

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ



**Σχολή Μηχανικών
Τμήμα Μηχανικών Βιομηχανικής Σχεδίασης και Παραγωγής**

Διπλωματική Εργασία

**Ανάπτυξη συστήματος ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG) με
διασυνδεσιμότητα με τον υπολογιστή και λήψη σημάτων σε
επεξεργάσιμη μορφή και δοκιμή του με σύστημα παραγωγής
ιδανικών ηλεκτροκαρδιακών σημάτων**

**Ιωάννης Ιωακείμ Κατσιμάκης
Α.Μ. 222017036**

**Επιβλέπων Καθηγητής
Νικόλαος Λάσκαρης**

Αθήνα, 2024

UNIVERSITY OF WEST ATTICA



**SCHOOL OF ENGINEERING
DEPARTMENT OF INDUSTRIAL DESIGN AND
PRODUCTION ENGINEERING**

Diploma Thesis

Development of an electrocardiogram (ECG) system with computer connectivity and reception of editable signals and testing it with a system producing ideal electrocardiac signals.

Ioannis Ioakeim Katsimakis
Registration Number: 222017036

Supervision:
Nikolaos Laskaris

Athens, 2024

**Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του
Εισηγητή**

Η πτυχιακή/διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι
Εξεταστική Επιτροπή:

No	Όνοματεπώνυμο και Ιδιότητα	Ψηφιακή Υπογραφή
1	Νικόλαος Λάσκαρης Επίκουρος Καθηγητής	
2	Χρήστος Δρόσος Επίκουρος Καθηγητής	
3	Ευάγγελος Παπακίτσος Ε.ΔΙ.Π Α΄ Βαθμίδας	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Κατσιμάκης Ιωάννης Ιωακείμ με αριθμό μητρώου 222017036 φοιτητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Μηχανικών του Τμήματος Μηχανικών Βιομηχανικής Σχεδίασης και Παραγωγής, **δηλώνω υπεύθυνα** ότι:

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

Ο Δηλών,

Κατσιμάκης Ιωάννης Ιωακείμ



Αναγνώρισεις και Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέπον καθηγητή Νικόλαο Λάσκαρη για την υποστήριξη, την καθοδήγηση, καθώς και την εμπιστοσύνη του προς εμένα για την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας.

Σημαντική αναγνώριση αξίζει και ο Ηλίας Χρυσοχέρης, ο οποίος εκπονεί την διδακτορική του διατριβή, και η βοήθεια του οποίου ήταν ανεκτίμητη για την διεκπεραίωση της διπλωματικής εργασίας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τους γονείς μου, για την ψυχολογική υποστήριξη και την ενθάρρυνση κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής, αλλά και καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Την εργασία την αφιερώνω στην συγχωρεμένη μου γιαγιά, η οποία δυστυχώς δεν πρόφτασε να με δει να τελειώνω τις σπουδές μου.

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα	6
Περίληψη	7
1 – Η Καρδιά	8
Η ανατομία της καρδιάς	8
Καρδιακός κύκλος.....	10
2 – Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα	13
Γενική περιγραφή.....	13
Ηλεκτρόδια και απαγωγές.....	14
Ανάλυση ΗΚΓ κύματος.....	16
3 – Αρρυθμίες	18
Ορισμός και κατηγοριοποίηση	18
Έκτακτες συστολές.....	19
Ταχυκαρδίες	20
Βραδυκαρδίες	24
4 - Υλοποίηση	27
Υλικό	27
Σχεδίαση του κυκλώματος	31
Προγραμματισμός	34
Μετρήσεις και Αποτελέσματα.....	40
Επεξεργασία σήματος.....	47
Συμπεράσματα.....	49
Βιβλιογραφία	50
Εικόνες	52

Περίληψη

Ο σύγχρονος ηλεκτροκαρδιογράφος (ΗΚΓ) είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των ηλεκτρικών διεγέρσεων που παράγονται από την καρδιά. Η κατασκευή ενός σύγχρονου ΗΚΓ περιλαμβάνει τη χρήση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων για την ενίσχυση των ηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς και τη μείωση του θορύβου. Το κύκλωμα του ΗΚΓ περιλαμβάνει τρία ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο σώμα του ασθενούς και συνδέονται με το κύκλωμα ενίσχυσης. Το ενισχυμένο σήμα που μετράται από το κύκλωμα καταγράφεται σε έναν υπολογιστή ή σε ένα αποθηκευτικό μέσο. Η κατασκευή του ΗΚΓ πρέπει να εξασφαλίζει την ακρίβεια των μετρήσεων και την αποφυγή των παρεμβολών από άλλες πηγές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Σκοπός αυτής της διπλωματικής είναι να κατασκευαστεί ένας καρδιογράφος και να ελεγχθεί η καλή λειτουργία του με ειδικό σύστημα παραγωγής διαφόρων μορφών ηλεκτροκαρδιακών σημάτων που υπάρχει στο εργαστήριο.

Abstract

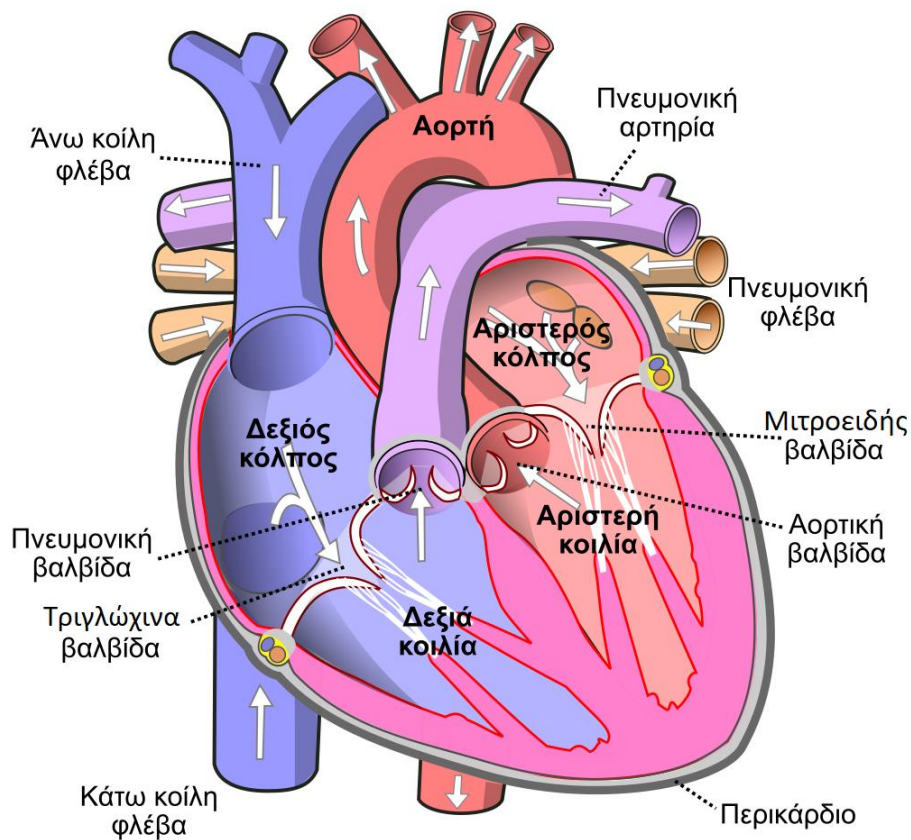
The modern electrocardiograph (ECG) is a device used for measuring electrical impulses conducted from the heart. A modern ECG contains electrical circuits used for amplifying the electrical signals of the heart, while reducing noise. The ECG circuit has three electrodes placed on the patient's body that are connected to the amplifying circuit. The amplified signal is then recorded on computer or another storage medium. To build an ECG, the accuracy of the measurements needs to be ensured, as well as avoiding any other interfering electromagnetic radiation. The purpose of this Diploma is the construction of a cardiograph and to test its functionality with a special system that produces different forms of electrocardiac signals on the lab.

1 – Η Καρδιά

Η ανατομία της καρδιάς

Ο βασικός ρόλος της καρδιάς είναι η άντληση αίματος από το σώμα προς τα πνευμόνια και ξανά πίσω στο υπόλοιπο σώμα. Η λειτουργία αυτή είναι σημαντική, διότι κατά τη μεταφορά του αίματος στα διάφορα όργανα του σώματος, το αίμα χάνει οξυγόνο και άλλες χρήσιμες ουσίες. Η καρδιά αντλεί το εξαντλημένο αίμα μέσα από τις φλέβες και το ωθεί προς τους πνεύμονες, όπου εκεί το αίμα απαλλάσσεται από το διοξείδιο του άνθρακα και παίρνει οξυγόνο και διάφορα θρεπτικά συστατικά. Στη συνέχεια, η καρδιά αντλεί το καινούργιο, εμπλουτισμένο αίμα και το στέλνει σε όλο το σώμα μέσα από τις αρτηρίες.

Η θέση της καρδιάς βρίσκεται στο κέντρο του θώρακα, ανάμεσα στα πνευμόνια. Αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες, τον δεξιό και τον αριστερό κόλπο και τη δεξιά και την αριστερή κοιλία. Οι δυο κόλποι χωρίζονται μεταξύ τους από ένα λεπτό μεσοκοιλιακό διάφραγμα, ενώ οι δυο κοιλίες από ένα πιο παχύ μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Οι κόλποι βρίσκονται πάνω από τις κοιλίες, με τον αριστερό κόλπο να βρίσκεται ψηλότερα σε σχέση με τον δεξιό και την αριστερή κοιλία ψηλότερα από την δεξιά. Στον δεξιό κόλπο καταλήγουν οι κάτω κοίλη φλέβα και άνω κοίλη φλέβα, ενώ από την αριστερή κοιλία ξεκινάει η αορτή, η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος.



Εικόνα 1. Διάγραμμα με τα μέρη της καρδιάς

Η καρδιά περιβάλλεται από έναν ινώδη σάκο, το περικάρδιο, το οποίο είναι φτιαγμένο από λεπτά στρώματα συνδετικού ιστού και ένα ορώδες υγρό που προστατεύει τα τοιχώματα της καρδιάς από τη τριβή. Το εσωτερικό της καρδιάς επενδύεται από το ενδοκάρδιο, και ενδιάμεσα στο περικάρδιο και το ενδοκάρδιο υπάρχει το μυοκάρδιο, ο μυϊκός ιστός που προκαλεί τη συστολή και διαστολή της καρδιάς. Επιπλέον, γύρω από το περικάρδιο περνάνε οι στεφανιαίες αρτηρίες, οι οποίες ξεκινούν από την αορτή και προμηθεύουν αίμα για τη λειτουργία της ίδιας της καρδιάς.

Η άντληση του αίματος επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας τη διαφορά πίεσης στις κοιλότητες της καρδιάς. Η σωστή κατεύθυνση του αίματος μέσα στη καρδιά εξασφαλίζεται από τη χρήση τεσσάρων βαλβίδων, οι οποίες αποτελούνται από γλωχίνες που λειτουργούν σαν καταπακτές. Όταν συγκεντρώνεται αίμα σε έναν από τους δυο κόλπους, ασκείται μεγάλη πίεση στην αντίστοιχη κοιλία, με αποτέλεσμα να ανοίξει η βαλβίδα και να αφήσει το αίμα να περάσει. Η κάθε βαλβίδα είναι προσανατολισμένη με τέτοιο τρόπο που επιτρέπει το αίμα να κινηθεί μόνο προς μία κατεύθυνση, όπως φαίνεται στα βελάκια στην Εικόνα 1. Οι τέσσερις βαλβίδες ονομαστικά είναι οι παρακάτω:

Δυο κολλοκοιλιακές βαλβίδες (AV, atrioventricular):

- *Τριγλώχινα βαλβίδα*: Από τον δεξιό κόλπο προς τη δεξιά κοιλία
- *Μιτροειδής βαλβίδα*: Από τον αριστερό κόλπο προς την αριστερή κοιλία

Δυο μηνοειδείς βαλβίδες (SL, semilunar):

- *Πνευμονική βαλβίδα*: Από τη δεξιά κοιλία προς τους πνεύμονες
- *Αορτική βαλβίδα*: Από την αριστερή κοιλία προς την αορτή

Η πορεία που ακολουθεί το αίμα έχει ως εξής. Αποξυγονωμένο αίμα εισέρχεται στον δεξιό κόλπο από τις κοίλες φλέβες και μετά περνάει μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στη δεξιά κοιλία. Από τη δεξιά κοιλία, μεταφέρεται προς τα πνευμόνια μέσα από τη πνευμονική αρτηρία και από τα πνευμόνια μεταφέρεται πίσω στη καρδιά μέσω της πνευμονικής φλέβας. Εκεί το αίμα περνάει από τον αριστερό κόλπο στην αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Τέλος, η αριστερή κοιλία στέλνει το οξυγονωμένο αίμα στο σώμα μέσω από την αορτή, η οποία με τη σειρά της διαιρείται σε μικρότερες αρτηρίες. Όταν οι κοιλίες εξωθούν το αίμα προς τις αρτηρίες, ασκείται πίεση από το αίμα στα τοιχώματα των αρτηριών, προκαλώντας έναν αισθητό σφυγμό. Αυτός ο σφυγμός λέγεται αρτηριακή πίεση και μετράται σε χιλιοστά στήλης υδραργύρου (mmHg). Η αρτηριακή πίεση σε φυσιολογικές συνθήκες δε ξεπερνάει τα 120 mmHg.

Η μεταφορά του αίματος από τη δεξιά κοιλία προς τους πνεύμονες για την οξυγόνωση του αίματος ονομάζεται πνευμονική κυκλοφορία, ενώ η μεταφορά από την αριστερή κοιλία στο σώμα και πίσω ξανά στον δεξιό κόλπο ονομάζεται συστηματική κυκλοφορία. Επειδή η πνευμονική κυκλοφορία διανύει μικρότερη απόσταση, η πίεση που ασκεί είναι χαμηλότερη της συστηματικής κυκλοφορίας. Για τον ίδιο λόγο, η αριστερή κοιλία είναι αρκετά μεγαλύτερη από τη δεξιά κοιλία και έχει παχύτερο μυοκάρδιο.

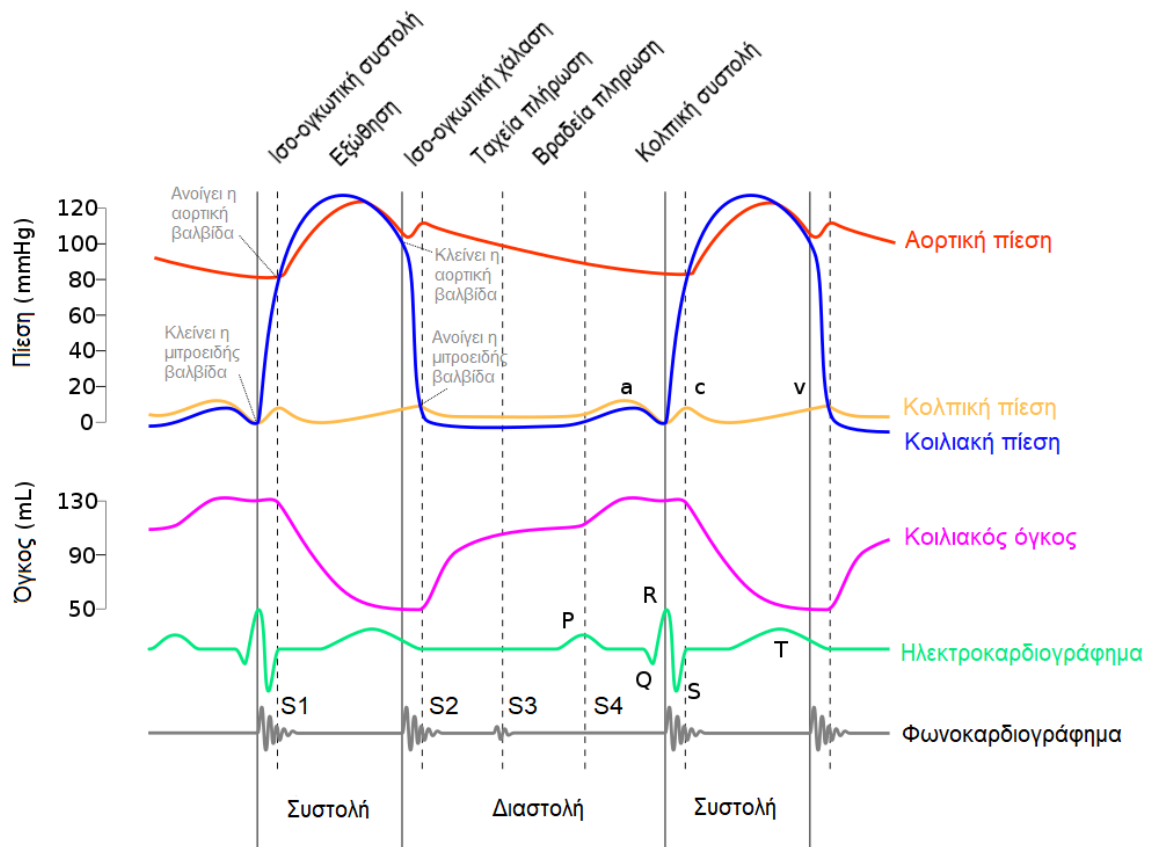
Καρδιακός κύκλος

Καρδιακός κύκλος ονομάζεται το διάστημα κατά το οποίο πάλλεται η καρδιά, από τον ένα χτύπο έως τον επόμενο. Ο κάθε κύκλος αποτελείται από δύο στάδια, τη συστολή και τη διαστολή. Κατά τη συστολή, τα τοιχώματα των κοιλιών συστέλλονται, ασκώντας μεγάλη πίεση και εξωθώντας το αίμα προς τις αρτηρίες. Κατά τη διαστολή, τα τοιχώματα των κοιλιών χαλαρώνουν, αφήνοντας το αίμα να περάσει από τους κόλπους μέσω των βαλβίδων. Υπό κανονικές συνθήκες, ένας κύκλος τελείται σε χρονικό διάστημα περίπου 800ms, με φυσιολογικούς ρυθμούς να φτάνουν από 60 έως 100 παλμούς ανά λεπτό.

Κάθε παλμός πρέπει να είναι ρυθμικός και συγχρονισμένος, ώστε να μην υπάρξει ανεπάρκεια και προβλήματα στην κυκλοφορία του αίματος. Για να επιτευχθεί αυτό, η καρδιά χρησιμοποιεί έναν ιστό ειδικών κυττάρων που λειτουργεί ως βηματοδότης, ο λεγόμενος φλεβόκομβος. Ο φλεβόκομβος βρίσκεται στον δεξιό κόλπο της καρδιάς, κοντά στην έξοδο της άνω κοίλης φλέβας, και στέλνει αυτόματα ηλεκτρικά ερεθίσματα στο μυοκάρδιο, το οποίο με τη σειρά του συστέλλεται και διαστέλλεται ρυθμικά. Σε κατάσταση ηρεμίας, τα κύτταρα της καρδιάς είναι φορτισμένα θετικά εξωτερικά, ενώ στο εσωτερικό τους είναι φορτισμένα αρνητικά. Όταν δέχονται ένα ηλεκτρικό ερέθισμα, τότε αντιστρέφεται η πόλωση τους, με αποτέλεσμα να διεγείρονται και να προκαλούν σύσπαση στο μυοκάρδιο. Μετά την εκπόλωση τους, τα κύτταρα μπαίνουν σε μια ανερέθιστη περίοδο, κατά την οποία δε μπορούν να διεγερθούν.

Η ηλεκτρική διέγερση του φλεβόκομβου προκαλεί πρώτα εκπόλωση στα κύτταρα των κόλπων και στη συνέχεια περνάει μέσα από την κολποκοιλιακή σύνδεση, η οποία ενώνει το μυοκάρδιο των κοιλιών και των κόλπων, καθώς αυτά χωρίζονται μεταξύ τους από έναν μη-αγώγιμο ιστό. Η σύνδεση αυτή αποτελείται από τον κολποκοιλιακό κόμβο και το δεμάτιο του His. Ο κολποκοιλιακός κόμβος έχει παρόμοια δομή με αυτή του φλεβόκομβου και σε ειδικές συνθήκες μπορεί να αναλάβει την βασική λειτουργία του βηματοδότη, όμως σε σχετικά μικρότερη συχνότητα. Ο κόμβος επίσης καθυστερεί ελάχιστα την μετάδοση της ηλεκτρικής διέγερσης, επιτρέποντας τις κοιλίες να γεμίσουν με αίμα, πριν συσπαστούν και εξωθήσουν το αίμα στις αρτηρίες. Στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο, το δεμάτιο του His διακλαδώνεται σε δυο σκέλη, ένα στην αριστερή κοιλία και ένα στη δεξιά. Τα άκρα των σκελών ενώνονται με τις ίνες Purkinje, οι οποίες είναι υπεύθυνες για την ταυτόχρονη σύσπαση των κοιλιών.

Οι δυο φάσεις του καρδιακού κύκλου, η συστολή και η διαστολή, διαιρούνται σε επί μέρους μικρότερες φάσεις. Η συστολή καλύπτει την φάση όπου το αίμα εξωθείται από τις κοιλίες και αποτελείται από την ισο-ογκωτική συστολή, την ταχεία εξώθηση και την βραδεία εξώθηση. Η διαστολή είναι η φάση του κύκλου στην οποία μεταφέρεται το αίμα προς τις κοιλίες και αποτελείται από την ισο-ογκωτική χάλαση, την ταχεία πλήρωση, την βραδεία πλήρωση, καθώς και την κολπική συστολή.



Εικόνα 2. Διάγραμμα Wiggers, ονομαζόμενο προς τιμήν του Carl Wiggers, ο οποίος είχε περιγράψει εκτενώς τις φάσεις του καρδιακού κύκλου.

Για την ανάλυση του καρδιακού κύκλου χρησιμοποιείται το διάγραμμα Wiggers, στο οποίο καταγράφονται οι πιέσεις στις αρτηρίες, τους κόλπους και τις κοιλίες, ο όγκος του αίματος στις κοιλίες, η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και οι καρδιακοί τόνοι. Ως αρχή του διαγράμματος συνήθως θεωρείται η συστολή λόγω του πρώτου καρδιακού τόνου, όμως ως αρχή μπορεί να θεωρηθεί και η κολπική συστολή, ώστε να συμπίπτει με τη διέγερση του φλεβόκομβου.

Αναλυτικότερα για το κάθε στάδιο, ξεκινώντας από τη συστολή:

- Ισο-ογκωτική συστολή:** Η πρώτη φάση της συστολής αρχίζει όταν διεγείρεται το μυοκάρδιο των κοιλιών. Η σύσπαση του μυοκαρδίου έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση πίεσης στις κοιλίες και το άμεσο κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων. Το κλείσιμο αυτό παράγει ένα ήχο, τον πρώτο καρδιακό τόνο, που συμβολίζεται ως S1 στο διάγραμμα. Κατά τη διάρκεια της ισο-ογκωτικής συστολής, η κοιλιακή πίεση αυξάνεται ραγδαία, όμως ο όγκος του αίματος στις κοιλίες δεν μεταβάλλεται, διότι σε αυτή τη φάση όλες οι καρδιακές βαλβίδες είναι κλειστές.

- **Ταχεία εξώθηση:** Όταν η κοιλιακή πίεση υπερβεί τη πίεση στις αρτηρίες, τότε ανοίγουν οι μηννοειδείς βαλβίδες, προκαλώντας ταχεία εξώθηση του αίματος προς τις αρτηρίες. Η ροή του αίματος φτάνει στη μέγιστη ταχύτητα της, με την κοιλιακή και την αρτηριακή πίεση να φτάνουν επίσης στις μέγιστες τιμές τους. Σε αυτή τη φάση οι κόλποι διαστέλλονται, μειώνοντας τη πίεση τους, ενώ ταυτόχρονα δέχονται αίμα από τις φλέβες και οι κολποκοιλιακές βαλβίδες παραμένουν κλειστές.
- **Βραδεία εξώθηση:** Μετά τη μέγιστη τιμή της, η πίεση στις κοιλίες και τις αρτηρίες αρχίζει να μειώνεται σταδιακά, με τη ροή του αίματος να επιβραδύνεται. Από την άλλη, η πίεση στους κόλπους αυξάνεται όσο γεμίζουν με αίμα. Στο τέλος της εξώθησης, ο όγκος των κοιλιών φτάνει στη χαμηλότερη τιμή του και η αρτηριακή πίεση είναι ίση με την κοιλιακή.

Μετά τη συστολή ακολουθούν τα τέσσερα στάδια της διαστολής. Παρά το όνομα της, η κολπική συστολή ανήκει στη φάση της διαστολής, επειδή ο καρδιακός κύκλος σχετίζεται κυρίως με τη συστολή και τη διαστολή των κοιλιών. Επίσης στο διάγραμμα αναφέρονται δυο καρδιακοί τόνοι S3 και S4, όμως φυσιολογικά δεν παρατηρούνται και η έντονη ένδειξη τους μπορεί να σηματοδοτεί καρδιακές παθήσεις. Περισσότερες λεπτομέρειες για το κάθε στάδιο:

- **Ισο-ογκωτική χάλαση:** Αφότου η πίεση στις κοιλίες πέσει κάτω από την αρτηριακή πίεση, οι μηννοειδείς βαλβίδες κλείνουν άμεσα και παράγεται ο δεύτερος καρδιακός τόνος, που συμβολίζεται με S2 στο διάγραμμα. Στο διάστημα της ισο-ογκωτικής χάλασης, όλες οι βαλβίδες είναι κλειστές ξανά και ο όγκος δε μεταβάλλεται, ενώ η κοιλιακή πίεση μειώνεται ραγδαία. Όσο οι κόλποι γεμίζουν με αίμα, αυξάνεται η πίεση τους μέχρι να φτάσει στην ίδια τιμή με τη κοιλιακή πίεση.
- **Ταχεία πλήρωση:** Όταν η κολπική πίεση ξεπεράσει την κοιλιακή πίεση, τότε ανοίγουν οι κολποκοιλιακές βαλβίδες, επιτρέποντας στο αίμα να κινηθεί από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Σε αυτή τη φάση, ο όγκος στις κοιλίες αυξάνεται και η πίεση τους μειώνεται, όσο το μυοκάρδιο βρίσκεται σε επαναπόλωση. Η πίεση στους κόλπους επίσης μειώνεται ελάχιστα, όσο η ροή του αίματος μειώνει τον όγκο.
- **Βραδεία πλήρωση:** Όσο γεμίζουν οι κοιλίες με αίμα και οι κόλποι αδειάζουν, η πίεση στις κοιλίες αρχίζει να αυξάνεται, με αποτέλεσμα η διαφορά πίεσης ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες να μικραίνει και η ροή του αίματος να μειώνεται.
- **Κολπική συστολή:** Με την διέγερση του φλεβόκομβου, το μυοκάρδιο στους κόλπους συστέλλεται κατευθείαν, αυξάνοντας τη κολπική πίεση μέχρι να φτάσει στη μέγιστη τιμή της. Μαζί με την κολπική πίεση, αυξάνεται και η κοιλιακή πίεση, καθώς το αίμα εξωθείται από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Μετά τη μέγιστη τιμή της, η πίεση στις καρδιακές κοιλότητες μειώνεται σταδιακά, μέχρι η κοιλιακή πίεση να ξεπεράσει την κολπική και να κλείσουν οι κολποκοιλιακές βαλβίδες, ξεκινώντας τον καρδιακό κύκλο από την αρχή.

2 – Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Γενική περιγραφή

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) αποτελεί μια διαδικασία μέτρησης της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, με σκοπό την εύρεση ανωμαλιών και διαταραχών στη λειτουργία της. Σε ένα συνηθισμένο ηλεκτροκαρδιογράφημα τοποθετούνται 10 ηλεκτρόδια πάνω στο σώμα του ασθενή, 6 στο θώρακα και ένα σε κάθε άκρο. Το κάθε ηλεκτρόδιο δεν παράγει δικό του ρεύμα, αντίθετα, μετράει τις μεταβολές στο ηλεκτρικό δυναμικό των μυοκαρδιακών κυττάρων, όταν διεγείρονται από τον φλεβόκομβο. Σε φυσιολογικές συνθήκες, το ηλεκτροκαρδιογράφημα επαναλαμβάνεται με παρόμοιο μοτίβο σχεδόν σε κάθε άνθρωπο και οι αποκλίσεις μπορούν να αναδείξουν προβλήματα στη λειτουργία της καρδιάς. Ωστόσο, ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα χωρίς αποκλίσεις δεν σημαίνει απαραίτητα μια καρδιά χωρίς προβλήματα.

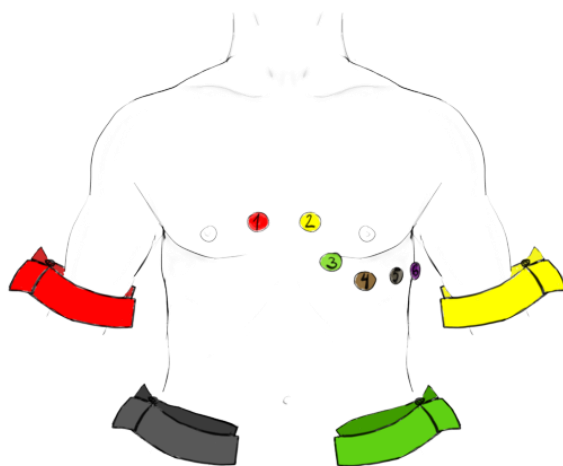
Το 1887, μια πρώιμη μορφή καρδιογράφου επινοήθηκε από τον Άγγλο Augustus Waller, χρησιμοποιώντας ένα τριχοειδές ηλεκτρόμετρο. Μέσα στην επόμενη δεκαετία, ο Ολλανδός Willem Einthoven δούλεψε πάνω στον καρδιογράφο, χρησιμοποιώντας ένα χορδωτό γαλβανόμετρο από λεπτές αγωγίμες ίνες που περνούσαν μέσα από δυο ηλεκτρομαγνήτες. Όταν διερχόταν ρεύμα μέσα από τις ίνες, αυτές ταλαντώνονταν και οι κινήσεις τους αποτυπώνονταν πάνω σε φωτογραφικό χαρτί με τη βοήθεια μιας πηγής φωτός. Το 1924, ο Einthoven κέρδισε το βραβείο Νόμπελ Ιατρικής για την ανακάλυψη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και η ορολογία που επινόησε χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα σε αυτόν τον τομέα. Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας, οι ηλεκτροκαρδιογράφοι έχουν γίνει πλέον φορητοί και η λειτουργία τους είναι κυρίως ψηφιακή.

Ο τυπικός ηλεκτροκαρδιογράφος έχει 10 ηλεκτρόδια που τοποθετούνται πάνω στο δέρμα σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Αυτός ο τύπος λέγεται ηλεκτροκαρδιογράφος των 12 απαγωγών (αγγλ. 12-lead ECG). Σε αυτή τη διαδικασία, ο ασθενής κάθεται ακίνητος και σε ηρεμία για περίπου 5 λεπτά, όσο καταγράφεται η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Μια άλλη διαδικασία, περιλαμβάνει την χρήση ενός διαδρόμου γυμναστικής. Ονομάζεται δοκιμασία κοπώσεως και ο ασθενής βαδίζει στον κινούμενο διάδρομο, ο οποίος επιταχύνει σταδιακά όσο ελέγχεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Επίσης διαδεδομένη, είναι η χρήση ενός φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου Holter, όπου γίνεται συνεχής καταγραφή για 24 ώρες ή και παραπάνω.

Η εξέταση με ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι απαραίτητη για την εύρεση, πρόληψη και θεραπεία διάφορων καρδιαγγειακών παθήσεων. Το όφελος είναι πολλά, όπως η ευκολία χρήσης, το χαμηλό κόστος και η μη επεμβατική φύση της εξέτασης, αλλά επίσης και η αποτελεσματικότητά της. Έχουν γίνει αμέτρητες μελέτες και έρευνες πάνω στη χρήση ηλεκτροκαρδιογράφου, με αποτέλεσμα να υπάρχουν τεράστιες βάσεις δεδομένων που καθιστούν τη διάγνωση ευκολότερη και πιο αποτελεσματική.

Ηλεκτρόδια και απαγωγές

Στον κλασικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, χρησιμοποιούνται 10 ηλεκτρόδια για να καταγράψουν 12 απαγωγές. Από τα ηλεκτρόδια, τα 4 είναι τοποθετημένα στα άκρα με τις ονομασίες: RA (right arm, δεξί χέρι), LA (left arm, αριστερό χέρι), RL (right leg, δεξί πόδι), LL (left leg, αριστερό πόδι). Τα υπόλοιπα 6 λέγονται προκάρδια και είναι τοποθετημένα σε μια γραμμή πάνω στον θώρακα, με τις ονομασίες: V1, V2, V3, V4, V5, V6. Το ηλεκτρόδιο RL στο δεξί πόδι είναι ουδέτερο και λειτουργεί ως γείωση. Με την χρήση αυτών των ηλεκτροδίων καταγράφονται 12 απαγωγές, από τις οποίες οι 3 είναι διπολικές και οι άλλες 9 είναι μονοπολικές. Οι τρεις διπολικές απαγωγές I, II, III ονομάζονται απαγωγές των άκρων και μαζί αποτελούν το γνωστό τρίγωνο του Einthoven. Από τις μονοπολικές, οι 3 απαγωγές aVR, aVL, aVF ονομάζονται ενισχυμένες απαγωγές των άκρων, ενώ οι υπόλοιπες V1, V2, V3, V4, V5, V6 είναι οι προκάρδιες απαγωγές.



Εικόνα 3. Τυπική τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο σώμα με τα συνήθη χρώματα και αντιστοιχίες όπως απεικονίζονται παραπάνω.

Η κάθε απαγωγή μετράει το ηλεκτρικό δυναμικό της καρδιάς από μια διαφορετική γωνία, ώστε όλες μαζί να ενωθούν για να φτιάξουν ένα ολοκληρωμένο καρδιογράφημα. Αρχικά, οι διπολικές απαγωγές των άκρων μετράνε τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δυο πόλων ηλεκτροδίων και ορίζονται ως εξής:

- I: Διαφορά δυναμικού μεταξύ RA και LA. $I = V_{LA} - V_{RA}$
- II: Διαφορά δυναμικού μεταξύ RA και LL. $II = V_{LL} - V_{RA}$
- III: Διαφορά δυναμικού μεταξύ LL και LA. $III = V_{LL} - V_{LA}$

Οι μονοπολικές ενισχυμένες απαγωγές των άκρων μετράνε τη διαφορά δυναμικού μεταξύ ενός θετικού πόλου ηλεκτροδίου και ενός σημείου αναφοράς που προκύπτει από την συνισταμένη των άλλων δυο. Ορίζονται ως εξής:

- aVR : Διαφορά δυναμικού μεταξύ RA και της συνισταμένης.

$$\text{Στην πράξη: } aVR = \frac{2V_{RA} - V_{LA} - V_{LL}}{2}$$

- aVL : Διαφορά δυναμικού μεταξύ LA και της συνισταμένης.

$$\text{Στην πράξη: } aVL = \frac{2V_{LA} - V_{RA} - V_{LL}}{2}$$

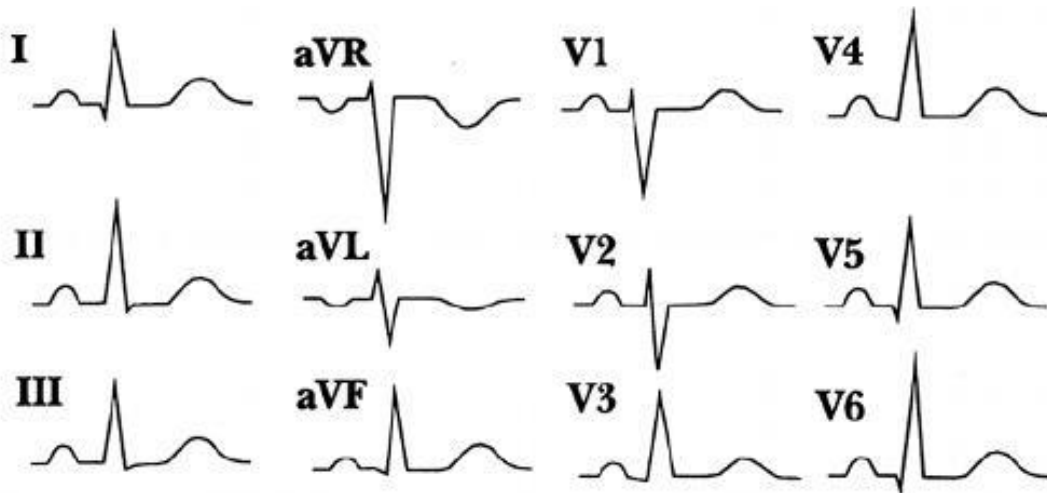
- aVF : Διαφορά δυναμικού μεταξύ LL και της συνισταμένης.

$$\text{Στην πράξη: } aVF = \frac{2V_{LL} - V_{LA} - V_{RA}}{2}$$

Οι μονοπολικές προκάρδιες απαγωγές μετράνε την διαφορά δυναμικού μεταξύ του αντίστοιχου ηλεκτροδίου και ενός σημείου αναφοράς που λέγεται κεντρικό τερματικό Wilson. Ο ορισμός της κάθε απαγωγής είναι ως εξής:

- $V_{\kappa} = \delta_{\kappa} - \frac{V_{LA} + V_{RA} + V_{LL}}{3}$

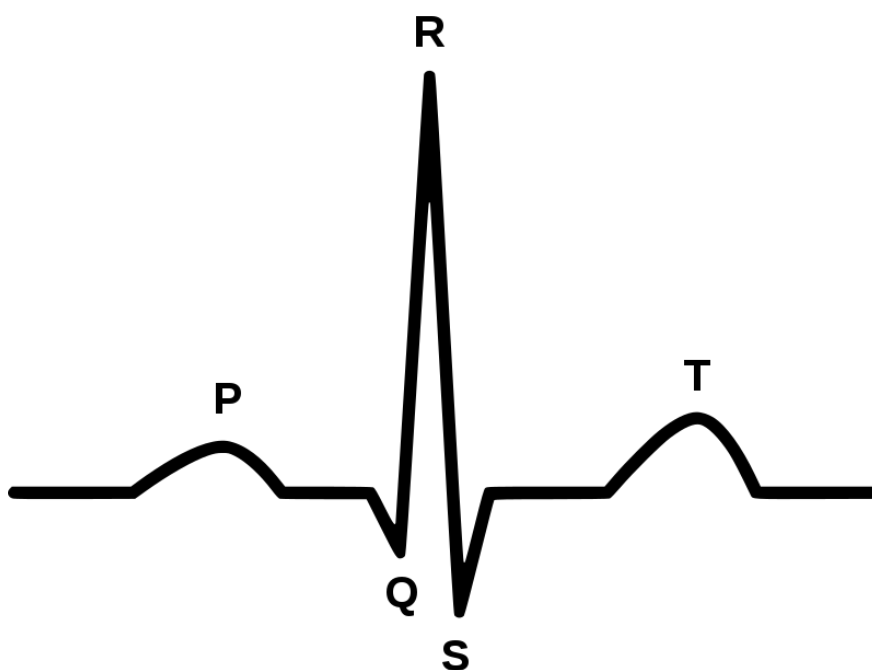
Όπου $\kappa = 1, \dots, 6$ και δ_{κ} το δυναμικό στα αντίστοιχα σημεία του θώρακα.



Εικόνα 4. Οι κυματομορφές που εμφανίζει η κάθε απαγωγή ξεχωριστά στο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Ανάλυση ΗΚΓ κύματος

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3, η κάθε απαγωγή καταγράφει μια διαφορετική οπτική γωνία της διάδοσης του ηλεκτρικού ρεύματος στην καρδιά. Για την ερμηνεία της, η κάθε κυματομορφή έχει χωριστεί σε 3 βασικά επάρματα: το κύμα P, το σύμπλεγμα QRS και το κύμα T. Μερικές φορές συμπεριλαμβάνεται και ένα τέταρτο, μικρότερο κύμα U που ακολουθεί αμέσως μετά το κύμα T, αλλά συνήθως δεν παρατηρείται λόγω του μικρού μεγέθους του. Το ΗΚΓ κύμα καταγράφεται πάνω σε ένα διάγραμμα, όπου ο κάθετος άξονας συμβολίζει τη διαφορά δυναμικού σε mV, ενώ ο οριζόντιος άξονας είναι ο χρόνος, που συνήθως μετράται σε ms. Η οριζόντια γραμμή όπου η τάση είναι 0 mV λέγεται ισοηλεκτρική γραμμή. Επίσης, η οριζόντια απόσταση μεταξύ δυο σημείων λέγεται διάστημα, ενώ η απόσταση από την ισοηλεκτρική γραμμή λέγεται πλάτος.



Εικόνα 5. Η βασική κυματομορφή ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Η παραπάνω κυματομορφή ουσιαστικά περιγράφει τα στάδια του καρδιακού κύκλου, από τη στιγμή που διεγείρεται ο φλεβόκομβος, μέχρι την επαναπόλωση των κοιλιών. Για αυτόν τον λόγο, αναφέρεται συχνά και ως φλεβοκομβικός ρυθμός (αγγλ. Sinus Rhythm). Αναλυτικότερα για το κάθε έπαρμα:

- **Κύμα P:** Το κύμα P περιγράφει την εκπόλωση των κόλπων. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, είναι κυκλικό και ομαλό, με διάρκεια περίπου 110ms. Η ένταση του είναι σχετικά μικρή σε σχέση με τα άλλα επάρματα, καθώς οι κόλποι έχουν λιγότερη μυϊκή μάζα από τις κοιλίες.

- **Σύμπλεγμα QRS:** Στο σύμπλεγμα QRS καταγράφεται η εκπόλωση των κοιλιών και περιλαμβάνει 3 κύματα (Q, R, S), αν και σε κάποιες απαγωγές μπορεί να μη φαίνονται όλα μαζί. Το μεγαλύτερο και πιο διακριτό από αυτά, το κύμα R, απεικονίζει την διέγερση του κοιλιακού μυοκαρδίου και συγκεκριμένα την διέγερση της αριστερής κοιλίας, η οποία ασκεί πολύ μεγαλύτερη πίεση σε σχέση με την δεξιά. Η διάρκεια του QRS είναι περίπου από 80ms έως 100ms. Επίσης, κατά τη διάρκεια του QRS συμβαίνει και επαναπόλωση στους κόλπους, όμως αυτό δεν καταγράφεται στο ΗΚΓ, διότι επισκιάζεται από την κοιλιακή εκπόλωση.
- **Κύμα T:** Τέλος, το κύμα T περιγράφει την επαναπόλωση των κοιλιών. Το σχήμα του είναι κυκλικό, ομαλό και ελάχιστα ασύμμετρο, ενώ η πολικότητα του σε φυσιολογικές συνθήκες έχει παρόμοια κατεύθυνση με την πολικότητα του QRS. Η διάρκεια του δεν ξεπερνά τα 200ms.

Αρκετή σημασία έχουν και οι αποστάσεις μεταξύ δυο σημείων, καθώς οι διαφορές στην διάρκεια τους μπορούν να τονίσουν προβλήματα στη διάδοση φορτίου κατά μήκος της καρδιάς. Περιληπτικά για το καθένα:

- **Διάστημα PR ή PQ:** Το διάστημα μεταξύ της αρχής του κύματος P και της αρχής του συμπλέγματος QRS. Φυσιολογική διάρκεια 120 - 220 ms
- **Τμήμα PR:** Το διάστημα από το τέλος του κύματος P μέχρι την αρχή του QRS. Χρησιμοποιείται ως γραμμή αναφοράς για τον προσδιορισμό της ισοηλεκτρικής γραμμής.
- **Διάστημα QT:** Το διάστημα από την αρχή του QRS μέχρι το τέλος του κύματος T. Αντιπροσωπεύει ολόκληρη την κοιλιακή λειτουργία, δηλαδή την διάρκεια από τη στιγμή που εκπολώνονται οι κοιλίες μέχρι το τέλος της επαναπόλωσης τους.
- **Τμήμα ST:** Το διάστημα από το τέλος του QRS μέχρι την αρχή του κύματος T. Φυσιολογικά, βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο με το τμήμα PR και αποκλίσεις από την ισοηλεκτρική γραμμή έχουν μεγάλη σημασία. Η αρχή του τμήματος ST και το πρώτο σημείο πάνω στην ισοηλεκτρική γραμμή αναφέρεται συχνά ως σημείο J.
- **Τμήμα TP:** Το διάστημα μεταξύ του τέλους του κύματος T και της αρχής του κύματος P.

Ο καρδιακός κύκλος ξεκινάει από το κύμα P και τελειώνει στο επόμενο κύμα P. Η διάρκεια αυτή λέγεται διάστημα PP, όμως το κύμα P είναι σχετικά μικρό και η κορυφή του δε διακρίνεται εύκολα. Για αυτόν τον λόγο, η διάρκεια του καρδιακού κύκλου μετράται στο διάστημα RR, ανάμεσα στις κορυφές R που διακρίνονται πιο εύκολα.

3 – Αρρυθμίες

Ορισμός και κατηγοριοποίηση

Οι καρδιακές αρρυθμίες είναι διαταραχές στην λειτουργία της καρδιάς, όπου ο ρυθμός με τον οποίο πάλλεται είναι αφύσικος και ανώμαλος. Υπάρχουν διάφορες αιτίες για την δημιουργία αρρυθμιών, από προβλήματα στη μετάδοση του ηλεκτρικού σήματος, μέχρι και παθήσεις της καρδιάς. Το αποτέλεσμα είναι η επιδείνωση στη λειτουργία της καρδιάς και προβλήματα στη κυκλοφορία του αίματος, όπως ανεπάρκεια. Ωστόσο, δεν είναι όλες οι αρρυθμίες επικίνδυνες για την υγεία, και κάποιες μπορεί να είναι τελείως ασυμπτωματικές. Η πιο συχνή μέθοδος διάγνωσης είναι αυτή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Για την κατηγοριοποίηση των αρρυθμιών λαμβάνονται υπόψιν τρεις σημαντικοί παράγοντες.

1) Ρυθμός παλμών

- *Βραδυκαρδίες*: όταν ο ρυθμός είναι κάτω από 60 παλμούς/λεπτό
- *Ταχυκαρδίες*: όταν ο ρυθμός είναι πάνω από 100 παλμούς/λεπτό

2) Προέλευση διαταραχής

- *Κοιλιακές*: όταν η διαταραχή προέρχεται από τις κοιλίες
- *Υπερκοιλιακές*: όταν η διαταραχή προέρχεται από τους κόλπους

3) Μηχανισμός διαταραχής

- *Παραγωγή*: Όταν υπάρχει διαταραχή στη δημιουργία σήματος, όπως για παράδειγμα πρόβλημα στην διέγερση του φλεβόκομβου ή εκτοπικές εστίες βηματοδοτικών κυττάρων που προκαλούν μια πρόωρη διέγερση ηλεκτρικού σήματος.
- *Αγωγή*: Όταν υπάρχει διαταραχή στη μετάδοση του σήματος, όπως αποκλεισμός της διέγερσης στην κολποκοιλιακή σύνδεση.
- *Επανείσοδος*: Όταν υπάρχουν ειδικά κυκλώματα επανεισόδου που μεταδίδουν την διέγερση σε έναν βρόχο, εκπολώνοντας διαρκώς το μυοκάρδιο χωρίς να περνάει από την ανερέθιστη περίοδο.

Σημειώνεται ότι για τους σκοπούς της εργασίας, θα αναλυθούν μόνο οι αρρυθμίες που υπάρχουν ως επιλογές στον προσομοιωτή.

Έκτακτες συστολές

Έκτακτες ή πρόωμες κοιλιακές συστολές ονομάζονται καρδιακές συστολές που εμφανίζονται πριν την αναμενόμενη στιγμή τους στον καρδιακό κύκλο. Οι ηλεκτρικές διεγέρσεις που τις προκαλούν, προέρχονται από εκτοπικές εστίες στις ίνες Purkinje, αντί από τον φλεβοκόμβο. Η διεγερση αυτή δεν επηρεάζει τους κόλπους, όμως φέρνει τα κύτταρα του κοιλιακού μυοκαρδίου σε μια ανερέθιστη περίοδο, με αποτέλεσμα μια μεγάλη παύση μέχρι την επόμενη φλεβοκομβική συστολή, η οποία θα είναι και πιο έντονη. Στο καρδιογράφημα εμφανίζει ένα ευρύ και ανώμαλο σύμπλεγμα QRS και ένα επιμηκυμένο διάστημα TP.

Αναλόγως τον τρόπο με τον οποίο εμφανίζονται, οι έκτακτες συστολές έχουν κάποιους προσδιορισμούς ως προς το σχήμα και τη συχνότητα τους.

- *Μονοεστιακές*: Όταν κάθε έκτακτη συστολή στο καρδιογράφημα έχει το ίδιο σχήμα και πιθανόν προέρχεται από το ίδιο σημείο.
- *Πολεστιακές*: Όταν κάθε έκτακτη συστολή διαφέρει στο σχήμα και προέρχεται από πολλές διαφορετικές εστίες.
- *Διδυμία*: Ο ρυθμός στον οποίο εμφανίζονται έκτακτες συστολές μετά από κάθε φυσιολογική συστολή.
- *Τριδυμία*: Ο ρυθμός στον οποίο εμφανίζονται έκτακτες συστολές μετά από κάθε δυο φυσιολογικές συστολές.

Δυο συνεχόμενες έκτακτες συστολές αποτελούν ένα ζεύγος, ενώ έκτακτες συστολές που εμφανίζονται τρεις ή παραπάνω φορές συνεχόμενα θεωρούνται μη-εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία.

Φλεβοκομβικός ρυθμός



Έκτακτη κοιλιακή συστολή



Εικόνα 6. Η έκτακτη συστολή αντικαθιστά την φλεβοκομβική συστολή, δημιουργώντας μια αναπληρωματική παύλα. Η συχνότητα του φλεβοκόμβου δεν επηρεάζεται.

Ταχυκαρδίες

Ταχυκαρδία ονομάζεται η κατάσταση της καρδιάς που ξεπερνά τους φυσιολογικούς ρυθμούς ηρεμίας, για ενήλικες αυτό σημαίνει πάνω από 100 παλμούς/λεπτό. Η ταχυκαρδία μπορεί να προκληθεί κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής άσκησης ή και ψυχικής πίεσης, όπως άγχος, φόβος και θυμός. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η ταχυκαρδία είναι απλώς η φυσική αντίδραση της καρδιάς, η οποία αντλεί περισσότερο αίμα στο σώμα προκειμένου να ανταπεξέλθει σε κουραστικές συνθήκες. Εάν όμως η ταχυκαρδία εμφανιστεί χωρίς την ύπαρξη κάποιας σωματικής κόπωσης, τότε είναι παθολογική.

Μια περίπτωση παθολογικής ταχυκαρδίας είναι η **απρόσφορη φλεβοκομβική ταχυκαρδία**. Σε αυτή τη περίπτωση, ο ρυθμός της καρδιάς αυξάνεται χωρίς αιτία και στο καρδιογράφημα φαίνεται πανομοιότυπος με μια φυσιολογική φλεβοκομβική ταχυκαρδία. Γενικά θεωρείται καλοήθης, με ελαφριά συμπτώματα και ακίνδυνες μακροχρόνιες συνέπειες, ωστόσο συνιστάται συνεχής παρακολούθηση.

Οι ταχυκαρδίες χωρίζονται κυρίως σε υπερκοιλιακές και κοιλιακές. Στις υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες περιλαμβάνεται η κοιλιακή ταχυκαρδία, η κοιλιακή μαρμαρυγή, ο κοιλικός πτερυγισμός και οι παροξυσμικές υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες. Η διαφορά μεταξύ των δυο κατηγοριών είναι σημαντική, καθώς οι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες δεν είναι άμεσα επικίνδυνες, ενώ οι κοιλιακές ταχυκαρδίες είναι πολύ πιθανών θανατηφόρες.

Κοιλιακή μαρμαρυγή

Η κοιλιακή μαρμαρυγή είναι μια μορφή ταχυκαρδίας που εκδηλώνεται στους κόλπους και είναι μακράν ο πιο συχνός τύπος αρρυθμίας παγκοσμίως, με τη συχνότητα της να αυξάνεται ανάλογα με την ηλικία. Χαρακτηρίζεται από αιφνίδια επεισόδια υψηλής συχνότητας εκπόλωσης των κόλπων, με ρυθμούς να φτάνουν πάνω από 400 παλμούς/λεπτό. Ο κάθε παλμός είναι ακανόνιστος και ασύμμετρος, χωρίς σταθερή συχνότητα. Η συχνότητα των κοιλιακών παλμών είναι επίσης ασταθής, αν και το σύμπλεγμα QRS δεν αλλάζει σχήμα στο καρδιογράφημα.

Ανάλογα με τη διάρκεια του κάθε επεισοδίου, η κοιλιακή μαρμαρυγή μπορεί να κατηγοριοποιηθεί ως εξής:

- *Παροξυσμική*: διαρκεί λιγότερο από μια εβδομάδα και συνήθως τερματίζεται από μόνη της.
- *Εμμένουσα*: διαρκεί πάνω από μια εβδομάδα και χρειάζεται φαρμακευτική ή ηλεκτρική παρέμβαση για να τερματιστεί.
- *Μόνιμη*: διαρκεί για πάνω από ένα χρόνο και κάθε προσπάθεια τερματισμού έχει αποτύχει.

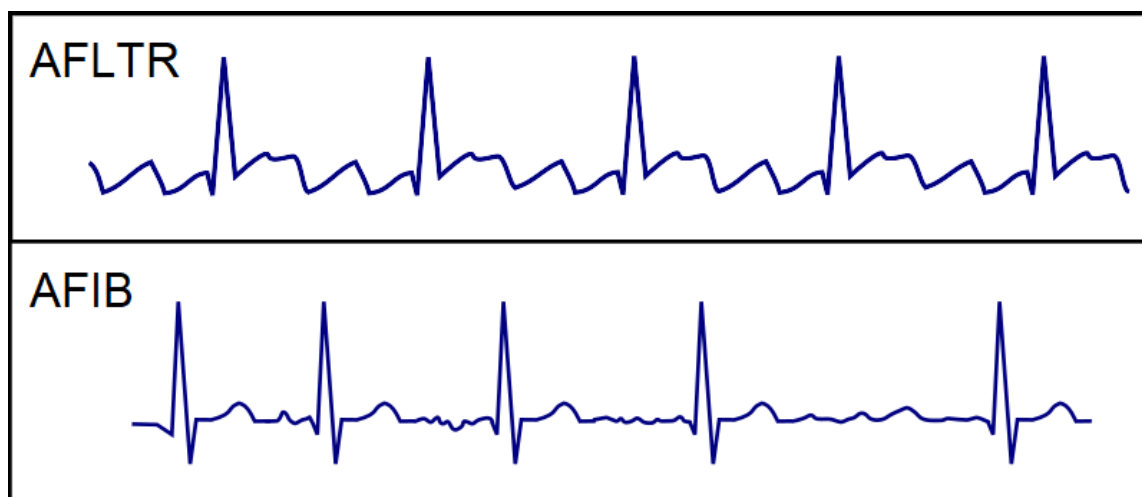
Μικρές συγκεντρώσεις βηματοδοτικών κυττάρων εκτός του φλεβοκομβου, που συνήθως βρίσκονται γύρω από την εκβολή των φλεβών, λέγονται εκτοπικές εστίες.

Εάν ερεθιστούν αυτές οι εστίες, μπορεί να πυροδοτήσουν πρώιμες κολπικές συστολές, οι οποίες περνούν μέσα από το μυοκάρδιο και μπορεί να δημιουργήσουν κυκλώματα επανεισόδου. Η συνεχόμενη πυροδότηση πρώιμων συστολών, επιδεινώνει περισσότερο το μυοκάρδιο και δημιουργεί περισσότερα κυκλώματα επανεισόδου. Οι συνθήκες που καθιστούν ικανό αυτό το χάος εξαρτώνται από την ηλικία ή και άλλες καρδιακές παθήσεις. Ως εκ τούτου, αυτή η αρρυθμία χειροτερεύει με την πάροδο του χρόνου. Το κάθε επεισόδιο τείνει να διαρκεί όλο και περισσότερο καιρό και χωρίς ιατρική επέμβαση ή φαρμακευτική αγωγή, η κολπική μαρμαρυγή σχεδόν πάντα οδηγεί στην μόνιμη φάση.

Κολπικός πτερυγισμός

Παρόμοια με την κολπική μαρμαρυγή, ο κολπικός πτερυγισμός χαρακτηρίζεται από υψηλές συχνότητες κολπικών συστολών, περίπου 300 παλμούς/λεπτό. Σε αντίθεση με την μαρμαρυγή όμως, ο πτερυγισμός ακολουθεί πιο σταθερές συχνότητες και ρυθμικούς, πανομοιότυπους παλμούς. Ο κολπικός πτερυγισμός συνήθως συνδέεται με άλλες καρδιακές παθήσεις και η πυροδότηση του προκαλείται από τον μηχανισμό της επανεισόδου, κυρίως στον δεξιό κόλπο. Στο καρδιογράφημα, εμφανίζονται πολλαπλά και ίσα κύματα P παράλληλα μεταξύ τους.

Ο κολπικός πτερυγισμός πιο συχνά είναι παροξυσμικός, δηλαδή τα επεισόδια διαρκούν μερικές ώρες ή ημέρες και μετά υποχωρούν. Πολύ σπάνια ο πτερυγισμός θα οδηγηθεί σε μόνιμη κατάσταση, καθώς οι συνθήκες που τον δημιουργούν δεν το επιτρέπουν εύκολα. Πιο πιθανό είναι με τη πάροδο του χρόνου και σε μεγαλύτερη ηλικία να εξελιχθεί σε κολπική μαρμαρυγή.



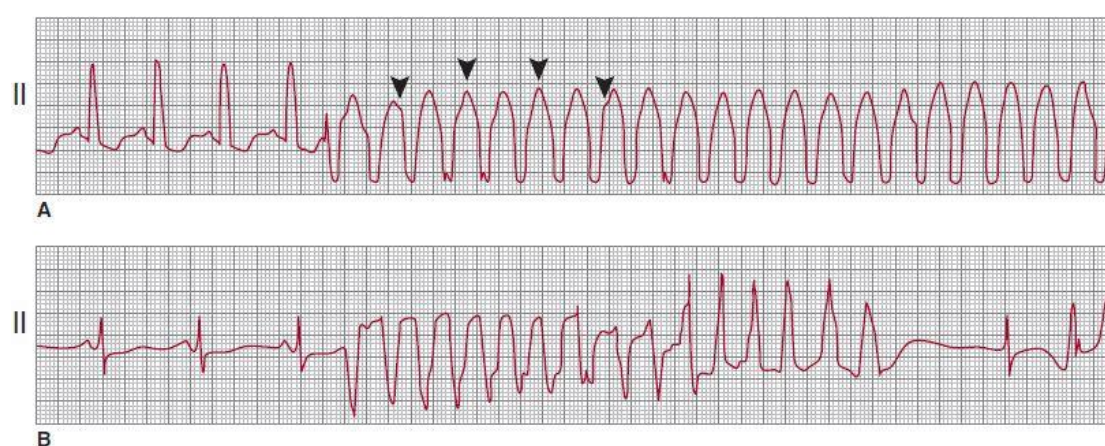
Εικόνα 7. Αναπαράσταση κολπικού πτερυγισμού (AFLTR) και κολπικής μαρμαρυγής (AFIB). Όπως φαίνεται στην εικόνα, οι κολπικοί παλμοί στον πτερυγισμό είναι ρυθμικοί και ίσοι, αντίθετα με την μαρμαρυγή, όπου οι παλμοί των κόλπων και των κοιλιών έχουν ακανόνιστη συχνότητα και μορφολογία.

Κοιλιακή ταχυκαρδία

Κοιλιακές ταχυκαρδίες ονομάζονται οι ταχυκαρδίες που προέρχονται από το κοιλιακό μυοκάρδιο και προκαλούν ταχείες συσπάσεις στις κοιλίες, με ρυθμούς να φτάνουν από 100 έως και 250 παλμούς/λεπτό. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ασυντόνιστη λειτουργία μεταξύ των κοιλιών και των κόλπων, καθώς και την μειωμένη ροή αίματος. Η κοιλιακή ταχυκαρδία σχεδόν πάντα ευθύνεται σε κάποια προϋπάρχουσα πάθηση, όπως στεφανιαία νόσο, καρδιακή ανεπάρκεια ή μυοκαρδιοπάθεια και μπορεί εύκολα να οδηγήσει σε ασυστολία εάν δεν αντιμετωπιστεί άμεσα.

Ένας σημαντικός διαχωρισμός είναι μεταξύ εμμένουσας κοιλιακής ταχυκαρδίας και μη-εμμένουσας. Εάν ένα επεισόδιο κοιλιακής ταχυκαρδίας διαρκέσει κάτω από 30 δευτερόλεπτα και υποχωρήσει από μόνη της, τότε ονομάζεται μη-εμμένουσα. Αυτός ο τύπος είναι συχνά ασυμπτωματικός και δεν είναι άμεσα επικίνδυνος. Εάν όμως διαρκέσει πάνω από 30 δευτερόλεπτα, τότε λέγεται εμμένουσα και υπάρχει κίνδυνος να εξελιχθεί σε κοιλιακή μαρμαρυγή.

Οι δυο μεγάλες κατηγορίες των κοιλιακών ταχυκαρδιών είναι η μονόμορφη και η πολύμορφη. Στην μονόμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία, το καρδιογράφημα παρουσιάζει συμπλέγματα QRS με ολόιδια μορφολογία, με ελάχιστες ή μηδαμινές διαφορές. Αυτό συμβαίνει γιατί η διαταραχή προέρχεται από μια συγκεκριμένη εκτοπική εστία και διατηρείται από ένα κύκλωμα επανεισόδου, με τη συχνότητα των παλμών να παραμένει σταθερή καθ' όλη διάρκεια του επεισοδίου. Από την άλλη, στην πολύμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία, τα συμπλέγματα QRS παρουσιάζουν ανώμαλη μορφολογία και ακανόνιστη συχνότητα. Μια ειδική υποκατηγορία της πολύμορφης, είναι η συστροφή κορυφών (*torsades de pointes*), η οποία προκύπτει από την παρατεταμένη επαναπόλωση των κοιλιών και εμφανίζει αυξημένο κίνδυνο καρδιακής προσβολής.



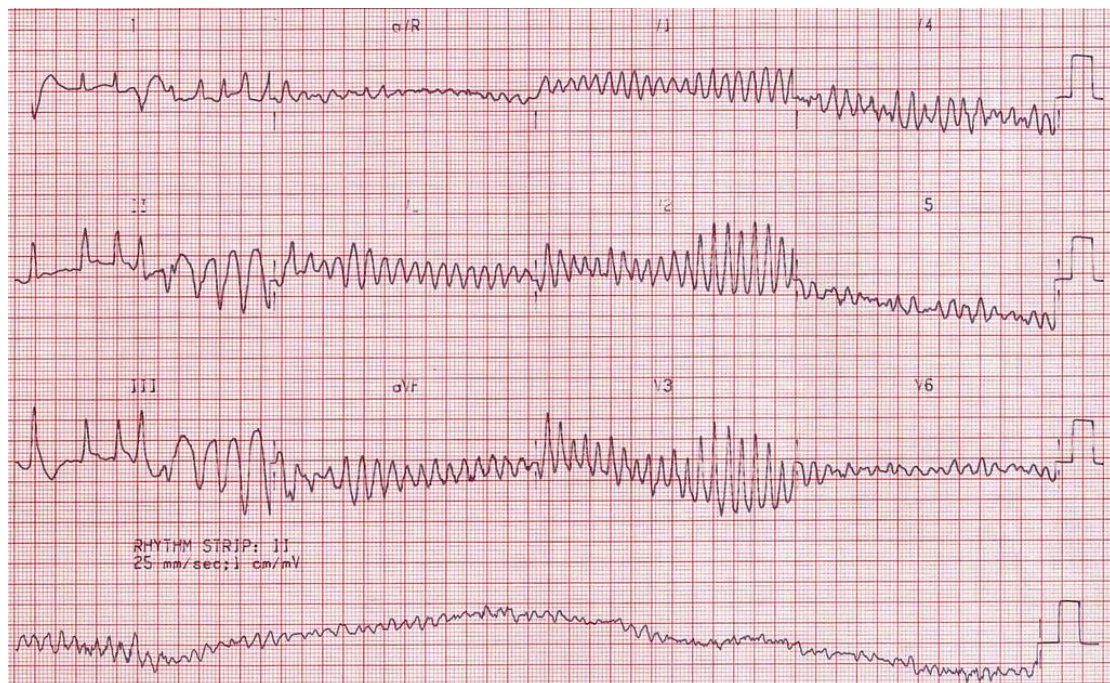
Εικόνα 8. Διαφορά μεταξύ μονομορφικής (A) και πολύμορφικής (B) κοιλιακής ταχυκαρδίας, όπως εμφανίζονται στην απαγωγή II.

Κοιλιακή μαρμαρυγή

Κοιλιακή μαρμαρυγή ονομάζεται η πλήρως ασυντόνιστη και κατακερματισμένη ηλεκτρική δραστηριότητα στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Όταν συμβεί αυτό, η καρδιά σταματάει να παράγει μηχανικές συστολές και εισέρχεται σε μια χαοτική κατάσταση όπου το κοιλιακό μυοκάρδιο εκπολώνεται συνεχώς, προκαλώντας ταχείς και ασύγχρονους σπασμούς. Η κοιλιακή μαρμαρυγή πολύ σπάνια αυτοτερματίζεται και εάν δεν αντιμετωπιστεί εντός λεπτών, οδηγεί πάντα σε ασυστολία και καρδιακό θάνατο.

Συχνή αιτία κοιλιακής μαρμαρυγής είναι καρδιακές παθήσεις όπως στεφανιαία νόσος ή μυοκαρδιοπάθεια. Επίσης, άλλες αρρυθμίες μπορούν να εκφυλιστούν σε κοιλιακή μαρμαρυγή, όπως κοιλιακή ταχυκαρδία ή και κολπική μαρμαρυγή. Η αλλοίωση του μυοκαρδίου δημιουργεί πολλαπλά κυκλώματα επανεισόδου, τα οποία κατά τη διάρκεια της κοιλιακής μαρμαρυγής εξαπλώνονται και κατακερματίζονται σε μικρότερα κυκλώματα, αλλοιώνοντας περισσότερο το μυοκάρδιο.

Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, εμφανίζονται διάφορες κυματομορφές, ακανόνιστης μορφολογίας και χωρίς διακριτά κύματα P ή συμπλέγματα QRS. Ανάλογα με την ένταση της κοιλιακής εκπόλωσης, η κοιλιακή μαρμαρυγή μπορεί να εμφανιστεί ως αδρή (υψηλή ένταση) ή λεπτή (χαμηλή ένταση). Στην περίπτωση λεπτής μαρμαρυγής, είναι εύκολη η σύγχυση της κυματομορφής με ασυστολία και η πιθανότητα αναζωογόνησης με απινιδωτή είναι πολύ χαμηλή.



Εικόνα 9. Κοιλιακή μαρμαρυγή.

Βραδυκαρδίες

Η βραδυκαρδία είναι η λειτουργία της καρδιάς όταν ο ρυθμός της βρίσκεται κάτω από 60 παλμούς/λεπτό. Αυτό μπορεί να είναι φυσιολογικό σε κατάσταση ηρεμίας, ειδικά στον ύπνο, αλλά ακόμη και σε αθλητές που έχουν τόσο δυνατές καρδιές ώστε να αρκούνται με λιγότερους παλμούς. Είναι επίσης φυσιολογικό η καρδιά να πάλλεται με χαμηλότερο ρυθμό σε προχωρημένες ηλικίες.

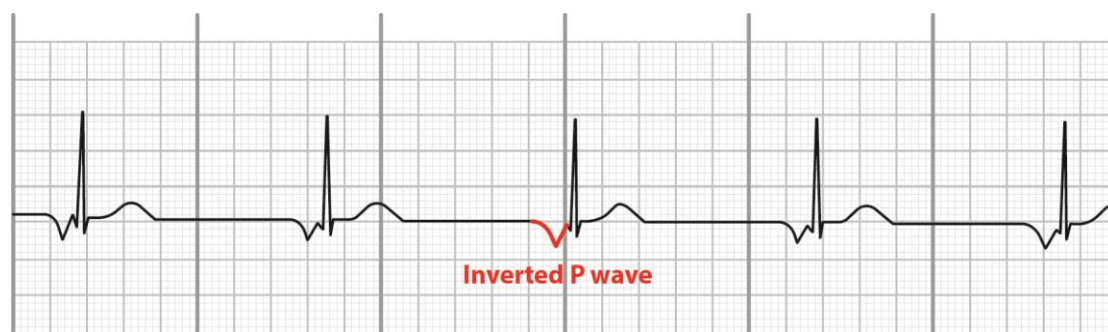
Η παθολογική βραδυκαρδία συνήθως ευθύνεται είτε στη δυσλειτουργία του φλεβόκομβου, είτε σε κάποιον αποκλεισμό του ηλεκτρικού σήματος. Οι δυο κοινοί αποκλεισμοί είναι αυτός του φλεβοκοιλιακού κόμβου και αυτός του κολποκοιλιακού κόμβου, οι οποίοι κατατάσσονται σε τρεις βαθμούς (I, II και III) ανάλογα με τη σοβαρότητα της αρρυθμίας.

Κομβική βραδυκαρδία

Εάν το ηλεκτρικό σήμα από τον φλεβόκομβο δεν φτάσει στον κολποκοιλιακό κόμβο, τότε αναλαμβάνει ο ίδιος ο κόμβος την βηματοδότηση της καρδιάς. Ο ρυθμός της καρδιάς τότε λέγεται κομβικός και μπορεί να συμβεί σε περιπτώσεις όπως:

- *Σύνδρομο νοσούντος φλεβόκομβου*: Ο φλεβόκομβος δεν λειτουργεί σωστά, επηρεάζοντας την παραγωγή ή και την διάδοση του ηλεκτρικού σήματος. Συνήθως ευθύνεται σε κάποια ενδοκάρδια ασθένεια, αλλά μπορεί να προκληθεί και από εξωγενείς παράγοντες. Μπορεί να χρειαστεί η τοποθέτηση τεχνητού βηματοδότη.
- *Φλεβοκοιλιακός αποκλεισμός*: Το σήμα από τον φλεβόκομβο παρεμποδίζεται στον κόμβο μεταξύ φλεβόκομβου και κολπικού μυοκάρδιου, με αποτέλεσμα την παράταση του σήματος (1^{ος} βαθμός), τον μερικό αποκλεισμό του σήματος (2^{ος} βαθμός) ή την πλήρη απουσία σήματος (3^{ος} βαθμός).

Ο κομβικός ρυθμός, ή αλλιώς και ρυθμός εκ διαφυγής, έχει χαμηλότερη συχνότητα από τον φλεβοκομβικό ρυθμό, περίπου 40-60 παλμούς/λεπτό. Εάν εμφανίζει λιγότερο από 40 παλμούς/λεπτό, τότε λέγεται κομβική βραδυκαρδία, ενώ με πάνω από 100 παλμούς/λεπτό λέγεται κομβική ταχυκαρδία. Στο καρδιογράφημα ο κομβικός ρυθμός εμφανίζει κύματα P αντίστροφης πόλωσης, επειδή το σήμα ταξιδεύει από την κολποκοιλιακή σύνδεση προς τους κόλπους.



Εικόνα 10. Διάγραμμα που επισημαίνει το αντίστροφο κύμα P που έχουν χαρακτηριστικά οι κομβικοί ρυθμοί.

Κολποκοιλιακός αποκλεισμός

Σε αυτήν τη διαταραχή, το σήμα που ξεκινάει από τον φλεβόκομβο εμποδίζεται στην σύνδεση μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών, με αποτέλεσμα την αργοπορημένη εκπόλωση των κοιλιών ή ακόμα και τον πλήρη αποκλεισμό του σήματος. Συνήθως ευθύνονται καρδιακές παθήσεις που επηρεάζουν τον αγωγίμο ιστό στην κολποκοιλιακή σύνδεση. Έχει ιδιαίτερη σημασία εάν το πρόβλημα εμφανίζεται στον κολποκοιλιακό κόμβο ή στο δεμάτιο του His, διότι η διαταραχή στα σκέλη του δεματίου οδηγεί σε ασθενέστερες εκπολώσεις με μικρότερη συχνότητα.

Ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός χωρίζεται σε τρεις βαθμούς, ανάλογα με τη σοβαρότητα του αποκλεισμού.

Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 1^{ου} βαθμού: Σε αυτόν τον βαθμό, το σήμα του φλεβόκομβου εμποδίζεται στην κολποκοιλιακή σύνδεση, και συνηθέστερα στον κόμβο πριν το δεμάτιο του His, παρατείνοντας την αγωγή του σήματος προς τις κοιλίες. Η καθυστέρηση της αγωγής του σήματος είναι φυσιολογική στον κολποκοιλιακό κόμβο, ώστε να περάσει ένα χρονικό διάστημα από την σύσπαση των κόλπων μέχρι την σύσπαση των κοιλιών. Αυτό το χρονικό διάστημα μεταφράζεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα ως διάστημα PR. Εάν το διάστημα PR ξεπεράσει τα συνηθισμένα 220ms, τότε έχουμε κολποκοιλιακό αποκλεισμό 1^{ου} βαθμού, αν και δεν είναι πραγματικός αποκλεισμός, διότι πάντα ακολουθεί κοιλιακή εκπόλωση. Αυτή η αρρυθμία είναι ασυμπτωματική και η πιθανότητα να εκφυλιστεί σε αποκλεισμό μεγαλύτερου βαθμού είναι αρκετά σπάνια.

Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2^{ου} βαθμού: Αυτός ο βαθμός χαρακτηρίζεται από μερικό αποκλεισμό της αγωγής του σήματος προς τις κοιλίες. Διακρίνεται σε δυο τύπους, γνωστούς και ως τύπους Mobitz.

Τύπος Mobitz I, ή αλλιώς και Wenckebach: Στον πρώτο τύπο, το διάστημα PR παρατείνεται διαδοχικά με αυξανόμενη τάση, μέχρι μια κοιλιακή εκπόλωση να αποκλειστεί πλήρως. Η παράταση του σήματος δεν αυξάνεται με σταθερό ρυθμό, όμως η περιοδικότητα του αποκλεισμού είναι σταθερή. Για τον προσδιορισμό της περιοδικότητας, χρησιμοποιούνται αναλογίες P προς QRS (2:1, 3:2, 4:3, ...) Για παράδειγμα, αναλογία 2:1 σημαίνει πως για κάθε 2 κύματα P, εμφανίζεται μόνο 1 σύμπλεγμα QRS. Η διαταραχή του τύπου Mobitz I βρίσκεται συνήθως στον κολποκοιλιακό κόμβο, πριν το δεμάτιο του His και είναι αρκετά ασυμπτωματικός, με την πιο συχνή αναλογία που εμφανίζεται να είναι 3:2.

Τύπος Mobitz II: Στον δεύτερο τύπο, το διάστημα PR δεν παρατείνεται και παραμένει σταθερό, αλλά υπάρχει διαδοχικός αποκλεισμός κοιλιακών εκπολώσεων. Η αναλογία προσδιορίζεται με τον ίδιο τρόπο P:QRS (2:1, 3:1, 4:1, ...). Ο τύπος Mobitz II είναι πιο επικίνδυνος από τον Mobitz I, επειδή η διαταραχή βρίσκεται στο δεμάτιο του His ή στα σκέλη του και μπορεί να εκφυλιστεί σε αποκλεισμό 3^{ου} βαθμού. Επίσης, όταν η αναλογία είναι 2:1, τότε γίνεται αρκετά δύσκολος ο διαχωρισμός μεταξύ τύπου I και II.

Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 3^ο βαθμού: Ο τρίτος βαθμός είναι πλήρης καρδιακός αποκλεισμός, δηλαδή δεν περνάει κανένα σήμα από τον φλεβόκομβο προς τις κοιλίες. Εκτοπικές εστίες στην κολποκοιλιακή σύνδεση μπορεί να δημιουργήσουν κομβικό ρυθμό διαφυγής, αλλιώς θα οδηγήσει σε ασυστολία. Επειδή ο φλεβόκομβος συνεχίζει να παράγει σήματα και ο κολποκοιλιακός κόμβος παράγει σήματα με διαφορετική συχνότητα, αυτό σημαίνει πως οι κόλποι συστέλλονται ανεξάρτητα από τις κοιλίες, ένα φαινόμενο που λέγεται κολποκοιλιακός διαχωρισμός. Η σοβαρότητα της διαταραχής εξαρτάται από τη τοποθεσία της εκτοπικής εστίας. Εάν βρίσκεται κοντά στον κολποκοιλιακό κόμβο, τότε ο κομβικός ρυθμός μπορεί να παραμείνει σταθερός, με υψηλή συχνότητα εκπόλωσης, ενώ εάν βρίσκεται στο δεμάτιο του His, τότε ο ρυθμός είναι πιο ασταθής και παράγει λιγότερους κοιλιακούς παλμούς. Σε κάθε περίπτωση, ο πλήρης αποκλεισμός είναι σοβαρός και απαιτεί χορήγηση τεχνητού βηματοδότη.

First degree AV block



Second degree AV block (Mobitz I or Wenckebach)



Second degree AV block (Mobitz II)



Second degree AV block (2:1 block)



Third degree AV block with junctional escape

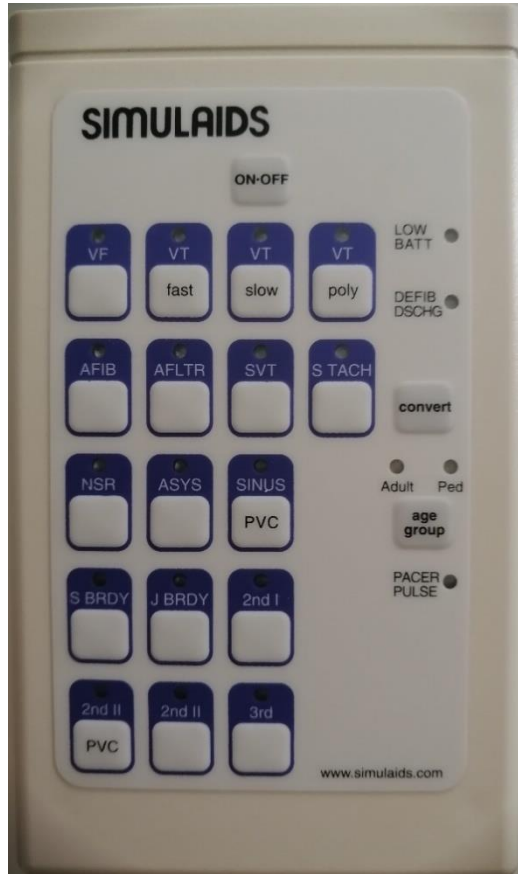


Εικόνα 11. Απεικόνιση των βαθμών κολποκοιλιακού αποκλεισμού.

4 - Υλοποίηση

Υλικό

Προσομοιωτής διαδραστικού ηλεκτροκαρδιογράφου SIMULAIDS

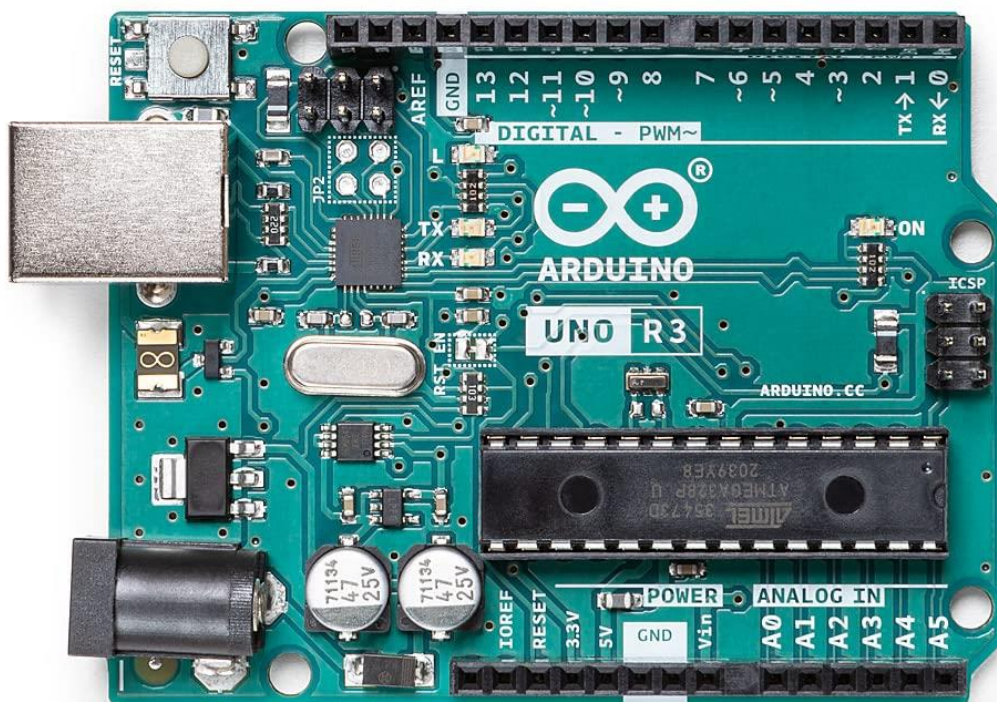


Εικόνα 12. Προσομοιωτής ηλεκτροκαρδιογράφου

Κουτί προσομοίωσης διαδραστικού ηλεκτροκαρδιογράφου, κατασκευασμένο από την εταιρεία Simulaids. Το μηχάνημα παράγει ρεαλιστικά σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος, με 4 ηλεκτρόδια για τα χέρια και τα πόδια. Δεν έχει δυνατότητα για τις 6 απαγωγές του στήθους. Περιλαμβάνει 17 επιλογές για φυσιολογικούς ρυθμούς και αρρυθμίες, καθώς και εναλλαγή μεταξύ καρδιακού σήματος από ενήλικα σε παιδί. Οι επιλογές αριθμούνται από πάνω αριστερά έως κάτω δεξιά:

1. VF: Κοιλιακή μαρμαρυγή
2. VT (fast): Κοιλιακή ταχυκαρδία (γρήγορη)
3. VT (slow): Κοιλιακή ταχυκαρδία (αργή)
4. VT (poly): Κοιλιακή ταχυκαρδία (πολυμορφική)
5. AFIB: Κολπική μαρμαρυγή
6. AFLTR: Κολπικός πτερυγισμός
7. SVT: Υπερκοιλιακή ταχυκαρδία
8. S TACH: Φλεβοκομβική ταχυκαρδία
9. NSR: Φυσιολογικός ρυθμός
10. ASYS: Ασυστολία
11. SINUS (PVC): Φυσιολογικός ρυθμός με πρόωρη κοιλιακή συστολή
12. S BRDY: Φλεβοκομβική βραδυκαρδία
13. J BRDY: Κομβική βραδυκαρδία
14. 2nd I: Κολποκοιλιακός αποκλεισμός δεύτερου βαθμού (τύπος 1)
15. 2nd II (PVC): Κολποκοιλιακός αποκλεισμός δεύτερου βαθμού (τύπος 2), με πρόωρη κοιλιακή συστολή
16. 2nd II: Κολποκοιλιακός αποκλεισμός δεύτερου βαθμού (τύπος 2)
17. 3rd: Κολποκοιλιακός αποκλεισμός τρίτου βαθμού

Arduino Uno R3

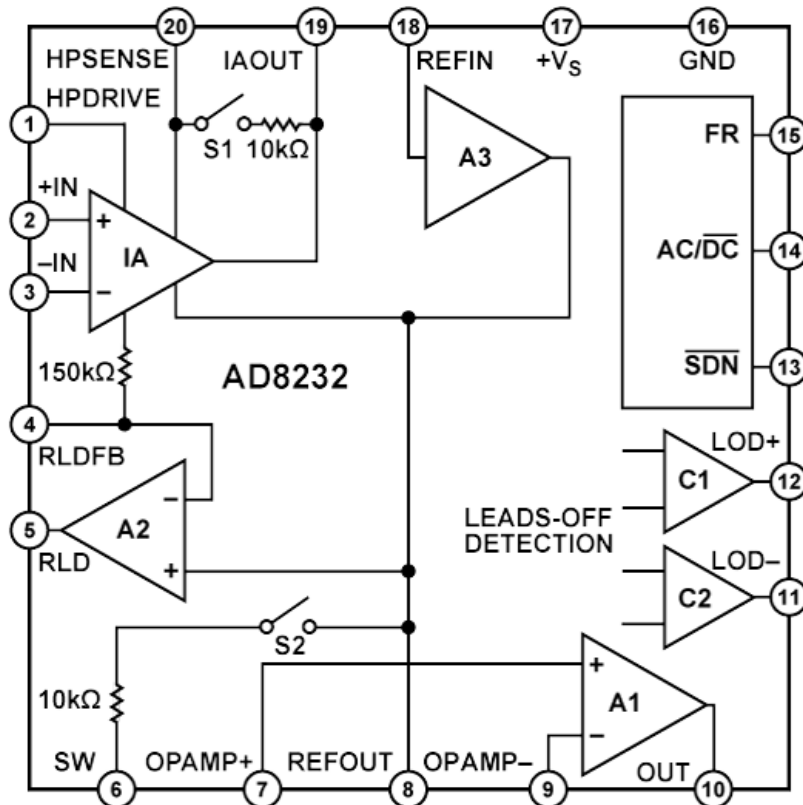


Εικόνα 13. Πλακέτα Arduino Uno R3

Το Arduino Uno R3 είναι μια πλακέτα μικροελεγκτή που βασίζεται στον ATmega328P και διαθέτει διάφορες λειτουργίες για τον προγραμματισμό εύκολων και απλών προγραμμάτων. Χρησιμοποιεί την γλώσσα C++ και μπορεί να τροφοδοτηθεί από μια μπαταρία των 9V. Τα κύρια χαρακτηριστικά του περιλαμβάνουν:

- 14 ψηφιακές ακίδες εισόδου/εξόδου, 6 από τις οποίες επιτρέπουν έξοδο σήματος με λειτουργία PWM
- 6 αναλογικές ακίδες
- Σύνδεση USB
- Υποδοχή ρεύματος
- Διεπαφή ICSP
- Κουμπί επαναφοράς
- Clock speed 16 MHz
- Μνήμη flash των 32 KB

Αισθητήρας καρδιακών παλμών AD8232



Εικόνα 14. Λειτουργικό διάγραμμα του AD8232

Ο ανθρώπινος οργανισμός είναι πολυσύνθετος και κάθε τμήμα του λειτουργεί με τα δικά του σήματα, όπου κάθε ένα έχει τα δικά του ηλεκτρικά χαρακτηριστικά. Το AD8232 είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που έχει τη δυνατότητα να μετρήσει τέτοια σήματα καθώς και να διαχωρίσει τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς. Λόγω της χαμηλής διαφοράς δυναμικού στα σήματα αυτά, το AD8232 προκαλεί μια ενίσχυση κατάλληλη για ευκολότερη καταγραφή του. Λειτουργεί επίσης ως φίλτρο που αφαιρεί οποιονδήποτε θόρυβο μπορεί να επηρεάσει το εν λόγω σήμα.

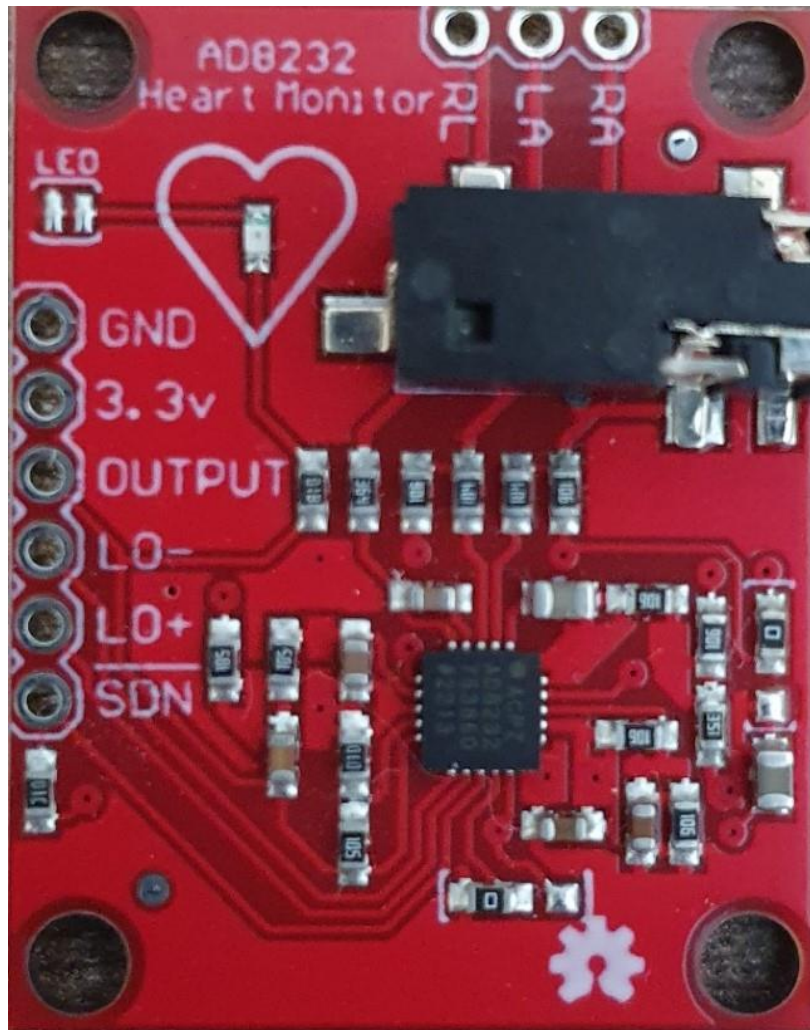
Όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα, η εσωτερική του αρχιτεκτονική περιέχει διάφορους ενισχυτές για την επεξεργασία του καρδιακού σήματος. Αναλυτικότερα:

- IA: Ενισχυτής οργανολογίας, που δέχεται στην είσοδο του τα καρδιακά σήματα από τα ηλεκτρόδια (+IN, -IN) και τα επεξεργάζεται, αφαιρώντας παρεμβολές και απαλείφοντας το κοινό σήμα λειτουργίας των ηλεκτροδίων.
- A1: Τελεστικός ενισχυτής, που φιλτράρει και ενισχύει το καρδιακό σήμα, βγάζοντας στην έξοδο του (OUT) το καθαρό καρδιακό σήμα.
- A2: Οδηγός δεξιού ποδιού, ο οποίος αντιστρέφει το σήμα κοινής λειτουργίας από τον IA και το στέλνει πίσω στον ασθενή, ώστε να βελτιώσει την απαλοιφή ανεπιθύμητου κοινού σήματος.
- LOD: Σύστημα ανίχνευσης απαγωγών, το οποίο δείχνει εάν κάποια απαγωγή ή ηλεκτρόδιο δεν έχει τοποθετηθεί σωστά.

Για την σύνδεση με το εξωτερικό περιβάλλον, το AD8232 διαθέτει 20 ακίδες. Δέχεται είσοδο μόνο από δυο καρδιακά σήματα, συνήθως από τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο δεξί και στο αριστερό χέρι. Η τροφοδοσία του κυκλώματος γίνεται με μια μπαταρία των 3V.

Όταν το AD8232 χρησιμοποιείται σε ένα κύκλωμα καρδιακής παρακολούθησης (όπως φαίνεται στην εικόνα παρακάτω), τότε υπάρχουν 9 σημαντικές συνδέσεις:

- Είσοδος δεξιού χεριού (RA)
- Είσοδος αριστερού χεριού (LA)
- Είσοδος δεξιού ποδιού (RL)
- Γείωση (GND)
- Τροφοδοσία (3.3v)
- Έξοδος ηλεκτροκαρδιογραφήματος (OUTPUT)
- Ανίχνευση σύνδεσης απαγωγών (LO-, LO+)
- Ρύθμιση λειτουργίας χαμηλής ενέργειας (SDN)



Εικόνα 15. Πλακέτα παρακολούθησης καρδιακών παλμών με τη χρήση του ολοκληρωμένου κυκλώματος AD8232

Σχεδίαση του κυκλώματος

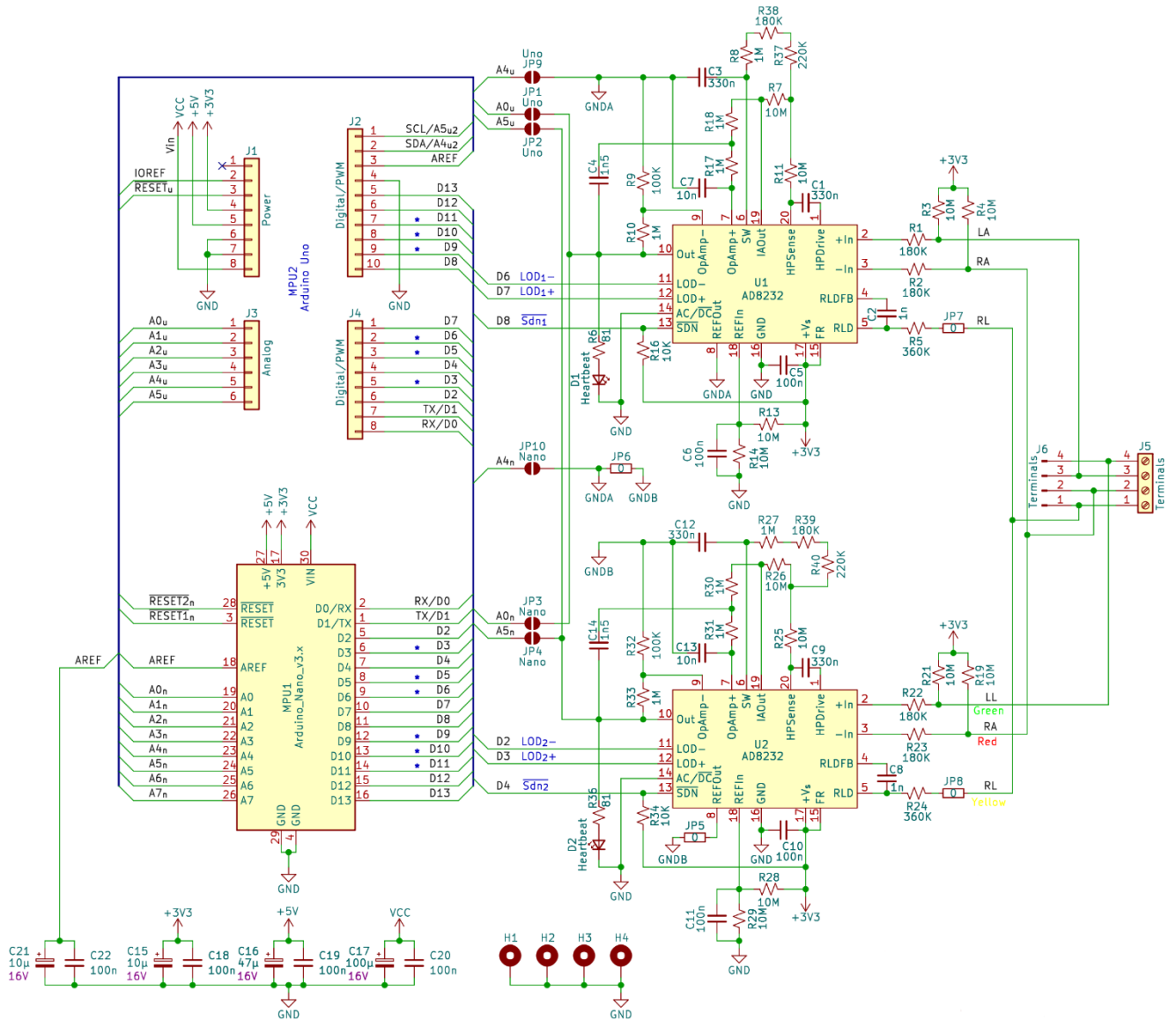
Για τον σκοπό της εργασίας, θα πρέπει το καρδιακό σήμα του προσομοιωτή να καταγραφεί από έναν μικροελεγκτή, όπως Arduino Uno και στη συνέχεια να καταχωρηθεί σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή. Το καρδιακό σήμα που παράγει ο προσομοιωτής έχει αρκετά χαμηλή τάση και είναι επιρρεπές σε θορύβους, οπότε απαιτείται ενίσχυση και παράλληλα φιλτράρισμα του. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση του ολοκληρωμένου κυκλώματος AD8232, που χρησιμοποιείται συχνά για την καταγραφή καρδιακών παλμών.

Ένα τυπικό κύκλωμα καρδιογραφήματος με το AD8232 καταγράφει τη διαφορά δυναμικού στα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο δεξί (RA) και στο αριστερό χέρι (LA). Έτσι βρίσκεται η απαγωγή I και στη συνέχεια υπολογίζονται οι υπόλοιπες απαγωγές μέσω των σχέσεων που τις συνδέουν στο τρίγωνο Einthoven. Αυτό κάνει το κύκλωμα πιο απλό και εύχρηστο, δίνοντας ένα πρόχειρο καρδιογράφημα, αλλά χωρίς αρκετά αξιόπιστη μέτρηση της διαφοράς τάσης του αριστερού ποδιού (LL). Για αυτόν τον λόγο, για την εργασία θα χρησιμοποιηθούν δυο ολοκληρωμένα AD8232, ένα για την απαγωγή I (LA-RA) και ένα για την απαγωγή II (LL-RA), όπου μετά εύκολα υπολογίζεται η απαγωγή III (LL-LA).

Η σχεδίαση του κυκλώματος βασίζεται στις προτεινόμενες οδηγίες που αναγράφονται στο φύλλο δεδομένων (πηγή 20) της Analog Devices για το ολοκληρωμένο AD8232. Η συνδεσμολογία είναι ολόιδια με το προτεινόμενο κύκλωμα για την παρακολούθηση καρδιακών παλμών, με τη μόνη εξαίρεση την προσθήκη ενός αντιστάτη pull-up στην είσοδο SDN, ώστε κατά την εκκίνηση του συστήματος να μην βρεθεί ο ακροδέκτης σε ασταθή κατάσταση. Επίσης, δυο φωτάκια LED, ένα για το κάθε ολοκληρωμένο, θα υποδεικνύουν πως το αντίστοιχο ολοκληρωμένο τους βρίσκεται σε ενεργή κατάσταση και παράγει το επιθυμητό σήμα εξόδου, δηλαδή τον πλήρη καρδιακό παλμό.

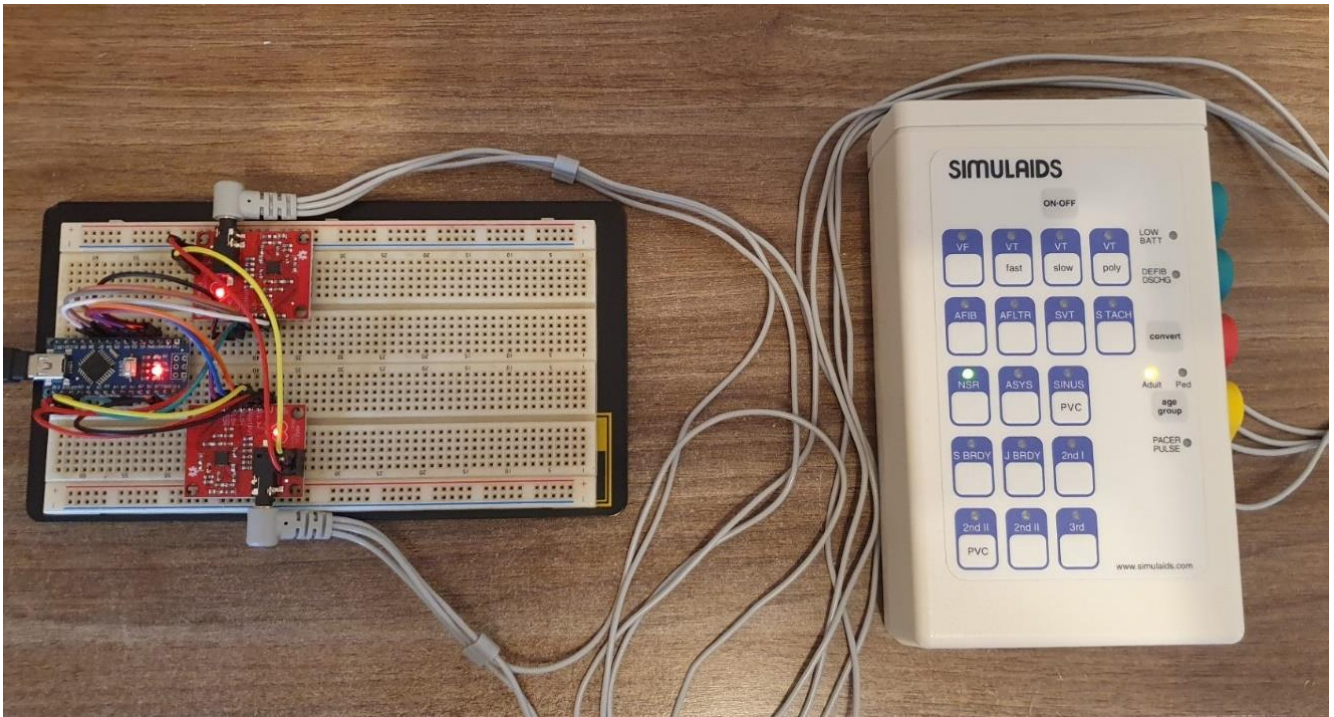
Ο προγραμματισμός του κυκλώματος και η καταγραφή του καρδιακού παλμού σε ψηφιακό αρχείο θα γίνει με τη χρήση μιας πλακέτας Arduino Uno, αλλά παρέχεται και δυνατότητα χρήσης Arduino Nano, καθώς οι δυο μικροελεγκτές έχουν παρόμοιες λειτουργίες. Ο μικροελεγκτής ATmega328P από τον οποίο αποτελούνται οι πλακέτες Uno και Nano είναι εύκολος στη χρήση και στον προγραμματισμό του, με εκτεταμένη βιβλιογραφία και εφαρμογές, οπότε είναι κατάλληλος για τις απαιτήσεις της εργασίας.

Μόλις το καρδιακό σήμα καταγραφεί από τον μικροελεγκτή, θα αποθηκευτεί στον ηλεκτρονικό υπολογιστή σε επεξεργάσιμο αρχείο, τύπου CSV (comma-separated values, τιμές διαχωρισμένες με κόμματα). Για να γίνει σωστή η αποθήκευση θα πρέπει η δειγματοληψία να είναι όσο πιο ακριβής γίνεται. Ο ρυθμός μετάδοσης του ATmega328P είναι 115200 bps. Δεδομένου πως κάθε χαρακτήρας αποτελείται από 10 bits, αυτό σημαίνει πως μεταδίδονται 11520 χαρακτήρες το δευτερόλεπτο. Κάθε μέτρηση αποθηκεύει 12 χαρακτήρες, τρεις για κάθε τιμή που μετρείται, δυο για τα κόμματα και έναν για αλλαγή σειράς, άρα μπορούν να μεταδοθούν 960 μετρήσεις κάθε δευτερόλεπτο.

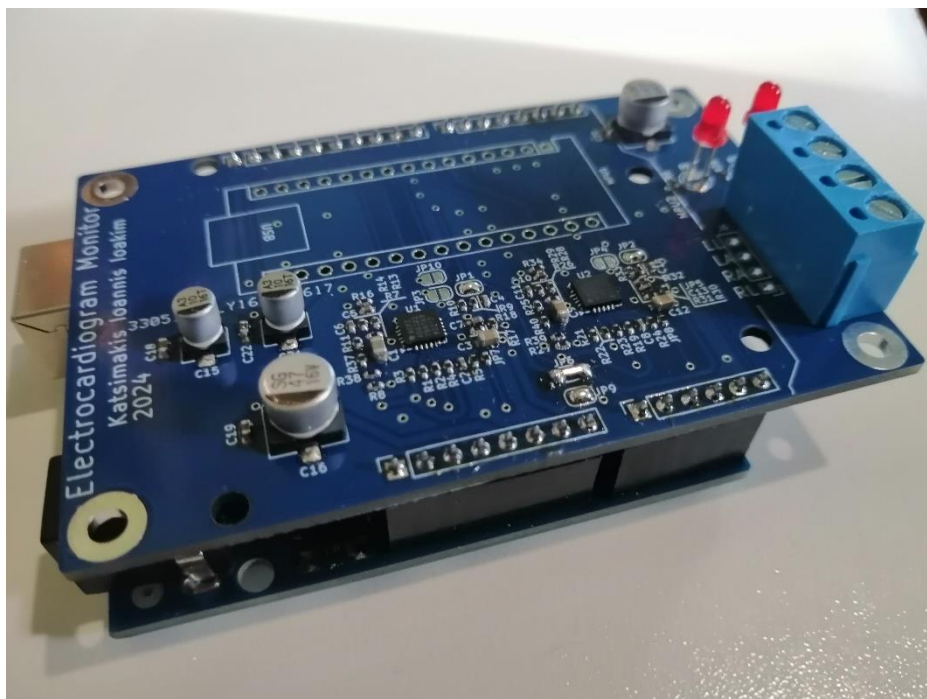


Εικόνα 16. Σχηματικό διάγραμμα του κυκλώματος που θα χρησιμοποιηθεί για την εργασία.

Όπως φαίνεται στο σχηματικό διάγραμμα παραπάνω, το κύκλωμα αποτελείται από δυο ολοκληρωμένα AD8232, U1 και U2 και συνδέσεις είτε με μικροελεγκτή Arduino Uno, είτε με Arduino Nano. Οι συνδέσεις LOD και SDN συνδέονται με ψηφιακές ακίδες στους μικροελεγκτές, ενώ η μέτρηση OUT συνδέεται σε αναλογική ακίδα. Επίσης, καταγράφεται το κοινό σήμα μεταξύ των δυο απαγωγών από την έξοδο REFOUT και συνδέεται σε αναλογική ακίδα. Για την καλύτερη επίδοση της μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, χρησιμοποιείται τάση αναφοράς από την τροφοδοσία των 5V, η οποία φιλτράρεται με πυκνωτές και συνδέεται στην ακίδα AREF.



Εικόνα 17. Σύνδεση του προσομοιωτή με Arduino Nano πάνω σε breadboard. Οι δυο κόκκινες πλακέτες είναι κυκλώματα καρδιακής παρακολούθησης με τη χρήση AD8232. Στον προσομοιωτή είναι επιλεγμένος ο φυσιολογικός ρυθμός για ενήλικα και τα LED των πλακετών είναι αναμμένα, υποδεικνύοντας πως το σύστημα δουλεύει και παράγει έξοδο καρδιακού σήματος.



Εικόνα 18. Κατασκευασμένη πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος, συνδεδεμένη με πλακέτα Arduino Uno από κάτω. Πανομοιότυπη συνδεσμολογία με το κύκλωμα πάνω σε breadboard της Εικόνας 11.

Προγραμματισμός

Με την ολοκλήρωση της σχεδίασης του κυκλώματος, το επόμενο βήμα είναι ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή, που θα γίνει στην γλώσσα C++ μέσω του λογισμικού Arduino IDE. Το κύκλωμα θα πρέπει να προγραμματιστεί ώστε να λαμβάνει τις μετρήσεις και να τις αποθηκεύει σε ψηφιακό αρχείο CSV με όσο το δυνατόν ακριβέστερη δειγματοληψία. Ιδανικά το πρόγραμμα θα λαμβάνει 960 μετρήσεις κάθε δευτερόλεπτο και θα τις στέλνει αυτόματα στη σειριακή θύρα. Πρακτικά όμως η διαδικασία της λήψης, αποθήκευσης και αποστολής στην σειριακή, παίρνουν χρόνο και ενδέχεται να καθυστερήσει τη δειγματοληψία, με αποτέλεσμα να υπάρχει χαμηλότερη συχνότητα μέτρησης. Για να λυθεί αυτό το πρόβλημα, θα χρησιμοποιηθούν δυο προσωρινές μνήμες (buffers), μια για να αποθηκεύει τις μετρήσεις και μια για να στέλνει στην σειριακή αυτές που έχουν ήδη αποθηκευτεί. Η ταυτόχρονη λειτουργία των δυο buffers εξοικονομεί χρόνο και αυξάνει την συχνότητα μετρήσεων.

Για αρχή, ορίζονται οι τιμές των μεταβλητών που θα χρησιμοποιηθούν. Το LED_ADC είναι ένα προαιρετικό LED που δε περιέχεται στο κύκλωμα, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αποσφαλμάτωση. Η σειριακή ταχύτητα ορίζεται ως 115200 και ο ρυθμός μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (A-to-D Convert, ADC) ως 960 δείγματα το δευτερόλεπτο.

```
// Hardware definitions
#define LOD2N      2           //Right Arm Lead Off 2
#define LOD2P      3           //Left Leg Lead Off
#define Sdn2n      4           //Shutdown Measurement II

#define LOD1N      6           //Right Arm Lead Off 1
#define LOD1P      7           //Left Arm Lead Off
#define Sdn1n      8           //Shutdown Measurement I

#define LED_ADC    12          //Led that pulses at each ADC sample

#define MeasI      A0          //Measurement I analog value
#define V0         A4          //Voltage of Common Mode
#define MeasII     A5          //Measurement II analog value
```

```

// Program Helper Definitions
#define SER_SPEED      115200          //UART communication speed

#define MEASI_IDX      0              //Index of measurement I, in buffer
#define MEASII_IDX     1              //Index of measurement II, in buffer
#define VCOMM_IDX     2              //Index of V0, in buffer
#define MAX_BUFFERS    2              //Number of buffers to be used for values
storage
#define MAX_MEAS       3              //Number of measurements a buffer will hold

#define ADC_RATE       960            //Needed samples per second
#define MAX_ICR1       16000000/(ADC_RATE) //Calculate the top value of the timer
//CAUTION: MAX_ICR1 should not exceed 65535! If this is the case then the
//prescaler value should be increased!

```

Από το ADC λαμβάνονται τρεις τιμές, άρα χρειάζονται τρία κανάλια, από τα οποία αφαιρείται το A0 ώστε να έχουν τον καθαρό αριθμό καναλιού ADC που χρησιμοποιείται στον καταχωρητή του πολυπλέκτη ADMUX. Τα κανάλια θα δειγματίζονται στη σειρά που εμφανίζονται στον πίνακα ADChannel[].

```

// Constants
const char ADCChannel[] = {
    MeasI -A0,
    MeasII -A0,
    V0 -A0
};

```

Ορίζονται οι μεταβλητές που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των δυο Buffers.

```

// Variables
bool DataReady = false;          //Flag to signal the need to send new
                                  // data through the serial stream
char BufIdx = 0;                 //Current index in double buffer
char ADCIdx = 0;                 //Current channel to be sampled
int CurBuf;                      //The buffer that is going to be used as
                                  // data feeder to the serial stream

unsigned int Buffer[MAX_BUFFERS][MAX_MEAS];

```

Στην συνάρτηση void setup() ρυθμίζονται πρώτα οι είσοδοι και οι έξοδοι και στη συνέχεια προσδιορίζονται τα κατάλληλα bits στους καταχωρητές, όπως αναγράφεται στις οδηγίες του φύλλου δεδομένων του ATmega328P.

```
void setup() {  
    cli(); //Disable all interrupts for now  
  
    //Initializing GPIOs  
    pinMode(Sdn1n, OUTPUT); //Sdn1n is output  
    digitalWrite(Sdn1n, HIGH); //Do not shutdown U1 (AD8232)  
    pinMode(Sdn2n, OUTPUT); //Sdn2n is output  
    digitalWrite(Sdn2n, HIGH); //Do not shutdown U2 (AD8232)  
  
    //All Lead-Off pins are inputs, from both AD8232  
    pinMode(LOD1N, INPUT);  
    pinMode(LOD1P, INPUT);  
    pinMode(LOD2N, INPUT);  
    pinMode(LOD2P, INPUT);  
  
    //Setting the three analog inputs  
    pinMode(V0, INPUT); //Common mode value  
    pinMode(MeasI, INPUT); //Output of U1 (Measurement I)  
    pinMode(MeasII, INPUT); //Output of U2 (Measurement II)  
  
    //Disabling digital inputs for analog pins  
    DIDR0 |= (_BV(V0 -A0) | _BV(MeasI -A0) | _BV(MeasII -A0));  
    ADCSRA = _BV(ADATE) | _BV(ADPS2) | _BV(ADPS1) | _BV(ADPS0);  
    //ADC clock at 16MHz/128  
    //Autotriggering is enabled  
    ADCSRB = _BV(ADTS2) | _BV(ADTS1); //Trigger source is Timer1 overflow
```

Για βέλτιστη αποδοτικότητα, απενεργοποιείται η λειτουργία λήψης ψηφιακών εισόδων στις αναλογικές ακίδες μέσω του καταχωρητή DIDR0. Επίσης, ενεργοποιείται το autotriggering στο Timer1, το οποίο ρυθμίζεται σε γρήγορη διαμόρφωση πλάτους παλμών (PWM).

```

//Setup the Timer1. It will trigger the ADC to start a conversion
TCCR1A = _BV(WGM11);           //Fast PWM mode...
TCCR1B = _BV(WGM13) | _BV(WGM12); //... with ICR1 as Top value, Timer still off
TCNT1 = 0;
ICR1 = MAX_ICR1;              //Set the top Timer1 value to achieve the
                               // needed ADC sample rate

/*When debugging the Timer1 functionality it is a good idea to use its interrupt
that triggers the ADC using the built-in led. In that case TOIE1 interrupt should
be enabled. When timer debugging is not needed anymore then TIMSK1 should be 0.
Uncomment only the necessary following command to set TIMSK1 at its proper
value.*/

//TIMSK1 = 0;                  //No debugging interrupt is needed
TIMSK1 = _BV(TOIE1);          //Debugging overflow interrupt from Timer1
TIFR1 = _BV(TOV1);           //No pending interrupts

```

Προσδιορίζεται η σειριακή ταχύτητα και ρυθμίζεται ο καταχωρητής ADMUX ώστε να δεχτεί δείγματα από το πρώτο κανάλι ADC. Στέλνεται μήνυμα στην σειριακή ως επιβεβαίωση ότι δουλεύει το πρόγραμμα και εφαρμόζεται μικρή καθυστέρηση μέχρι τη λήψη των πρώτων μετρήσεων. Προαιρετικά ενεργοποιούνται φωτάκια LED για σκοπούς αποσφαλμάτωσης και μετά κλείνει η συνάρτηση void setup().

```

//Setup the serial port to send the CSV stream
Serial.begin(SER_SPEED);

//Setting up Timer->ADC system
ADMUX = _BV(REFS0) | ADCChannel[ADCIdx]; //First channel to be sampled
//Enable the ADC module and its interrupts, no pending interrupts
// and auto-triggering enabled
ADCSRA |= _BV(ADEN) | _BV(ADSC) | _BV(ADIF) | _BV(ADIF);
sei(); //Enable interrupts globally

Serial.println("ECG Starting..."); //Confirmation message
delay(1000); //A small delay for the message to be sent
TCCR1B += _BV(CS10); //Timer starts triggering the ADC

//For some debugging it's a good idea to have the on-board led ready
pinMode(LED_ADC, OUTPUT);

```

```

digitalWrite(LED_ADC, LOW);
pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);
//End debugging LED setup
}

```

Η συνάρτηση void loop() διαβάζει τις μετρήσεις από τον έναν buffer. Η σειριακή στέλνει τα δεδομένα του buffer που μόλις έχει συμπληρώσει το ADC (ολοκληρωμένη μέτρηση) ενώ ταυτόχρονα το ADC συμπληρώνει δεδομένα που μετράει στον άλλο buffer. Μετά αντιστρέφονται οι όροι των buffers, οπότε η σειριακή στέλνει τα δεδομένα του δεύτερου buffer, ενώ συμπληρώνονται τιμές από το ADC στον πρώτο. Όταν οι μετρήσεις είναι έτοιμες για καταγραφή, εκτυπώνονται στη σειριακή διαχωρισμένες με κόμμα και αλλαγή γραμμής στη τελευταία μέτρηση.

```

void loop() {
    //The following block executes only when it's time to send data (a full set of
    measurements)

    // The buffer that contains the data is the previous from the one the ADC uses
    right now
    if(DataReady) {
        DataReady = false;           //We will send the data, so clear this flag
        CurBuf = BufIdx -1;          //Buffer to be used is the previous one from the idx
        if(CurBuf < 0) {               //Outside the bounds of buffers?
            CurBuf = MAX_BUFFERS -1;  // Yes: Then use the last one available
        }
        for(char i = 0; i < MAX_MEAS-1; i++) { //Iterate through buffer values, except
            // the last one
            Serial.print(Buffer[CurBuf][i]); //Send the current value ...
            Serial.print(',');             //... and a comma to separate from the next
        }
        Serial.print(Buffer[CurBuf][MAX_MEAS -1]); //Send the last value in buffer...
        Serial.print('\n');              //... and the terminating character
    }
}

```

Τέλος, φτιάχνεται συνάρτηση ISR() με διακοπές (interrupts), όπου αποθηκεύονται οι μετρήσεις στον επόμενο buffer, όσο διαβάζονται οι μετρήσεις από τον προηγούμενο στη συνάρτηση void loop().

```

//Timer1 Overflow interrupt for debugging purposes
ISR(TIMER1_OVF_vect) {
    //Just toggle the LED each time the Timer1 overflows
    //digitalWrite(LED_BUILTIN, !digitalRead(LED_BUILTIN));
}

//ADC Interrupt Service Routine
ISR(ADC_vect) {
    //digitalWrite(LED_ADC, HIGH);          //Signal we are in ADC interrupt, for
debugging
    Buffer[BufIdx][ADCIdx] = ADC;          //Store the measured value
    ADCIdx++;                             //Point to the next channel
    if(ADCIdx >= MAX_MEAS) {              //Was it the last one?
        ADCIdx = 0;                       // Yes: Point to the first channel again
        DataReady = true;                 // There are values to put in the stream
        BufIdx++;                          // Use the next buffer
        if(BufIdx >= MAX_BUFFERS) {       // Was it the last buffer?
            BufIdx = 0;                   // Yes: Use the first one next time
        }
        ADMUX = _BV(REFS0) | ADCChannel[0]; // Prepare the first channel to be sampled
    } else {                              // No:
        ADMUX = _BV(REFS0) | ADCChannel[ADCIdx]; // Next channel to be sampled and...
        ADCSRA |= _BV(ADSC);              // Start a new conversion on the next
channel
    }
    //digitalWrite(LED_ADC, LOW);          //End of ADC ISR, for debugging only
}

```

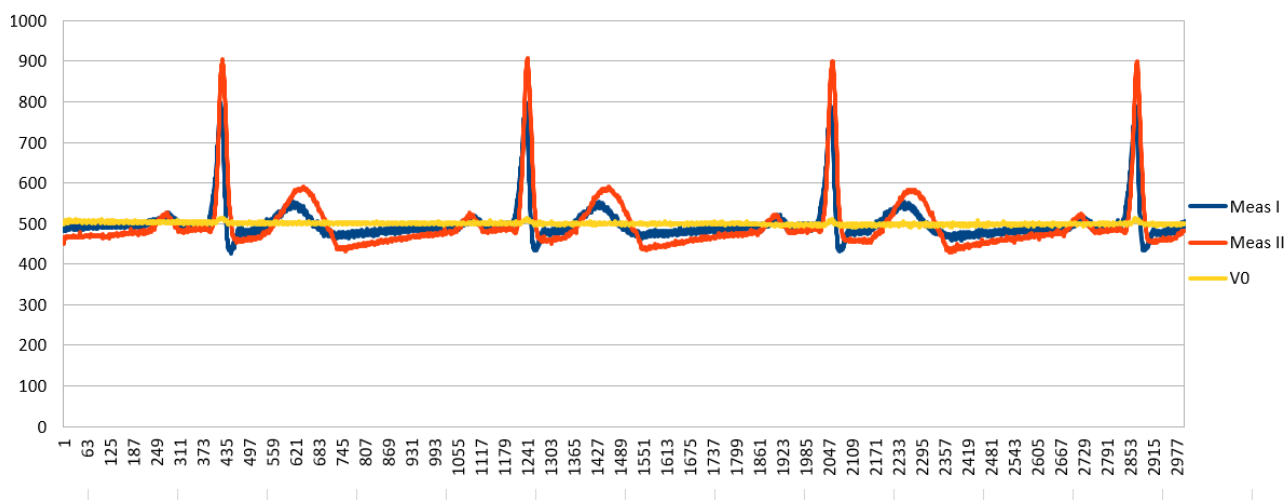
Μετρήσεις και Αποτελέσματα

Μόλις ξεκινήσει το πρόγραμμα να δουλεύει, η σειριακή οθόνη εμφανίζει τις μετρήσεις που λαμβάνονται από το κύκλωμα στον υπολογιστή. Προκειμένου να αποθηκευτούν αυτές οι μετρήσεις σε αρχείο CSV, θα χρειαστεί ένα πρόγραμμα εξομοίωσης τερματικού (αγγλ.: terminal emulator). Στην συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιήθηκε το CuteCom που παρέχεται σε χρήστες του λειτουργικού συστήματος Linux. Στην συνέχεια γίνεται εισαγωγή των δεδομένων του αρχείου CSV μέσω ενός υπολογιστικού φύλλου, όπως Excel ή LibreOffice και οργανώνονται τα κελιά με κεφαλίδες και στήλες.

	A	B	C	D	E
1	Meas I	Meas II	V_0	Clean I	Clean II
2	483	450	497	-14	-47
3	481	462	505	-24	-43
4	491	466	505	-14	-39
5	482	463	505	-23	-42
6	490	466	507	-17	-41
7	483	464	509	-26	-45
8	483	469	508	-25	-39
9	484	463	505	-21	-42
10	494	468	507	-13	-39

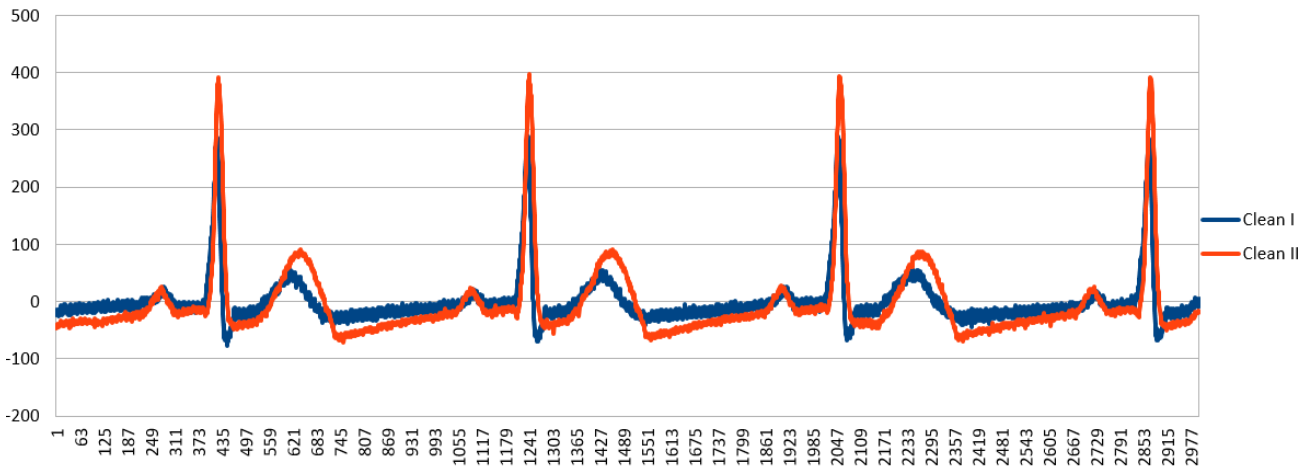
Εικόνα 19. Στήλες μετρήσεων από το κύκλωμα

Οι μετρήσεις καταγράφονται στις πρώτες τρεις στήλες, όπου Meas I και Meas II είναι οι μετρήσεις των απαγωγών I και II αντίστοιχα και V_0 το κοινό σήμα. Παίρνοντας τις τιμές από τη κάθε στήλη, μπορεί να δημιουργηθεί ένα γράφημα με δυο άξονες, έναν κάθετο για τις τιμές των μετρήσεων και έναν οριζόντιο για τον χρόνο. Η κάθε σειρά μετρήσεων ισοδυναμεί σχεδόν σε ένα χιλιοστό του δευτερολέπτου, οπότε ένα γράφημα των πρώτων τριών χιλιάδων γραμμών απεικονίζει περίπου τρία δευτερόλεπτα καρδιογραφήματος.



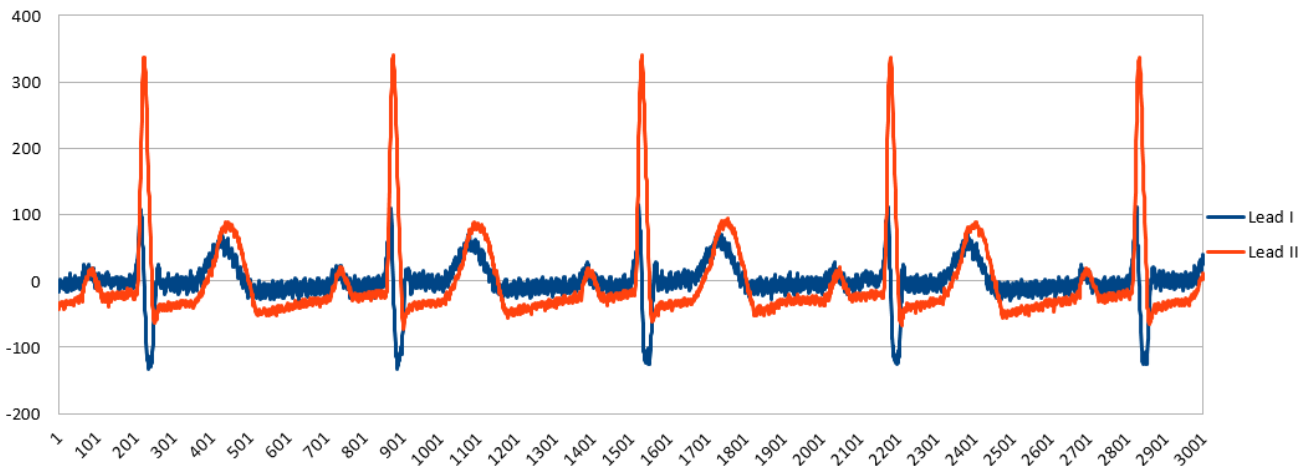
Εικόνα 20. Γράφημα των απαγωγών I και II (Meas I, Meas II) και του κοινού σήματος V_0

Όλες οι τιμές από το Arduino είναι θετικές, οπότε για να είναι ορθότερες οι μετρήσεις ως προς την ισοηλεκτρική γραμμή, αφαιρείται το κοινό σήμα από τη κάθε μέτρηση, με αποτέλεσμα τις μετρήσεις Clean I και Clean II οι οποίες περιέχουν αρνητικές τιμές. Έτσι, προκύπτει το τελικό γράφημα που αναπαριστά το ηλεκτροκαρδιογράφημα με σημείο αναφοράς την ισοηλεκτρική γραμμή.



Εικόνα 21. Γράφημα φυσιολογικού φλεβοκομβικού ρυθμού.

Η ρύθμιση που επιλέχτηκε για αυτή τη μέτρηση είναι ο φυσιολογικός ρυθμός ενός ενήλικα. Στην εικόνα φαίνεται πως οι δυο απαγωγές ταιριάζουν με τις αναμενόμενες απαγωγές ενός φλεβοκομβικού ρυθμού, με ορατά τα επάρματα P, QRS και T. Ο κάθε καρδιακός κύκλος τελείται σε 800ms, που μεταφράζεται σε ρυθμό 75 παλμών ανά δευτερόλεπτο. Το πάχος των γραμμών οφείλεται στις διακυμάνσεις μεταξύ των τιμών που μπορεί να προκαλούνται από μικρούς θορύβους στο περιβάλλον εργασίας.



Εικόνα 22. Γράφημα φυσιολογικού φλεβοκομβικού ρυθμού για παιδί.

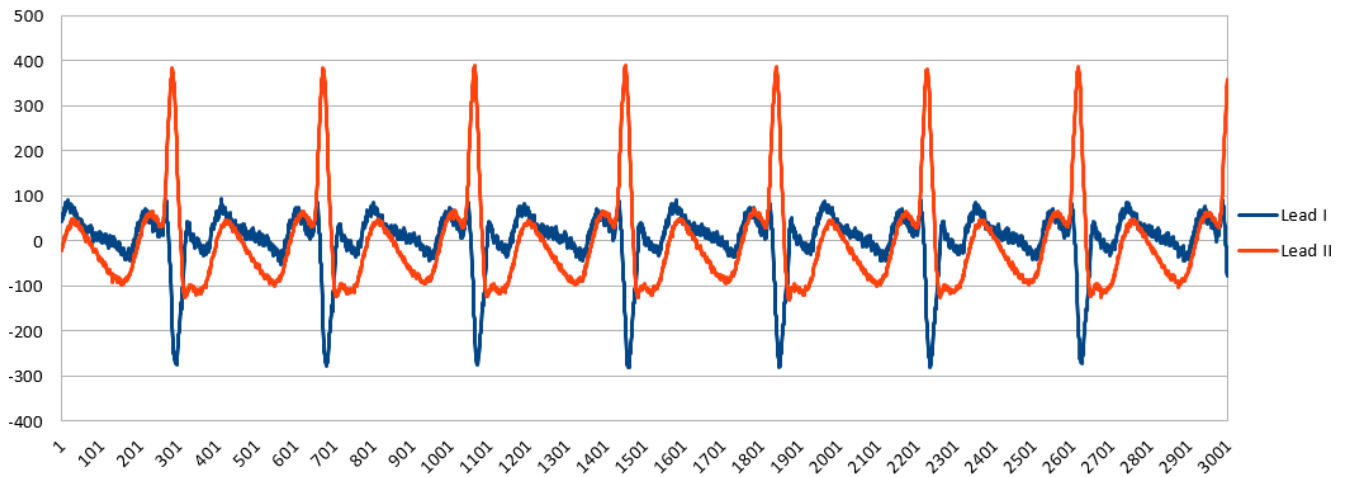
Συγκρίνοντας, οι μετρήσεις φλεβοκομβικού ρυθμού για παιδί δείχνουν παρόμοια μορφολογία καρδιογραφήματος, αλλά με σημαντική μείωση της έντασης και αύξηση της συχνότητας σε 85 παλμούς/λεπτό. Αυτό συνάδει με το γεγονός ότι τα παιδιά έχουν μικρότερες καρδιές, οι οποίες πάλλονται πιο γρήγορα.



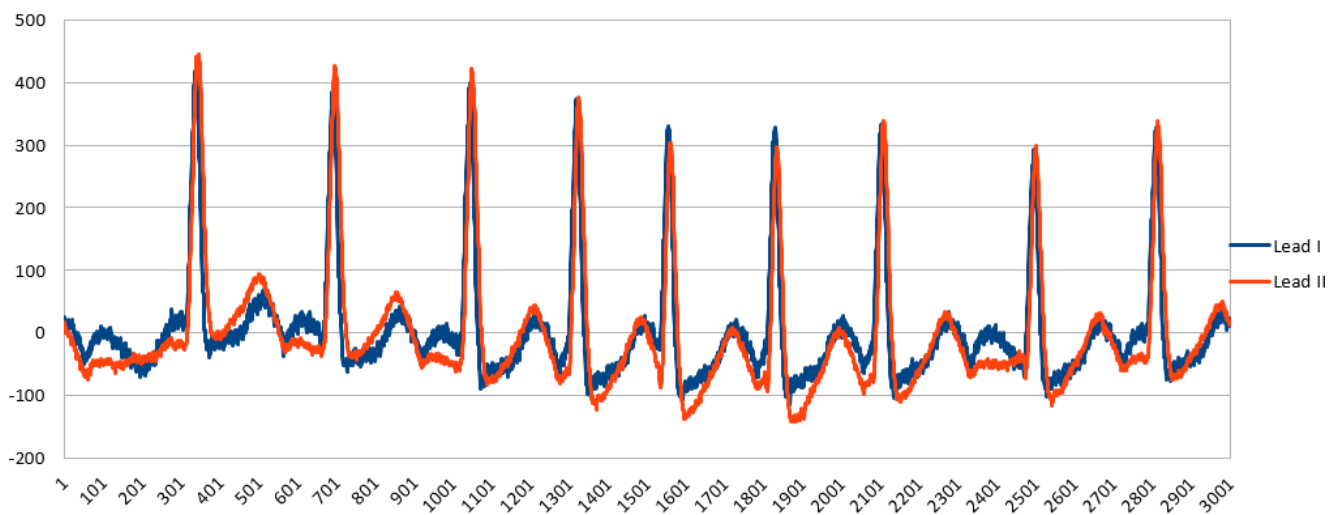
Εικόνα 23. Μέτρηση φλεβοκομβικού ρυθμού, μέσω κυκλώματος τυπωμένου πάνω σε πλακέτα.

Η παραπάνω μέτρηση έγινε μέσω της πλακέτας που φαίνεται στην Εικόνα 18. Στο πρώτο γράφημα με τις ωμές τιμές, το κοινό σήμα των απαγωγών είναι σημαντικά μειωμένο κατά 20%. Η εξήγηση είναι πως περισσότεροι θόρυβοι και παρεμβολές επικρατούν σε μια συνδεσμολογία με breadboard, από ότι σε πλακέτα κυκλώματος. Αυτό παρατηρείται και από το λεπτότερο πάχος του σήματος, που σημαίνει λιγότερες διακυμάνσεις μεταξύ τιμών και άρα καθαρότερο σήμα.

Σημειώνεται πως πέρα από αυτήν τη μέτρηση, όλες οι υπόλοιπες μετρήσεις έγιναν από κύκλωμα συνδεδεμένο μέσω breadboard, όπως φαίνεται στην Εικόνα 17.

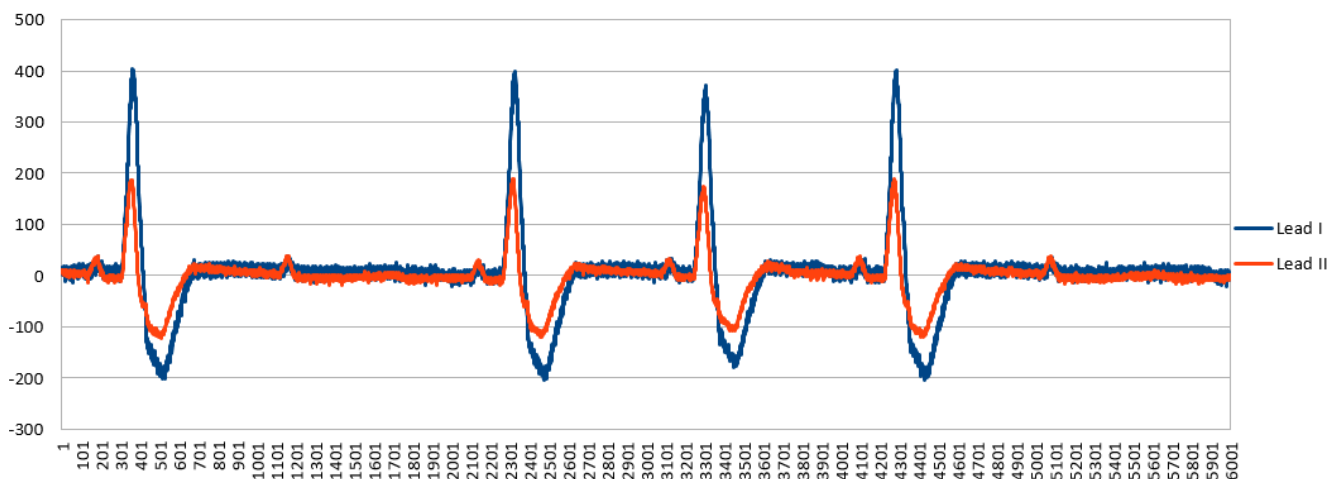


Εικόνα 24. Κολπικός πτερυγισμός



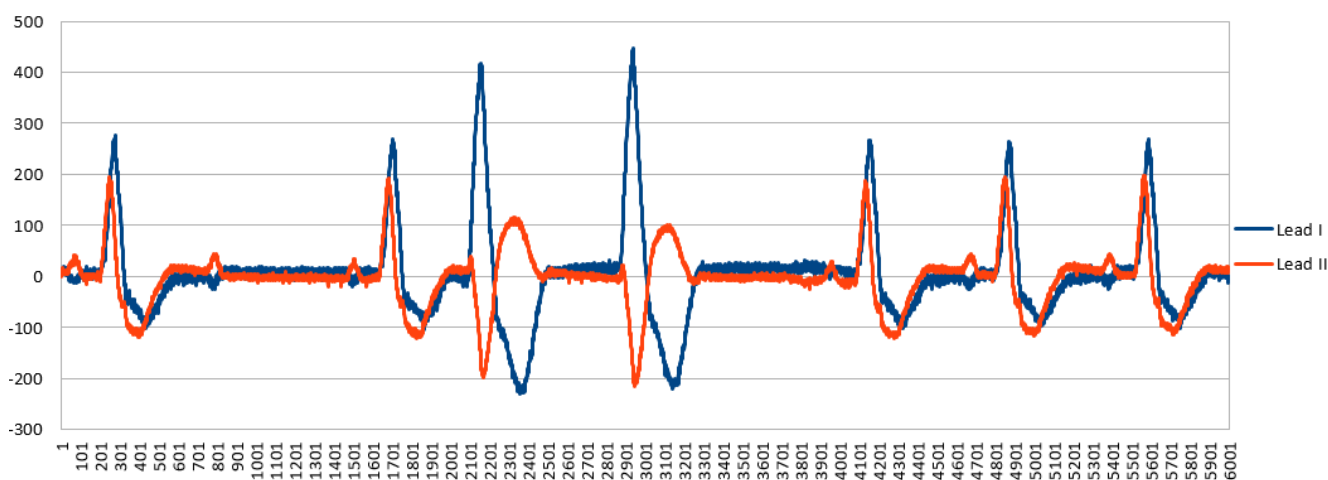
Εικόνα 25. Κολπική μαρμαρυγή

Στη συνέχεια λαμβάνονται μετρήσεις για κολπικό πτερυγισμό και κολπική μαρμαρυγή ενός ενήλικα. Οι μετρήσεις ταιριάζουν με τα καρδιογραφήματα που εμφανίζουν αυτές οι αρρυθμίες. Ο κολπικός πτερυγισμός παρουσιάζει ρυθμό 150 παλμών/λεπτό, ενώ η κολπική μαρμαρυγή παρουσιάζει ρυθμό 170 παλμών/λεπτό.



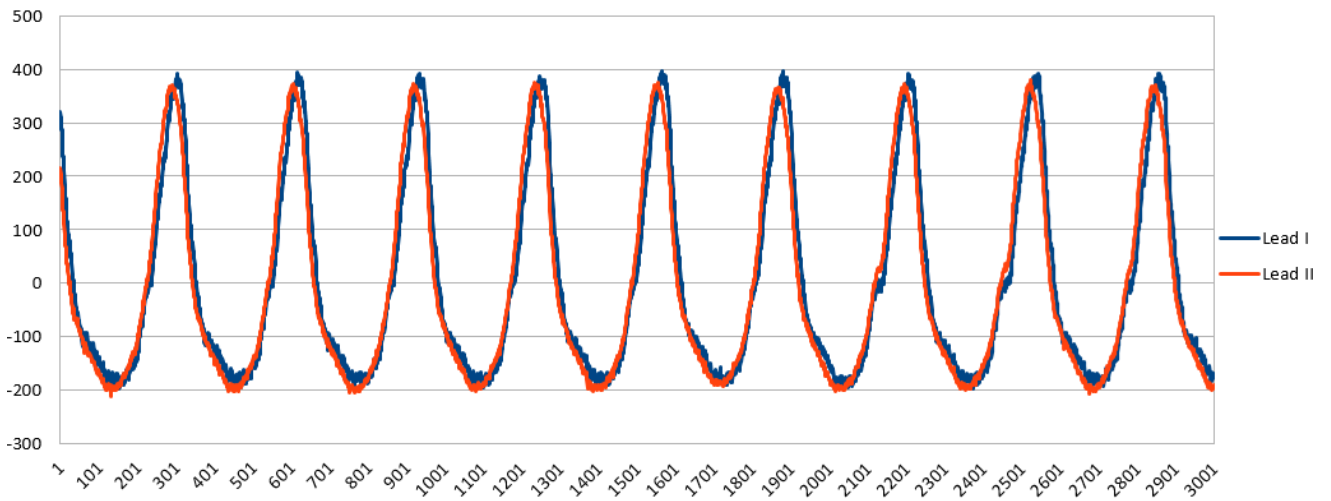
Εικόνα 26. Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2^{ου} βαθμού, Mobitz II

Για τον κολποκοιλιακό αποκλεισμό θα χρειαστούν μετρήσεις μεγαλύτερης διάρκειας, σε αυτή τη περίπτωση 6 δευτερόλεπτα. Στο παραπάνω γράφημα, ο αποκλεισμός είναι 2^{ου} βαθμού, τύπου Mobitz II και έχει ρυθμό περίπου 60 παλμούς/λεπτό. Η αναλογία P:QRS είναι 4:3.

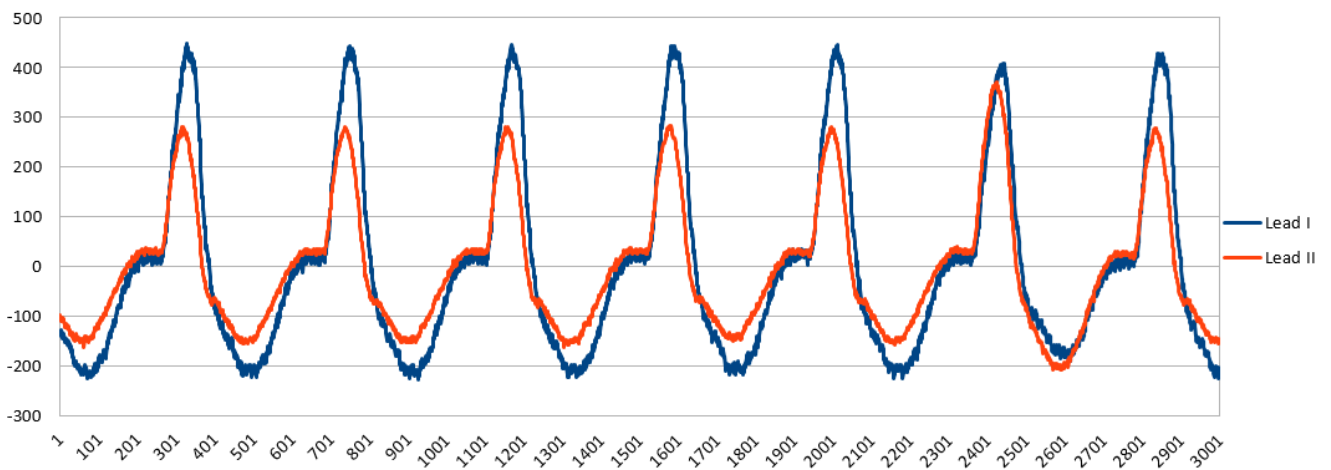


Εικόνα 27. Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2^{ου} βαθμού, Mobitz II, με έκτακτες κοιλιακές συστολές (PVC)

Στο δεύτερο γράφημα εμφανίζεται πάλι αποκλεισμός Mobitz II, αλλά με τη διαφορά ότι κάποια από τα QRS αντικαθίστανται από έκτακτες συστολές. Αυτό παρατηρείται από την διεύρυνση των QRS και την αντίστροφη πολικότητα στην απαγωγή II. Ο ρυθμός είναι περίπου 85 παλμοί/λεπτό και η αναλογία είναι ξανά 4:3.

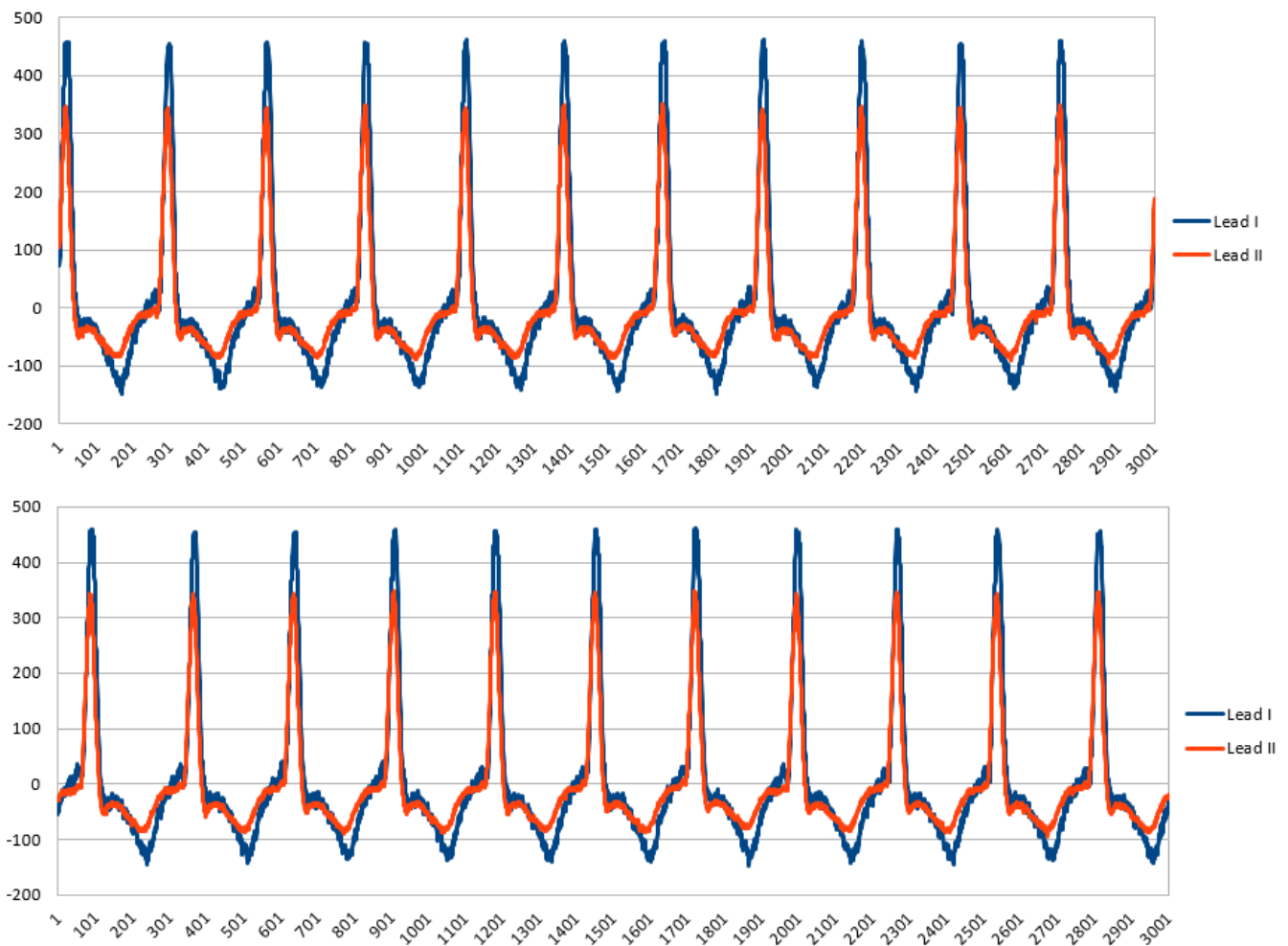


Εικόνα 28. Κοιλιακή ταχυκαρδία (γρήγορη)



Εικόνα 29. Κοιλιακή ταχυκαρδία (αργή)

Οι δυο παραπάνω μετρήσεις είναι για δυο διαφορετικές κοιλιακές ταχυκαρδίες. Και οι δυο είναι μονόμορφες, με την γρήγορη κοιλιακή ταχυκαρδία να έχει ρυθμό των 200 παλμών/λεπτό, ενώ η αργή έχει ρυθμό των 150 παλμών/λεπτό. Η γρήγορη κοιλιακή ταχυκαρδία παρουσιάζει πτερυγισμό, ενώ η αργή εμφανίζει ευρύ σύμπλεγμα QRS.



Εικόνα 30. Δυο ξεχωριστές μετρήσεις Υπερκοιλιακής Ταχυκαρδίας για ενήλικα.

Στον προσομοιωτή υπάρχει ένδειξη «SVT», που σημαίνει Υπερκοιλιακή Ταχυκαρδία. Οι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες όμως δεν είναι κάποια συγκεκριμένη αρρυθμία, αλλά μια ομάδα διάφορων αρρυθμιών με κάποιες σημαντικές διαφορές. Παίρνοντας δυο ξεχωριστά καρδιογραφήματα, μπορεί να εξακριβωθεί ποια από τις υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες παρέχει ο προσομοιωτής.

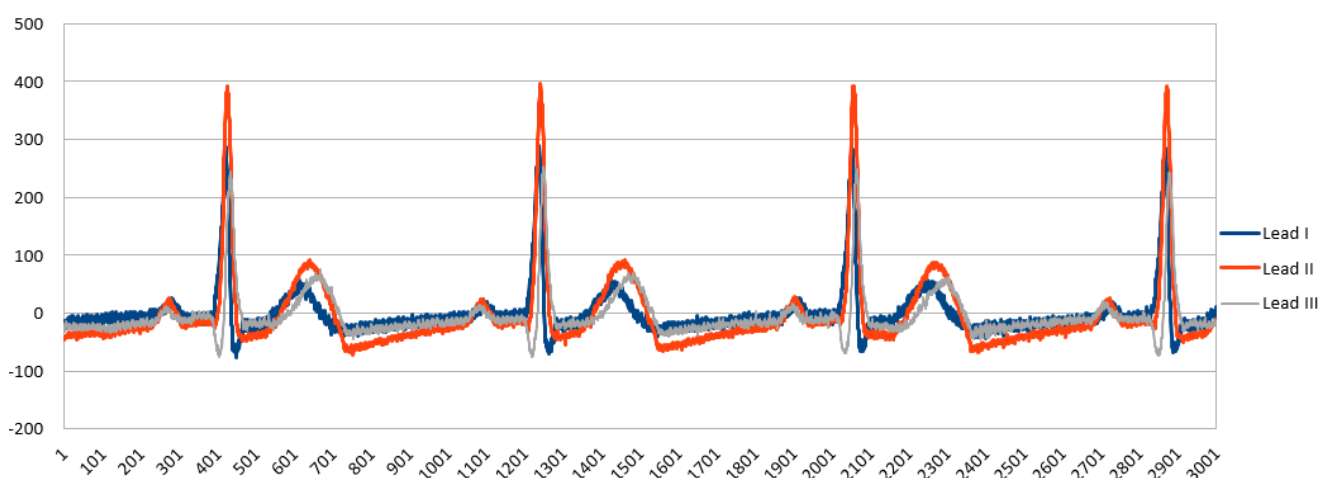
Τα δυο γραφήματα είναι ολόγρια, οπότε δεν υπάρχουν καθόλου διαφοροποιήσεις στην ταχυκαρδία. Ο ρυθμός της είναι περίπου 200 παλμούς/λεπτό και παρουσιάζει πολύ λεπτά συμπλέγματα QRS. Στο σχήμα φαίνεται ένα ανάδρομο έπαρμα P αμέσως μετά το QRS, το οποίο ταιριάζει με την περιγραφή της υπερκοιλιακής ταχυκαρδίας με επανείσοδο από τον κολποκοιλιακό κόμβο (AVNRT). Οπότε αυτή είναι και η αρρυθμία που προσδιορίζεται στην ένδειξη «SVT».

Επεξεργασία σήματος

Από τη στιγμή που οι μετρήσεις έχουν καταγραφθεί σε ηλεκτρονική μορφή, υπάρχει η δυνατότητα επεξεργασίας των τιμών. Οι μετρήσεις εκπροσωπούν μόνο τις απαγωγές I και II, αλλά η απαγωγή III εύκολα υπολογίζεται από τους ορισμούς του τριγώνου του Einthoven.

- Απαγωγή I = $V_{LA} - V_{RA}$, Απαγωγή II = $V_{LL} - V_{RA}$
- Απαγωγή III = $V_{LL} - V_{LA} = II - I$

Οπότε, κάνοντας αφαίρεση υπολογίζονται οι τιμές για την απαγωγή III και έπειτα μπορεί να απεικονιστεί στο ίδιο γράφημα με τις υπόλοιπες απαγωγές.



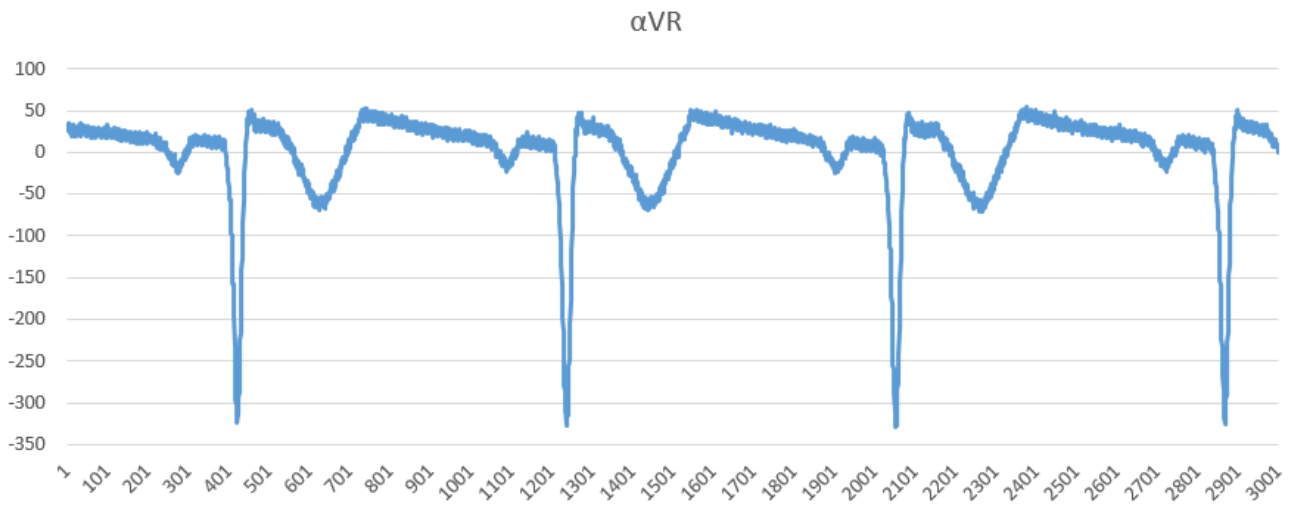
Εικόνα 31. Γράφημα φλεβοκομβικού ρυθμού, με παρουσία της απαγωγής III

Η κυματομορφή της απαγωγής III εμφανίζεται στο γράφημα ακριβώς όπως αναμενόταν. Ενδέχεται οι πραγματικές τιμές της να είναι ελάχιστα διαφορετικές από ό,τι φαίνεται στο παραπάνω γράφημα, αλλά όχι αρκετά ώστε να βγουν τελείως διαφορετικά συμπεράσματα για το καρδιογράφημα.

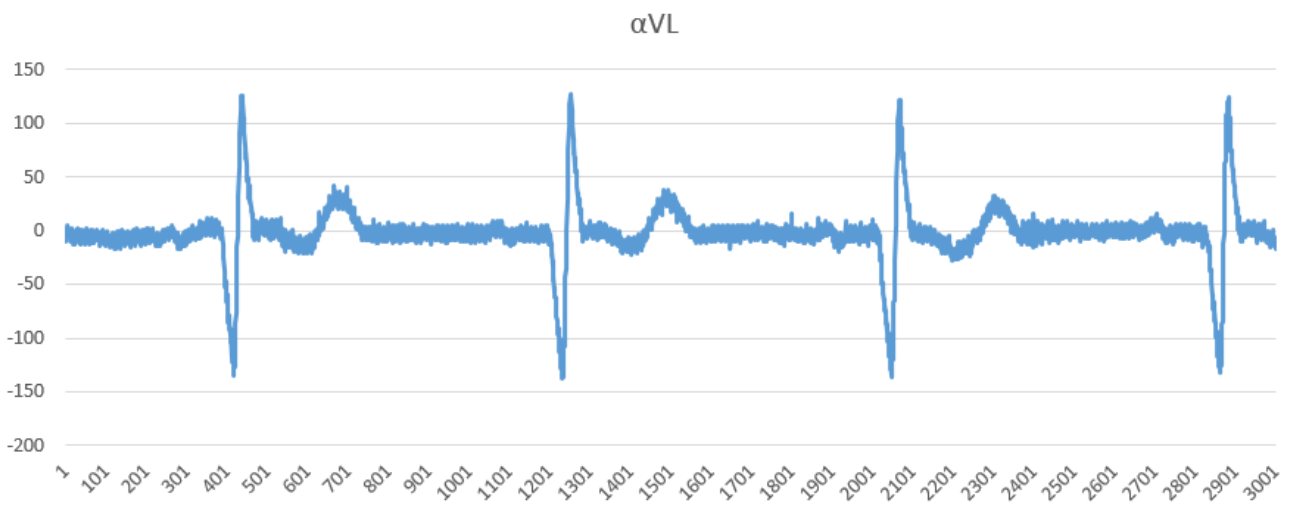
Παρομοίως, οι ενισχυμένες απαγωγές aVR , aVL , aVF υπολογίζονται εξ ορισμού από τη συνισταμένη των υπολοίπων απαγωγών. Από τους ορισμούς τους:

- $aVR = -\frac{I + II}{2}$
- $aVL = -\frac{I - III}{2}$
- $aVF = -\frac{II + III}{2}$

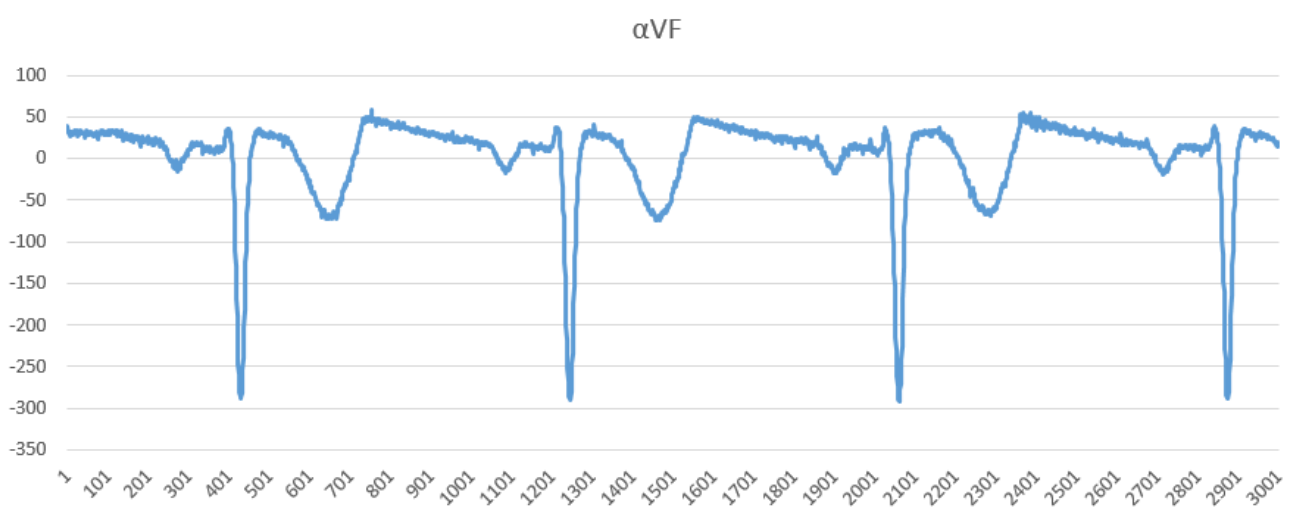
Εκτελώντας αυτές τις συναρτήσεις στο υπολογιστικό φύλλο, βρίσκονται οι τιμές για τη κάθε απαγωγή και δημιουργείται αντίστοιχο γράφημα.



Εικόνα 32. Γράφημα αVR, για φλεβοκομβικό ρυθμό



Εικόνα 33. Γράφημα αVL, για φλεβοκομβικό ρυθμό



Εικόνα 34. Γράφημα αVF, για φλεβοκομβικό ρυθμό

Συμπεράσματα

Το κύκλωμα έλαβε επιτυχώς τις μετρήσεις από τον προσομοιωτή και έκανε δειγματοληψία σε ικανοποιητική συχνότητα. Ένας διαφορετικός επεξεργαστής θα μπορούσε να έχει μεγαλύτερη δειγματοληψία και θα ήταν προτιμότερη η λήψη 1000 μετρήσεων ανά δευτερόλεπτο. Παρ' όλα αυτά, αυτή τη διαφορά της τάξης του 4% δεν εμφανίζει προβλήματα στην παρουσίαση των γραφημάτων, οπότε το κύκλωμα είναι κατάλληλο για τη δειγματοληψία.

Το κύκλωμα πάνω σε breadboard είχε παρόμοια αποτελέσματα με το εκτυπωμένο κύκλωμα σε πλακέτα, όμως η πλακέτα είχε αρκετά υψηλότερη αποτελεσματικότητα στην μείωση του κοινού σήματος και άλλων θορύβων.

Η αποθήκευση των τιμών των σημάτων σε ηλεκτρονικό αρχείο, έδωσε την δυνατότητα να επεξεργαστούν τα σήματα και από μόνο δυο απαγωγές, μπόρεσαν να υπολογιστούν οι πρώτες έξι απαγωγές που απαρτίζουν έναν σύγχρονο καρδιογράφο. Με ένα ακόμη ολοκληρωμένο AD8232, θα μπορούσε να μετρηθεί πιο σωστά η απαγωγή III, αλλά από τη στιγμή που μπορεί να υπολογιστεί από τις άλλες δυο απαγωγές, δεν υπάρχει ανάγκη για αυτό.

Βιβλιογραφία

1. Τσιπούρας, Μ., Γιαννακέας, Ν., Καρβούνης, Ε., & Τζάλλας, Α. (2015). *Ιατρική πληροφορική*. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://hdl.handle.net/11419/2975>
2. Κωλέττης, Θ. (2015). *Παθολοσιολογία της καρδιάς*. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://hdl.handle.net/11419/4889>
3. Στεφανίδης, Ι., Καλτσάτου, Α., & Σακκάς, Γ. (2015). *Αξιολόγηση καρδιακής λειτουργίας*. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <http://hdl.handle.net/11419/4902>
4. Νάκος, Γεώργιος, et al. (2015). *Καρδιακές Αρρυθμίες*. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. Ανακτήθηκε την 24/4/2024 από <http://hdl.handle.net/11419/869>
5. Δαΐκος, Γεώργιος, et al. (2015). *ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ*. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <http://hdl.handle.net/11419/4359>
6. Brady, W. J. (2020). *Electrocardiogram in clinical medicine*. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781118754511>
7. Mpiliara, E., K. Stringaris, and Th Vrachliotis. "Cardiac anatomy: MR imaging." *Hellenic Journal of Radiology* 44.1 (2016) Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://hjradiology.org/index.php/HJR/article/view/87>
8. Douglas C. McConahy (2007), «Anatomy of the Heart» Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από https://d-scholarship.pitt.edu/7933/1/McConahyDouglas_June2007.pdf
9. Παύλος Κ. Τούτουζας, «Εισαγωγή στην Καρδιολογία», Ελληνικό Ίδρυμα Καρδιολογίας Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://drive.google.com/file/d/1aN9vuHCZPABuZgRCorivj0EvhFpFII6g/view>
10. «How the Heart Works». *National Heart, Lung and Blood Institute* Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://www.nhlbi.nih.gov/health/heart>
11. «Arrhythmias». *National Heart, Lung and Blood Institute* Ανακτήθηκε την 24/4/2024 από <https://www.nhlbi.nih.gov/health/arrhythmias>
12. Clifford, G. (2002). *Signal processing methods for heart rate variability* (Doctoral dissertation, Oxford University, UK) Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://ora.ox.ac.uk/objects/uuid:5129701f-1d40-425a-99a3-59a05e8c1b23>
13. Πισσαρίδης Κώστας, «ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ ΚΑΙ Ο ΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ» (2017)
14. Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://www.καρδιολογοπισσαριδησκ.gr/2017/02/12/ο-ηλεκτρισμος-της-καρδιας/>
15. «Clinical ECG Interpretation». *ECG and ECHO Learning* Ανακτήθηκε την 3/2/2024 από <https://ecgwaves.com/course/the-ecg-book/>
16. «Αρρυθμίες και Θεραπευτικές Επιλογές». *Ελληνική Ρυθμολογική Εταιρεία* Ανακτήθηκε την 30/4/2024 από <https://www.hrhs.gr/default.aspx>

17. Olshansky, B., & Sullivan, R. M. (2013). Inappropriate sinus tachycardia. *Journal of the American College of Cardiology*, 61(8), 793-801.
Ανακτήθηκε την 30/4/2024 από <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2012.07.074>
18. Durham, D., & Worthley, L. I. G. (2002). Cardiac arrhythmias: diagnosis and management. The bradycardias. *Critical Care and Resuscitation*, 4(1), 54-60.
Ανακτήθηκε την 15/5/2024 από [https://doi.org/10.1016/S1441-2772\(23\)00718-4](https://doi.org/10.1016/S1441-2772(23)00718-4)
19. Θ. Αστέρη, Μ. Βούλγαρη, Π. Έκουτσίδου (2014). *Διαταραχές Ρυθμού*. Εταιρεία Αναισθησιολογίας και Εντατικής Ιατρικής Βορείου Ελλάδος.
Ανακτήθηκε την 17/5/2024 από https://anesthesia.gr/download/TOMOS_24/028_ASTERH.pdf
20. Ed Burns, & Robert Buttner (2021). Ventricular Flutter. *Life in the Fastlane*.
Ανακτήθηκε την 17/7/2024 από <https://litfl.com/ventricular-flutter-ecg-library/>
21. R. A. Harrington, M. E. Silverman, C. F. Wooley. ΙΣΤΟΡΙΚΟ, ΦΥΣΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ ΚΑΙ ΑΚΡΟΑΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.
Ανακτήθηκε την 17/7/2024 από <https://www.vasiliadis-books.gr/Vasiliadis-books/wp-content/uploads/2016/06/Δείτε-Απόσπασμα-του-Βιβλίου-2.pdf>
22. Φύλλο δεδομένων για το AD8232, από την Analog Devices
Ανακτήθηκε την 18/6/2024 από <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
23. Φύλλο δεδομένων για το ATmega328P, από την Microchip
Ανακτήθηκε την 5/7/2026 από https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf
- 24.

Εικόνες

1. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_el.svg
(Ανακτήθηκε την 21/12/2023, με ελάχιστες τροποποιήσεις)
2. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wiggers_Diagram_2.svg
(Ανακτήθηκε την 12/3/2024, μετάφραση αγγλικού κειμένου)
3. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG_limb_and_chest_electrodes_placement.png
(Ανακτήθηκε την 29/1/2024)
4. <https://www.washingtonhra.com/ekg-monitoring/12-lead-electrocardiogram-ekg.php>
(Ανακτήθηκε την 30/1/2024)
5. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SinusRhythm_withoutLabels.svg
(Ανακτήθηκε την 30/1/2024)
6. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:NSR_and_Ectopic_beats_\(PVC_and_PAC\).svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:NSR_and_Ectopic_beats_(PVC_and_PAC).svg)
(Ανακτήθηκε την 15/6/2024, περικοπή εικόνας και μετάφραση αγγλικού κειμένου)
7. [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Afib_small_\(CardioNetworks_ECGpedia\).svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Afib_small_(CardioNetworks_ECGpedia).svg)
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:De-Aflutt_small_\(CardioNetworks_ECGpedia\).png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:De-Aflutt_small_(CardioNetworks_ECGpedia).png)
(Σύμπτυξη των δυο παραπάνω εικόνων, ανακτήθηκε την 28/4/2024)
8. <https://thoracickey.com/ventricular-tachycardia-9/>
(Ανακτήθηκε την 17/7/2024)
9. <https://www.flickr.com/photos/popfossa/3991787755>
(Ανακτήθηκε την 17/7/2024)
10. <https://leveluprn.com/blogs/ekg-interpretation/7-junctional-rhythms>
(Ανακτήθηκε την 17/7/2024)
11. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart_block.png
(Ανακτήθηκε την 17/7/2024)
12. Φωτογραφία από κινητό.
13. <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>
14. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
15. Φωτογραφία από κινητό
16. Διάγραμμα από το KiCad
17. Φωτογραφία από κινητό
18. Φωτογραφία από κινητό
19. έως 34. Στιγμιότυπα οθόνης από το Excel