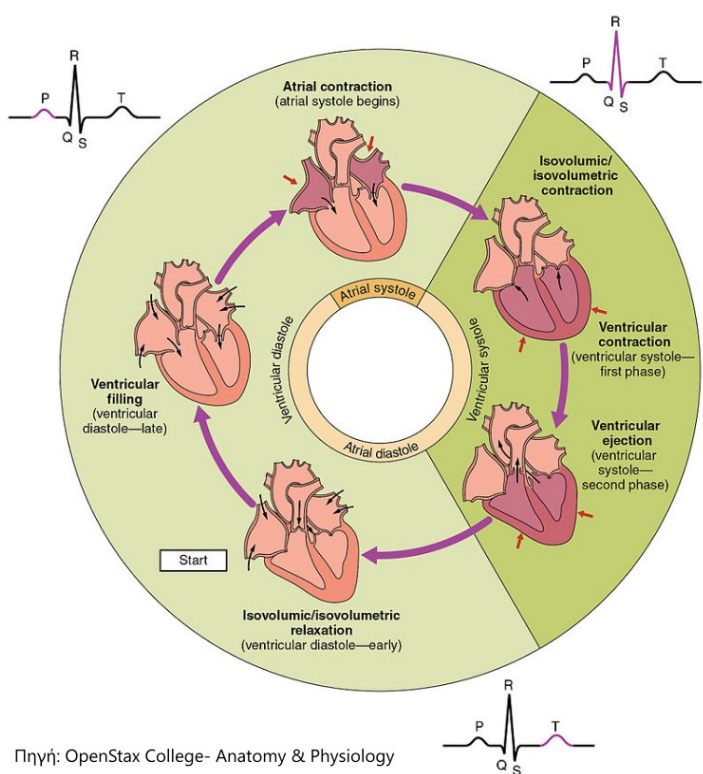
Φάση 2η. Ισοογκική συστολή. Σε αυτό το σημείο συμβαίνει και η κοιλιακή εκπόλωση, η οποία αναπαριστάται από το σύμπλεγμα QRS στο ΗΚΓ. Οι κοιλίες ξεκινάνε να συστέλλονται, αυξάνοντας την πίεση στο εσωτερικό τους, χωρίς όμως να ανοίγουν οι ημισεληνιακές βαλβίδες.

Φάση 3η. Ταχεία εξώθηση. Όταν η πίεση στους κόλπους ξεπεράσει την πίεση της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας, ανοίγουν οι μηνοειδείς βαλβίδες και το αίμα αντλείται από τις βαλβίδες προς την αορτή και την πνευμονική αρτηρία.

Φάση 4η. Βραδεία εξώθηση. Σε αυτό το σημείο ξεκινάει η επαναπόλωση των κοιλίων, η οποία αναπαριστάται από το κύμα T στο ΗΚΓ. Η πίεση στις κοιλίες μειώνεται και η ισχύς της εξώθησης μειώνεται. Όταν η πίεση στις κοιλίες πέσει κάτω από την πίεση στην αορτή και την πνευμονική αρτηρία, οι μηνοειδείς βαλβίδες κλείνουν. Σε αυτό το σημείο τελειώνει η διαδικασία της συστολής και ξεκινά η διαδικασία της διαστολής. Το κλείσιμο των μηνοειδών βαλβιδών παράγει τον δεύτερο καρδιακό ήχο.

Φάση 5η. Ισοογκική χαλάρωση. Οι κοιλίες χαλαρώνουν, όλες οι βαλβίδες είναι κλειστές. Οι κόλποι γεμίζουν με αίμα και η κολπική πίεση αυξάνεται αργά.

Φάση 6η. Κοιλιακή πλήρωση. Ξεκινά όταν η πίεση στους κόλπους ξεπεράσει την πίεση στις κοιλίες, ανοίγοντας έτσι τις κολποκοιλιακές βαλβίδες και επιτρέπει το αίμα να ρέει προς τις κοιλίες. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, Eleventh Edition



Εικόνα 1.8 Ο καρδιακός κύκλος. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/19-3-cardiac-cycle>

1.1.2.2 Η μηχανική λειτουργία της καρδιάς.

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, το μη οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στον δεξή κόλπο της καρδιάς μέσω της κοίλης φλέβας, από εκεί πηγαίνει στην δεξιά κοιλία μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας.

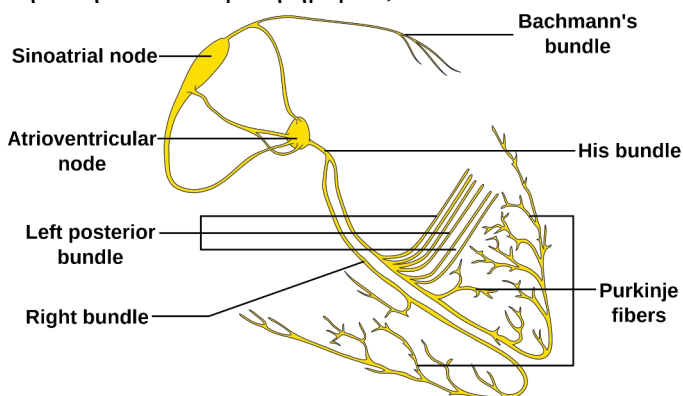
Αφού γεμίσει με αίμα η κοιλία, η τριγλώχινια βαλβίδα κλείνει και η κοιλία συστέλλεται και το αίμα ωθείται μέσω της πνευμονικής βαλβίδας, η οποία ανοίγει όταν η πίεση στην κοιλία ξεπεράσει την πίεση στην πνευμονική αρτηρία, στην πνευμονική αρτηρία και μέσω αυτής στους πνεύμονες.

Στους πνεύμονες, το διοξείδιο του άνθρακα αποβάλλεται από το αίμα και έπειτα από τον οργανισμό και οξυγόνο προσκολλάται στα ερυθρά αιμοσφαίρια. Το οξυγονωμένο πλέον αίμα κινείται μέσω της πνευμονικής φλέβας και γεμίζει τον αριστερό κόλπο, τότε ανοίγει η μιτροειδής βαλβίδα και το αίμα γεμίζει την αριστερή κοιλία. Η κοιλία γεμίζει με αίμα, η μιτροειδής βαλβίδα κλείνει και ξεκινάει η συστολή των τοιχωμάτων της με όλες τις βαλβίδες να είναι κλειστές, όταν η πίεση στην κοιλία ξεπεράσει την πίεση στην αορτή, τότε ανοίγει η αορτική βαλβίδα και το αίμα ωθείται προς τους ιστούς.

1.1.2.3 Η ηλεκτρική λειτουργία της καρδιάς.

Στο δεξιό κόλπο της καρδιάς υπάρχει ο φλεβοκόμβος(εικόνα 1.11), ο οποίος αποτελείται από ειδικά μυικά κύτταρα, ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς ο οποίος καθορίζει το ρυθμό του καρδιακού κύκλου. Ο φλεβοκόμβος δημιουργεί το ηλεκτρικό σήμα που διεγείρει τα κύτταρα. Αρχικά διεγείρει τα μυικά κύτταρα στους κόλπους της καρδιάς, τα οποία συσφίγγουν και προκαλούν την συστολή των κόλπων και την αποστολή του αίματος στις κοιλίες. Έπειτα πηγαίνει στον κολποκοιλιακό κόμβο, ο οποίος το καθυστερεί για περίπου ένα με δύο δέκατα του δευτερολέπτου και έπειτα πηγαίνει στα μυικά κύτταρα στις κοιλίες, οι οποίες συστέλλονται και προωθούν το αίμα στους ιστούς και στους πνεύμονες.

Τα κύτταρα όταν είναι σε κατάσταση ηρεμίας έχουν αρνητικό μεμβρανικό δυναμικό, δηλαδή το δυναμικό στο εσωτερικό του κυττάρου είναι φορτισμένο σε σχέση με το εξωτερικό του. Αν το κύτταρο δεχθεί ηλεκτρικό σήμα το οποίο ξεπερνάει το δυναμικό κατωφλιού, τότε το κύτταρο εκπολώνεται, αντιστρέφεται η πολικότητά του και αυξάνεται η τάση του. Αυτό το ηλεκτρικό σήμα διαδίδεται σε όλα τα γειτονικά μυικά κύτταρα της καρδιάς, πηγαίνει από το ένα στο επόμενο και τα εκπολώνει. Αφού η τάση στο κύτταρο φτάσει στη μέγιστη τιμή της και έχει γίνει συστολή του μυ, το κύτταρο μπαίνει στη φάση της αποπόλωσης και επιστρέφει στο αρχικό του, αρνητικό δυναμικό, δηλαδή στο δυναμική ηρεμίας.



Εικόνα

1.9

Ο

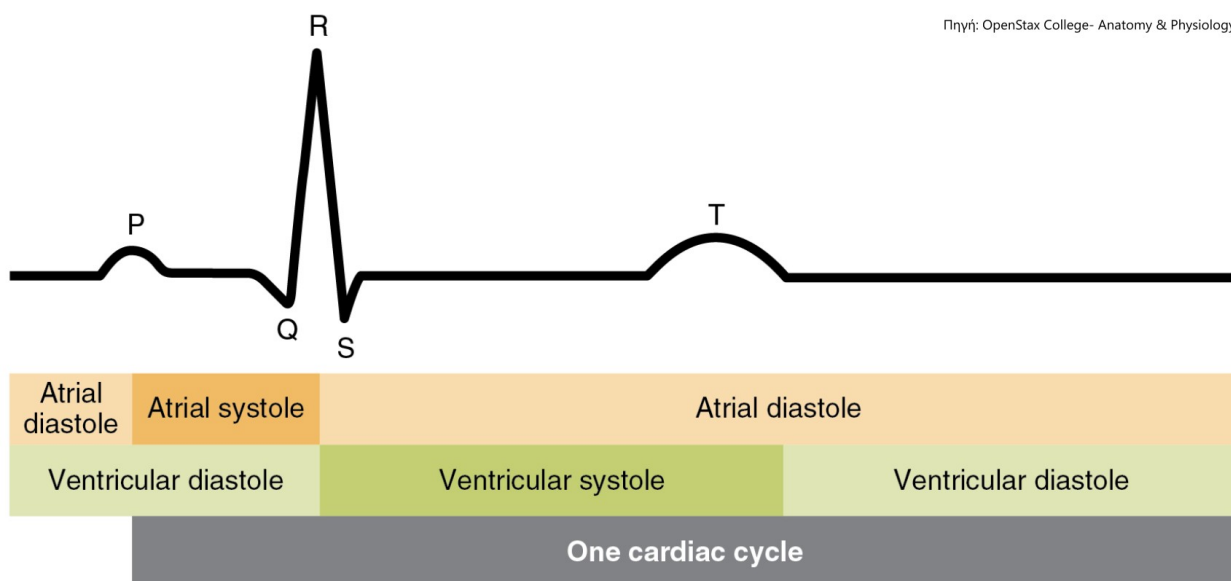
φλεβοκόμβος

https://en.wikipedia.org/wiki/Electrical_conduction_system_of_the_heart

1.1.2.4 Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα(εικόνα 1.10) προσφέρει μια αναπαράσταση των ηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς. Σε φυσιολογικές συνθήκες, δηλαδή σε έναν εξεταζόμενο που δεν έχει κάποιο πρόβλημα στην καρδιά και δεν υπάρχει κάποια πηγή θορύβου, το καρδιογράφημα παρουσιάζει την εξής μορφή.

Αποτελείται από συγκεκριμένα διαδοχικά κύματα. Το κύμα P, το οποίο ωφείλεται στην εκπόλωση των κόλπων, το σύμπλεγμα QRS, το οποίο ωφείλεται στην εκπόλωση των κοιλίων, και στο κύμα T, το οποίο ωφείλεται στην επαναπόλωση των κοιλίων.



Εικόνα 1.10 Το φυσιολογικό ΗΚΓ.<https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/19-3-cardiac-cycle>

1.1.3 Προβλήματα στην καρδιά

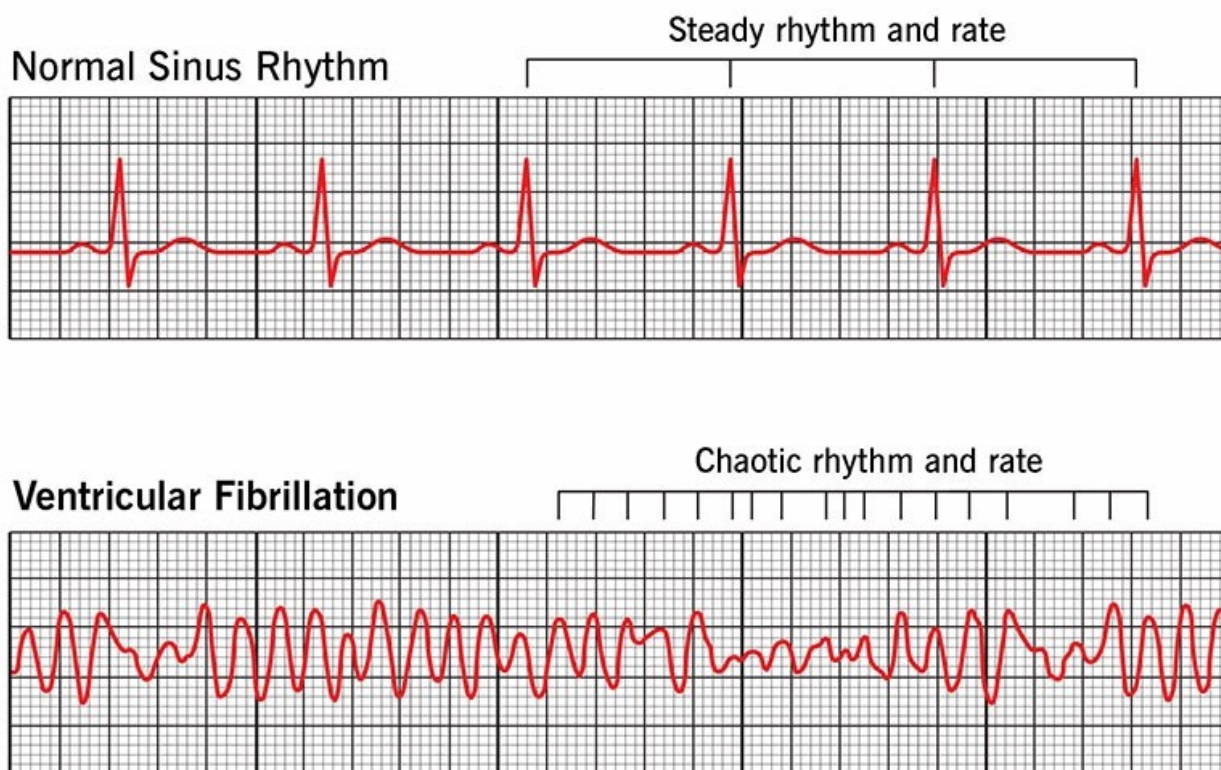
1.1.3.1 Αρρυθμίες.

Ως αρρυθμία χαρακτηρίζεται οποιαδήποτε ανωμαλία στον καρδιακό ρυθμό. Αυτή μπορεί να είναι ένας υπερβολικά ταχύς ρυθμός σε κατάσταση ηρεμίας, δηλαδή μεγαλύτερος από 100 bpm σε ενήλικες, αυτή η αρρυθμία ονομάζεται ταχυκαρδία και μπορεί να οδηγήσει σε λιποθυμία και θρόμβωση.

Όταν ο καρδιακός ρυθμός είναι υπερβολικά αργός, δηλαδή μικρότερος από 60 bpm σε ενήλικες (οι οποίοι δεν είναι αθλητές), τότε ο εξεταζόμενος υποφέρει από βραχυκαρδία. Η βραχυκαρδία μπορεί να οδηγήσει σε αδιαθεσία, ζαλάδα και λιποθυμία.

Το τελευταίο είδος αρρυθμίας, και το πιο επικίνδυνο, είναι η κοιλιακή μαρμαρυγή. Η καρδιά χάνει τον ρυθμό της και ο ασθενής οδηγείται σε καρδιακή ανακοπή. Ένα παράδειγμα κοιλιακής μαρμαρυγής φαίνεται στην εικόνα 1.11. Οι κοιλίες, αντί να συσπώνται ρυθμικά, τρέμουν τυχαία και

το αίμα δεν μπορεί να περάσει στις αρτηρίες. Στο ΗΚΓ το σήμα χάνει τελείως τη μορφή του και δεν αναγνωρίζεται καμία από τις κορυφές του.



Πηγή: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21878-ventricular-fibrillation>

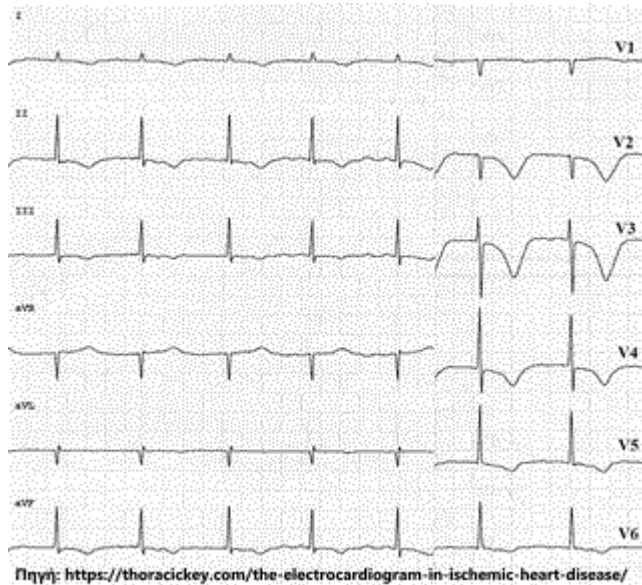
©2021 Cleveland Clinic

Εικόνα 1.11 Παράδειγμα κοιλιακής μαρμαρυγής σε σχέση με φυσιολογικό ΗΚΓ. <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21878-ventricular-fibrillation>

1.3.2 Στεφανιαία νόσος.

Επίσης γνωστή ως ισχαιμία του μυοκαρδίου. Η στεφανιαία νόσος εκφράζει τη στένωση των στεφανιαίων αρτηριών από χοληστερόλη στα τοιχώματά τους και την αδυναμία αυτών να στείλουν επαρκές αίμα στην καρδιά. Ως σύμπτωμα μπορεί ο ασθενής να νιώθει στηθάγχη, δηλαδή πίεση στο στήθος, πόνο σε κάποιοάλλο μέρος του σώματος, δύσπνοια, ναυτία ή ταχυκαρδία. Ορισμένες φορές όμως, το πρώτο σύμπτωμα που αντιλαμβάνεται ο ασθενής είναι το έμφραγμα.

Η στεφανιαία νόσος εμφανίζεται στο καρδιογράφημα ως ανωμαλία στο διάστημα ST, ή στο κύμα T, το οποίο μπορεί να εμφανίζεται ως ανεστραμμένο, παράδειγμα ασθενή που υποφέρει από στεφανιαία νό εμφανίζεται στην εικόνα 1.14.



Εικόνα 1.12 Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα φαίνεται το ανεστραμμένο κύμα T το οποίο εκφράζει ύπαρξη στεφανιαίας νόσου. <https://thoracickey.com/the-electrocardiogram-in-ischemic-heart-disease/>

1.2. Ο Καρδιογράφος.

1.2.1 Βιοσήματα της καρδιάς.

Ήχοι ή διαφορές δυναμικού, ή μεταβολές στην πίεση ή στην πυκνότητα, ή όποια άλλη μορφή σήματος που ωφείλονται στη λειτουργία του οργανισμού, αυτά τα σήματα μπορούν να προσφέρουν πληροφορίες για τις λειτουργίες που τα παράγουν και ονομάζονται βιοσήματα.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα, το οποίο θα συζητηθεί παρακάτω και στο οποίο θα βασιστεί η κατασκευή, αποτελεί ηλεκτρικό σήμα, δηλαδή διαφορά δυναμικού που ωφείλεται στην εκπόλωση του μυοκαρδίου από τον φλεβοκόμβο.

1.2.2 Άλλοι τρόποι παρατήρησης της λειτουργίας της καρδιάς.

Καρδιακοί ήχοι

Το κλείσιμο των καρδιακών βαλβίδων, και η πίεση που αυτό προκαλεί, παράγει δύο διακριτούς, διαδοχικούς ήχους. Αυτός είναι ο ήχος που ακούγεται με το στηθοσκόπιο, ή αυτό το χτύπημα που νιώθουμε όταν ακουμπάμε το χέρι στο στήθος. Πρώτος ακούγεται ο ήχος που ωφείλεται στο κλείσιμο των κοιλιοκοιλιακών βαλβίδων, ο S1. Δεύτερος ακούγεται ο ήχος που ωφείλεται στο κλείσιμο των μηννοειδών βαλβίδων, ο S2. Αυτοί οι ήχοι παρέχουν πληροφορίες που μπορούν να δείξουν αν ο ασθενής υποφέρει από ταχυκαρδία, βραδυκαρδία, αρρυθμία ή φυσήματα.

Φωτοπληθυσμογραφία.

Η φωτοπληθυσμογραφία βασίζεται στην παρατήρηση της αλλαγής των οπτικών ιδιοτήτων μιας περιοχής του δέρματος που συμβαίνουν λόγω της αλλαγής του όγκου του αίματος στην περιοχή αυτή.

Με κάθε καρδιακό κύκλο η καρδιά αντλεί αίμα προς τα αγγεία. Όταν το νέο αίμα φτάνει στα αγγεία, τα φουσκώνει, με αποτέλεσμα να επηρεάζει τις οπτικές τους ιδιότητες. Ένας φωτοπληθυσμογράφος χρησιμοποιεί το φως από ένα LED και μια φωτοδίοδο για να παρατηρήσει το φως που διαχέεται ή ανακλάται και ανάλογα με το ποσοστό του φωτός που διαχέεται ή ανακλάται σε κάθε χρονική στιγμή βρίσκεται ο καρδιακός παλμός.

1.2.3 Τι είναι ένας καρδιογράφος.

Ο πιο κοινός τρόπος της παρατήρησης της δραστηριότητας της καρδιάς είναι με την χρήση του ηλεκτροκαρδιογράφου. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος εφευρέθηκε στο τέλος του 19ου αιώνα και βασίζεται στο ότι το ηλεκτρικό σήμα το οποίο δημιουργείται κατά τη λειτουργία της καρδιάς διαδίδεται μέχρι και στο δέρμα και από εκεί μπορεί να ανιχνευτεί με τη χρήση ηλεκτροδίων.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα ανιχνεύει τον παλμό και τον ρυθμό της καρδιάς. Μπορεί να παρέχει πληροφορίες σχετικά με πολλές παθήσεις της καρδιάς όπως αρρυθμίες, μπλοκαρισμένες αρτηρίες. Επίσης, μπορεί να καθορίσει το αν ο ασθενής έχει υποστεί στο παρελθόν καρδιακή προσβολή. Είναι μη επεμβατική τεχνική, οπότε η εξέταση μπορεί να επαναληφθεί όσο συχνά χρειάζεται, ή και να διαρκέσει για μέρες, όπως σε ένα monitor Holter.

Στο καρδιογράφημα χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια για τη καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών της καρδιάς. Συγκεκριμένα, τα ηλεκτρόδια καταγράφουν τη διαφορά στην τάση που ωφείλεται στην αποπόλωση και επαναπόλωση των μυών.

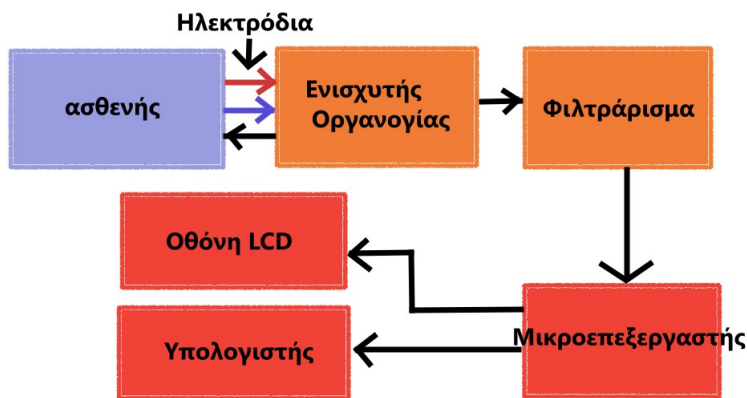
Το αποτέλεσμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος εμφανίζεται σε ένα διάγραμμα με τον οριζόντιο άξονα να αντιπροσωπεύει τον χρόνο και τον κάθετο να αντιπροσωπεύει την διαφορά στην τάση που ανιχνεύουν τα ηλεκτρόδια.

Η καταγραφή ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος παριστάνει μια συνεχή ακολουθία από τρεις κορυφές. Αυτές οι κορυφές είναι το κύμα P, το οποίο αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κόλπων. Το σύμπλεγμα QRS, το οποίο αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κοιλίων. Και τέλος, το κύμα T, το οποίο αντιστοιχεί στην επαναπόλωση των κοιλίων. Η αποπόλωση των κόλπων δεν εμφανίζεται στην καταγραφή, καθώς συμβαίνει την ίδια στιγμή με το σύμπλεγμα QRS και καλύπτεται από αυτό.

Αρχή λειτουργίας καρδιογράφου.

Ένας ηλεκτροκαρδιογράφος ανιχνεύει τη διαφορά δυναμικού που ωφείλεται στην εκπόλωση των καρδιακών μυών, αλλά επειδή αυτό το σήμα ανιχνεύεται στην επιφάνεια του δέρματος και έχει υποστεί μεγάλη απόσβεση το σήμα που φθάνει στο δέρμα είναι περίπου 1mV. Για αυτόν τον λόγο το σήμα αυτό πρέπει να ενισχυθεί με τη βοήθεια ενός ειδικού διαφορικού ενισχυτή, του ενισχυτή οργανολογίας.

Η απαγωγή ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος ξεκινάει με την τοποθέτηση ειδικών ηλεκτροδίων στα άκρα του εξεταζόμενου, για υψηλότερη ακρίβεια, μπορούν να τοποθετηθούν ηλεκτρόδια και γύρω από την καρδιά. Τα ηλεκτρόδια στα χέρια και γύρω από την καρδιά ανιχνεύουν την διαφορά δυναμικού, ενώ το ηλεκτρόδιο που βρίσκεται στο πόδι δίνει τη γείωση και εξαλείφει το κοινό σήμα μέσω κυκλώματος οδήγησης δεξιού ποδιού. Η διαφορά σήματος που ανιχνεύεται, ενισχύεται από έναν ενισχυτή οργανολογίας και το ενισχυμένο πλέον σήμα περνάει από ένα φίλτρο φίλτρου για να αφαιρεθεί ο θόρυβος και τέλος πηγαίνει στον μικροελεγκτή για επεξεργασία και έπειτα για καταγραφή και εμφάνιση.



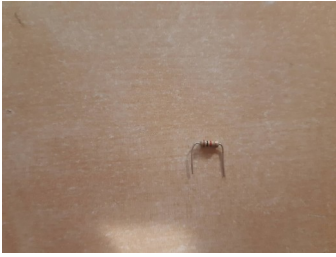
Εικόνα 1.13 Block Diagram ηλεκτροκαρδιογράφου.

1.2.4 Θεωρία ηλεκτρονικών κυκλωμάτων.

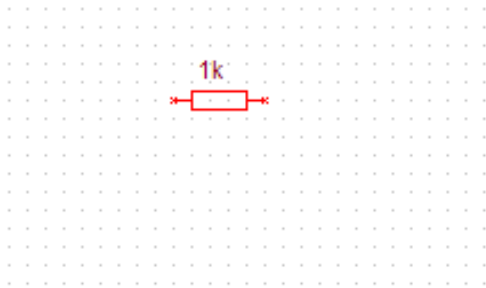
Ο ηλεκτροκαρδιογράφος αποτελείται από διάφορα βασικά ηλεκτρονικά κυκλώματα. Αυτά είναι ενισχυτές, buffers και φίλτρα. Αυτά τα κυκλώματα αποτελούνται από βασικά εξαρτήματα, όπως αντιστάτες, πυκνωτές, ποτενσιόμετρα και τελεστικούς. Παρακάτω θα εξηγηθούν συνοπτικά αυτά τα βασικά εξαρτήματα.

Αντιστάτες

Ένας αντιστάτης είναι ένας μικρός κύλινδρος, κατασκευασμένος από άνθρακα, με δύο ακροδέκτες, του οποίου η λειτουργία είναι να περιορίζει τη ροή του ρεύματος. Στην κατασκευή χρησιμοποιείται για τη ρύθμιση του κέρδους στους ενισχυτές, για τη ρύθμιση της συχνότητας αποκοπής στα φίλτρα, και στη ρύθμιση του διαίρετη τάσης.



Εικόνα 1.14 Ένας αντιστάτης 1κΩ.



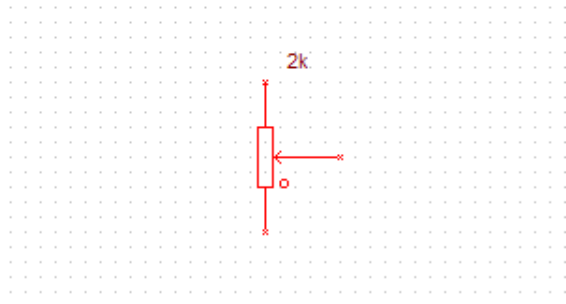
Εικόνα 1.15 Το σύμβολο του αντιστάτη.

Ποτενσιόμετρο.

Είναι ένας μεταβλητός αντιστάτης με 3 ακροδέκτες, ο οποίος ρυθμίζεται με το στρίψιμο ενός διακόπτη. Στην κατασκευή χρησιμοποιείται ως διαιρέτης τάσης για τον καθορισμό της φωτεινότητας της οθόνης LCD.



Εικόνα 1.16 Το ποτενσιόμετρο στην κατασκευή.



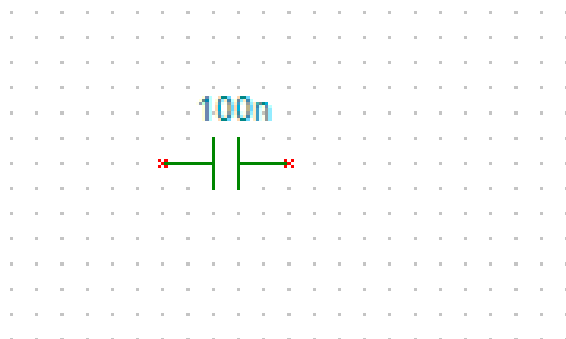
Εικόνα 1.17 Το σύμβολο του ποτενσιόμετρου.

Πυκνωτές.

Ο πυκνωτής είναι ένα εξάρτημα, συνήθως στο σχήμα στρογγυλού φακού, με δύο ακροδέκτες, του οποίου η λειτουργία είναι να αποθηκεύει ηλεκτρικό φορτίο. Αποτελείται από δύο μεταλλικές πλάκες και ένα μονωτικό υλικό ανάμεσά τους ώστε να μην έρχονται σε επαφή. Στο κύκλωμα χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με αντιστάτες για τη ρύθμιση της συχνότητας αποκοπής των φίλτρων.



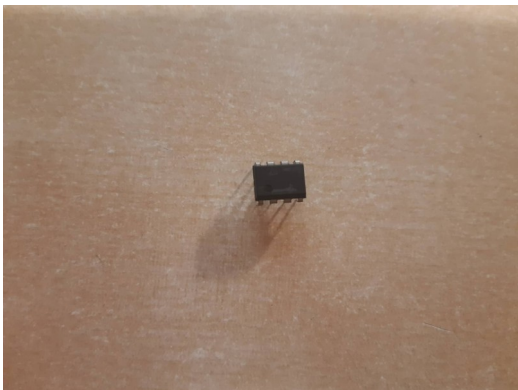
Εικόνα 1.18 Ένας πυκνωτής 100n.



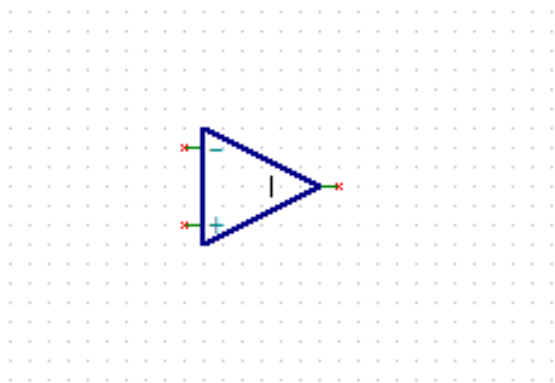
Εικόνα 1.19 Το σύμβολο του πυκνωτή.

Τελεστικοί ενισχυτές.

Ένας τελεστικός ενισχυτής έρχεται σε μορφή ολοκληρωμένου κυκλώματος με 4 ή 8 ακροδέκτες. Από μόνος του είναι μια συσκευή που ενισχύει την τάση, αλλά με την προσθήκη διαφόρων συνδυασμών αντιστάσεων και πυκνωτών μπορεί να αποτελέσει βάση για όλα τα κυκλώματα που θα χρησιμοποιήσουμε στην κατασκευή, όπως φίλτρα, ενισχυτή οργανολογίας και buffer.



Εικόνα 1.20 Ολοκληρωμένο lm358-p, το οποίο περιέχει δύο τελεστικούς ενισχυτές.



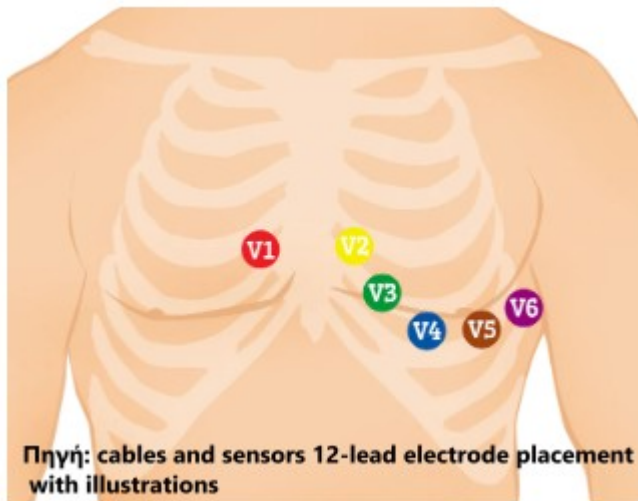
Εικόνα 1.21 Το σύμβολο των τελεστικών ενισχυτών.

1.2.5 Τύποι καρδιογράφου.

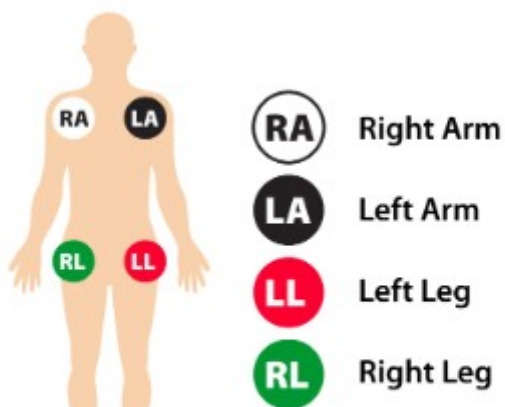
Ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών.

Το γνωστό σε όλους καρδιογράφημα που γίνεται σχεδόν κάθε φορά που πηγαίνει κάποιος για ιατρικές εξετάσεις. Γίνεται σε εξετάσεις ρουτίνας και όταν υπάρχουν συμπτώματα που μπορεί να ωφείλονται σε καρδιακό πρόβλημα, όπως πόνος στο στήθος, ισχαιμία, αρρυθμίες κλπ.

Γίνεται με την χρήση 10 ηλεκτροδίων τα οποία έχουν συνολικά 12 απαγωγές. 5 ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην αριστερή πλευρά του θώρακα, 1 ηλεκτρόδιο στη δεξιά μεριά κοντά στο κέντρο του θώρακα(εικόνα 2.10), 2 ηλεκτρόδια στους ώμους και 2 ηλεκτρόδια στα πόδια τα οποία για λόγους ευκολίας μπορούν να τοποθετηθούν οπουδήποτε κάτω από το στήθος(εικόνα 2.11).



Εικόνα 1.22a θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 12 απαγωγών.



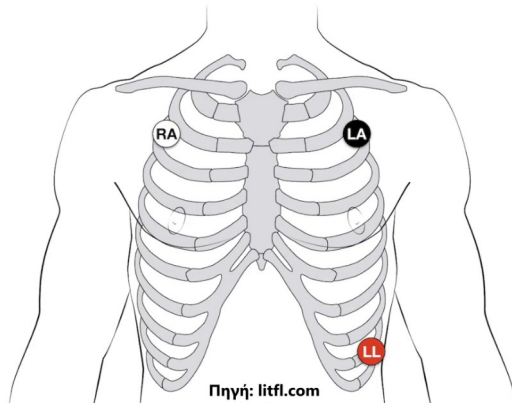
Πηγή: cables and sensors 12-lead electrode placement with illustrations

Εικόνα 1.22b Θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 12 απαγωγών.
<https://www.cablesandsensors.com/pages/12-lead-ecg-placement-guide-with-illustrations>

Ηλεκτροκαρδιογράφημα 3 απαγωγών.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια πιο απλή καρδιογραφήματος η οποία κάνει χρήση μόνο τριών ηλεκτροδίων. Δύο ηλεκτρόδια στους ώμους ή στα χέρια του ασθενή και ένα τρίτο στο δεξί του πόδι(εικόνα 2.12).

Η καταγραφή δεν είναι όσο ακριβής όσο αυτή των 12 απαγωγών και χάνονται πληροφορίες στο κομμάτι ST. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται όταν θέλουμε καταγραφή 24 ωρών.

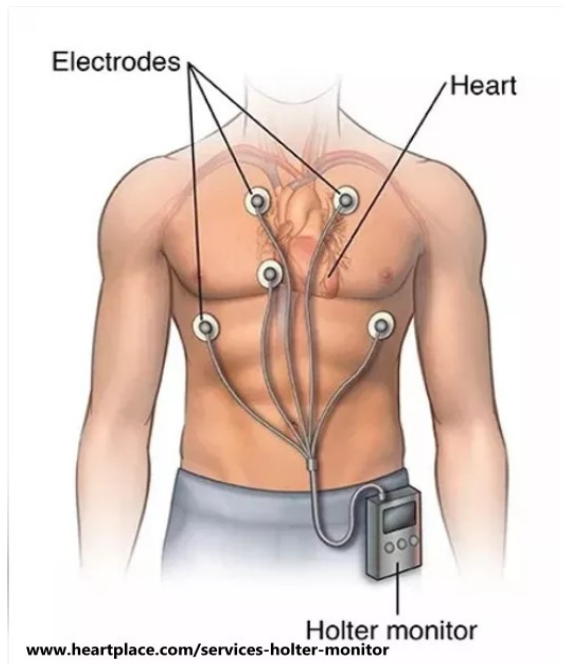


Εικόνα 1.23 Θέση των ηλεκτροδίων σε μέθοδο 3 απαγωγών. <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>

Holter Monitor.

Σε περιπτώσεις που χρειάζεται να γίνει καταγραφή ηλεκτροκαρδιογράφου για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των 24 ωρών γίνεται χρήση συσκευής Holter. Χρησιμοποιείται όταν θέλουμε να παρατηρήσουμε πιθανές διαταραχές στη καρδιά που μπορεί να μην εμφανίζονται στο χρονικό διάστημα που γίνεται το ΗΚΓ με 12 απαγωγές(μερικά λεπτά), ή να παρατηρήσουμε τη συμπεριφορά της καρδιάς κατά τη διάρκεια της ημέρας και την απόδοσή της στις διάφορες δραστηριότητες που θα κάνει ο εξεταζόμενος.

Αυτή αποτελεί έναν φορητό ΗΚΓ σε μέγεθος κινητού τηλεφώνου που φέρεται σε ζώνη γύρω από τη μέση του ασθενή. Είναι στην ουσία ένας φορητός ΗΚΓ με απαγωγή 3 ή 5 ηλεκτροδίων. Ένα μηχάνημα καταγραφής Holter φαίνεται στην εικόνα 2.13.

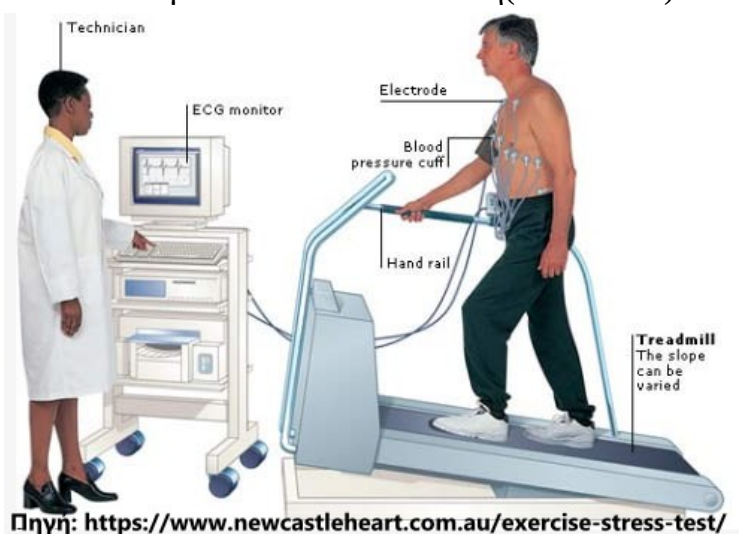


Εικόνα 1.24 Σύνδεση συσκευής Holter. <https://www.heartplace.com/services-holter-monitor>

Ηλεκτροκαρδιογραφος για τεστ κόπωσης.

Το τεστ κόπωσης γίνεται όταν θέλουμε να λάβουμε πληροφορίες για την λειτουργία της καρδιάς σε κατάσταση έντονης δραστηριότητας.

Ο ασθενής συνδέεται σε έναν καρδιογράφο με ηλεκτρόδια και έπειτα του ζητείται είτε να περπατήσει ή τρέξει σε έναν διάδρομο ή να κάνει πετάλι σε ένα στατικό ποδήλατο. Η δραστηριότητα της καρδιάς παρατηρείται καθόλη τη διάρκεια της άσκησης, η οποία διαρκεί 10 με 20 λεπτά και γίνεται όλο και πιο έντονη(εικόνα 2.14).

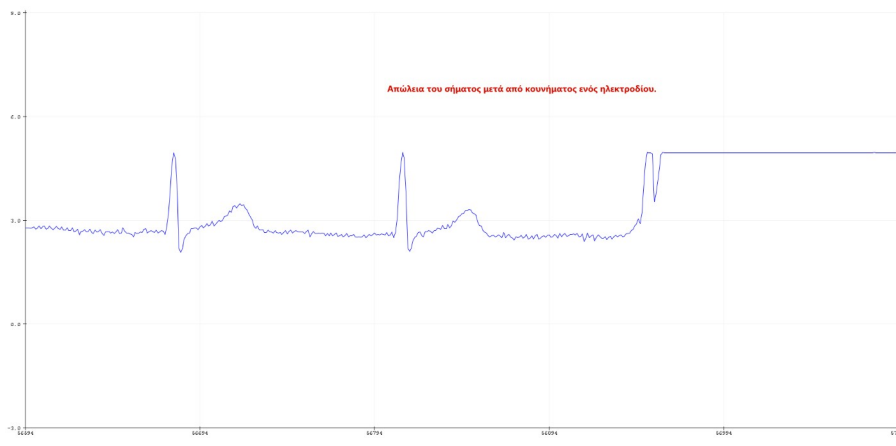


Εικόνα 1.25 Παράδειγμα τεστ κοπώσεως. <https://www.newcastleheart.com.au/exercise-stress-test/>

1.2.6 Είδη θορύβου.

1.2.6.1 Baseline drift.

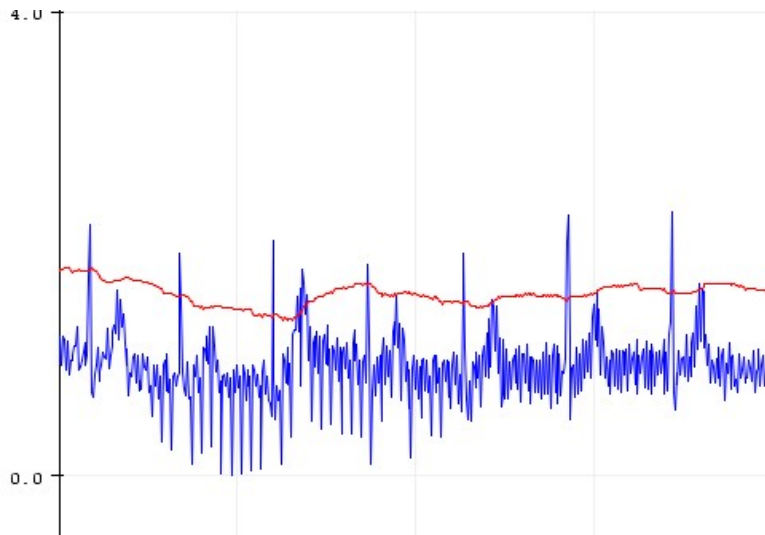
Αυτός είναι ο θόρυβος που ωφείλεται στην κίνηση του εξεταζόμενου, καθώς και στην μεταβολή της αντίστασης επαφής των ηλεκτροδίων. Έχει συχνότητα <0.5 Hz και στο γράφημα εμφανίζεται ως σήμα υψηλού πλάτους και πολύ μικρής συχνότητας. Το πλάτος του μπορεί να είναι τόσο υψηλό, που σε συνδυασμό με τον περιορισμό 0-5 V που έχει το ADC του Arduino, μπορεί να κρύψει τελείως το σήμα της καρδιάς.



Εικόνα 1.26 Φαίνεται η μεταβολή του μέσου όρου του σήματος λόγω του baseline drift να παίρνει τιμή $>5V$ και να χάνεται τελείως το σήμα.

1.2.6.2 Mains hum.

Η παρεμβολή λόγω των γραμμών τάσης είναι ένας συνεχής θόρυβος των 50/60Hz σχετικά μικρού πλάτους. Ωφείλεται στην ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή από τα γύρω καλώδια τάσης ή τη λάθος γείωση του ασθενή. Οι γραμμές τάσης παράγουν αυτό το θόρυβο, και το σώμα, δρώντας ως κεραία, το λαμβάνει.



Εικόνα 1.27 Στο γράφημα φαίνεται ο θόρυβος υψηλής συχνότητας που ωφείλεται στις γραμμές τάσης.

1.2.6.3 Θόρυβος από τη σύσπαση των μυών.

Η σύσπαση των μυών του σώματος ακολουθεί τις ίδιες αρχές με τη σύσπαση των καρδιακών μυών, δηλαδή υπάρχει μια εκπόλωση και αποπόλωση των μυών η οποία είναι ενιχνεύσιμη στο ΗΚΓ, αυτό το σήμα έχει την ίδια συχνότητα με το ΗΚΓ οπότε δεν μπορεί να εξαλειφθεί με κάποιο φίλτρο. Για να μην μας επηρεάζει την μέτρηση πρέπει ο εξεταζόμενος να είναι ακίνητος με τους μύες του χαλαρωμένους.

2.ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

2.1 Η κατασκευή

Ο καρδιογράφος που θα κατασκευαστεί έχει ως μικροελεγκτή ένα Arduino Uno και βασίζεται στην οδήγηση δεξιού ποδιού, θα λειτουργεί με 3 ηλεκτρόδια, ένα για το κάθε χέρι και ένα για το δεξί πόδι.

Σε καρδιογράφους που απαιτούν υψηλή ακρίβεια χρησιμοποιούνται 12 απαγωγές μέσω 10 ηλεκτροδίων, τα 4 στα άκρα και τα υπόλοιπα 6 γύρω από την καρδιά. Όταν πηγαίνει κάποιος σε ιατρό για να κάνει καρδιογράφημα, αυτή είναι η πιο συνηθισμένη τεχνική. Αλλά στη συγκεκριμένη κατασκευή, η οποία δεν προορίζεται για κλινική χρήση, δεν είναι τόσο σημαντική η υψηλή ακρίβεια, οπότε θα κατασκευαστεί με 3 ηλεκτρόδια.

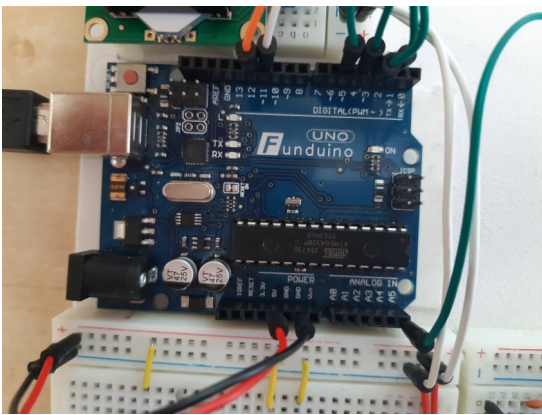
2.1.1 Τα υλικά.

2.1.1.1 Arduino Uno.

(Από τη σελίδα του Arduino) Το Arduino είναι μια Open-source πλατφόρμα ηλεκτρονικών που στοχεύεται σε ερασιτέχνες και φοιτητές. Αποτελείται από έναν μικροελεγκτή, έναν μετασχηματιστή τάσης, είσοδο για USB, έναν ταλαντωτή και pins για εισόδους/εξόδους. Το arduino αποτελείται και από το κύκλωμα και από το λογισμικό του, το Arduino IDE, το οποίο είναι βασισμένο στη C++ και σε αυτό γράφεται ο κώδικας.

Στη κατασκευή γίνεται χρήση του Arduino Uno, μιας πλακέτας μικροελεγκτή που βασίζεται στο ATmega328P. Έχει 14 ψηφιακές εξόδους/εισόδους, 6 αναλογικές εισόδους, έναν κεραμικό ταλαντωτή 16MHz, μία σύνδεση USB, μετασχηματιστή τάσης, είσοδο ICSP και ένα κουμπί reset.

Η κατασκευή θα χτιστεί γύρω από το Arduino Uno. Θα δέχεται την ενισχυμένη και φιλτραρισμένη διαφορά τάσης από το κύκλωμα, και με τη χρήση αλγορίθμου υπολογισμού moving average θα βρίσκει τα συμπλέγματα QRS, και μετρώντας τον χρόνο μεταξύ τους θα υπολογίζει τη συχνότητα των παλμών.



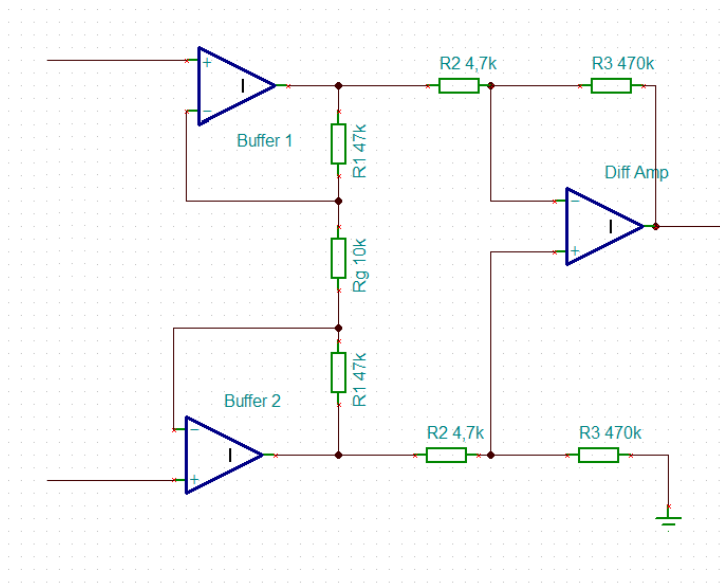
Εικόνα 2.1 Πλατφόρμα Funduino, λειτουργικά ίδιο με το Arduino.

2.1.1.2 Ενισχυτής Οργανολογίας.

Ένας ενισχυτής οργανολογίας είναι ένας διαφορικός ενισχυτής με πολύ υψηλό CMRR και πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου, του οποίου η ενίσχυση μπορεί να ρυθμιστεί από μία μόνο αντίσταση.

Αποτελείται από τρεις τελεστικούς ενισχυτές, καθώς και από τρία ζευγάρια αντιστάσεων (R_1, R_2, R_3) και μία ακόμα αντίσταση, τη R_G , η οποία ρυθμίζει το κέρδος. Αποτελείται στην ουσία από έναν διαφορικό ενισχυτή και δύο ενισχυτές buffer, με την αντίσταση R_G να ενώνει τα δύο Buffer. Το κέρδος του δίνεται από την εξίσωση $A=(1+2*R_1/R_G)*(R_3/R_2)$.

Ενισχυτές οργανολογίας χρησιμοποιούνται σε κυκλώματα στα οποία απαιτείται ακρίβεια στην τάση και στο κέρδος, ακόμα και όταν το περιβάλλον έχει πηγές θορύβου, όπως π.χ. σε συσκευές μέτρησης βιοσημάτων.



Εικόνα 2.2 Κύκλωμα ενισχυτή οργανολογίας.

Μαζί με το σήμα ενισχύεται και ο θόρυβος, οπότε το ενισχυμένο σήμα αποτελείται και από θόρυβο 50Hz από τα καλώδια τάσης και από θόρυβο που οφείλεται σε άλλες πηγές. Για να αφαιρεθεί αυτός ο θόρυβος θα προσθεθούν δύο εξαρτήματα στο κύκλωμα. Ένα κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού και ένα φίλτρο notch τα οποία θα αποκόψουν το θόρυβο 50Hz που οφείλεται στα καλώδια ρεύματος.

2.1.1.3 Οδήγηση δεξιού ποδιού.

Ο κύριος θόρυβος που υπάρχει στο σήμα ωφείλεται στο ρεύμα της ΔΕΗ και έχει συχνότητα 50Hz. Το ανθρώπινο σήμα λειτουργεί σαν κεραία και λαμβάνει αυτό το σήμα και έτσι επηρεάζονται οι μετρήσεις. Ένας από τους τρόπους με τους οποίους μπορεί να μειωθεί αυτός ο θόρυβος είναι με τη χρήση κυκλώματος οδήγησης δεξιού ποδιού.

Η οδήγηση δεξιού ποδιού προσθέτει ένα ακόμα στάδιο στον ενισχυτή οργανολογίας. Είναι ένας αναστραφόμενος ενισχυτής που λαμβάνει το κοινό σήμα που βγαίνει από τους ενισχυτές buffer, το αναστρέφει, και τέλος το επιστρέφει στο σώμα, μηδενίζοντάς το έτσι.

Η κατασκευή του αποτελείται από έναν ενισχυτή buffer ο οποίος λαμβάνει το κοινό σήμα από τη Rg και από έναν inverting amplifier ο οποίος ενισχύει το σήμα και μέσω ενός ηλεκτροδίου το στέλνει πίσω στο σώμα.

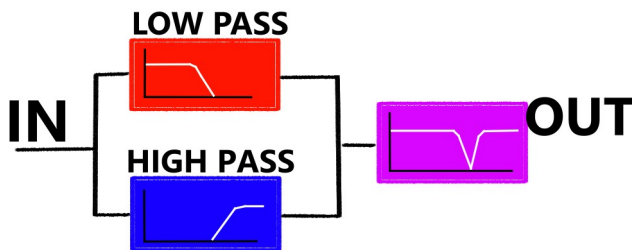
Παρόλο που ονομάζεται κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού, στη κατασκευή αυτή το ηλεκτρόδιο συνδέεται στο στομάχι για λόγους ευκολίας. Αυτό δεν επηρεάζει την μέτρηση, καθώς το ηλεκτρόδιο δεξιού ποδιού μπορεί να συνδεθεί οπουδήποτε.

2.1.1.4 Φίλτρο αποκοπής.

Ο θόρυβος των 50Hz που ωφείλεται στα καλώδια του ρεύματος, γνωστός ως mains hum, δεν εξαλείφεται τελείως από το κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού. Για αυτόν τον λόγο προσθέτεται στο κύκλωμα ένα φίλτρο αποκοπής 50Hz.

Ένα φίλτρο notch, bandstop, είναι ένα φίλτρο το οποίο αποκόπτει ένα στενό band συχνοτήτων. Αποτελείται από ένα χαμηλοπερατό και ένα υψηλοπερατό φίλτρο, παράλληλα συνδεδεμένα, ρυθμίζοντας τη συχνότητα αποκοπής στα 50 Hz, αφαιρείται πλήρως ο θόρυβος.

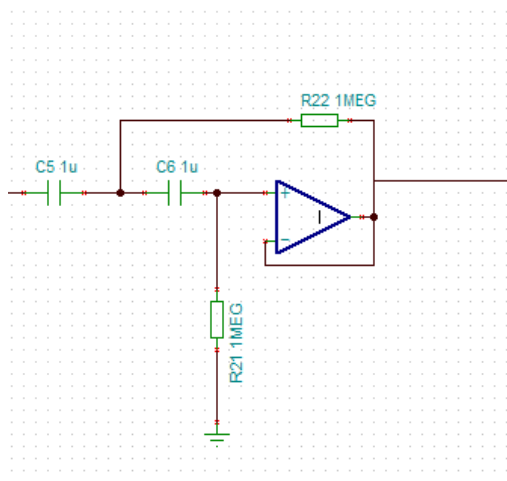
NOTCH



Εικόνα 2.3 Αρχή λειτουργίας φίλτρου αποκοπής.

2.1.1.5 High Pass φίλτρο.

Το baseline wander ωφείλεται σε κίνηση του εξεταζόμενου και σε μεταβολή της αντίστασης ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και στο δέρμα. Ο θόρυβος του baseline drift αποτελείται από σήμα συχνότητας <1 Hz, για να εξαλειφθεί αυτός ο θόρυβος, ο οποίος μπορεί να αποκρύψει τελείως το σήμα, χρησιμοποιείται ένα high pass φίλτρο 0.7 Hz.



Εικόνα 2.4 Second Order High Pass φίλτρο.

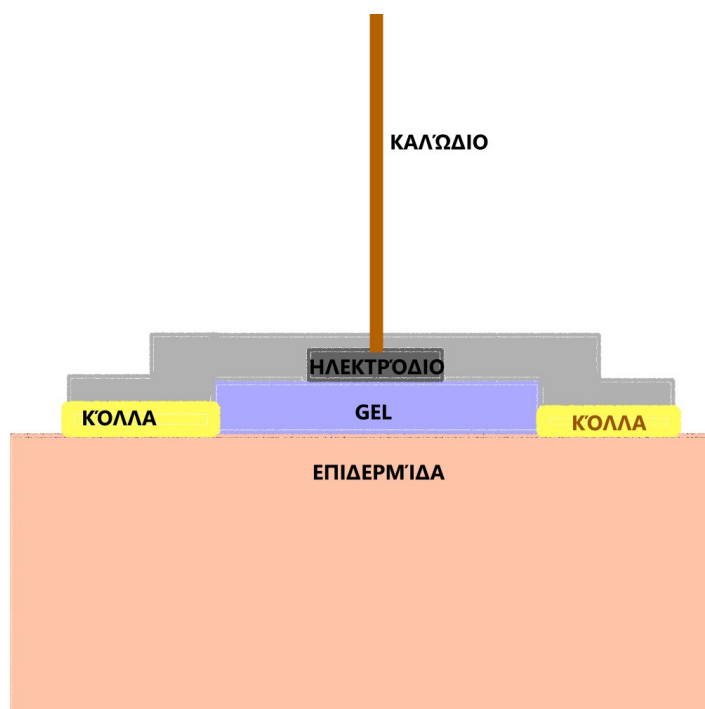
2.1.1.6 Τα ηλεκτρόδια.

Το σώμα είναι αγωγίμο, καθώς αποτελείται από υγρά που περιέχουν ιόντα, με αυτόν τον τρόπο μεταφέρεται το ηλεκτρικό σήμα από την καρδιά προς την επιφάνεια του δέρματος. Τα ηλεκτρόδια Ag-AgCl αποτελούνται έναν μικρό δίσκο από Ag-AgCl, πάνω στον δίσκο υπάρχει αγωγή γέλη η οποία μειώνει την αντίσταση ανάμεσα στον δίσκο και το δέρμα, και τέλος γύρω από τον δίσκο υπάρχει μια κολλητική επιφάνεια η οποία στερεώνει το ηλεκτρόδιο στο σώμα. Στην πίσω μεριά του ηλεκτροδίου, δηλαδή σε αυτή που δεν είναι κολλημένη στο σώμα, υπάρχει σημείο για να συνδεθεί snar συνδέτης ή κροκοδειλάκι.

Θα χρησιμοποιηθούν απλά ηλεκτρόδια Ag/AgCl με γέλη F-55 της εταιρίας Skintact.



Εικόνα 2.5 Ηλεκτρόδια F-55.



Εικόνα 2.6 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροδίων

2.1.2 Η υλοποίηση.

Η υλοποίηση του κυκλώματος θα γίνει με τη χρήση πλατφόρμων breadboard , πάνω στις οποίες θα στηριχτούν τα εξαρτήματα. Οι πλακέτες breadboard χρησιμοποιούνται γιατί μας επιτρέπουν γρήγορη δημιουργία και επεξεργασία του κυκλώματος.

Το σήμα που πηγάζει από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς έχει πλάτος περίπου 80mV, στην καρδιά. Τα ηλεκτρόδια όμως διαβάζουν το σήμα στο δέρμα, οπότε το πλάτος του είναι πολύ μικρότερο από ότι στην πηγή του, λόγω της απόστασης που πρέπει να διανύσει.

2.1.2.1 Τα προγράμματα TINA-TI και TINKERCAD

Για την αναπαράσταση της κατασκευής σε μορφή σχηματικού διαγράμματος, καθώς και την προσομοίωση της απόδοσης των φίλτρων γίνεται χρήση του προγράμματος TINA-TI (www.ti.com/tool/TINA-TI) της εταιρίας Texas Instruments.

Για την αναπαράσταση της κατασκευής σε μορφή breadboard γίνεται χρήση του προγράμματος Tinkercad (www.tinkercad.com) της εταιρίας Autodesk.

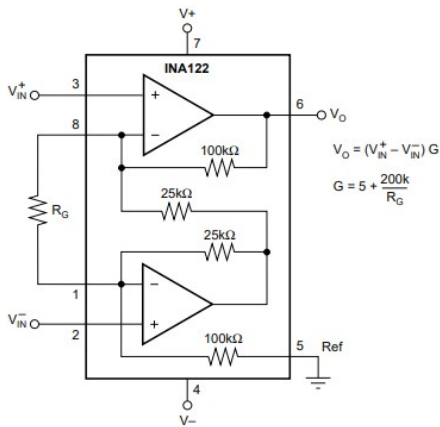
2.1.2.2 Ενισχυτής Οργανολογίας

Για αυτόν τον λόγο χρησιμοποιείται ενισχυτής οργανολογίας με κέρδος $A=2088$. Ο ενισχυτής οργανολογίας μπορεί να προσφέρει πολύ μεγάλο κέρδος με υψηλό CMRR. CMRR είναι η ικανότητα ενός ενισχυτή να απορρίψει το κοινό σήμα από τις δύο εισόδους του.

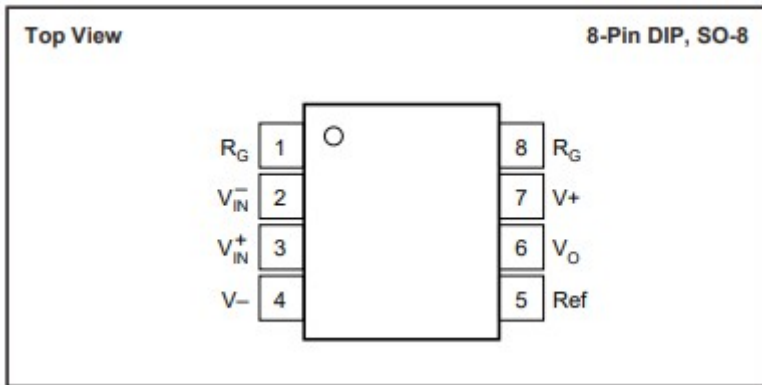
Στην παρούσα κατασκευή γίνεται χρήση ολοκληρωμένου ενισχυτή οργανολογίας INA122P. Ο INA122P αποτελείται από 2 τελεστικούς ενισχυτές και το κέρδος του υπολογίζεται από μια ελαφρώς διαφορετική εξίσωση, παρόλα αυτά εξακολουθεί να έχει τα ίδια χαρακτηριστικά με τους ενισχυτές οργανολογίας τριών τελεστικών, όπως χαμηλό θόρυβο, πολύ υψηλό κέρδος, πολύ υψηλό CMRR και πολύ υψηλές αντιστάσεις εισόδου.

Για τον καθορισμό του κέρδους, χρησιμοποιούμε 2 αντιστάσεις 100Ω σε σειρά, δηλαδή $R_g=200\Omega$. Έτσι, χρησιμοποιώντας τον τύπο από την εικόνα 3.7, το κέρδος είναι $A=1005$.

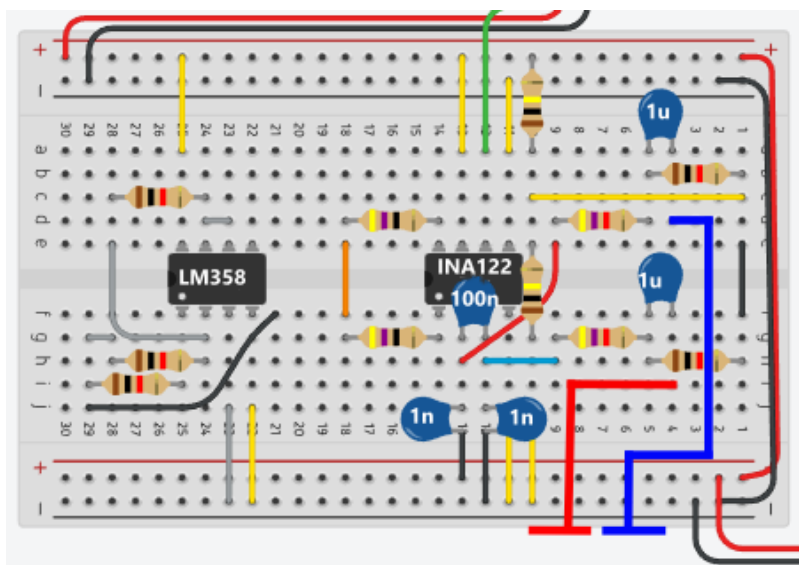
(Από το datasheet του INA 122) Ο INA122 είναι ένας ενισχυτής οργανολογίας για ακριβή λήψη διαφορικού σήματος χαμηλού θορύβου. Η σχεδιάσή του με δύο ενισχυτές παρέχει εξαιρετική απόδοση με πολύ χαμηλό ρεύμα ηρεμίας και είναι ιδανικό για φορητά συστήματα οργάνων και συλλογής δεδομένων. Ο INA122 μπορεί να λειτουργήσει με μεμονωμένα τροφοδοτικά από 2,2V έως 36V και το ρεύμα ηρεμίας είναι μόλις 60μΑ. Μπορεί επίσης να λειτουργήσει με dual supply.



Εικόνα 2.7 Κύκλωμα και τύπος υπολογισμού κέρδους ενισχυτή οργανολογίας INA122. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>



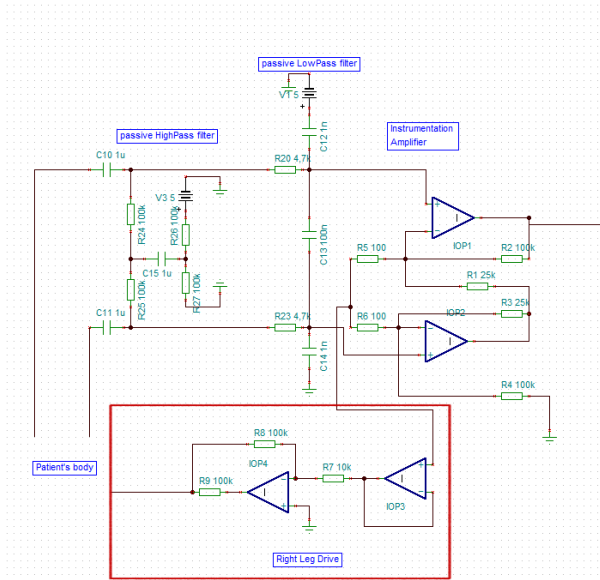
Εικόνα 2.8 Διαμόρφωση pin INA 122. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>



Εικόνα 2.9 Ο ενισχυτής οργανολογίας, το front end και το κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού κατασκευασμένα σε breadboard.

2.1.2.3 Οδήγηση δεξιού ποδιού

Το κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού είναι ένας διαφορικός ενισχυτής ο οποίος λαμβάνει το κοινό σήμα από τον ενισχυτή οργανολογίας, το αντιστρέφει, και το ξαναστέλνει στο σώμα, μηδενίζοντάς έτσι το κοινό σήμα στο σώμα.

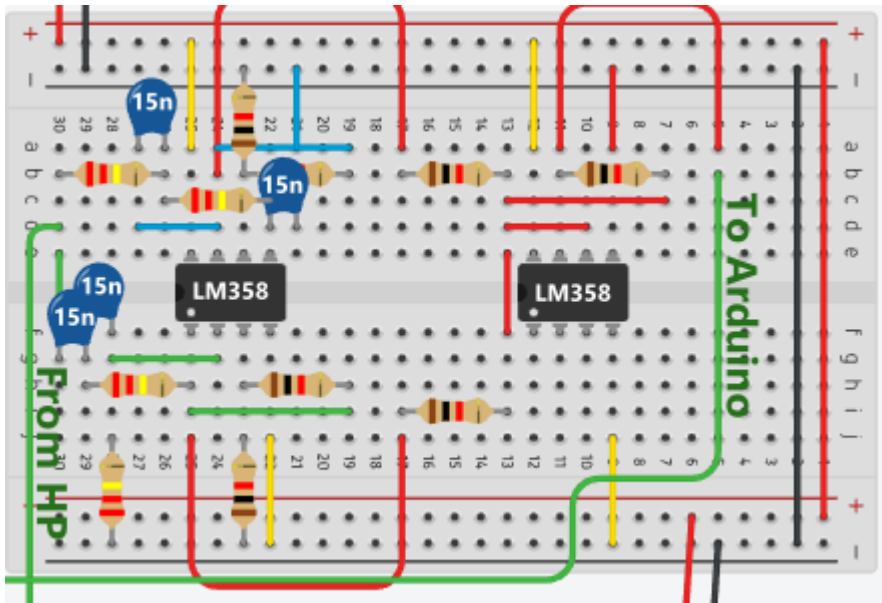


Εικόνα 2.10 Κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού και συνδεσμολογία του με τον ενισχυτή οργανολογίας.

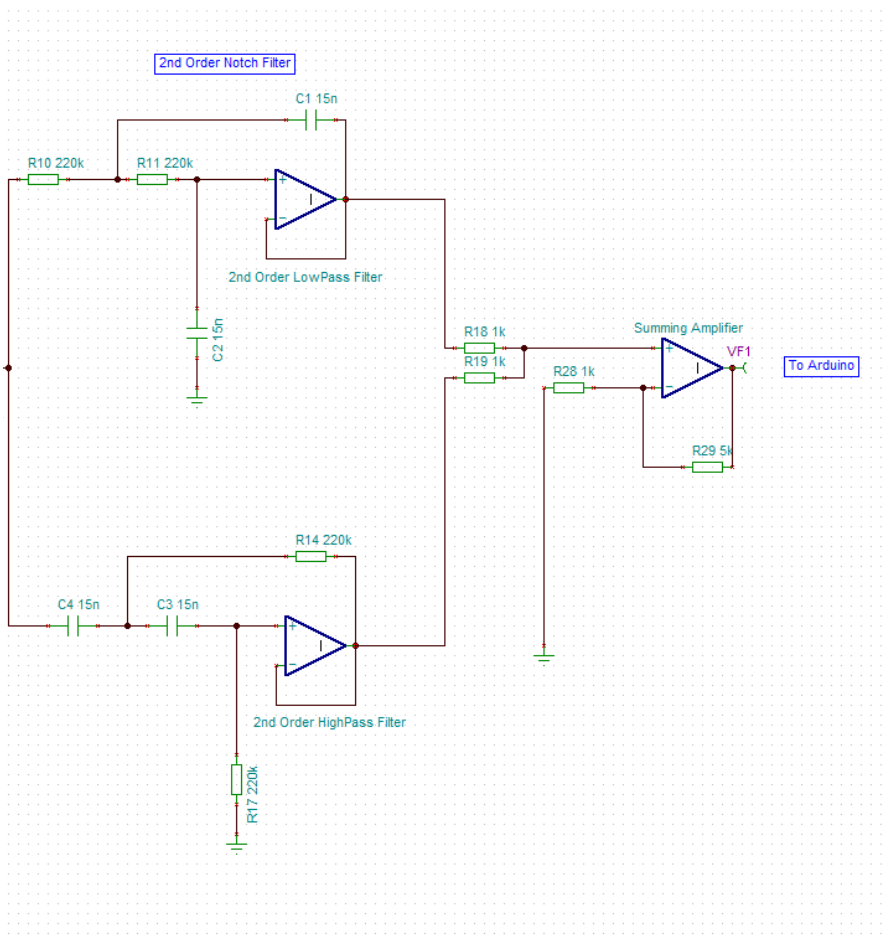
2.1.2.4 Φίλτρο αποκοπής

Στην κατασκευή θα γίνει χρήση φίλτρου αποκοπής 2ου βαθμού, αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός HighPass φίλτρου 2ου βαθμού και ενός LowPass φίλτρου 2ου βαθμού παράλληλα συνδεδεμένα μεταξύ τους. Λόγω έλειψης των κατάλληλων αντιστάσεων η συχνότητα αποκοπής δεν είναι 50Hz, αλλά 48.2Hz. Όπως φαίνεται στην εικόνα 3.9 όμως, η συχνότητα 50Hz αποκόπτεται.

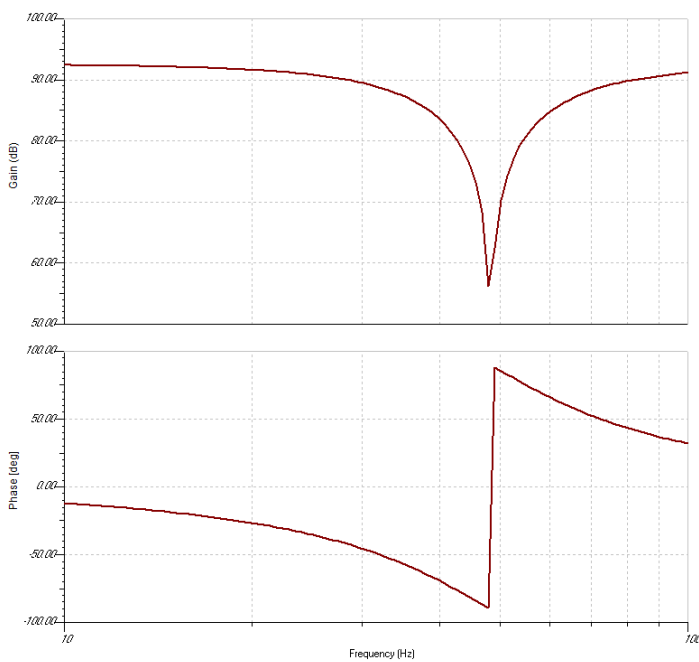
Η συχνότητα αποκοπής υπολογίζεται με τον τύπο $f_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)$. Όπου R είναι η τιμή των αντιστάσεων που θα χρησιμοποιήσουμε και C η χωρητικότητα των πυκνωτών. Αυτός ο τύπος ισχύει για όλα τα φίλτρα που θα παρουσιαστούν παρακάτω.



Εικόνα 2.11 Το φίλτρο αποκοπής κατασκευασμένο στο breadboard.



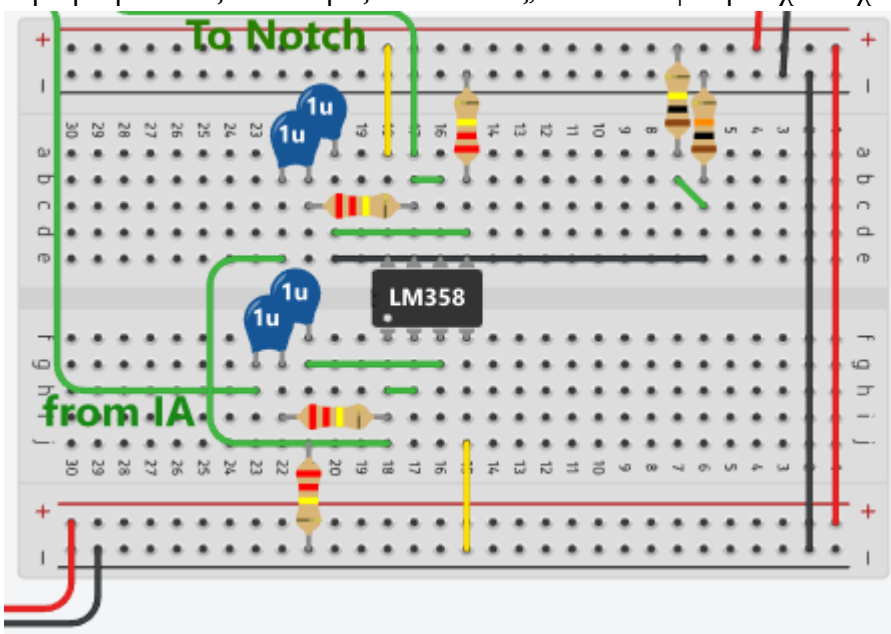
Εικόνα 2.12 Το κύκλωμα του φίλτρου αποκοπής.



Εικόνα 2.13 Η απόκριση συχνότητας του φίλτρου.

2.1.2.5 High Pass φίλτρο

Για την αντιμετώπιση του baseline wander κατασκευάστηκε το παρακάτω high pass φίλτρο τετάρτου βαθμού. Ιδανικά το φίλτρο θα είχε συχνότητα αποκοπής 0.5Hz, αλλά εξαιτίας του περιορισμού στις διαθέσιμες αντιστάσεις, το τελικό φίλτρο έχει συχνότητα αποκοπής 0.7Hz.



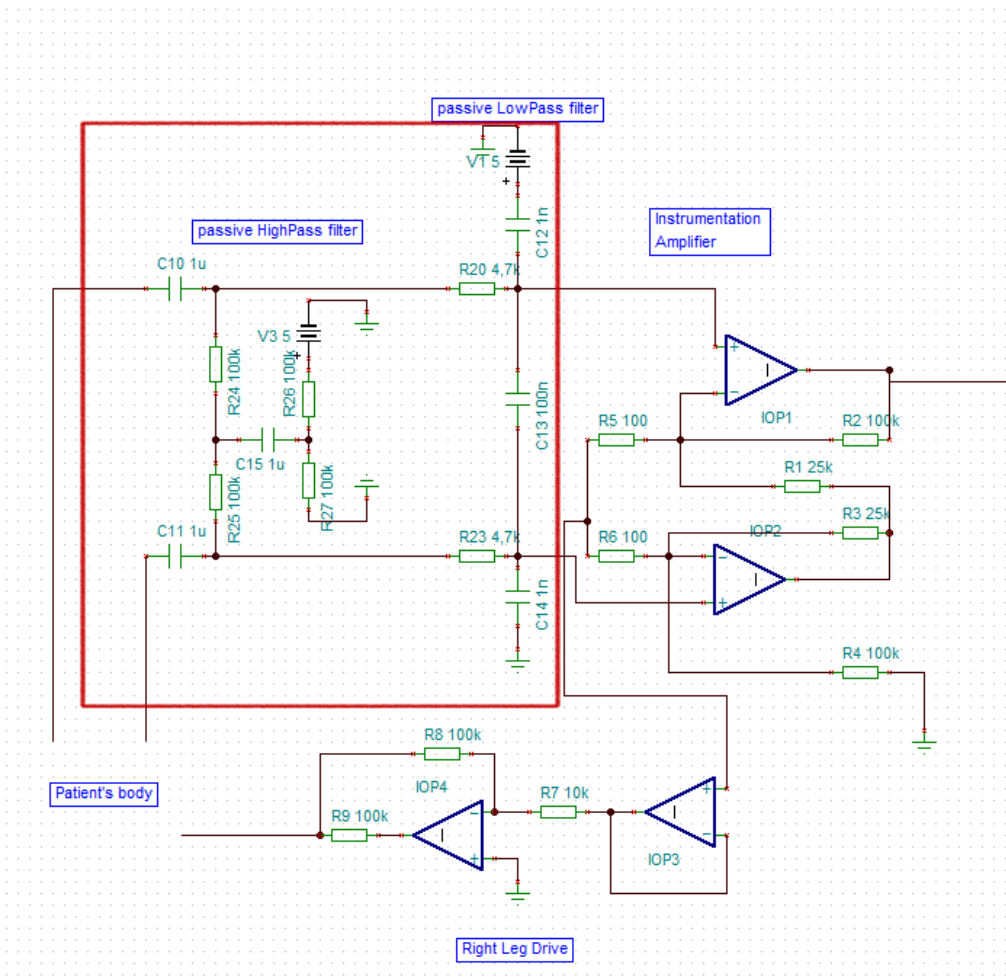
Εικόνα 2.14 Το High pass φίλτρο κατασκευασμένο στο breadboard.

2.1.2.6 Front End

Πριν το σήμα από τα ηλεκτρόδια φτάσει στον ενισχυτή οργανολογίας, αυτό το σήμα πρέπει να περάσει από κάποια παθητικά φίλτρα ώστε να μειωθεί το baseline wandering και ο διαφορικός και κοινός θόρυβος υψηλής συχνότητας.

Αρχικά περνάει από ένα HighPass φίλτρο 1.5 Hz για την εξάλειψη του baseline wandering.

Έπειτα περνάει από ένα LowPass φίλτρο για την απόσβεση του διαφορικού και του κοινού θορύβου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα βελτιωμένη ανοχή στον θόρυβο, η οποία είναι σημαντική σε σήματα χαμηλής τάσης.



Εικόνα 2.15 Front End.

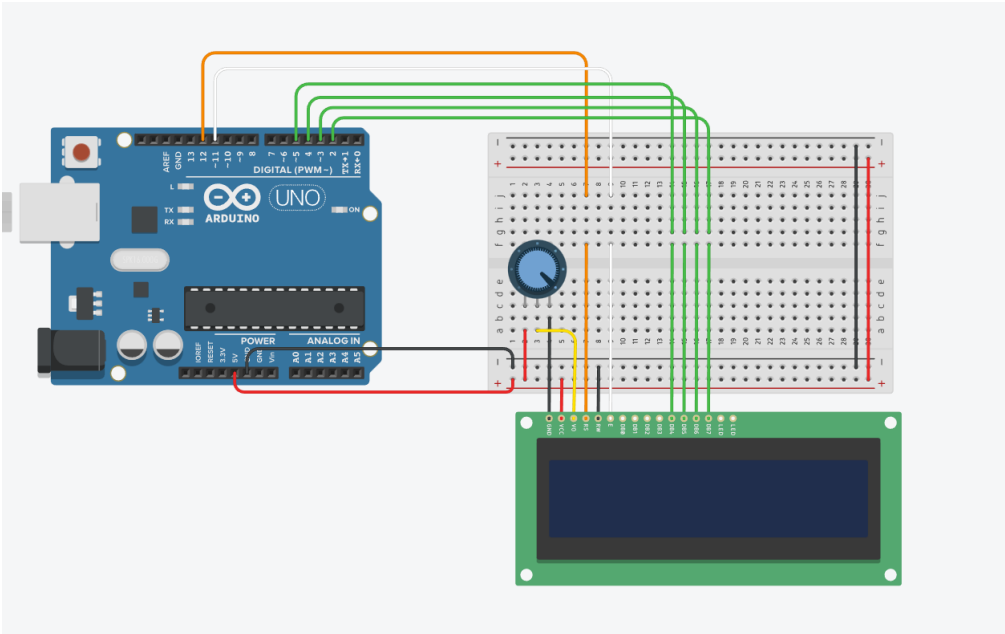
2.1.2.7 Offset

Είναι γνωστό ότι το καρδιακό σήμα αποτελείται και από ένα αρνητικό κομμάτι, αλλά επειδή το Arduino μπορεί να διαβάσει μόνο 0-5V, το αρνητικό κομμάτι του σήματος χάνεται. Για την εμφάνιση αυτού του σήματος, προσθέτουμε dc τάση 2.5V ώστε όλο το σήμα να είναι θετικό και να μπορεί να εμφανιστεί στο arduino.

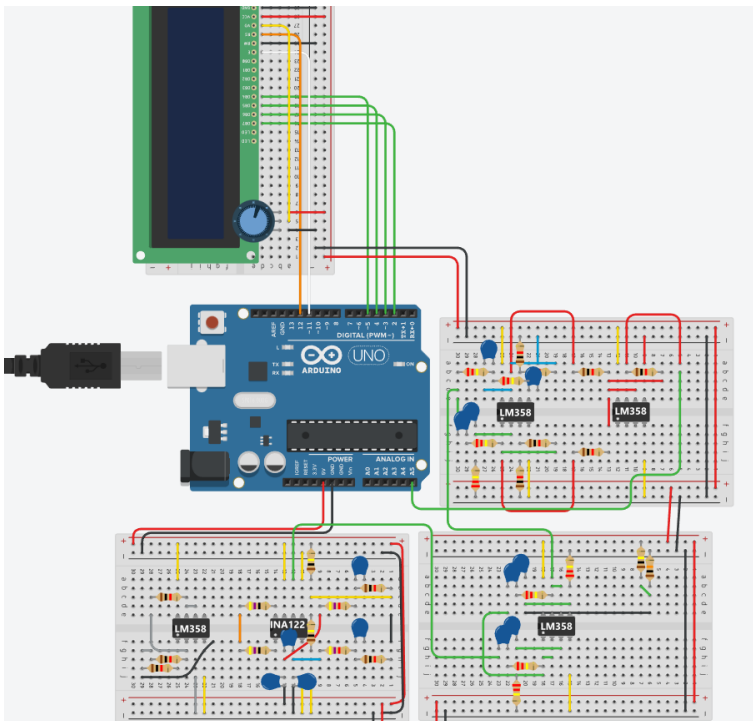
Αυτό επιτυγχάνεται με την πρόσθεση ενός διαιρέτη τάσης στο HighPass φίλτρο.

2.1.2.8 Οθόνη LCD

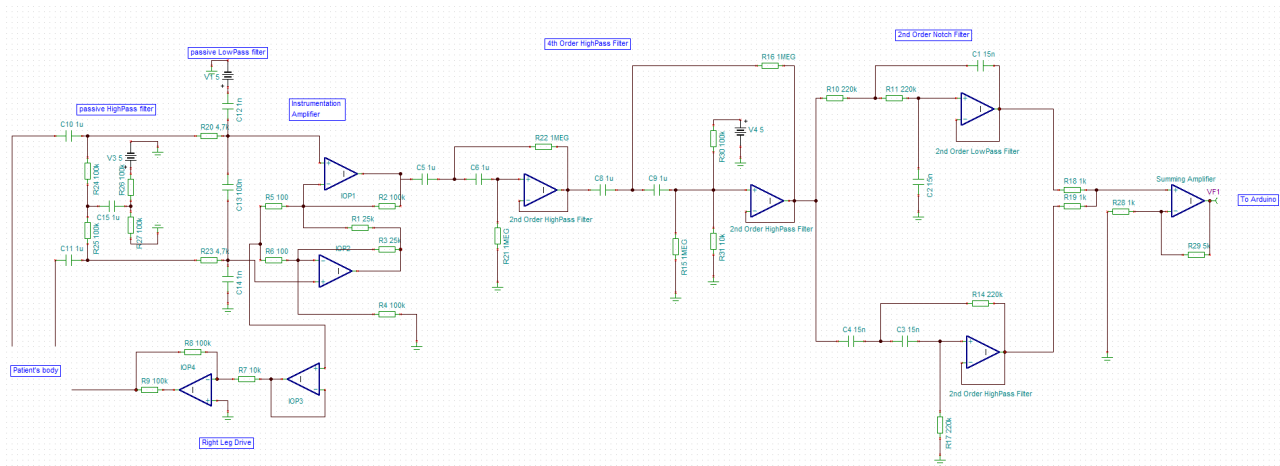
Για την εμφάνιση των bpm (beats per minute) θα γίνει χρήση οθόνης lcd 16x2.



Εικόνα 2.16 Συνδεσμολογία της οθόνης lcd με το Arduino.



Εικόνα 2.17 Ολόκληρη η κατασκευή.



Εικόνα 2.18 Σχηματικό διάγραμμα ολόκληρης της κατασκευής.

2.1.3 Ο κώδικας

2.1.3.1 Η γλώσσα του Arduino

Η γλώσσα στην οποία βασίζεται ο κώδικας του Arduino είναι η C++, με κάποιους περιορισμούς, καθώς μια πλατφόρμα Arduino έχει περιορισμένη μνήμη RAM.

Παρακάτω εμφανίζεται ο πλήρης κώδικας.

```
#include <movingAvg.h>
#include <LiquidCrystal.h>

//ecg and disp
int readPin=A5;
float Vout=0;
int delayTime=5;
float dispVout;

//mean stuff
movingAvg movAvg(50);

//bpm stuff
float threshold=0;
long tic=0;
long wait=0;
float elapsed=0;
long toc=0;
int bpm=0;
boolean found = false;

//lcd stuff
const int rs = 12, en = 11, d4 = 5, d5 = 4, d6 = 3, d7 = 2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  pinMode(readPin, INPUT);
  Serial.begin(9600);

  movAvg.begin();
}
```

```

    lcd.begin(16, 2);
}
boolean started = false;

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:
    //read and disp ecg converted to V:

Vout=analogRead(readPin);
dispVout=(5./1023.)*Vout;
Serial.print(dispVout);
Serial.print(',');

delay(delayTime);

//signal mean calculation:
float avg = (5./1023.)*movAvg.reading(Vout);
Serial.println(threshold);

// bpm calculation:
threshold=avg+0.4;
//checks if Signal is over the threshold
if (dispVout>threshold){
    //found becomes true when the first peak(tic) is detected
    if (found == false){
        tic=millis();
        wait=tic+200;
        found = true;
    }
    //after the first peak(tic) is found, and the wait time is passed, it sets the
    second peak(toc)
    if(wait < millis() && found == true) {
        toc=millis();
        elapsed=toc-tic;
        bpm=(1000.0/elapsed)*60.0;
        found = false;
        if(bpm > 40 && bpm < 300) {
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("                ");
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("bpm ");
            lcd.print(bpm);
        }
    }
}
}
}
}

```

Παρακάτω θα αναλυθούν τα επιμέρους μέρη του κώδικα.

Στο πρώτο μέρος του σήματος δηλώνονται οι μεταβλητές του προγράμματος και επικαλούνται οι libraries που θα χρησιμοποιηθούν.

```

#include <movingAvg.h>
#include <LiquidCrystal.h>

//ecg and disp
int readPin=A5;
float Vout=0;
int delayTime=5;
float dispVout;

//mean stuff
movingAvg movAvg(50);

//bpm stuff
float threshold=0;
long tic=0;
long wait=0;
float elapsed=0;
long toc=0;
int bpm=0;
boolean found = false;

//lcd stuff
const int rs = 12, en = 11, d4 = 5, d5 = 4, d6 = 3, d7 = 2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

```

2.1.3.2 Setup function

Το κομμάτι του setup τρέχει μόνο μια φορά με την έναρξη του προγράμματος. Εκεί καθορίζονται τα pins που θα χρησιμοποιηθούν και ενεργοποιούνται τα libraries.

```

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  pinMode(readPin, INPUT); ← καθορίζεται το pin A5 ως INPUT,
  Serial.begin(9600); ← από εκεί εισέρχεται το σήμα από το κύκλωμα
                       προς το Arduino.

  movAvg.begin(); ← Ενεργοποιείται το library για τον
                   υπολογισμό του moving average

  lcd.begin(16, 2); ← Ενεργοποιείται η οθόνη LCD
}

```

2.1.3.3 Main Loop

Το κομμάτι του function τρέχει συνεχώς με την έναρξη του προγράμματος. Εκεί γράφεται το μεγαλύτερο κομμάτι του προγράμματος και από εκεί ελέγχεται η πλατφόρμα του Arduino. Παρακάτω φαίνεται ολόκληρο το loop και θα γίνει επεξήγηση όλων των κομματιών του.

```

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  //read and disp ecg converted to V:

```

```

Vout=analogRead(readPin);

```

```

dispVout=(5./1023.)*Vout;
Serial.print(dispVout);
Serial.print(',');

delay(delayTime);

//signal mean calculation:
float avg = (5./1023.)*movAvg.reading(Vout);
Serial.println(threshold);

// bpm calculation:
threshold=avg+0.4;
//checks if Signal is over the threshold
if (dispVout>threshold){
  //found becomes true when the first peak(tic) is detected
  if (found == false){
    tic=millis();
    wait=tic+200;
    found = true;
  }
  //after the first peak(tic) is found, and the wait time is passed, it sets the
  second peak(toc)
  if(wait < millis() && found == true) {
    toc=millis();
    elapsed=toc-tic;
    bpm=(1000.0/elapsed)*60.0;
    found = false;
    if(bpm > 40 && bpm < 300) {
      lcd.setCursor(0,0);
      lcd.print("                ");
      lcd.setCursor(0,0);
      lcd.print("bpm ");
      lcd.print(bpm);
    }
  }
}
}
}

```

2.1.3.3.1 Ανάγνωση του Σήματος.

```

//read and disp ecg converted to V:

Vout=analogRead(readPin);
dispVout=(5./1023.)*Vout;
Serial.print(dispVout);
Serial.print(',');

delay(delayTime);

```

Εδώ γίνεται ανάγνωση του σήματος από το readPin, το οποίο είναι το pin A5 analog in. Επειδή το Arduino περνάει το σήμα από έναν μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό, διαβάζει το σήμα 0-5V ως ακέραιους από το 0 ως το 1023. Για αυτόν τον λόγο το σήμα πρέπει να μετατραπεί σε Volt, αυτό γίνεται με την εξίσωση $dispVout=(5./1023.)*Vout$.

Έπειτα, το σήμα σε Volt εμφανίζεται στο γράφημα για παρατήρηση.

Η εντολή `delay` καθορίζει την απόσταση ανάμεσα σε κάθε δειγματοληψία, σε αυτή την κατασκευή η απόσταση ανάμεσα σε δύο μετρήσεις είναι 5ms.

2.1.3.3.2 Moving mean.

```
//signal mean calculation:
float avg = (5./1023.)*movAvg.reading(Vout);
Serial.println(threshold);
```

Σε αυτό το κομμάτι χρησιμοποιείται το `library MovAvg` του `Jchristensen` για να υπολογιστεί ο μέσος όρος του σήματος, τον οποίο θα χρησιμοποιήσουμε για να εντοπίσουμε τις κορυφές στο σήμα και αν υπολογίσουμε το `bpm`.

2.1.3.3.3 Υπολογισμός bpm.

Για τον υπολογισμό του `bpm` πρέπει αρχικά να εντοπιστούν οι κορυφές του συμπλέγματος QRS, καθώς με την απόσταση μεταξύ αυτών μετράται ο καρδιακός ρυθμός.

```
// bpm calculation:
threshold=avg+0.6;
//checks if Signal is over the threshold
if (dispVout>threshold){
```

Σε αυτό το κομμάτι δηλώνεται ένα κατώφλι, οποιαδήποτε τιμή σήματος που ανιχνεύεται και είναι ανώτερη από αυτό θεωρείται κορυφή του συμπλέγματος QRS και ενεργοποιεί το υπόλοιπο πρόγραμμα μέσω μιας εντολής `if loop`.

```
//found becomes true when the first peak(tic) is detected
if (found == false){
  tic=millis();
  wait=tic+200;
  found = true;
}
```

Την πρώτη φορά που εντοπίζεται κορυφή, σημειώνεται ο χρόνος που συνέβη(`tic`), δηλώνεται μια αναμονή 200ms(`wait`) και η μεταβλητή `found` αλλάζει τιμή από `false` σε `true` έτσι ώστε η επόμενη κορυφή που θα ανιχνευτεί, μετά από 200ms, να χρησιμοποιηθεί για να βρεθεί η απόσταση ανάμεσα σε αυτήν και την πρώτη.

```
//after the first peak(tic) is found, and the wait time is passed, it sets the
second peak(toc)
if(wait < millis() && found == true) {
  toc=millis();
  elapsed=toc-tic;
  bpm=(1000.0/elapsed)*60.0;
  found = false;
```

Τώρα, αν εντοπιστεί δεύτερη κορυφή, επειδή η μεταβλητή `found = true`, η κορυφή αναγνωρίζεται ως δεύτερη κορυφή και σημειώνεται ο χρόνος που συνέβη(`toc`).

Υπολογίζοντας τη διαφορά ανάμεσα στις δύο κορυφές, έχουμε τον καρδιακό ρυθμό.

```

    if(bpm > 40 && bpm < 300) {
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("                ");
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("bpm ");
        lcd.print(bpm);
    }
}
}

```

Τέλος, με την προϋπόθεση ότι ο ρυθμός είναι σε λογικά πλαίσια, εδώ έχουμε χρησιμοποιήσει ένα παράθυρο από 40 ως 300, ο ρυθμός εμφανίζεται στην οθόνη `lcd`.

2.1.4 Τρόπος λειτουργίας του ΗΚΓ

2.1.4.1 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

Τα ηλεκτρόδια συνδέονται στο σώμα σύμφωνα με τη μέθοδο 1 απαγωγής, δύο ηλεκτρόδια στους ώμους και ένα ηλεκτρόδιο στο στομάχι για την οδήγηση δεξιού ποδιού(Απαγωγή Ι).

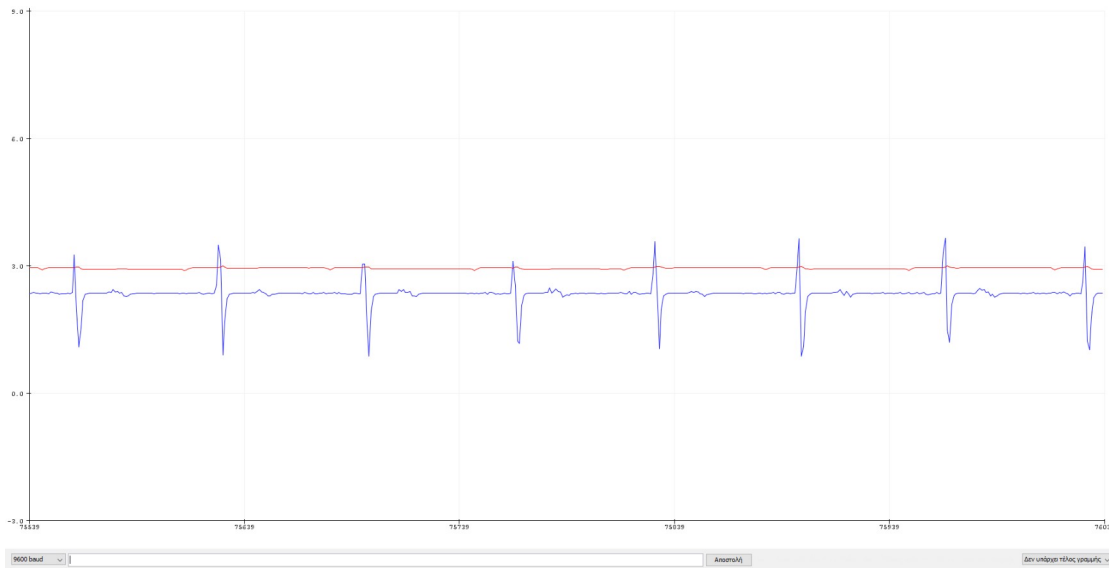
Μπορεί να γίνει απαγωγή σήματος και χωρίς το τρίτο ηλεκτρόδιο στο στομάχι, αλλά με υψηλότερο θόρυβο.

3.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

3.1 Αποτελέσματα.

Με τα ηλεκτρόδια σωστά συνδεδεμένα, το `Arduino` συνδέεται με τον υπολογιστή και εμφανίζεται αυτόματα ο καρδιακός ρυθμός στην οθόνη `lcd`.

Αν θέλουμε, μπορούμε να επιλέξουμε την λειτουργία Σχεδιογράφος σειριακής από τον πίνακα ελέγχου του `Arduino` και να παρακολουθήσουμε ταυτόχρονα το καρδιογράφημα.



Εικόνα 3.1 Γράφημα στο Arduino.



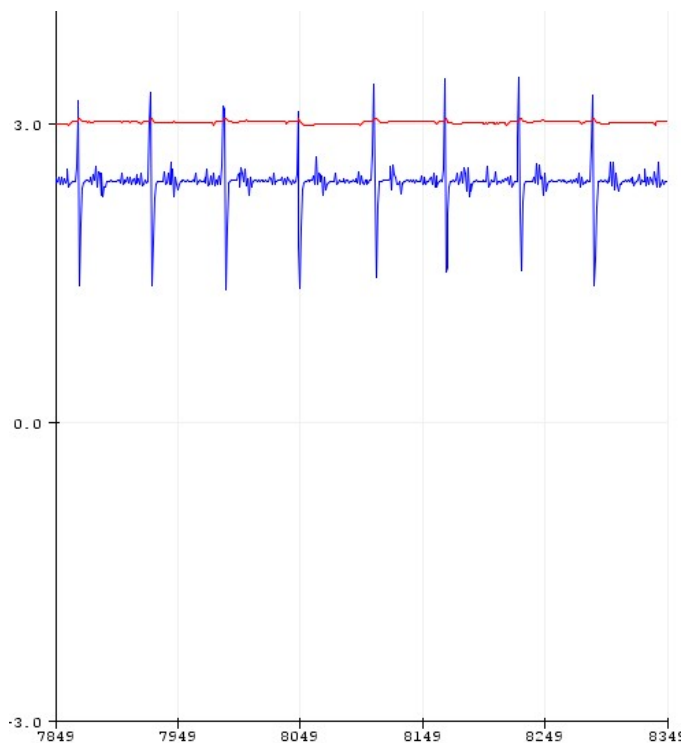
Εικόνα 3.2 Εμφάνιση bpm στην οθόνη lcd

4.ΣΥΖΗΤΗΣΗ

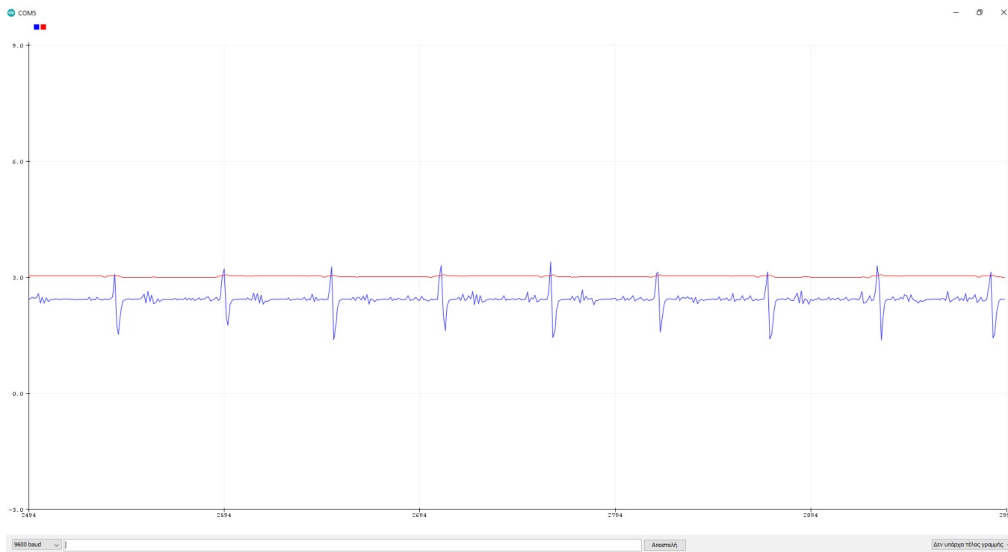
4.1 Ανάλυση αποτελεσμάτων.

Στην τελική του μορφή, η κατασκευή ανιχνεύει το παρακάτω σήμα. Εμφανίζεται καθαρά το σύμπλεγμα QRS, οπότε η ανίχνευση του καρδιακού ρυθμού, ο οποίος υπολογίζεται με την ανίχνευση της κορυφής R, πραγματοποιείται χωρίς πρόβλημα.

Επίσης, αν και παραμορφωμένη, μπορεί να ανιχνευτεί η πολικότητα της κορυφής T, δηλαδή με την παρατήρηση αυτής της κορυφής, μπορεί να ανιχνευτεί ένα από τα κύρια συμπτώματα της στεφανιαίας νόσου, την ανεστραμμένη κορυφή T.



Εικόνα 4.1 Γράφημα στο Arduino 2.



Εικόνα 4.2 Γράφημα στο Arduino 3.

4.2 Σύγκριση αποτελεσμάτων με activity tracker.

Τέλος, παρουσιάζεται η σύγκριση της μέτρησης του καρδιακού ρυθμού από την κατασκευή με ένα activity tracker της Amazfit. Υπάρχει μια μικρή απόκλιση, καθώς η κατασκευή εμφανίζει κάθε διαδοχική μέτρηση ξεχωριστά, ενώ το activity tracker μετράει τον μέσο όρο και τον εμφανίζει κάθε 1 λεπτό.



Εικόνα 4.3α Σύγκριση της κατασκευής με activity tracker Amazfit Neo.



Εικόνα 4.3β Σύγκριση της κατασκευής με activity tracker Amazfit Neo.

Παρακάτω εμφανίζεται σύγκριση του ρυθμού που εμφανίζει η κατασκευή με αυτόν που εμφανίζει το Amazfit Neo. Το τεστ κράτησε 10 λεπτά με ρυθμό δειγματοληψίας 1 φορά το λεπτό. Οι ρυθμοί είναι πολύ κοντά και σχεδόν συμπίπτουν, αλλά λόγω του διαφορετικού τρόπου υπολογισμού της μέτρησης στους δύο καρδιογράφους, οι ρυθμοί δεν συμπίπτουν.

	κατασκευή	amazfit neo
00:00:00	103	101
00:01:00	93	96
00:02:00	97	100
00:03:00	90	100
00:04:00	95	100
00:05:00	93	94
00:06:00	94	97
00:07:00	94	94
00:08:00	92	94
00:09:00	93	95
00:10:00	93	95

4.3 Σύγκριση με ιδανικό ΗΚΓ.

Σε σύγκριση με το ιδανικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, στο οποίο φαίνονται καθαρά οι κορυφές P, T, καθώς και το σύμπλεγμα QRS, το ηλεκτροκαρδιογράφημα της κατασκευής υστερεί, καθώς η κορυφές T και P εμφανίζονται παραμορφωμένες. Παρόλα αυτά, μπορούν να ανιχνευτούν οι αποστάσεις PR και ST.

Αυτή η απόκλιση ωφείλεται στο μη ιδανικό φίλτρο αποκοπής (48Hz αντί για 50Hz), καθώς και στα καλώδια των ηλεκτροδίων, τα οποία είναι κολλημένα με κολλητήρι, καθώς δεν υπάρχει καλώδιο snap to jumper στο εμπόριο, και άρα είναι επιρρεπή σε θόρυβο.

4.4 Μειονεκτήματα

Η κατασκευή είναι επιρρεπής στο θόρυβο που προέρχεται από την κίνηση του ασθενή και από τον θόρυβο που προέρχεται από την σύσπαση των μυών του ασθενή, σε σημείο που τον σήμα χάνεται τελείως στο γράφημα, ή το bpm δεν μπορεί να υπολογιστεί αξιόπιστα.

Επίσης, τα ηλεκτρόδια αν ξεκολλήσουν πρέπει να αλλαχτούν με καινούρια, καθώς δεν κάνουν καλή επαφή και το σήμα συνήθως χάνεται.

Ο καρδιογράφος αυτός έχει 2 απαγωγές, κάτι που σημαίνει πως για να ανιχνευτούν οι 3 απαγωγές από το τρίγωνο του Einthoven πρέπει τα καλώδια να αποσυνδεθούν και να ξανασυνδεθούν εκ νέου σε διαφορετικά ηλεκτρόδια σε διαφορετικό μέρος του σώματος, κάτι το οποίο μπορεί να τα κάνει να ξεκολλήσουν και να χαλάσουν τη μέτρηση.

4.5 Βελτιώσεις.

Οι βελτιώσεις που θα μπορούσαν να γίνουν είναι τρείς.

Η πρώτη είναι η προσθήκη οθόνης LCD, ικανής να εμφανίσει το γράφημα, και όχι μόνο τον παλμό. Με αυτόν τον τρόπο θα γινόταν εφικτή η μελέτη του γραφήματος και χωρίς τη χρήση υπολογιστή.

Η δεύτερη είναι η χρήση, ή με την αγορά νέων, ή με το συνδυασμό των υπάρχων, διαφορετικών αντιστάσεων ώστε το φίλτρο αποκοπής να είναι ακριβώς στα 50 Hz και να κόβεται περισσότερο ο θόρυβος.

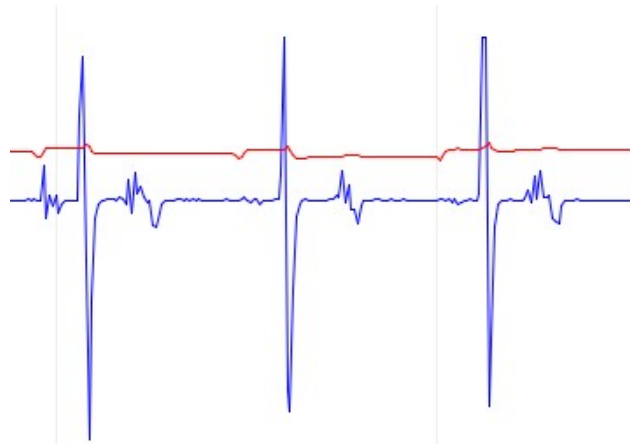
Τέλος, με την εύρεση και χρήση καλωδίων snap to jumper, μπορεί να μειωθεί ο θόρυβος από τα καλώδια, καθώς και η αισθητική τους.

4.6 Απαγωγές.

Η κατασκευή μπορεί να λάβει σήμα από τις τρεις απαγωγές των ακρών σύμφωνα με το τρίγωνο Einthoven. Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται το ΗΚΓ από την κάθε απαγωγή.



Εικόνα 4.4 Απαγωγή I. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο δεξί ώμο και το θετικό στον αριστερό.



Εικόνα 4.5 Απαγωγή II. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στον δεξί ώμο και το θετικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο στομάχι.



Εικόνα 4.6 Απαγωγή III. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στον αριστερό ώμο και το θετικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο στομάχι.

4.7 Προβλήματα στην κατασκευή

Κατά τη διάρκεια της κατασκευής, το πιο επίμονο πρόβλημα ήταν η απαλοιφή του baseline drift. Το πρόβλημα λύθηκε αμέσως με την μελέτη και εφαρμογή front end στην κατασκευή. Για αρκετό καιρό θεωρούσα προαιρετικό το κομμάτι του front end και δεν το υλοποιούσα στην κατασκευή.

Ένα δεύτερο πρόβλημα, στην αρχή δεν είχα χρησιμοποιήσει τελικό στάδιο ενίσχυσης στην κατασκευή και βασίζομαι αποκλειστικά στην υψηλή ενίσχυση του ενισχυτή οργανολογίας. Αυτό ήταν λάθος, καθώς ο ενισχυτής οργανολογίας ενισχύει το σήμα μαζί με τον θόρυβο. Επίσης, μετά από το φιλτράρισμα, υπάρχει απόσβεση στο σήμα, οπότε χρειάζεται ένα τελευταίο στάδιο ενίσχυσης πριν φτάσει το σήμα στο Arduino.

4.8 Πιθανή κλινική χρήση

Κανονικά, ένας καρδιογράφος 2 ή 3 απαγωγών του εμπορίου είναι φορητός και προορίζεται για παρατήρηση της καρδιάς του ασθενή για μεγάλο χρονικό διάστημα. Η κατασκευή, αν και μπορεί να λειτουργήσει με τη χρήση μπαταρίας και αν είναι φορητή, είναι υπερβολικά ογκώδης και ευαίσθητη για αυτήν την χρήση. Έτσι, μπορεί να χρησιμοποιηθεί όπως θα χρησιμοποιούταν παραδοσιακά ένας καρδιογράφος 12 απαγωγών, δηλαδή για την σύντομη παρατήρηση ενός ασθενή που είναι ακίνητος.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Saladin. Human Anatomy.
2. InformedHealth.org [Internet]. Cologne, Germany: Institute for Quality and Efficiency in Health Care (IQWiG); 2006-. What does blood do? [Updated 2019 Aug 29]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK279392/>
3. Arackal A, Alsayouri K. Histology, Heart. [Updated 2022 May 8]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK545143/>
4. Hinton RB, Yutzey KE. Heart valve structure and function in development and disease. *Annu Rev Physiol.* 2011;73:29-46. doi: 10.1146/annurev-physiol-012110-142145. PMID: 20809794; PMCID: PMC4209403.
5. Jain V, Bordes S, Bhardwaj A. Physiology, Pulmonary Circulatory System. [Updated 2022 May 8]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK525948/>
6. Hall, John (2011). Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology (12th ed.). Philadelphia: Saunders/Elsevier. ISBN 978-1-4160-4574-8.
7. Γιαννούλης, Πελεκάνου(2013). Σχεδιασμός και κατασκευή συστήματος μέτρησης καρδιακών παλμών με τη χρήση μικροελεγκτή.
8. Silbenagl, Desopoulos 6th Ed. Color Atlas of Physiology. ISBN 978-960-489-042-2
9. Cleveland Clinic <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21878-ventricular-fibrillation>
10. QT Medical <https://www.qtmedical.com/en-gb/types-of-electrocardiograms>
11. <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/19-1-heart-anatomy>