ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ: ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μελέτη σχεδίαση και κατασκευή φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου και σύνδεση του με δίκτυο Ethernet.

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΠΑΠΑΔΑΚΗΣ Ι.ΜΑΤΘΑΙΟΣ

Επιβλέπων : Γιώργος Ματσόπουλος
Αν.Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2015

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ: ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μελέτη σχεδίαση και κατασκευή φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου και σύνδεση του με δίκτυο Ethernet.

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΠΑΠΑΔΑΚΗΣ Ι.ΜΑΤΘΑΙΟΣ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

(Υπογραφή)	*(Υπογραφή)*	*(Υπογραφή)*
....	....	....
Γ.Ματσόπουλος Αν.Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Ν.Ουζούνογλου Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Π.Ασβεστάς Επ.Καθηγητής ΤΕΙ ΑΘΗΝΑΣ

Αθήνα, Οκτώβριος 2015

(Υπογραφή)

....

Παπαδάκης Ματθαίος

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

<u>Περίληψη</u>

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας μελετείται η σχεδίαση και η κατασκευή ενός ηλεκτροκαρδιογράφου, ο οποίος λαμβάνει τα σήματα της καρδιάς με την βοήθεια κατάλληλων αισθητηρίων (ηλεκτροδίων), που υπάρχουν στο εμπόριο. Το περιεχόμενο της διπλωματικής εργασίας, εστιάζει στην επεξεργασία του σήματος, δηλαδή, στην αποθορυβοποίηση, την ανακατασκευή του, και τη ψηφιακή επεξεργασία του σήματος με τη βοήθεια μικροελεγκτή. Συνοπτικά, τα σήματα της καρδιάς λαμβάνονται με αισθητήρια (ηλεκτρόδια) και στη συνέχεια με αναλογικά φίλτρα (βαθυπερατά, υψιπερατά, κα) αποκόπτοντας διάφορους θορύβους και παραμορφώσεις στο αρχικό σήμα. Τα αναλογικά φίλτρα έχουν σχεδιαστεί και κατασκευαστεί για τις ανάγκες της υπάρχων εργασίας. Στη συνέχεια, τα εξεταζόμενα σήματα μετά την έξοδο των αναλογικών φίλτρων οδηγούνται σε έναν μικροελεγκτή Arduino (σειρά Mega), όπου γίνεται και η ψηφιακή τους επεξεργασία. Με κατάλληλο αλγόριθμο υπολογίζονται οι παλμοί του εξεταζόμενου (BPM). Από τις εξόδους του μικροελεγκτή εμφανίζονται τα αποτελέσματα σε μία οθόνη LCD 2 γραμμών και 16 χαρακτήρων και εμφανίζονται μηνύματα τα οποία θα είναι ανάλογα με το πλήθος του BPM. Επιπρόσθετα, ενεργοποιούνται κάποιες ενδεικτικές λυχνίες LED σε περίπτωση αρρυθμίας του εξεταζόμενου, ταχυκαρδίας κ.τ.λ. Επίσης, απώτερος σκοπός της εργασίας είναι, η κατασκευή αυτή να συνδεθεί με κάποιο τοπικό δίκτυο LAN μέσω θύρας Ethernet, έτσι ώστε να αποστέλλονται εκεί τα αποτελέσματα του εξεταζομένου. Ολόκληρη η παραπάνω διάταξη τοποθετείται μέσα σε μεταλλικό κουτί για φορητή χρήση και διαθέτει επαναφορτιζόμενη μπαταρία για λόγους φορητότητας.

<u>Λέξεις κλειδιά</u> <<Ηλεκτροκαρδιογράφος, Ηλεκτροκαρδιογράφος με Ethernet, BPM, Ανάλυση ιατρικού σήματος, αναλογικά φίλτρα για βιοϊατρικές εφαρμογές, Ηλεκτροκαρδιογράφημα, Επεξεργασία ιατρικού σήματος >>

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

Abstract

In the present thesis will be studied, designed and built, an electrocardiograph which will take the heart signals by means of suitable sensors (electrodes) that are commercially available. We will focus on signal processing namely, signal denoising, reconstructing and digital processing with the help of a microcontroller. Summarized, the heart signals will be taken from the sensors (electrodes) and then we will apply analog filters (low pass, high pass, etc.) to cut off noise and distortion in the original signal which will be analyzed below. The analog filters will be designed and built for the needs of this study. Next, the signals is input in an Arduino microcontroller (Mega series), which will be digital processed. Using a suitable algorithm will count the pulses of the patient (BPM). The microcontroller's output will be displayed on an LCD display of 2 lines and 16 characters, and messages will appear depending on the BPM number. Moreover, some LED lights will be activated in case of arrhythmia, tachycardia, etc. Also the goal of this thesis is to connect the device to a local area network through an Ethernet port, so the subject's results will be transferred there. The entire above device will be placed inside a metal box for portable use, and will have a rechargeable battery for portability reasons.

Key words << Electrocardiograph, Electrocardiograph with Ethernet, BPM, Biomedical Signal Processing, Analog Filters For Biomedical Applications, ECG, Biomedical signal processing>>.

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε το ακαδημαϊκό έτος 2014-2015 στον τομέα συστημάτων μετάδοσης πληροφορίας και τεχνολογίας υλικών της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Ε.Μ.Π υπό την επίβλεψη του καθηγητή κ.Γιώργου Ματσόπουλου.

Αρχικά, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα της διπλωματικής μου εργασίας τον κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την ανάθεση της σε εμένα καθώς επίσης και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε κατά τη διάρκεια εκπόνησης της.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους συμμετέχοντες στην εξεταστική επιτροπή τον Καθηγητή ΕΜΠ Νικόλαο Ουζούνογλου και τον Επίκουρο Καθηγητή ΤΕΙ Αθήνα κ.Παντελή Ασβεστά.

Επιπρόσθετα, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα από την εξεταστική επιτροπή τον κ.Παντελή Ασβεστά για τις συμβουλές του, και την αμέριστη βοήθεια του σε τεχνικά θέματα, καθώς και για το χρόνο που αφιέρωσε σε εμένα κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Επίσης, ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω στην οικογένεια μου, για την ηθική και οικονομική τους στήριξη καθ’όλη τη διάρκεια των φοιτητικών μου χρόνων.

Πίνακας περιεχομένων

Πρόλογος.

Η εξέλιξη της τεχνολογίας και συγκεκριμένα της πληροφορικής, της ηλεκτρονικής και των τηλεπικοινωνιών έχει δημιουργήσει νέες δυνατότητες στο χώρο της βιοϊατρικής τεχνολογίας. Έτσι, δίνονται αυξημένες δυνατότητες στου γιατρούς, οι οποίες παρέχουν στους ασθενείς υψηλές ποιοτικές υπηρεσίες υγείας και δημιουργούν ταυτόχρονα ένα νέο ερευνητικό ορίζοντα για τους μηχανικούς της βιοϊατρικής τεχνολογίας, και παρέχουν και νέες θέσεις εργασίας.

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει οργανωθεί σε κεφάλαια, τα οποία παρουσιάζουν το θεωρητικό πλαίσιο και την πρακτική υλοποίηση ενός ηλεκτροκαρδιογράφου για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού και αποστολή των δεδομένων σε δίκτυο Ethernet.

Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η αρχή λειτουργίας της καρδιάς, τι είναι ο καρδιακός ρυθμός καθώς και ποιός είναι ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός. Επίσης, γίνεται αναφορά των διαφόρων τεχνικών για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού.

Στο δεύτερο κεφάλαιο περιγράφονται τα στάδια της κατασκευής, όπως είναι το τροφοδοτικό του κυκλώματος και ο φορτιστής του, τα αναλογικά φίλτρα του κυκλώματος καθώς και με βάση ποιά κριτήρια επιλέχθηκαν τα συγκεκριμένα φίλτρα και οι τάξεις των φίλτρων.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζεται ο μικροϋπολογιστής που επιλέχθηκε, καθώς και ο λόγος που επιλέχθηκε ο συγκεκριμένος. Επίσης, γίνεται αναφορά στη λογική που αναπτύσσεται ο αλγόριθμος για το ECG και παρουσιάζεται ο αλγόριθμος που έχουμε χρησιμοποιήσει στην κατασκευή.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα όλων των σταδίων του κυκλώματος ξεχωριστά, δηλαδή του τροφοδοτικού, των αναλογικών φίλτρων και του μικροεπεξεργαστή. Στο τέλος του κεφαλαίου, παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα αν ενωθούν όλα τα προηγούμενα στάδια μεταξύ τους.

Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας διπλωματικής, καθώς επίσης και μελλοντικές εφαρμογές της.

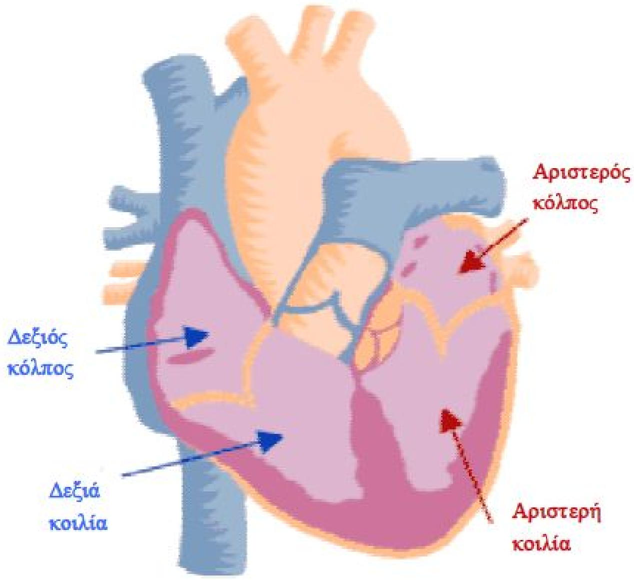
1

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία εισαγωγή στην αρχή λειτουργίας της καρδιάς, καθώς και στην ανατομία της. Επίσης, αναφέρεται τι είναι ο καρδιακός ρυθμός και οι τρόποι μέτρησης του. Επιπρόσθετα, αναφέρεται τι είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος, τα είδη των ηλεκτροκαρδιογράφων και με βάση ποιά κριτήρια επιλέγονται τα σημεία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα.

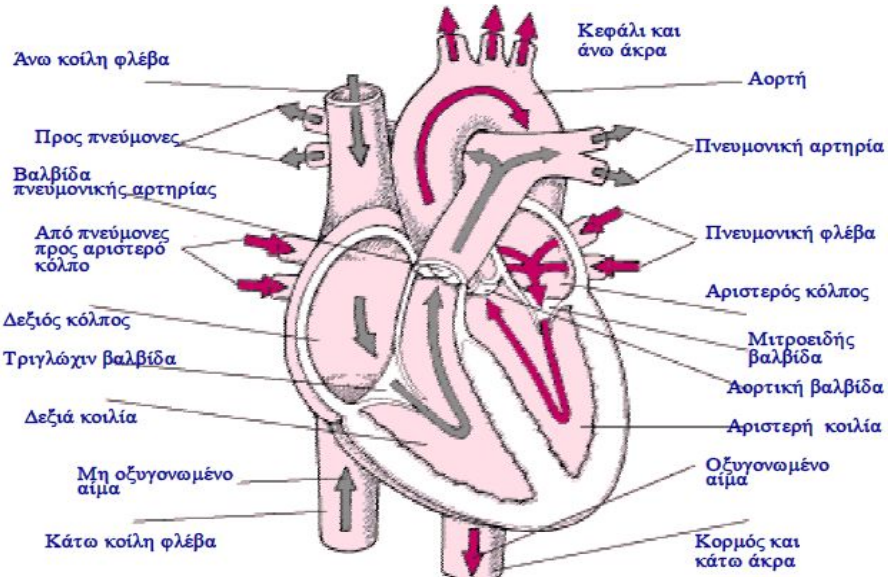
1.1 Εισαγωγή στην λειτουργία της καρδιάς.

Η καρδιά είναι το κέντρο κυκλοφορίας αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Μεταφορικά μπορούμε να πούμε ότι η καρδιά λειτούργει σαν (αντλία) που σαν σκοπό έχει να διοχετεύσει το αίμα σε όλα τα σημεία του σώματος.



Σχήμα 1.1α Δομή της καρδιάς [9]

Η καρδιά χωρίζεται στον αριστερό κόλπο και αριστερή κοιλία και στο δεξιό κόλπο και δεξιά κοιλία. Οι κόλποι συστέλλονται πριν από τις κοιλίες και προωθούν το αίμα σε αυτές πριν την ισχυρή κοιλιακή συστολή. Οι κόλποι λειτουργούν σαν προαντλίες για την πλήρωση των κοιλιών. Αντίστοιχα, οι κοιλίες ενεργούν σαν κύριες αντλίες που προωθούν το αίμα στα αγγεία. Ο κόλπος λαμβάνει αίμα το οποίο επιστρέφει στην καρδιά. Ο κόλπος λειτουργεί σαν προθάλαμος για την κοιλία, αλλά λειτουργεί και σαν υποβοηθητική αντλία για την προώθηση του αίματος προς την κοιλία. Η αριστερή κοιλία είναι κατά κάποιο τρόπο η κύρια αντλία. Η αριστερή κοιλία δέχεται αίμα από τον κόλπο και προσφέρει την κύρια δύναμη για την προώθηση του αίματος μέσα στην πνευμονική ή την περιφερειακή κυκλοφορία. Το αίμα όταν περάσει από τον πνεύμονα επανοξυγονώνεται, για να φτάσει ξανά στην κεντρική αντλία. Ο αριστερός κόλπος, λαμβάνει νέο οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και είναι ο προθάλαμος για την αριστερή κοιλία. Ο δεξιός κόλπος υποδέχεται το χρησιμοποιηθέν αίμα από τις φλέβες και είναι προθάλαμος για τη δεξιά κοιλία, η οποία διοχετεύει το αίμα στους πνεύμονες, όπου οξυγονώνεται και μεταφέρεται στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία, έτοιμο να χρησιμοποιηθεί ξανά σε όλο το σώμα. Όταν οι κόλποι συστέλλονται, ωθούν το αίμα μέσω των βαλβίδων στις κοιλίες. Όταν συστέλλεται η δεξιά κοιλία, το αίμα ωθείται στους πνεύμονες. Κατά τη συστολή της αριστερής κοιλίας το αίμα ωθείται στο περιφερικό σύστημα. Η σωστή λειτουργία των τεσσάρων καρδιακών κοιλοτήτων προϋποθέτει την ομαλή ρύθμιση της ροής του αίματος μεταξύ τους, με την σωστή λειτουργία των βαλβίδων. Η μιτροειδής βαλβίδα βρίσκεται μεταξύ αριστερού κόλπου και αριστερής κοιλίας, είναι ανοικτή για να τροφοδοτήσει με αίμα την αριστερή κοιλία και κλείνει όταν αυτή συστέλλεται, ώστε το αίμα να κατευθύνεται στην αορτή και όχι προς τα πίσω, στον αριστερό κόλπο.

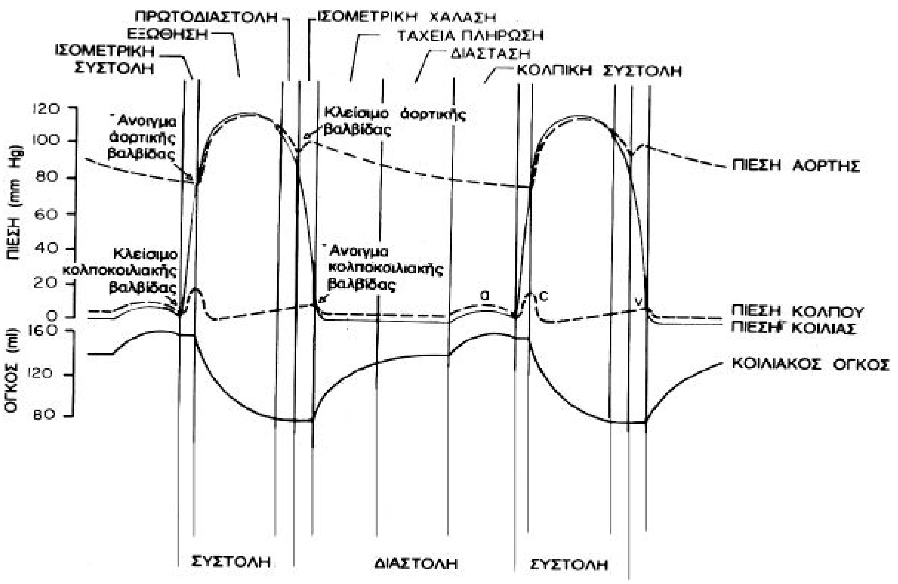


Σχήμα 1.1.β Δομή της καρδιάς με της βαλβίδες [9]

Η αορτική βαλβίδα, μεταξύ αριστερής κοιλίας και αορτής, ανοίγει όταν προωθείται το αίμα και κλείνει αμέσως μετά, όσο η αριστερή κοιλία συλλέγει αίμα μέσω του κόλπου. Αντίστοιχα, η τριγλώχινα βαλβίδα που βρίσκεται μεταξύ δεξιού κόλπου και δεξιάς κοιλίας, είναι ανοικτή για να τροφοδοτήσει με αίμα τη δεξιά κοιλία και κλείνει όταν αυτή συστέλλεται, ώστε το αίμα να κατευθύνεται στους πνεύμονες και όχι προς τα πίσω, στο δεξιό κόλπο. Η πνευμονική βαλβίδα τέλος, μεταξύ δεξιάς κοιλίας και πνευμονικής αρτηρίας, είναι ανοιχτή όσο προωθείται το αίμα και κλείνει αμέσως μετά, όσο η δεξιά κοιλία συλλέγει αίμα μέσω του κόλπου [9].

1.2Καρδιακός Παλμός.

Η καρδιά είναι μυς με ειδικά χαρακτηριστικά, ο οποίος συστέλλεται, προωθώντας το αίμα, χάρις στην ηλεκτρική διέγερση του, που είναι αυτόματη. Κάθε κύκλος ξεκινά με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού δράσης στο φλεβόκομβο. Αφού παραχθεί, το δυναμικό δράσης διαβιβάζεται γρήγορα και στους 2 κόλπους και μέσω του κολποκοιλιακού δεματίου στις 2 κοιλίες. Κάθε συστολή της αριστερής κοιλίας της καρδιάς προωθεί μέρος του αίματος που αυτή περιέχει στην αορτή, την κεντρική δηλαδή αρτηρία του σώματος και κάθε συστολή της καρδιάς γίνεται αντιληπτή στις μεγάλες αρτηρίες ως σφυγμός. Συνήθως, έχουμε γύρω στις 70 τέτοιες συστολές της αριστερής κοιλίας κάθε λεπτό. Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας συστολής της καρδιάς μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής ονομάζεται καρδιακός κύκλος.



Σχήμα 1.2 Καρδιακός παλμός [9]

Στο σχήμα 1.2 περιγράφονται τα φαινόμενα του καρδιακού κύκλου, με τις μεταβολές της πίεσης στον αριστερό κόλπο, την αριστερή κοιλία και την αορτή και τις μεταβολές του όγκου των κοιλιών [9,3].

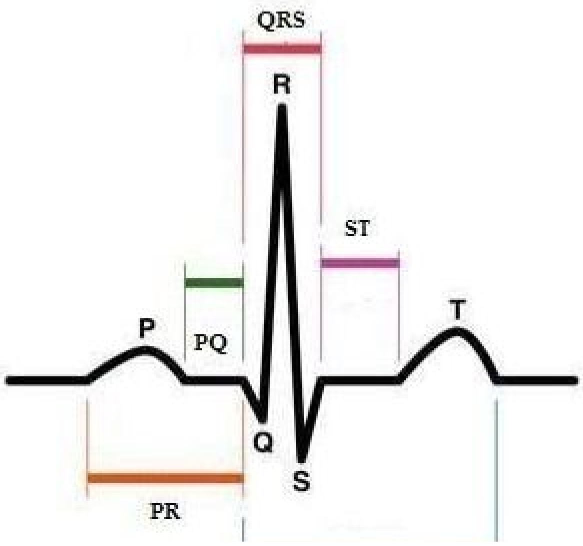
1.3 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μία μη επεμβατική εξέταση κατά την οποία καταγράφονται με τη βοήθεια ηλεκτροδίων και μεταλλικών πλακών, ηλεκτρικά δυναμικά που φθάνουν στην επιφάνεια του σώματος και προέρχονται από την καρδιά. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα, είναι η καταγραφή των δυναμικών μεταξύ τουλάχιστον δύο σημείων (ή και παραπάνω) που βρίσκονται σε διάφορες θέσεις στην επιφάνεια του σώματος. Για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων υπάρχουν διαφορές τεχνικές που θα αναφερθούν στην συνέχεια. Η καταγραφή των δυναμικών σε χαρτί και η απεικόνιση τους σε monitor και η καμπύλη που λαμβάνεται, αποτελεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα πραγματοποιείται με ένα ειδικό μηχάνημα που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο με 10 ηλεκτρόδια (συνήθως) τα οποία συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα 4 πρώτα συνδέονται από ένα στα χέρια και στα ποδιά και τα υπόλοιπα 6 μπροστά στο θώρακα όπως θα αναφερθεί αναλυτικά παρακάτω [8].

Εικόνα 1.3 Ηλεκτροκαρδιογράφος [28]

1.3.1Φυσιολογικό καρδιογράφημα.

Η καταγραφή της διαφοράς δυναμικού των ηλεκτρικών ερεθισμάτων, τα οποία παράγονται στην καρδιά, αποτυπώνεται στο ακόλουθο διάγραμμα με τη μορφή PQRST.



Σχήμα 1.3.1 Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα[29]

Το φυσιολογικό ΗΚΓ αποτελείται από ένα έπαρμα P,ένα σύμπλεγμα QRS,και ένα έπαρμα T. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά κύματα, τα Q, R και S, που παράγονται και τα τρία από τη διέλευση της καρδιακής διέγερσης μέσα από τις κοιλίες. Η διέγερση των κόλπων αρχίζει φυσιολογικά από το φλεβόκομβο και έχει κατεύθυνση προς τον κολποκοιλιακό κόμβο. Το έπαρμα P αντιπροσωπεύει την εξάπλωση του ερεθίσματος στους κόλπους, δηλαδή αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κόλπων. Ακολουθεί η διέγερση των κοιλιών, η οποία παράγει το σύμπλεγμα επαρμάτων QRS και αντιστοιχεί στην εκπόλωση τους. Το έπαρμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιών. Σημειώνεται ότι το έπαρμα, το οποίο προέρχεται από την επαναπόλωση των κόλπων, δεν καταγράφεται καθώς καλύπτεται από το σύμπλεγμα QRS.

Το μήκος και ο χρόνος του συμπλέγματος PQRST εξαρτάται από το σημείο τοποθέτησης των ηλεκτροδίων (απαγωγές) πάνω στο σώμα. Εάν ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται αμέσως πάνω από την καρδιά και το δεύτερο σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος το δυναμικό των QRS μπορεί να φτάσεις 3 ή 4 mV.Όταν το ΗΚΓ καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δυο άνω άκρα, είτε σε ένα άνω και σε ένα κάτω άκρο, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R μέχρι το κάτω μέρος του επάρματος S. Για απαγωγή τύπου II τα φυσιολογικά μεγέθη πρέπει να είναι τα εξής. Για το κύμα P πρέπει να έχει ύψος μικρότερο από 2,5 mm, και μήκος μικρότερο από 0,11 sec. Για το σύμπλεγμα QRS είναι φυσιολογικό για εύρος 0,12sec,ενώ ο χρόνος που πρέπει να μεσολαβεί μεταξύ 2 διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS είναι 0,83 sec. Για το κύμα T το φυσιολογικό είναι μεταξύ 0,25 και 0,35 sec [3].

1.3.2 Προσδιορισμός καρδιακού ρυθμού (BPM) από ΗΚΓ.

Ο όρος καρδιακός ρυθμός χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη συχνότητα του καρδιακού κύκλου. Θεωρείται ένα από τα τέσσερα σημάδια ζωής. Συνήθως, υπολογίζεται σαν τον αριθμό των συστολών (heartbeats) της καρδιάς σε ένα λεπτό και εκφράζεται σαν beats per minute (bpm για λόγους συντομογραφίας), δηλαδή, χτύποι ανά λεπτό. Η αυξομείωση που παρατηρείται γενικά γύρω από το μέσο καρδιακό ρυθμό, ονομάζεται μεταβλητότητα καρδιακού ρυθμού (heart rate variability - HRV).Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας είναι το αντίστροφο του χρονικού διαστήματος μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών. Το φυσιολογικό χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου 0,83 sec όπως αναφέρθηκε και παραπάνω. Αυτό σημαίνει ότι η καρδιακή συχνότητα σ’ αυτή την περίπτωση θα είναι

$$T = \frac{0{,}83\ sec}{60\ sec} = 0{,}0138 \rightarrow f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0{,}0138} = 72\ \pi\alpha\lambda\mu o\acute{\iota}$$

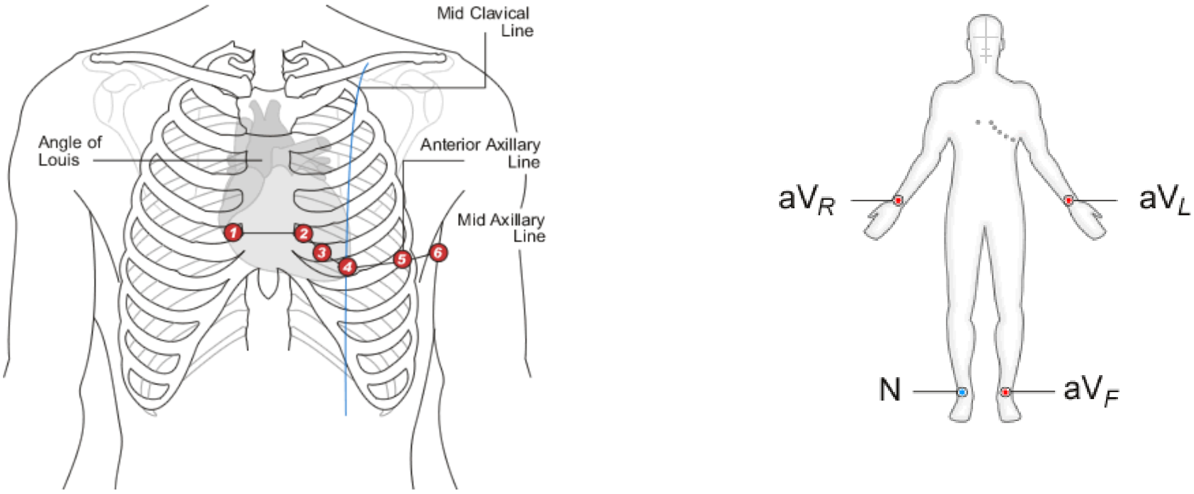
Επομένως, σε ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα οι παλμοί πρέπει να είναι περίπου 72.

Οπότε, μοντελοποιώντας την παραπάνω σχέση έχουμε την ακόλουθη εξίσωση.

$$\chi\rho\acute{o}\nu o\varsigma\ \mu\varepsilon\tau\alpha\xi\upsilon\ 2\ \delta\iota\alpha\delta o\chi\iota\kappa\acute{\omega}\nu\ \pi\alpha\lambda\mu\omega\nu = \frac{1}{\kappa\alpha\rho\delta\iota\alpha\kappa\acute{\eta}\ \sigma\upsilon\chi\nu\acute{o}\tau\eta\tau\alpha}$$

1.3.3 Απαγωγές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Η κυματομορφή που καταγράφεται από έναν ηλεκτροκαρδιογράφο έχει άμεση σχέση με τα σημεία που θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια στο ανθρώπινο σώμα. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται σε διάφορες σταθερές θέσεις του ανθρώπινου σώματος που κατά κάποιο τρόπο είναι τυποποιημένες. Επίσης, η πολικότητα της εγγραφής θετικό δυναμικό, ή αρνητικό δυναμικό εξαρτάται από τον προσανατολισμό των ηλεκτροδίων και έχει άμεση σχέση με την κατεύθυνση του ρεύματος της καρδιάς. Στην συνέχεια παρουσιάζονται κάποιοι βασικοί συνδυασμοί των ηλεκτροδίων. Συχνά στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, χρησιμοποιούνται 12 απαγωγές, και αναλυτικότερα τοποθετούνται 6 απαγωγές στα άκρα για τα ηλεκτρικά δυναμικά της καρδιά που φθάνουν στα άκρα (απαγωγή τύπου I, απαγωγή τύπου II, απαγωγή τύπου III, aVR, aVL, aVF) και 6 προκάρδιες απαγωγές για τα δυναμικά που φθάνουν στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα (V1, V2, V3, V4, V5, V6).Στο σχήμα 1.4.2 απεικονίζονται τα σημεία που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στο ανθρώπινο σώμα.



Σχήμα 1.3.3 Σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων για ηλεκτροκαρδιογράφημα[29].

Οι απαγωγές aVR, aVL, aVF ονομάζονται μονοπολικές. Οι απαγωγές τύπου I, II, III ονομάζονται διπολικές και καταγράφουν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ των άκρων με τη βοήθεια ειδικών ηλεκτροδίων [11,29].

<u>Απαγωγή τύπου I.</u>

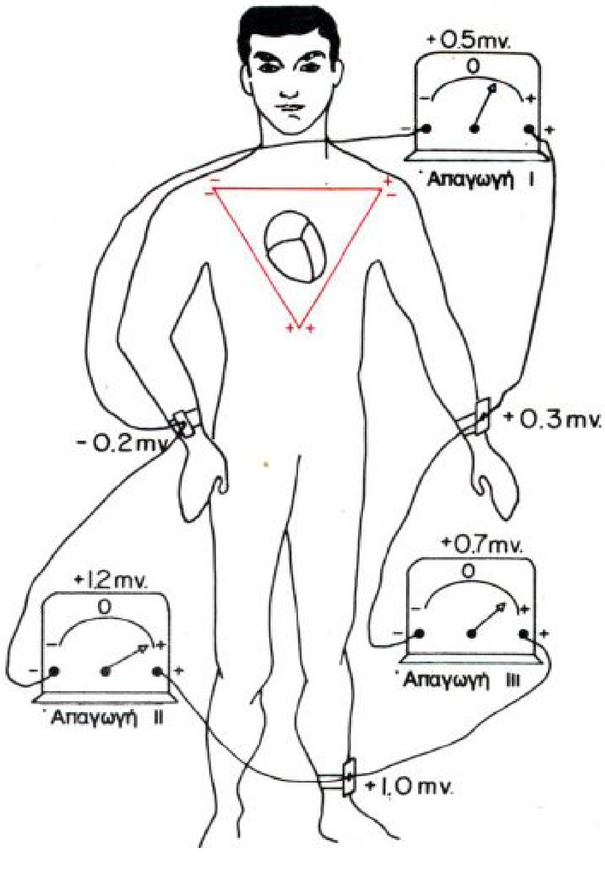
Για την καταγραφή της απαγωγής I, τοποθετείται το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το ερέθισμα κινείται από τα δεξιά προς τα αριστερά, το καταγεγραμμένο έπαρμα είναι θετικό. Η απαγωγή I καταγράφει ηλεκτρικά ερεθίσματα που προέρχονται από το πλάγιο τμήμα της καρδιάς [3,9].

Απαγωγή τύπου ΙΙ.

Για την καταγραφή της απαγωγής ΙΙ, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο. Επομένως, όταν το ερέθισμα κινείται από τα δεξιά προς τα αριστερά, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα. Η απαγωγή ΙΙ καταγράφει δυναμικά από το κατώτερο τμήμα της καρδιάς.[3,9]

Απαγωγή τύπου ΙΙΙ.

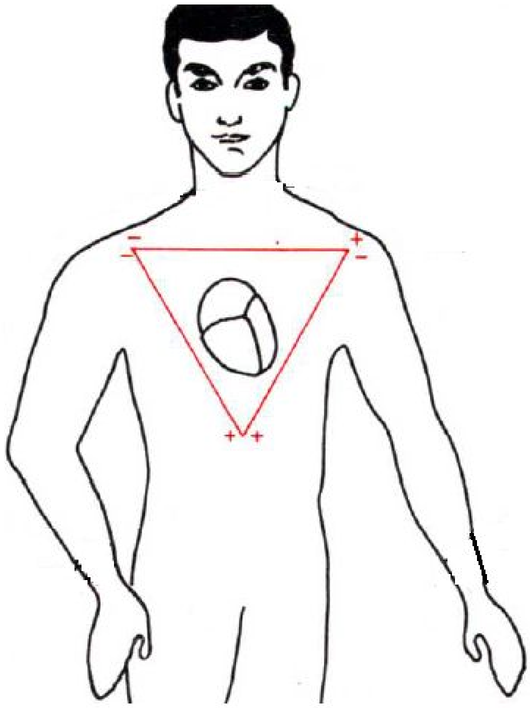
Για την καταγραφή της απαγωγής ΙΙΙ, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο. Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα όταν το ερέθισμα κινείται από το αριστερό άνω προς το αριστερό κάτω άκρο. Η απαγωγή ΙΙΙ, καταγράφει την ηλεκτρική λειτουργία από το κατώτερο τμήμα της καρδιάς [3,9].



Σχήμα 1.3.2 β Σημεία τοποθέτησης ηλεκτροδίων για απαγωγή τύπου Ι,ΙΙ,ΙΙΙ[9]

Τρίγωνο Einthoven

Το ισόπλευρο τρίγωνο γύρω από την καρδιά ονομάζεται τρίγωνο Einthoven, όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα.



Σχήμα 1.4.2 γ Τρίγωνο Einthoven[9]

Ο νόμος του Einthoven λέει ότι, αν τα ηλεκτρικά δυναμικά 2 οποιαδήποτε από τις 3 κορυφών είναι γνωστά, τότε μπορεί εύκολα να υπολογιστεί το τρίτο δυναμικό από τη σχέση.

Απαγωγή 1+Απαγωγή 3=Απαγωγή 2

Τα πρόσημα στο κάθε σημείο θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά τη διαδικασία της άθροισης αυτής.

Αξίζει να επισημανθεί ότι, όποια απαγωγή χρησιμοποιηθεί τύπου I,II,III δεν έχει μεγάλη σημασία όταν θέλουμε να διαγνώσουμε αρρυθμίες της καρδίας, γιατί οι αρρυθμίες εξαρτώνται από τα χρονικά διαστήματα των επαρμάτων PQRST, οπότε εντοπίζονται από τα διαγράμματα αυτά. Όταν όμως απαιτείται η διάγνωση βλάβης στο μυοκάρδιο των κοιλιών ή των κόλπων, τότε το σημείο τοποθέτησης των ηλεκτροδίων παίζει πολύ μεγάλο ρόλο. Οι ανωμαλίες που εμφανίζονται στο μυοκάρδιο μεταβάλλουν τη μορφή του ΗΚΓ κατά τρόπο σημαντικό σε ορισμένες απαγωγές, οπότε έχουμε άμεση εξάρτηση με το αποτέλεσμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. [3,9].

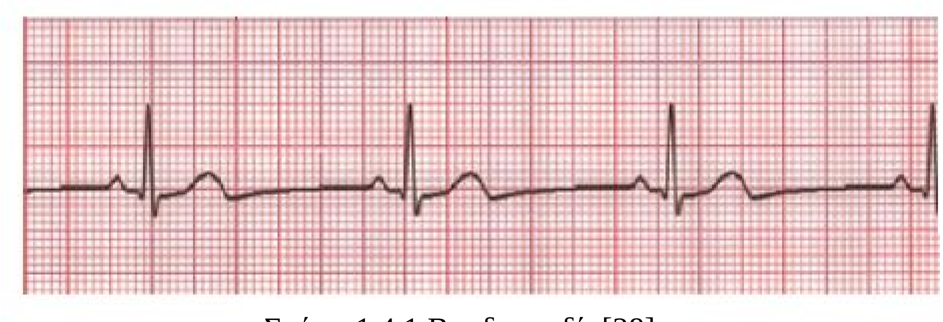
1.4 Παθήσεις της καρδιάς

Στην παρούσα ενότητα θα αναφερθούν οι σημαντικότερες παθήσεις-ασθένειες που εμφανίζονται στην καρδιά.

1.4.1 Φλεβοκομβική βραδυκαρδία

Η βραδυκαρδία σημαίνει μικρότερη συχνότητα λειτουργίας της καρδιάς, μικρότερη δηλαδή από 60 (BPM) παλμούς ανά λεπτό [8,12].
Η βραδυκαρδία μπορεί να οφείλεται σε.

- Έμφραγμα του μυοκαρδίου.
- Εμφανίζεται σε αθλητές.
- Υποθερμία
- Χολοστατικός ίκτερος
- Αυξημένη ενδοκράνια πίεση
- Σε φυσιολογικά άτομα κατά τον ύπνο
- Β-ανασταλτές
- Υποθερμία

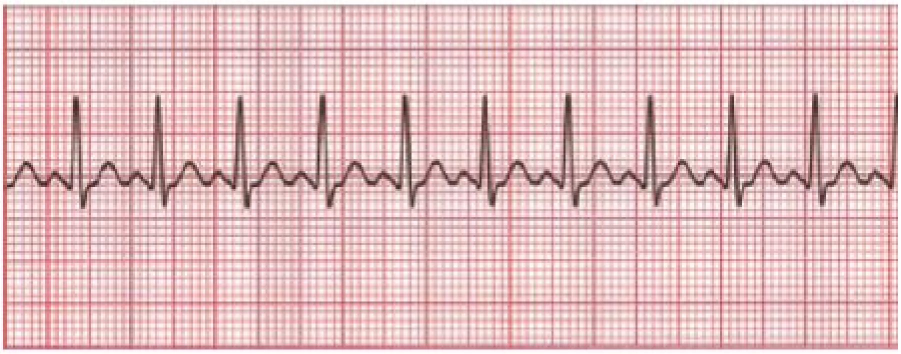


Σχήμα 1.4.1 Βραδυκαρδία[28].

1.4.2 Ταχυκαρδία

Η ταχυκαρδία σημαίνει αυξημένη συχνότητα λειτουργίας της καρδιάς, μεγαλύτερη από 100 (BPM) παλμούς ανά λεπτό8,12].
Η ταχυκαρδία μπορεί να οφείλεται σε.

- Αυξημένη θερμοκρασία σώματος. π.χ. κατά τη διάρκεια πυρετού.
- Άγχος.
- Αναιμία.
- Καρδιακή ανεπάρκεια.
- Θυρεοτοξίκωση.
- Φαιοχρωμοκύττωμα.



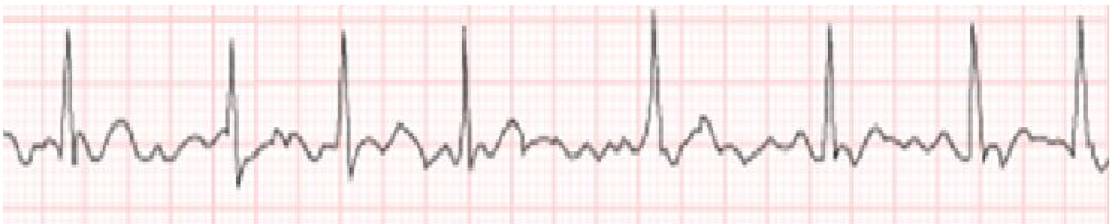
Σχήμα 1.4.2 Ταχυκαρδία[28]

1.4.3 Κολπική Μαρμαρυγή.

Στην κολπική μαρμαρυγή οι κόλποι δεν αντλούν αίμα και καθίστανται εντελώς άχρηστοι ως εναυσματικές αντλίες για τις κοιλίες. Το αίμα, ρέει παθητικά μέσα από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Η αντλητική απόδοση των κοιλιών ελαττώνεται. Χαρακτηριστικό τους είναι, ότι το άτομο μπορεί να επιβιώσει ακόμη και για χρόνια, αν και με ελαττωμένη αντλητική απόδοση της καρδιάς. Επίσης, ο ρυθμός της καρδιάς είναι ακανόνιστος 8,12].

Από το ηλεκτροκαρδιογράφημα απουσιάζουν τα επάρματα Τ, και οι αποστάσεις μεταξύ των συστολών στο ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι τυχαίες.
Η μαρμαρυγή μπορεί να οφείλεται σε.

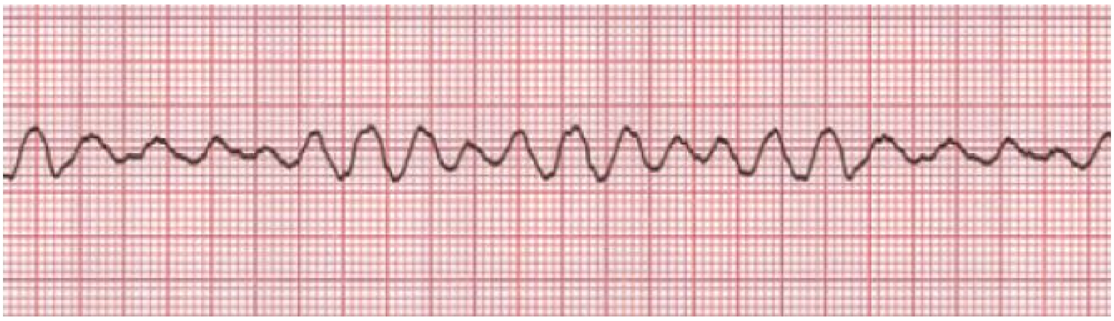
- Υπερθυρεοειδισμός
- Μυοκαρδιοπάθεια
- Πνευμονική εμβολή κ.ά.
- Στεφανιαία νόσος (οξύ έμφραγμα)
- Βαλβιδική καρδιακή νόσος
- Επίδραση από ηλεκτρικό ρεύμα



Σχήμα 1.4.3 Κολπική μαρμαρυγή

1.4.4 Μαρμαρυγή των κοιλιών

Η μαρμαρυγή των κοιλιών είναι πολύ σοβαρή ασθένεια και αν δεν αντιμετωπιστεί άμεσα είναι θανατηφόρα. Η λειτουργία της καρδιάς σε αυτήν την περίπτωση είναι χαοτική. Πολλά τμήματα του μυοκαρδίου των κοιλιών συστέλλονται συγχρόνως ενώ άλλα είναι σε πλήρη χαλάρωση οπότε στην ουσία δεν υπάρχει καρδιακό ρυθμός όπως φαίνεται και στο σχήμα 1.4.4



Σχήμα 1.4.4 Μαρμαρυγή των κοιλιών[28]

Σε περίπου 5 δευτερόλεπτα μετά την έναρξη της μαρμαρυγής, το άτομο χάνει την συνείδηση του, γιατί ο εγκέφαλος δεν αιματώνεται σωστά και νεκρώνονται διάφοροι ιστοί σε διάφορα μέρη του σώματος. Η καρδιά μπορεί να επανέλθει σε κανονική λειτουργία εμφανίζοντας ένα ισχυρό ηλεκτρικό ρεύμα σε αυτήν, με τη βοήθεια απεινιδωτή 8,12].

1.4.5 Ανακοπή (καρδιακή στάση)

Αν για κάποιο λόγο επηρεαστούν οι συστολές της καρδιάς τότε προκαλείται ανακοπή. Η ανακοπή μπορεί να εμφανιστεί σε άτομα που πάσχουν από ασθένειες του μυοκαρδίου. Η ανακοπή σε μικρό χρονικό διάστημα οδηγεί σε θάνατο. Η ανακοπή μπορεί να αποφευχθεί σε άτομα που έχουν προδιάθεση για ανακοπή με την τοποθέτηση βηματοδότη 8,12]..

1.4.6 Ισχαιμία του μυοκαρδίου

Η ισχαιμία του μυοκαρδίου συμβαίνει όταν η ροή του αίματος στον καρδιακό μυ μειωθεί με μερική ή ολική απόφραξη των αρτηριών της καρδιάς (στεφανιαίες αρτηρίες). Η μείωση της ροής του αίματος, μειώνει την παροχή οξυγόνου της καρδιάς. Η ισχαιμία του μυοκαρδίου, που ονομάζεται επίσης και καρδιακής ισχαιμία. Μια ξαφνική, σοβαρή απόφραξη μιας στεφανιαίας αρτηρίας μπορεί να οδηγήσει σε καρδιακή προσβολή. Η ισχαιμία του μυοκαρδίου μπορεί επίσης να προκαλέσει σοβαρές ανωμαλίες στον καρδιακό ρυθμό.

Η ισχαιμία του μυοκαρδίου οφείλεται σε :

- Στεφανιαία νόσο (ή αθηροσκλήρωση). Η Αθηροσκλήρωση, εμφανίζεται όταν οι πλάκες από χοληστερόλη και άλλα προϊόντα κυψελοειδούς αποβλήτων, δημιουργούνται στα τοιχώματα των αρτηριών σας και περιορίζουν τη ροή του αίματος.
- Θρόμβο αίματος.
- Σπασμό των στεφανιαίων αρτηριών.

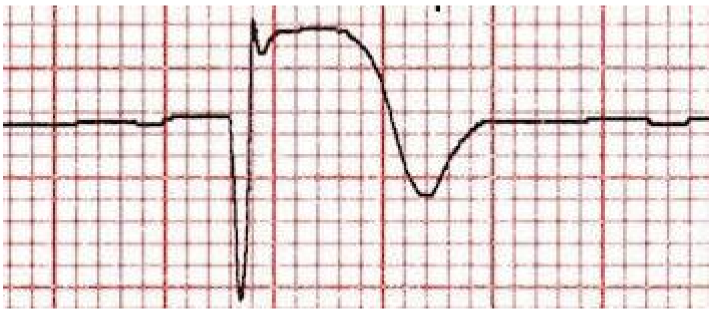
Σχήμα 1.4.6 Ηλεκτροκαρδιογράφημα ισχαιμίας μυοκαρδίου[9]

1.4.7 Έμφραγμα μυοκαρδίου

Το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου με ανάσπαση του ST στο ηλεκτροκαρδιογράφημα ή απλά οξύ έμφραγμα μυοκαρδίου συγκαταλέγεται στα οξέα στεφανιαία σύνδρομα.
Το έμφραγμα του μυοκαρδίου οφείλεται σε αιφνίδια απόφραξη ενός κλάδου των στεφανιαίων αρτηριών λόγω ρήξης ή διάβρωσης της αθηρωματικής πλάκας και δημιουργίας θρόμβου, ο οποίος αποφράσσει πλήρως την υπεύθυνη στεφανιαία αρτηρία με αποτέλεσμα τη διακοπή της κυκλοφορίας του αίματος. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, τη νέκρωση μιας περιοχής του μυοκαρδίου. Η κύρια αιτία του εμφράγματος του μυοκαρδίου είναι η απόφραξη της αρτηρίας που τροφοδοτεί με αίμα την καρδιά. Συνήθως, η απόφραξη αρτηρίας προκαλείται από θρόμβο αίματος.

Το έμφραγμα του μυοκαρδίου μπορεί να οφείλεται σε:

- Διαβήτης.
- Υπέρταση.
- Κάπνισμα.
- Υψηλή χοληστερόλη.
- Υπερβολικό βάρος (όχι ανεξάρτητα αλλά μέσω επίτασης άλλων παραγόντων κινδύνου).
- Ανθυγιεινή διατροφή.
- Άγχος.
- Έλλειψη σωματικής άσκησης

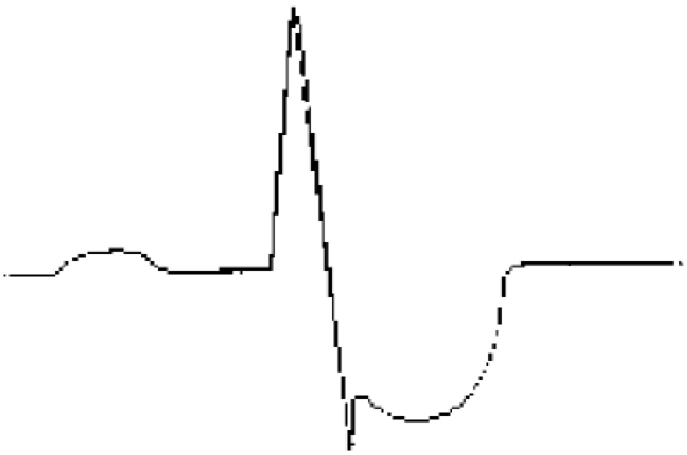


Σχήμα 1.4.7 Έμφραγμα μυοκαρδίου [28].

Από σήμα 1.4.7 παρατηρείται ύπαρξη σημαντικού επάρματος Q και ανύψωση του κύματος ST.

1.4.8 Στηθαγχική Κρίση

Η στηθάγχη, προκαλείται από παροδική ισχαιμία του μυοκαρδίου (κακή αιμάτωση) που οφείλεται σε διαταραχή του ισοζυγίου προσφορά ζήτηση του μυοκαρδίου σε αίμα και οξυγόνο. Αυτό συνηθέστερα συμβαίνει, όταν ή αυξάνονται οι ανάγκες της καρδιάς σε οξυγόνο και αίμα π.χ. κατά την σωματική προσπάθεια και την έντονη συγκίνηση, ή όταν μειώνεται η παροχή αίματος και οξυγόνου στην καρδιά π.χ. σε οξεία απόφραξη του αυλού του στεφανιαίου αγγείου. Όταν ο ασθενής δεν βρίσκεται σε στηθαγχική κρίση το ηλεκτροκαρδιογράφημα του είναι κανονικό, γιατί η καρδιά λειτούργει κανονικά. Όταν όμως ο ασθενής εξεταστεί κατά τη διάρκεια στηθαγχικής κρίσης τότε έχουμε πτώση του επάρματος ST [8,12].



Σχήμα 1.4.8 Ηλεκτροκαρδιογράφημα στηθαγχική κρίση[9]

1.4.9 Πνευμονική εμβολή

Η πνευμονική εμβολή είναι η απόφραξη σε μία ή περισσότερες αρτηρίες των πνευμόνων. Στις περισσότερες περιπτώσεις ,η πνευμονική εμβολή προκαλείται από θρόμβους αίματος που ταξιδεύουν προς τους πνεύμονές από ένα άλλο μέρος του σώματός σας και πιο συχνά εμφανίζεται στα πόδια. Μπορεί να συμβεί και σε υγιείς ανθρώπους και τα συμπτώματα περιλαμβάνουν ξαφνική και ανεξήγητη δύσπνοια , πόνο στο στήθος και βήχα [8,12].

2

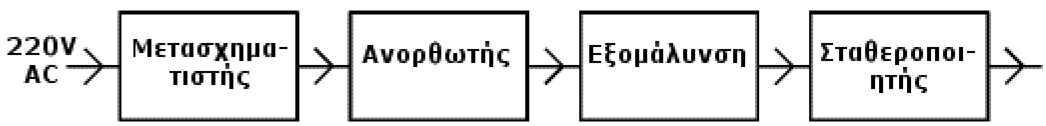
Σχεδίαση συστήματος ηλεκτροκαρδιογράφου.

Στο κεφάλαιο αυτό αναλύεται η διαδικασία μελέτης και σχεδίασης του ηλεκτροκαρδιογράφου με όλα τα επιμέρους στάδια κατασκευής. Επίσης, γίνεται αναλυτικά ο υπολογισμός των διαφόρων υλικών για το τροφοδοτικό και τον φορτιστή του κυκλώματος. Ακόμη, γίνεται αναλυτικά και με μαθηματικούς τύπους ο υπολογισμός των διαφόρων υλικών για τα αναλογικά φίλτρα έτσι ώστε να υπάρξει η απαιτούμενη απόκριση.

2.1Τροφοδοτικό φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου.

Τα τροφοδοτικά, είναι διατάξεις που υπάρχουν σχεδόν σε όλες τις ηλεκτρονικές κατασκευές και σαν σκοπό έχουν, να παρέχουν στο κύκλωμα το επιθυμητό επίπεδο τάσης, και να παρέχουν το απαιτούμενο ρεύμα. Σχεδόν όλα τα τροφοδοτικά παρέχουν σύστημα σταθεροποίησης τάσης. Επειδή τα τροφοδοτικά συνδέονται στο δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας (ΔΕΗ), του οποίου η τάση έχει διακύμανση, εντός των τροφοδοτικών υπάρχουν διατάξεις, οι οποίες διατηρούν σταθερή την τάση εξόδου ακόμα και αν μεταβάλλεται η είσοδος. Η σταθεροποίηση τάσης είναι απαραίτητη για τα τροφοδοτικά που χρησιμοποιούνται σε ηλεκτρονικές κατασκευές διότι τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα είναι ευαίσθητα στην διακύμανση του δικτύου.
Τα βασικά στάδια ενός τροφοδοτικού είναι τα ακόλουθα.

- Μετασχηματιστής.
- Ανορθωτής.
- Εξομάλυνση.
- Σταθεροποιητής.



Σχήμα 2.1.α Μπλοκ διάγραμμα τροφοδοτικού[13]

Τα τροφοδοτικά που περιγράφηκαν παραπάνω ανήκουν στην κατηγορία των γραμμικών τροφοδοτικών. Τα τελευταία χρόνια και λόγο της εξέλιξης των ηλεκτρονικών ισχύος έχουν κατασκευαστεί και παλμοτροφοδοτικά [13].

Μετασχηματιστής.

Ο μετασχηματιστής είναι μία συσκευή που λειτουργεί με βάση το νόμο επαγωγής. Αποτελείται από 2 τυλίγματα 1 πρωτεύον που είναι η είσοδος και 1 δευτερεύον που είναι η έξοδος. Επίσης, ο μετασχηματιστής έχει και έναν σιδηροπυρήνα για να έχει αυξημένη αυτεπαγωγή. Η τάση του δικτύου συνδέεται στο πρωτεύον τύλιγμα και μεταφέρεται στο δευτερεύον με τη βοήθεια του σιδηροπυρήνα και η αρχή λειτουργίας του στηρίζεται στο φαινόμενο επαγωγής. Ο μετασχηματιστής λειτούργει μόνο με εναλλασσόμενη τάση, διότι για να υπάρξει φαινόμενο επαγωγής πρέπει να έχουμε μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο κάποιας συχνότητας f.Ο λόγος της τάσης εξόδου του μετασχηματιστή προς την τάση εισόδου, λέγεται λόγος μετασχηματισμού και είναι ίσος με [13].

$$n = \frac{N_1}{N_2} = \frac{V_1}{V_2} = \frac{I_2}{I_1}$$

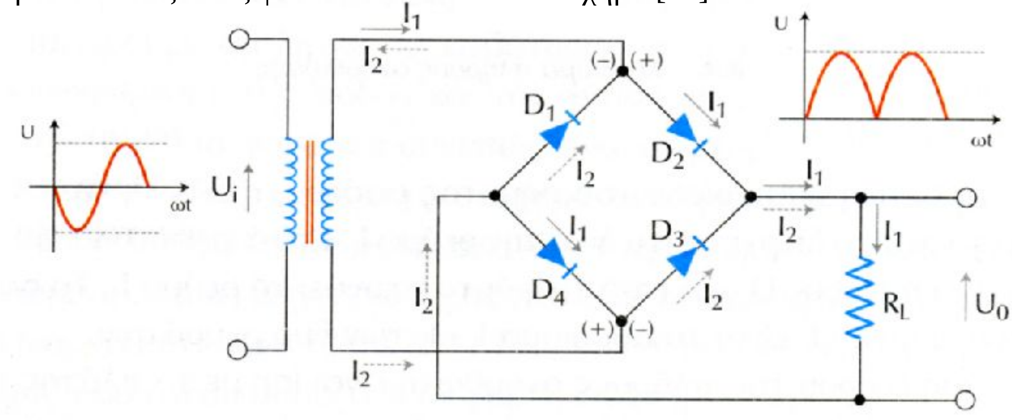
Όπου.
N1:Σπείρες πρωτεύον/πρωτεύοντος.
N2: Σπείρες δευτερεύον.
V1: Τάση πρωτεύον.
V2: Τάση δευτερεύον.
I1: Ρεύμα πρωτεύον.
I2: Ρεύμα δευτερεύον.

Ανορθωτής.

Στις περισσότερες εφαρμογές ηλεκτρονικών συστημάτων, η τροφοδοσία τους γίνεται από το δίκτυο, το οποίο παρέχει εναλλασσόμενη τάση, άρα θα πρέπει να γίνει μετατροπή της εναλλασσόμενης τάσης σε συνεχή. Η μετατροπή αυτή γίνεται με την βοήθεια ανορθωτή. Υπάρχουν διάφορα είδη ανορθωτών όπως.

- Απλή ανόρθωση.
- Διπλή ανόρθωση.
- Ανόρθωση με γέφυρα.

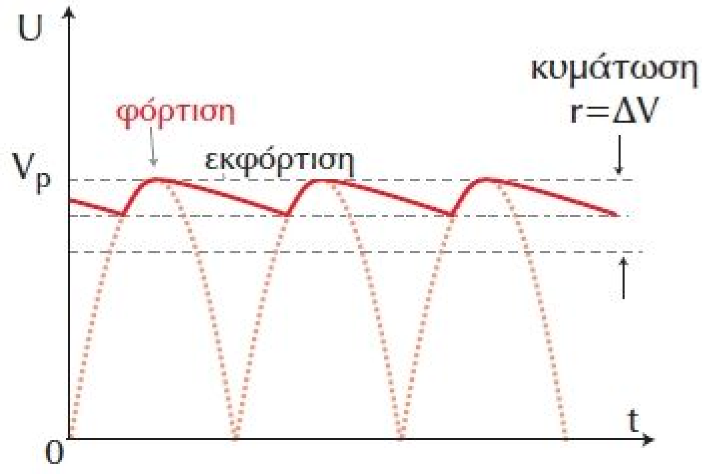
Η πλέον γνωστή ανόρθωση, είναι η ανόρθωση με γέφυρα γιατί δεν απαιτείται μετασχηματιστής με μεσαία λήψη όπως στην διπλή και έχει μικρότερη κυμάτωση η τάση εξόδου. Αποτελείται, από 4 διόδους σε συνδεσμολογία γέφυρας και συνήθως κυκλοφορεί στο εμπόριο σαν ένα εξάρτημα. Εναλλακτικά, μπορεί να κατασκευαστεί με 4 διόδους όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα [14].



Σχήμα 2.1.β Μπλοκ διάγραμμα τροφοδοτικού[14].

Εξομάλυνση.

Επειδή μετά την έξοδο της ανόρθωσης το συνεχές ρεύμα έχει κάποια κυμάτωση χρειάζεται κάποια εξομάλυνση. Η εξομάλυνση αυτή γίνεται με τη βοήθεια ηλεκτρολυτικών πυκνωτών. Ο πυκνωτής αυτός συνδέεται παράλληλα με την έξοδο του τροφοδοτικού [14].



Σχήμα 2.1.γ Έξοδος τροφοδοτικού μετά από εξομάλυνση με πυκνωτή [14].

Σταθεροποιητής.

Ο σταθεροποιητής τάσης είναι μία συσκευή, η οποία συνδέεται μετά το φίλτρο εξομάλυνσης έτσι ώστε να διατηρεί στο φορτίο σταθερή την τάση. Υπάρχουν διάφοροι τύποι σταθεροποιητών.

- Με δίοδο Zener.
- Με ολοκληρωμένα κυκλώματα LM317,LM337, κ.α.
- Με ολοκληρωμένα κυκλώματα της σειράς LM7812,7805 κ.α.

Γενικότερα, υπάρχουν διαφορές οικογένειες ολοκληρωμένων κυκλωμάτων στο εμπόριο που χρησιμοποιούνται για τη σταθεροποίηση της τάσης εξόδου. Οι περισσότεροι σταθεροποιητές περιέχουν κυκλώματα προστασίας υπερφόρτωσης και υπερθέρμανσης. Αρκετοί σταθεροποιητές έχουν τρεις επαφές οι περισσότερες, μοιάζοντας σαν τρανζίστορ ισχύος και έχουν και μία οπή με σκοπό να βιδωθούν πάνω σε ψήκτρα εάν είναι απαραίτητο για την απαγωγή θερμότητας. Είναι σημαντικό η τάση εισόδου τους να είναι μερικά Volts παραπάνω από την σταθεροποιημένη τάση εξόδου. Αν η διαφορά της τάσης εισόδου με την τάση εξόδου είναι μεγάλη έχουμε υπερθέρμανση του ολοκληρωμένου διότι καταναλώνεται στο ολοκληρωμένο η διαφορά αυτή με τη μορφή θερμότητας.

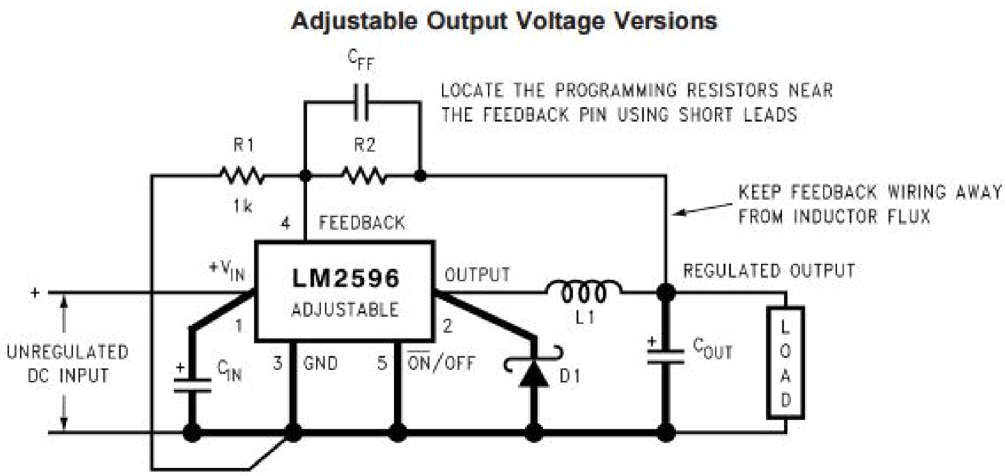
2.1.1 Σχεδίαση τροφοδοτικού ηλεκτροκαρδιογράφου.

Στην παρούσα διπλωματική θα κατασκευαστεί ένα τροφοδοτικό με τα εξής χαρακτηριστικά.

- Τάση εισόδου 230V/50Hz διότι θα τροφοδοτείται από το δίκτυο.
- Τάση εξόδου 5V/1,5A για την τροφοδοσία των αναλογικών φίλτρων.
- Τάση εξόδου 9V/1,5A για την τροφοδοσία του μικροεπεξεργαστή Arduino.
- Τάση εξόδου 13,8V/1,5A για τη φόρτιση της μπαταρίας της συσκευής.

Η κατασκευή του τροφοδοτικού βασίζεται στο ολοκληρωμένο κύκλωμα LM2596.Επίσης, για τον υποβιβασμό της τάσης του δικτύου θα χρησιμοποιηθεί ένας μετασχηματιστής υποβιβασμού από 230V σε 12V και για ανορθωτή, θα χρησιμοποιηθεί ανόρθωση τύπου γέφυρας.Το ολοκληρωμένο LM2596 είναι ένας μετατροπέας υποβιβασμού τάσης που λειτούργει στα 150kHz, μπορεί να τροφοδοτήσει φορτίο έως 3A.Στην παρούσα κατασκευή θα χρησιμοποιηθεί LM2596 ρυθμιζόμενο έτσι ώστε να υπάρξει τάση εξόδου ακριβώς 13,8 για τη φόρτιση της μπαταρίας.

Το τυπικό διάγραμμα του κυκλώματος με βάση το datasheet του κατασκευαστή είναι[15].



Σχήμα 2.1.1α Κύκλωμα τροφοδοτικού με το LM2596[22]

Η τάση εξόδου υπολογίζεται από τη σχέση

$$V_{out} = V_{REF}\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \text{ ή } R_2 = R_1\left(\frac{V_{out}}{V_{REF}} + 1\right)$$

Στο παραπάνω κύκλωμα ο κατασκευαστής προτείνει τις ακόλουθες τιμές.
Πυκνωτής ηλεκτρολυτικός C_{IN}=470μf/50V.
Πυκνωτής ηλεκτρολυτικός C_{OUT}=220μF/35V.
Δίοδος schottky D1=5A/40V.

Αντίσταση R1=1kΩ.

Το πηνίο L1 υπολογίζεται από πίνακες με βάση το ρεύμα και την τάση εξόδου.

Η αντίσταση R2 υπολογίζεται από την σχέση $R_2 = R_1\left(\frac{V_{out}}{V_{REF}}+1\right)$, όπου V_{REF}=1,23V σταθερά από τον κατασκευαστή.

Ο πυκνωτής C_{FF} υπολογίζεται από τη σχέση $C_{FF} = \frac{1}{31\cdot 10^3\cdot R_2}$

Υπολογισμοί στοιχείων τροφοδοτικού για τάση εξόδου 13,8V,και ρεύμα 1,5A.

Η τάση εισόδου του ολοκληρωμένου είναι η τάση μετά την ανόρθωση. Η τιμή της τάσης αυτής είναι

$V_{DC} = V_{AC}\cdot 1{,}41 = 12\cdot 1{,}41 = 16{,}92V \approx 17V$

$$R_2 = R_1\left(\frac{V_{out}}{V_{REF}}+1\right) = 1k\left(\frac{13{,}8}{1{,}23}-1\right) = 10{,}2k\Omega$$

Οπότε για την R2 επιλέγεται αντίσταση του εμπορίου **R_2=10KΩ**.

Τώρα υπολογίζεται το $C_{FF} = \frac{1}{31\cdot 10^3\cdot R_2} = \frac{1}{31\cdot 10^3\cdot 10\cdot 10^3} = 3{,}16nF \approx 3{,}3nF$

Τώρα υπολογίζεται το πηνίο L1.Το πηνίο υπολογίζεται από τη σχέση.

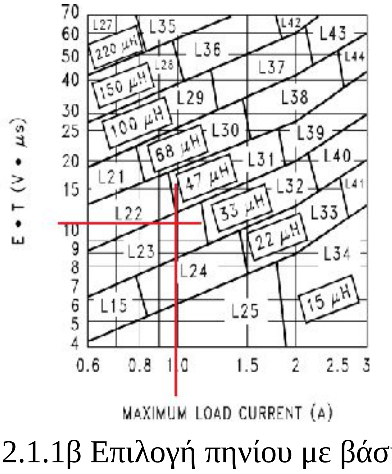
$$E\cdot T = (V_{IN} - V_{OUT} - V_{SAT})\cdot\frac{V_{OUT}+V_D}{V_{IN}-V_{SAT}+V_D}\cdot\frac{1000}{150khz}$$

Όπου V_{SAT}=1,16V,και V_D=0,5V.

Αντικαθίστανται τα δεδομένα στην σχέση και προκύπτει.

$$E\cdot T = (17-13{,}8-1{,}16)\cdot\frac{13{,}8+0{,}5}{17-1{,}16+0{,}5}\cdot\frac{1000}{150khz} = 11{,}90(V\cdot\mu\sec)$$

Από το ακόλουθο σχήμα του datasheet[15] για ρεύμα εξόδου 1A,και ET=11,90V βρίσκεται το L.



Σχήμα 2.1.1β Επιλογή πηνίου με βάση το ρεύμα εξόδου[22].

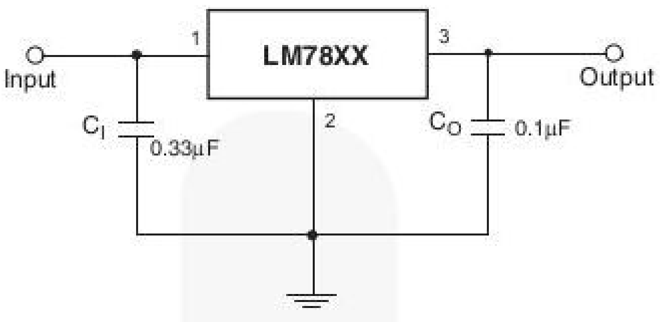
Οπότε από το σχήμα 2.1.1β το πηνίο που απαιτείται είναι το L23.Γίνεται επιστροφή στο datasheet του κατασκευαστή και παρατηρείται σε ποια τιμή πηνίου αντιστοιχεί το L23.

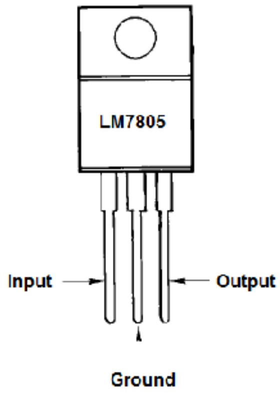
	Inductance (μH)	Current (A)	Schott		Renco		Pulse Engineering		Coilcraft
			Through Hole	Surface Mount	Through Hole	Surface Mount	Through Hole	Surface Mount	Surface Mount
L15	22	0.99	67148350	67148460	RL-1284-22-43	RL1500-22	PE-53815	PE-53815-S	DO3308-223
L21	68	0.99	67144070	67144450	RL-5471-5	RL1500-68	PE-53821	PE-53821-S	DO3316-683
L22	47	1.17	67144080	67144460	RL-5471-6	—	PE-53822	PE-53822-S	DO3316-473
L23	33	1.40	67144090	67144470	RL-5471-7	—	PE-53823	PE-53823-S	DO3316-333
L24	22	1.70	67148370	67148480	RL-1283-22-43	—	PE-53824	PE-53825-S	DO3316-223
L25	15	2.10	67148380	67148490	RL-1283-15-43	—	PE-53825	PE-53824-S	DO3316-153
L26	330	0.80	67144100	67144480	RL-5471-1	—	PE-53826	PE-53826-S	DO5022P-334
L27	220	1.00	67144110	67144490	RL-5471-2	—	PE-53827	PE-53827-S	DO5022P-224
L28	150	1.20	67144120	67144500	RL-5471-3	—	PE-53828	PE-53828-S	DO5022P-154
L29	100	1.47	67144130	67144510	RL-5471-4	—	PE-53829	PE-53829-S	DO5022P-104
L30	68	1.78	67144140	67144520	RL-5471-5	—	PE-53830	PE-53830-S	DO5022P-683
L31	47	2.20	67144150	67144530	RL-5471-6	—	PE-53831	PE-53831-S	DO5022P-473
L32	33	2.50	67144160	67144540	RL-5471-7	—	PE-53932	PE-53932-S	DO5022P-333
L33	22	3.10	67148390	67148500	RL-1283-22-43	—	PE-53933	PE-53933-S	DO5022P-223
L34	15	3.40	67148400	67148790	RL-1283-15-43	—	PE-53934	PE-53934-S	DO5022P-153
L35	220	1.70	67144170	—	RL-5473-1	—	PE-53935	PE-53935-S	—
L36	150	2.10	67144180	—	RL-5473-4	—	PE-54036	PE-54036-S	—
L37	100	2.50	67144190	—	RL-5472-1	—	PE-54037	PE-54037-S	—
L38	68	3.10	67144200	—	RL-5472-2	—	PE-54038	PE-54038-S	—
L39	47	3.50	67144210	—	RL-5472-3	—	PE-54039	PE-54039-S	—
L40	33	3.50	67144220	67148290	RL-5472-4	—	PE-54040	PE-54040-S	—
L41	22	3.50	67144230	67148300	RL-5472-5	—	PE-54041	PE-54041-S	—
L42	150	2.70	67148410	—	RL-5473-4	—	PE-54042	PE-54042-S	—
L43	100	3.40	67144240	—	RL-5473-2	—	PE-54043		—
L44	68	3.40	67144250	—	RL-5473-3	—	PE-54044		—

Αρά το L23 αντιστοιχεί σε **L=33μH.**

Σταθεροποιητές τάσης LM7805,7809.

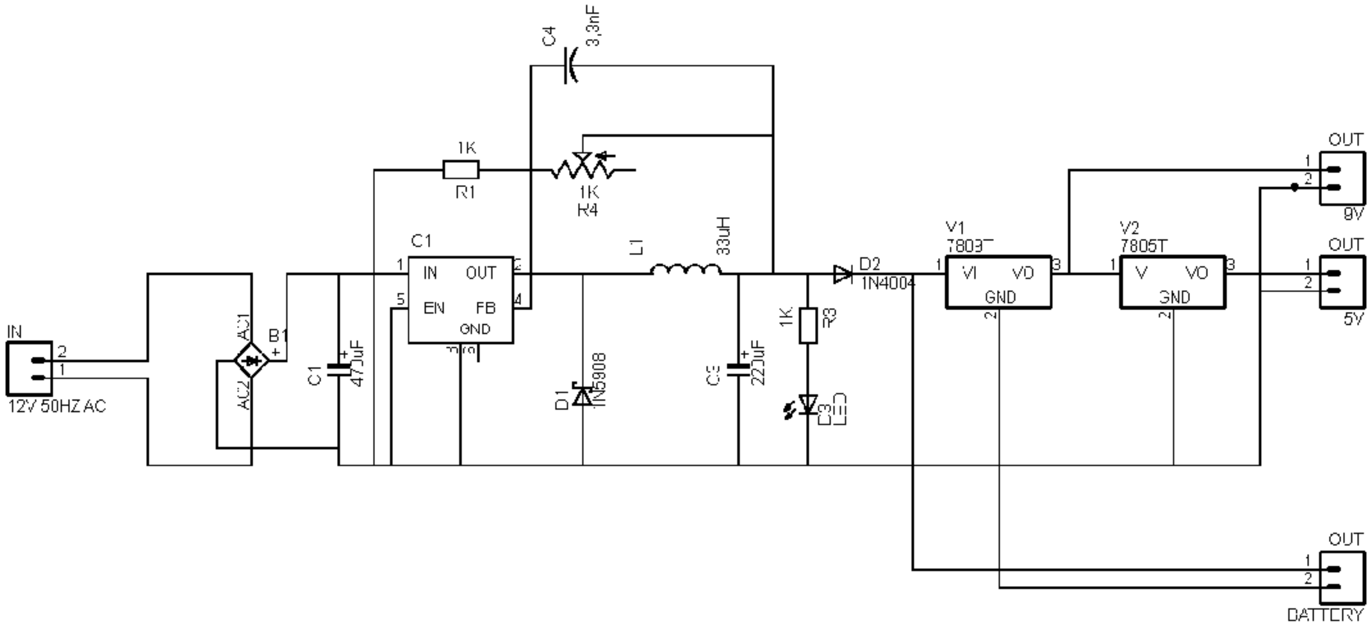
Θα χρησιμοποιηθεί ο σταθεροποιητής τάσης LM7805 για την τροφοδοσία των αναλογικών φίλτρων με 5V, και ο σταθεροποιητής τάσης LM7809 για την τροφοδοσία του Arduino με 9V.Η σύνδεση του LM7805 και LM7809 περιγράφεται στο ακόλουθο σχήμα.





Σχήμα 2.1.1.γ Συνδεσμολογία σταθεροποιητή LM7805/LM7809

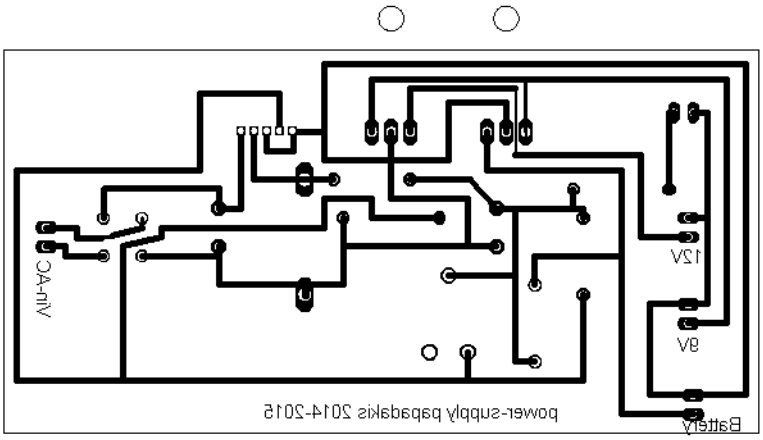
Συνδυάζονται όλα τα κυκλώματα που αναφέρθηκαν παραπάνω και προκύπτει το κύκλωμα του τροφοδοτικού για τον ηλεκτροκαρδιογράφο.



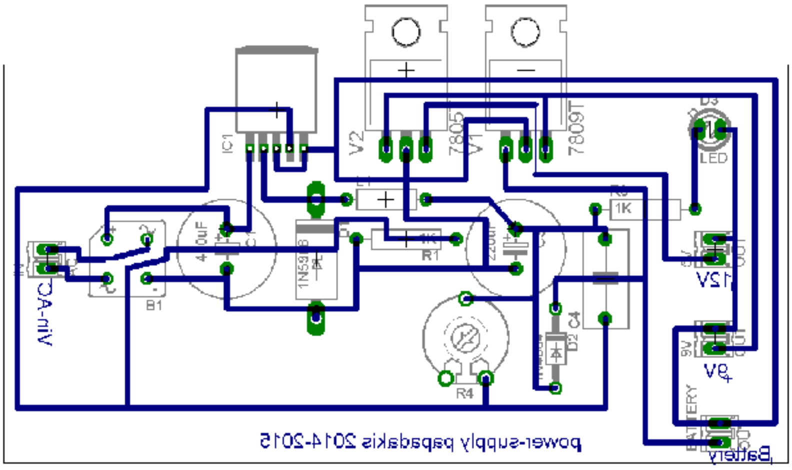
Σχήμα 2.1.1δ Συνολικό κύκλωμα τροφοδοτικού.

2.1.2 Τυπωμένο κύκλωμα τροφοδοτικού.

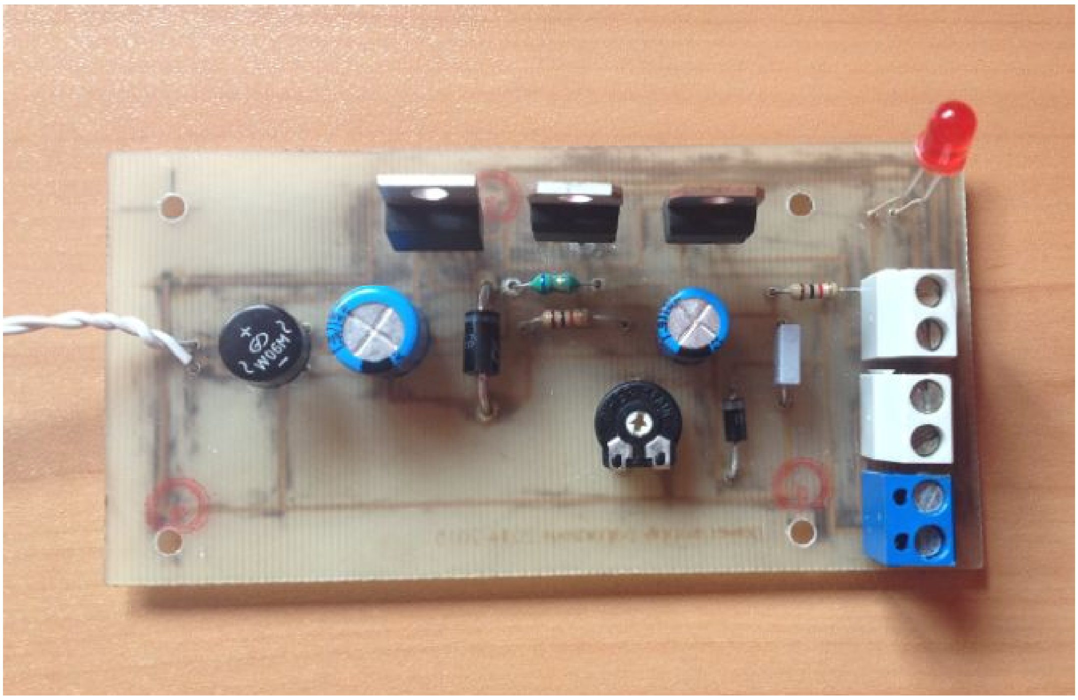
Στην συνέχεια, με τη βοήθεια του σχεδιαστικού Eagle κατασκευάστηκε το τυπωμένο κύκλωμα του κυκλώματος του τροφοδοτικού.



Σχήμα 2.1.2α Τυπωμένο κύκλωμα τροφοδοτικού κλίμακα 1:1



Σχήμα 2.1.2β Διάταξη υλικών στο τυπωμένο κύκλωμα του τροφοδοτικού.



Φωτογραφία τροφοδοτικού για τον ηλεκτροκαρδιογράφο

2.2Ενισχυτής λαμβανόμενου σήματος ηλεκτροκαρδιογράφου.

Οι ενισχυτές σήματος που χρησιμοποιούνται στη βιοϊατρική, έχουν κάποιες ιδιαιτερότητες από τους κοινούς ενισχυτές σήματος που χρησιμοποιούνται στην ηλεκτρονική. Οι βασικότερες διαφορές τους είναι.

- Μεγάλη ενίσχυση.
- Μεγάλη αντίσταση εισόδου.
- Εύρος ζώνης συχνοτήτων.
- Χαμηλού θορύβου-Υψηλή απόρριψη κοινού σήματος.

Μεγάλη ενίσχυση.

Για παράδειγμα επειδή το λαμβανόμενο σήμα από τα ηλεκτρόδια είναι πολύ μικρού μεγέθους, θα πρέπει να πραγματοποιηθεί σε αυτό πολύ μεγάλη ενίσχυση π.χ. x50, x100, x100, x1000, για να είναι δυνατή η επεξεργασία του. Όπως θα αναφερθεί αναλυτικά και στην συνέχεια ,ο συντελεστής ενίσχυσης θέλει λίγο προσοχή έτσι ώστε να μην υπερβεί η ενίσχυση την τάση τροφοδοσίας του τελεστικού, γιατί σε αυτήν την περίπτωση θα γίνεται ψαλιδισμός (παραμόρφωση) του σήματος [10].

Μεγάλη αντίσταση εισόδου.

Η αντίσταση εισόδου στους ενισχυτές είναι σημαντική και πρέπει να είναι σχετικά μεγάλη έτσι ώστε να γίνεται μικρή παραμόρφωση του σήματος π.χ. 10^9 [10].

Εύρος ζώνης συχνοτήτων.

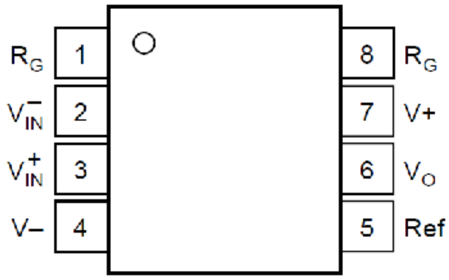
Το εύρος ζώνης του ενισχυτή είναι η διαφορά μεταξύ της ανώτερης συχνότητας αποκοπής f2,και της χαμηλότερης συχνότητας αποκοπής f1.Επίπρόσθετα, η απόκριση υψηλής συχνότητας είναι η συχνότητα στην οποία το κέρδος πέφτει στα -3dB.Οι εξειδικευμένοι ενισχυτές που χρησιμοποιούνται στην οργανολογία για κυκλώματα ηλεκτροκαρδιογράφων έχουν συνήθως απόκριση συχνότητας από 0,05Hz έως 100Hz [10].

Χαμηλού θορύβου.

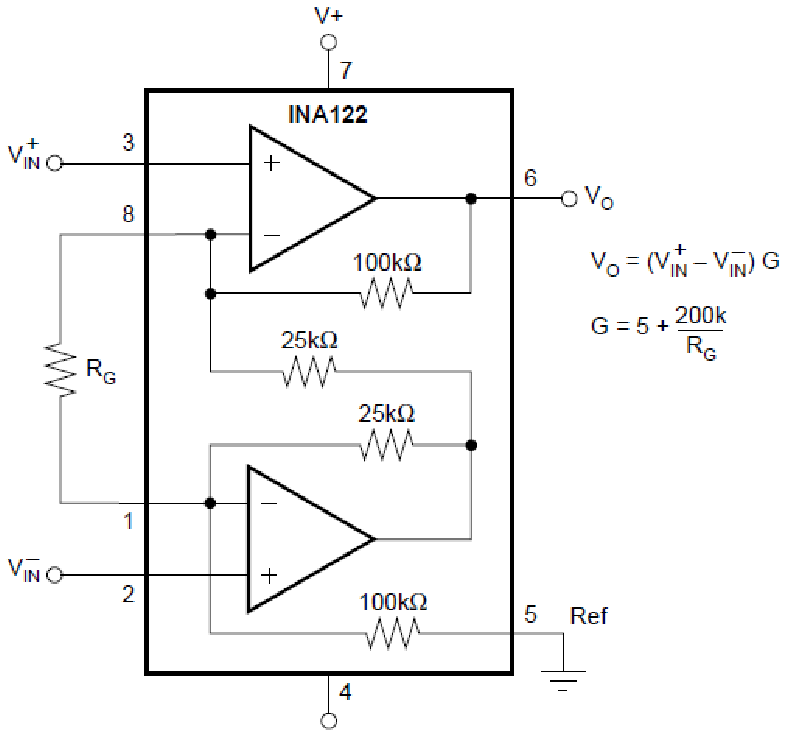
Ο θόρυβος που παράγεται στο κύκλωμα σε αυτήν την περίπτωση κανονικά είναι ο θερμικός θόρυβος που παράγεται στις αντιστάσεις και στα ημιαγωγά στοιχεία. Επίσης, επειδή τα σήματα είναι μικρού μεγέθους, είναι ευαίσθητα σε θόρυβο, οπότε πρέπει ο ενισχυτής οργανολογίας που θα επιλεγεί να έχει μικρό θόρυβο. Στα datasheet του κατασκευαστή περιγράφεται σαν Low noise. Ακόμη, στους ενισχυτές οργανολογίας η κλίση drift είναι σημαντική διότι η κλίση δείχνει την ανεπιθύμητη αλλαγή της τάσης στην έξοδο λόγω των μεταβολών της θερμοκρασίας. Από τα ηλεκτρόδια στο ΗΚΓ οι παρεμβολές είναι μεγάλες. Οι παρεμβολές αυτές εξουδετερώνονται αν υπάρξει στον ενισχυτή υψηλό CMMR (απόρριψη κοινού σήματος) [10].

2.2.1 Σχεδίαση ενισχυτή οργανολογίας.

Στο εμπόριο υπάρχουν διάφοροι ενισχυτές που χρησιμοποιούνται για βιοϊατρικές εφαρμογές που διαθέτουν τα παραπάνω χαρακτηριστικά. Στην παρούσα διπλωματική χρησιμοποιείτε το ολοκληρωμένο κύκλωμα από το εμπόριο το INA122.Το συγκεκριμένο ολοκληρωμένο έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά. Ένα σημαντικό στοιχείο που επιλέχθηκε στο συγκεκριμένο ολοκληρωμένο είναι ότι γίνεται απλή τροφοδοσία, γιατί δε διατίθεται διπλή τροφοδοσία, επειδή το όλο κύκλωμα θα τροφοδοτείται από επαναφορτιζόμενη μπαταρία [15].



Σχήμα 2.2.1α Δομή (εξωτερική) ενισχυτή οργανολογίας[22].



Σχήμα 2.2.1β Δομή (εσωτερική) ενισχυτή οργανολογίας[22].

Χαρακτηριστικά ολοκληρωμένου INA122P.

PARAMETER	CONDITIONS	INA122P, U			INA122PA, UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI			±100	±250		±150	±500	μV
vs Temperature			±1	±3		*	±5	μV/°C
vs Power Supply (PSRR)	V_S = +2.2V to +36V		10	30		*	100	μV/V
Input Impedance			10^{10} ‖ 3			*		Ω ‖ pF
Safe Input Voltage	R_S = 0	(V−)−0.3		(V+)+0.3	*		*	V
	R_S = 10kΩ	(V−)−40		(V+)+40	*		*	V
Common-Mode Voltage Range		0		3.4	*		*	V
Common-Mode Rejection	V_{CM} = 0V to 3.4V	83	96		76	90		dB
INPUT BIAS CURRENT			−10	−25		*	−50	nA
vs Temperature			±40			*		pA/°C
Offset Current			±1	±2		*	±5	nA
vs Temperature			±40			*		pA/°C
GAIN		G = 5 to 10k				*		V/V
Gain Equation		G = 5 + 200kΩ/R_G				*		V/V
Gain Error	G = 5		±0.05	±0.1		*	±0.15	%
vs Temperature	G = 5		5	10		*	*	ppm/°C
Gain Error	G = 100		±0.3	±0.5		*	±1	%
vs Temperature	G = 100		±25	±100		*	*	ppm/°C
Nonlinearity	G = 100, V_O = −14.85V to +14.9V		±0.005	±0.012		*	±0.024	%
NOISE (RTI)								
Voltage Noise, f = 1kHz			60			*		nV/√Hz
f = 100Hz			100			*		nV/√Hz
f = 10Hz			110			*		nV/√Hz
f_B = 0.1Hz to 10Hz			2			*		μVp-p
Current Noise, f = 1kHz			80			*		fA/√Hz
f_B = 0.1Hz to 10Hz			2			*		pAp-p
OUTPUT								
Voltage, Positive	V_S = ±15V	(V+)−0.1	(V+)−0.05		*	*		V
Negative	V_S = ±15V	(V−)+0.15	(V−)+0.1		*	*		V
Short-Circuit Current	Short-Circuit to Ground		+3/−30			*		mA
Capacitive Load Drive			1			*		nF
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, −3dB	G = 5		120			*		kHz
	G = 100		5			*		kHz
	G = 500		0.9			*		kHz
Slew Rate			+0.08/−0.16			*		V/μs
Settling Time, 0.01%	G = 5		350			*		μs
	G = 100		450			*		μs
	G = 500		1.8			*		ms
Overload Recovery	50% Input Overload		3			*		μs
POWER SUPPLY								
Voltage Range, Single Supply		+2.2	+5	+36	*	*	*	V
Dual Supplies		−0.9/+1.3		±18	*	*	*	V
Current	I_O = 0		60	85		*	*	μA
TEMPERATURE RANGE								
Specification		−40		+85	*		*	°C
Operation		−55		+85	*		*	°C
Storage		−55		+125	*		*	°C
Thermal Resistance, θ_{JA}								
8-Pin DIP			150			*		°C/W
SO-8 Surface-Mount			150			*		°C/W

* Specification same as INA122P, INA122U.

Τα βασικότερα πλεονεκτήματα του συγκεκριμένου ολοκληρωμένου όπως προκύπτουν από τον παραπάνω πίνακα είναι.

- Χαμηλό ρεύμα ηρεμίας 60mA.
- Μεγάλο εύρος τιμών για την τάση τροφοδοσίας.
- Δυνατότητα είτε με μονή τροφοδοσία από 2,2 έως 36V,ή με διπλή τροφοδοσία -0.9/+1.3V to ±18V.
- Χαμηλό offset voltage 250mv μέγιστο.
- Χαμηλό offset drift 3mV/°C μέγιστο.
- Χαμηλού θορύβου $60nV/\sqrt{Hz}$.
- Χαμηλό ρεύμα πόλωσης 25nA μέγιστο.

Για το κύκλωμα του ενισχυτή οργανολογίας θα πρέπει να υπολογιστεί μία επιθυμητή τιμή για το σήμα εισόδου του ηλεκτροκαρδιογραφήματος που θα λαμβάνεται από τα ηλεκτρόδια. Με βάση τα δεδομένα του κατασκευαστή του ολοκληρωμένου προκύπτουν οι ακόλουθες σχέσεις.

$$V_{out} = (V_{in}^{+} - V_{in}^{-}) \cdot G \text{ ,όπου } G = 5 + \frac{200k}{RG}$$

Η τάση που συλλέγεται από τα ηλεκτρόδια σε έναν ηλεκτροκαρδιογράφο κυμαίνεται από 1mV έως 5mV ανάλογα με τον ασθενή και το σημείο τοποθέτησης των ηλεκτροδίων πάνω στον ασθενή. Για το συγκεκριμένο κύκλωμα επιλέγεται στη θέση της R_G ένα ποτενσιόμετρο 1ΚΩ για ευελιξία στην κατασκευή. Για παράδειγμα, αν το ποτενσιόμετρο έχει τιμή 220Ω , η ενίσχυση από τις παραπάνω σχέσεις θα είναι.

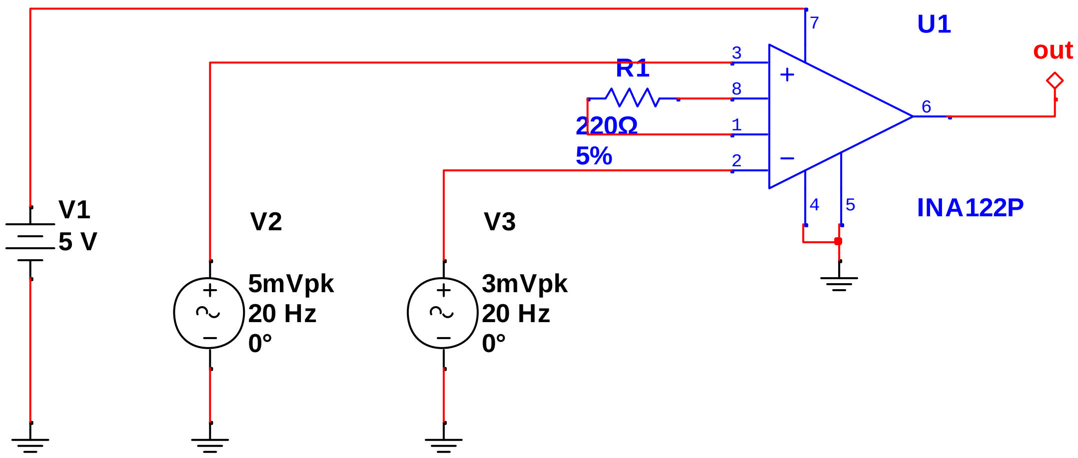
$$G = 5 + \frac{200k}{RG} = 5 + \frac{200000}{220} = 914{,}09$$

Για παράδειγμα αν Vin_{+}=5mV,και η Vin_{-}=3mv τότε γίνεται.

$$\text{Άρα } V_{out} = (V_{in}^{+} - V_{in}^{-}) \cdot G = (5mV - 3mV) \cdot 914{,}09 = 1{,}82V$$

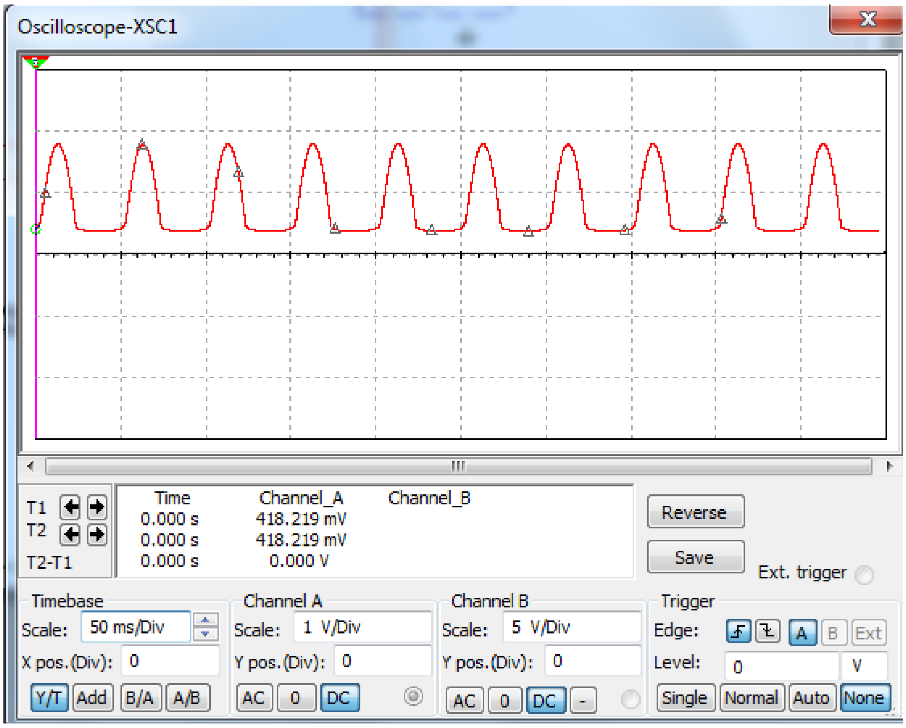
Εξομοίωση του ενισχυτή οργανολογίας στο multisim.

Το κύκλωμα που σχεδιάσαμε στο multisim είναι το ακόλουθο.



Σχήμα 2.2.1α Κύκλωμα εξομοίωσης στο multisim

Για να είναι δυνατή η εξομοίωση σε Η/Υ στα V2 και V3 συνδέεται μία εναλλασσόμενη πηγή τάσης, η οποία συμβολίζει την τάση που συλλέγουν τα ηλεκτρόδια σε έναν πραγματικό ηλεκτροκαρδιογράφο. Επιπρόσθετα, η αντίσταση R1 στο πραγματικό κύκλωμα της κατασκευής έχει αντικατασταθεί από ένα ποτενσιόμετρο για να είναι δυνατή η ρύθμιση της ενίσχυσης του ενισχυτή οργανολογίας. Στην έξοδο στο multisim έχουμε συνδέσει το κανάλι Α του παλμογράφου.



Σχήμα 2.2.1β Αποτελέσματα εξομοίωσης στο multisim

2.3 Αναλογικά και ψηφιακά φίλτρα.

Τα φίλτρα είναι κυκλώματα τα οποία χρησιμοποιούνται στα ηλεκτρονικά κυκλώματα για να κάνουν επιλογή κάποιων συχνοτήτων μέσα από ένα ολόκληρο φάσμα από αυτές.

Αναλογικά φίλτρα.

Τα αναλογικά φίλτρα κατασκευάζονται από πυκνωτές, αντιστάσεις, πηνία αν είναι παθητικά φίλτρα και περιέχουν και τελεστικούς ενισχυτές αν είναι ενεργά φίλτρα.

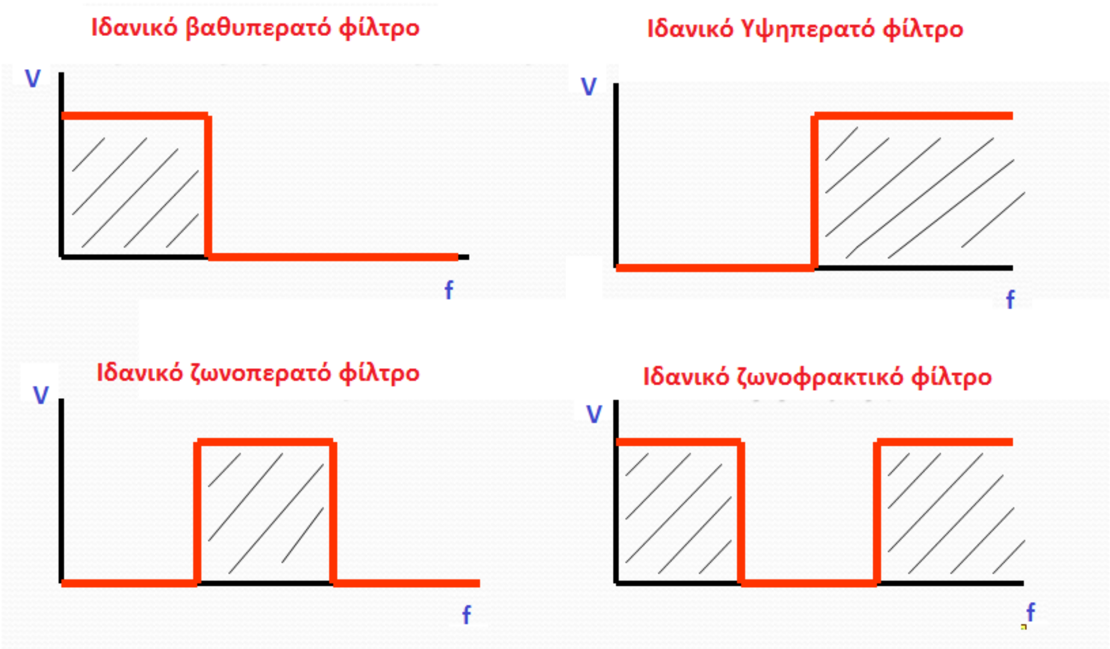
Ψηφιακά φίλτρα.

Τα ψηφιακά φίλτρα κατασκευάζονται με κάποιο αλγόριθμο μέσα σε έναν επεξεργαστή ή μικροελεγκτή.

Κατηγορίες φίλτρων.

Τα φίλτρα χωρίζονται σε 4 τύπους.

- Βαθυπερατά φίλτρα.
- Υψιπερατά φίλτρα.
- Ζωνοπερατά φίλτρα.
- Ζωνοφρακτικά φίλτρα.



Σχήμα 2.3α Απόκριση φίλτρων όλων των κατηγοριών

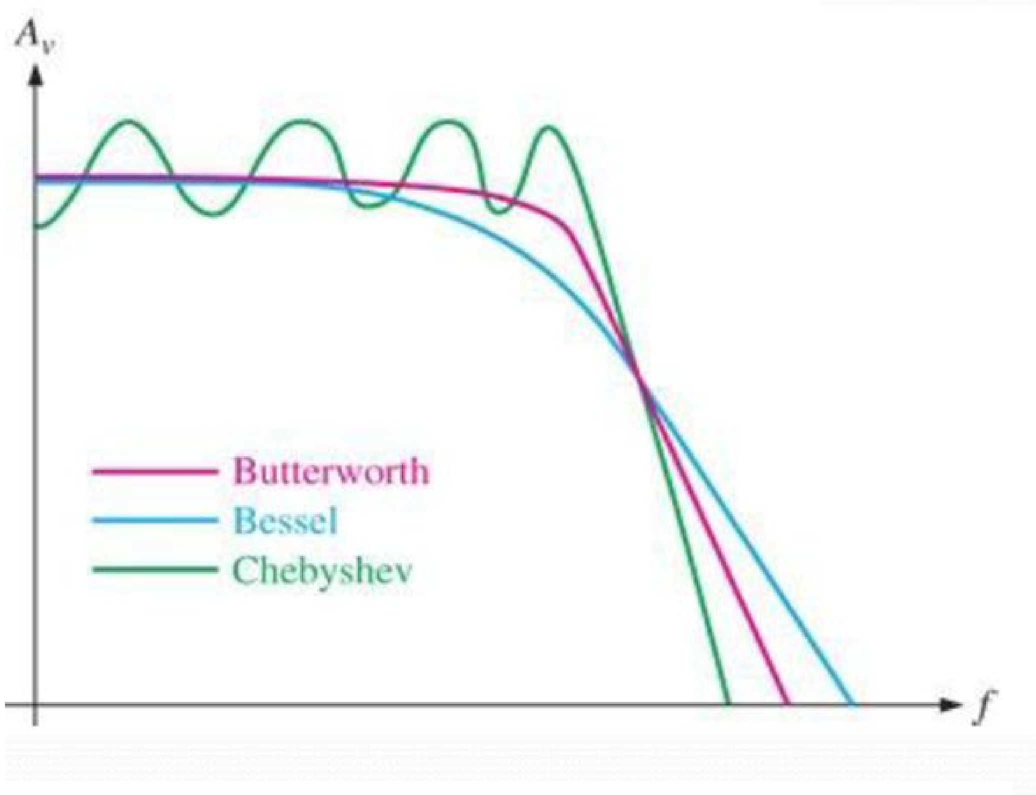
Το βαθυπερατό φίλτρο επιτρέπει να περνούν από αυτό οι χαμηλές συχνότητες και απορρίπτει τις υψηλές.
Το υψιπερατό φίλτρο επιτρέπει να περνούν από αυτό οι υψηλές συχνότητες και απορρίπτει τις χαμηλές.
Το ζωνοπερατό φίλτρο επιτρέπει τη διέλευση μίας ζώνης συχνοτήτων και απορρίπτει όλες τις άλλες.
Το ζωνοφρακτικό φίλτρο απορρίπτει μία περιοχή συχνοτήτων και επιτρέπει να περάσουν όλες οι άλλες.

Βασικές κατηγορίες ενεργών φίλτρων.

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω αν τα φίλτρα εκτός από παθητικά στοιχεία περιέχουν και τελεστικούς ενισχυτές τότε πρόκειται για ενεργά φίλτρα. Τα ενεργά φίλτρα χωρίζονται σε 3 βασικές κατηγορίες.

- Φίλτρα Butterworth.
- Φίλτρα Chebyshev.
- Φίλτρα Bessel.

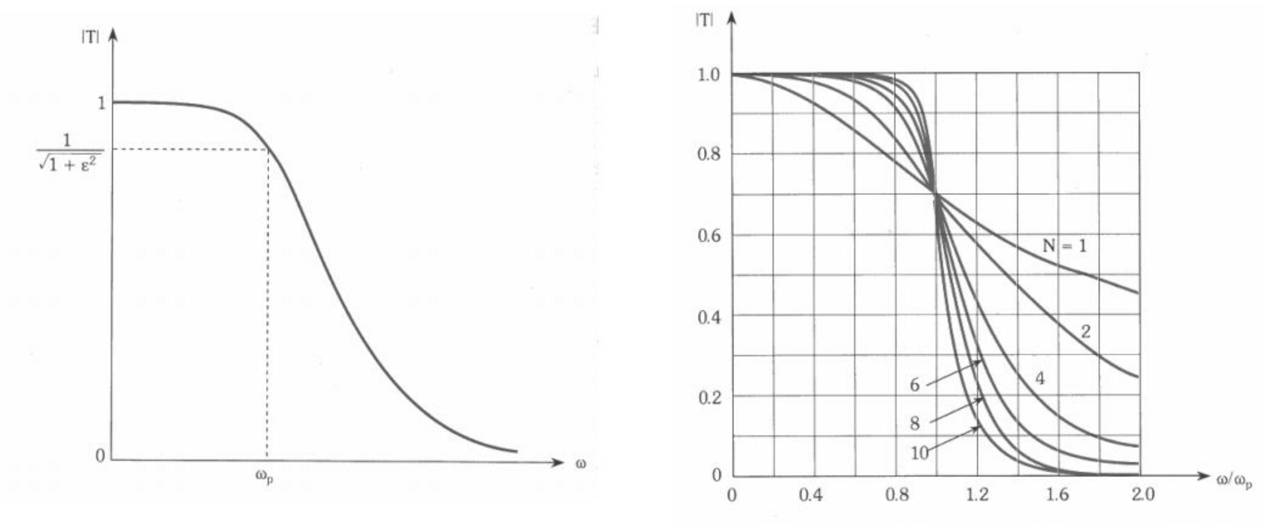
Στο σχήμα 2.3β παρουσιάζεται η απόκριση φίλτρων όλων των κατηγοριών
Τα φίλτρα Butterworth έχουν το ίδιο κέρδος στην περιοχή διέλευσης, αλλά μετά έχουν πτώση -20dB/δεκάδα. Τα φίλτρα Butterworth έχουν το μειονέκτημα της αργής μετάβασης στη ζώνη αποκοπής, αλλά έχουν το πλεονέκτημα της επίπεδης απόκρισης στην ζώνη διέλευσης.
Τα φίλτρα Chebyshev έχουν κυμάτωση στην περιοχή διέλευσης και ελαττώνεται η ενίσχυση τους περισσότερο από 20dB ανά δεκάδα.
Τα φίλτρα Bessel χρησιμοποιούνται για φιλτραρίσματα τετραγωνικών παλμών [16].



Σχήμα 2.3β Απόκριση ενεργών φίλτρων ανάλογα με την κατηγορία του.

2.3.1 Υψιπερατό φίλτρο για τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Το υψιπερατό φίλτρο στον ηλεκτροκαρδιογράφο χρησιμοποιείται για να αποκόψει την dc συνιστώσα του σήματος εισόδου, διότι αυτή δεν αποτελεί μέρος του σήματος και είναι παράσιτο για το λαμβανόμενο σήμα. Το παράσιτο αυτό δημιουργείται από την διαφορά δυναμικού που υπάρχει μεταξύ των 2 ηλεκτροδίων και στο δέρμα. Στην παρούσα διπλωματική έχει επιλεγεί συχνότητα αποκοπής του φίλτρου 0,5Hz και η τάξη του φίλτρου είναι N=2.Επειδή το φίλτρο είναι δεύτερης τάξης θα έχει ρυθμό πτώσης 40dB/δεκάδα στο διάγραμμα Bode.Θα μπορούσε να αυξηθεί η τάξη του φίλτρου αλλά το κύκλωμα θα γίνονταν πιο περίπλοκο. Για το συγκεκριμένο φίλτρο χρησιμοποιείται το φίλτρο τύπου Butterworth το οποίο δίνει φίλτρα με επίπεδη ζώνη διέλευσης.Η απόκριση ενός φίλτρου Butterworth παρουσιάζεται στο σχήμα 2.3.1α,[1].



Σχήμα 2.3.1α Απόκριση ενεργών φίλτρων Butterworth [1].

Η συνάρτηση ενός βαθυπερατού φίλτρου είναι.

$$|T(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 \cdot \left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)^{2N}}} \text{ ή } |T(f)| = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 \cdot \left(\frac{f_p}{f}\right)^{2N}}}$$

Θέτοντας στην παραπάνω σχέση όπου $\omega=\omega_p$ έχουμε.

$$|T(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}$$

Συνεπώς, η παράμετρος ε καθορίζει τη μέγιστη απόκλισης της μετάδοσης στην ζώνη διέλευσης σύμφωνα με τον τύπο

$$A\max = 20\log\sqrt{1+\varepsilon^2} \Rightarrow \varepsilon = \sqrt{10^{A\max/10}-1}$$

Από την προδιαγραφή του φίλτρου ισχύει ότι η μέγιστη εξασθένιση της ζώνης διέλευσης να μην υπερβαίνει τα 3dB ικανοποιείται αν.

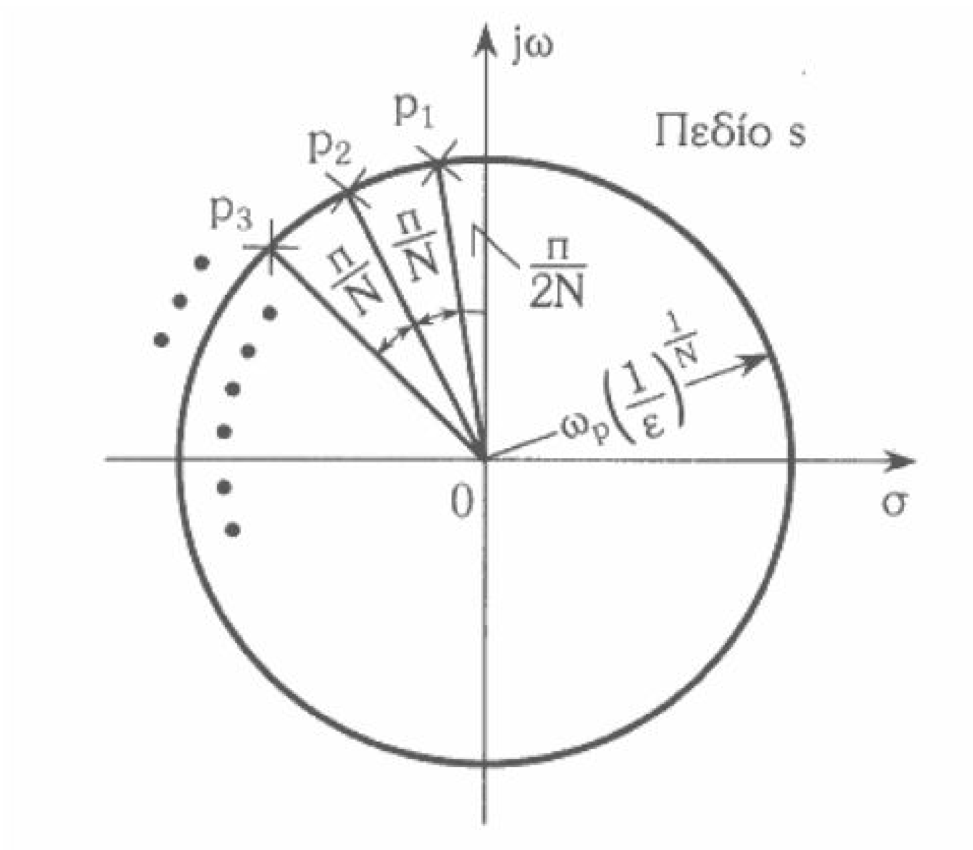
$$A_{MAX}\,(f_{P(HP)}) = 3$$

Γίνεται αντικατάσταση για να βρεθεί το ε.

$$\varepsilon = \sqrt{10^{A\max/10} - 1} = \sqrt{10^{3/10} - 1} = 1$$

Άρα για ε=1 έχουμε $\omega_p = \omega_{-3dB}$.

Από το σχήμα 2.3.1β που δίνει τους πόλους ενός φίλτρο Butterworth δίνεται για N=2.



Σχήμα 2.3.1β Γραφικός προσδιορισμός πόλων για φίλτρα Butterworth [1]

Η έκφραση για έναν τυχαίο πόλο είναι $P_k = \omega_0 \cdot (\cos\phi + j\sin\phi)$.Αρά, για τη συγκεκριμένη περίπτωση για N=2 είναι και φ=45 μοίρες είναι $P_k = \omega_0 \cdot (\cos 45 + j\sin 45) = 0{,}707 + 0{,}707j$ τότε οι πόλοι γράφονται σαν άθροισμα τετραγώνων και προκύπτει η κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς.

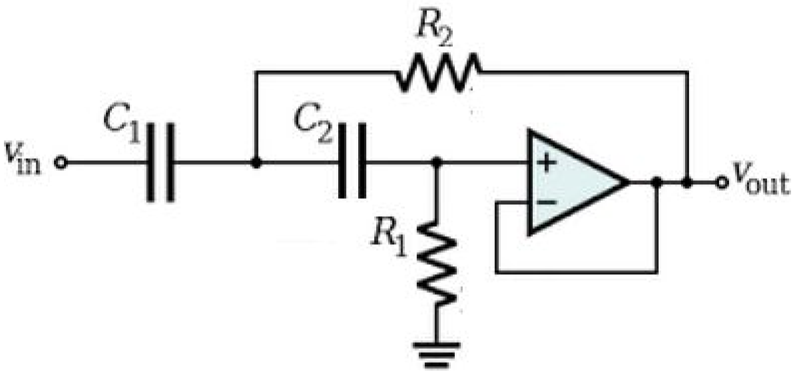
$$T_S(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2} \cdot s + 1}$$,όπου s=j2πf.

Η συνάρτηση μεταφοράς του παρόντος φίλτρου προκύπτει από την κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς $T_s(s)$ όπου ω_0/s.

$$\omega_0 = \omega_P (1/\varepsilon)^{1/N} \Rightarrow \frac{\omega_0}{\omega_P} = \left(\frac{1}{1}\right)^{1/2} \Rightarrow \omega_P = 3{,}14 rad/\sec$$

Συνάρτηση μεταφορά φίλτρου $T_S(s) = \dfrac{1}{\dfrac{\omega_0^2}{s^2} + \sqrt{2} \cdot \dfrac{\omega_0}{s} + 1}$ (Σχέση 2α)

Η παραπάνω συνάρτηση μεταφοράς μπορεί να υλοποιηθεί με την τοπολογία κυκλώματος sallen-key όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 2.3.1γ.



Σχήμα 2.3.1γ Τοπολογία φίλτρου sallen-key [1].

Αποδεικνύεται ότι η συνάρτηση μεταφοράς του κυκλώματος αυτού είναι.

$$T_{Sallen-key}(s) = \frac{1}{\frac{1}{s^2} \cdot \frac{1}{R_1 R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} + \frac{1}{s} \cdot \frac{C_1 + C_2}{R_1 \cdot C_1 \cdot C_2} + 1} \text{ (Σχέση 2β)}$$

Συγκρίνοντας τις σχέσεις 2α και 2β προκύπτει.

$$R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2 = \frac{1}{\omega_0^2} = 0{,}101 (rad/\sec)^{-2} \text{ (Σχέση 2γ)}$$

$$R_1 \cdot \frac{C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2} = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot \omega_0} = 0{,}22 (rad/\sec)^{-1} \text{ (Σχέση 2δ)}$$

Λύνοντας το παραπάνω σύστημα υπολογίζονται οι τιμές των αντιστάσεων και πυκνωτών. Γίνεται η υπόθεση ότι $C_1 = C_2 = C = 470nF$.Οι σχέσεις 2γ,και 2δ θα γίνουν αντίστοιχα.

$$R_1 \cdot R_2 \cdot C^2 = \frac{1}{\omega_0^2} = 0{,}101 (rad/\sec)^{-2}$$

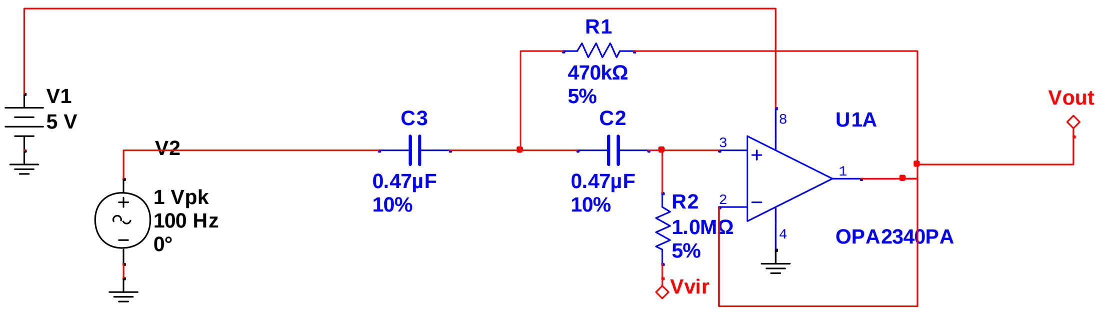
$$R_1 \cdot C = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot \omega_0} = 0{,}22 (rad/\sec)^{-1}$$

Από την λύση του παραπάνω συστήματος προκύπτει.

$$R_1 = 468k\Omega \Rightarrow R_1 \approx 470k\Omega$$

$$R_2 = 976,78k\Omega \Rightarrow R_2 \approx 1M\Omega$$

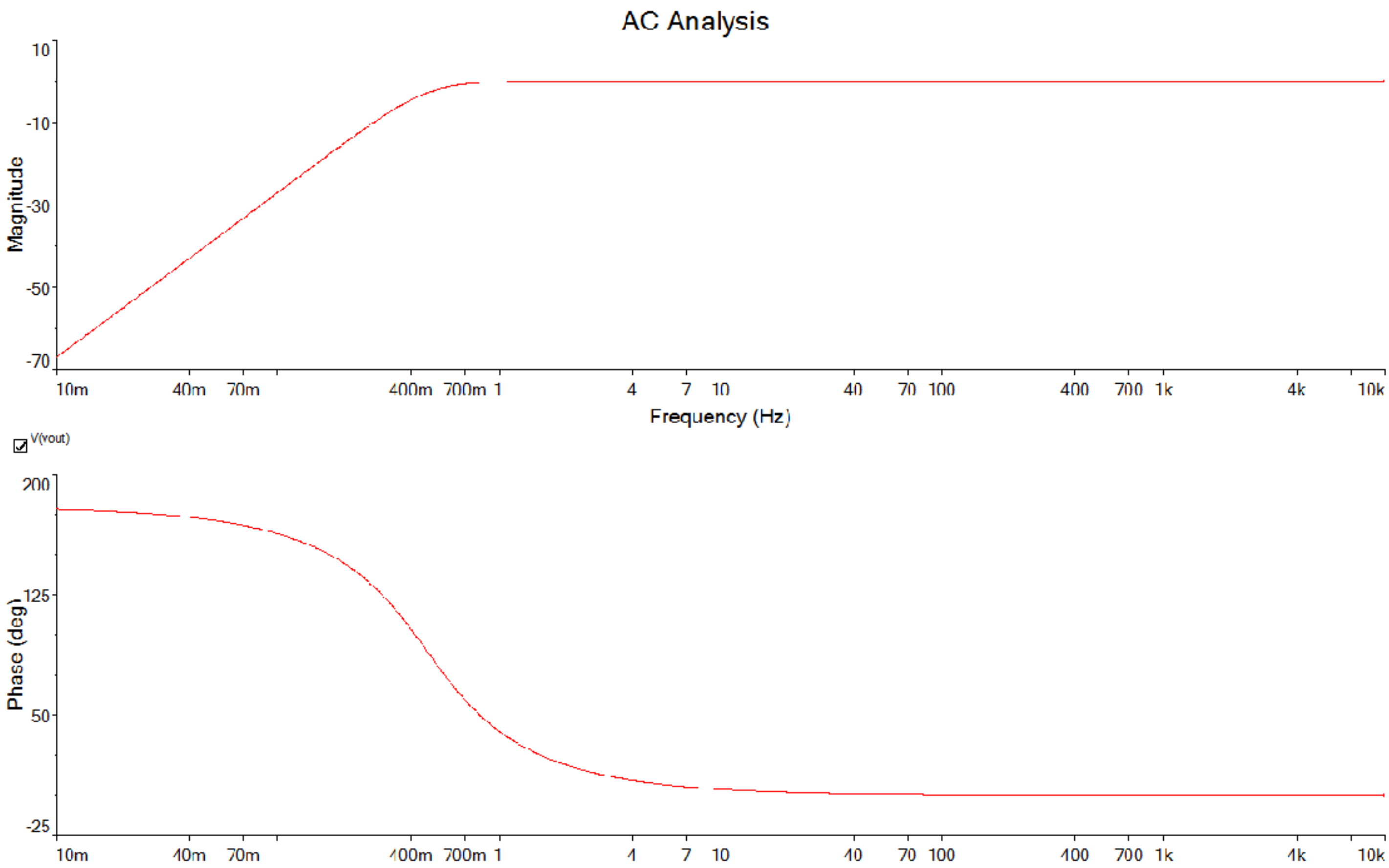
Σχεδιάζουμε το κύκλωμα στο multisim.



Σχήμα 2.3.1δ Τοπολογία φίλτρου στο multisim

Στο παραπάνω κύκλωμα επειδή ο τελεστικός που έχει επιλεχτεί είναι μονής τροφοδοσίας, δημιουργείται μία εικονική πηγή τάσης στα άκρα της R2.Το δυναμικό της Vvir είναι 2,5V και παράγεται είτε από έναν ακολουθητή τάσης με τη βοήθεια τελεστικού όπως θα γίνει στη συνέχεια.

Στη συνέχεια γίνεται AC ανάλυση στο multisim και προκύπτουν ακόλουθα διαγράμματα κέρδους και φάσης [1]



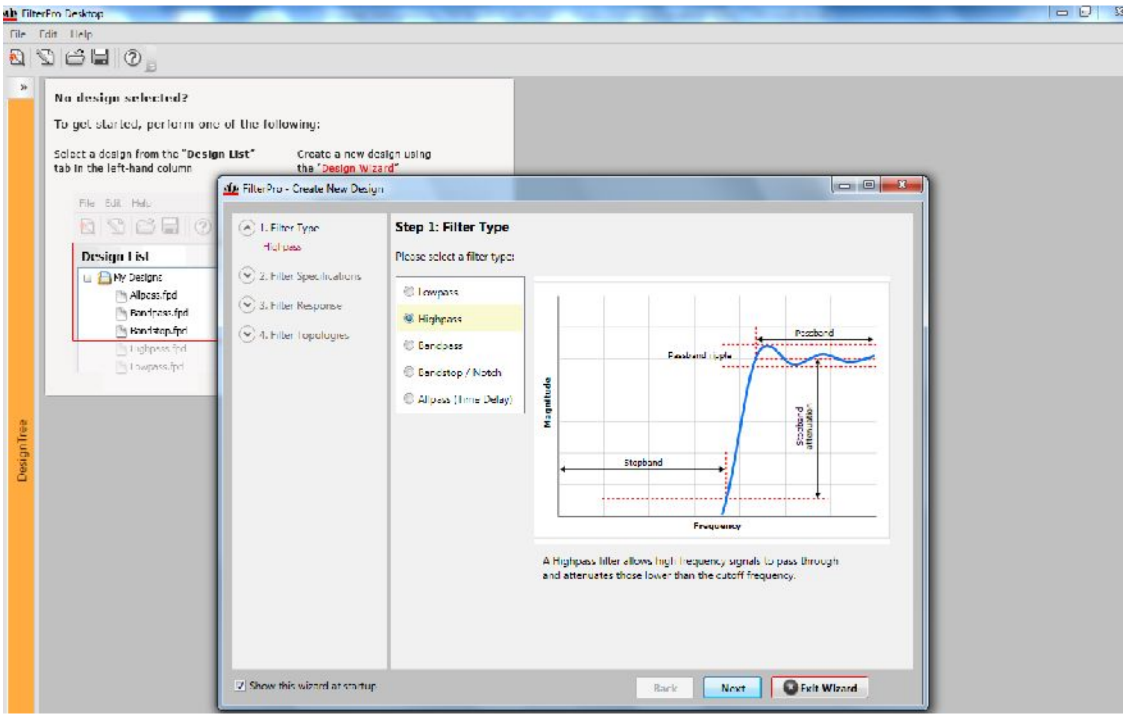
Σχήμα 2.3.1ε Απόκριση συχνότητας υψιπερατού φίλτρου.

2.3.2 Βαθυπερατό φίλτρο για τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Το βαθυπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται για να αποκόψει τυχόν υψίσυχνο θόρυβο που υπάρχει στο μετρούμενο σήμα. Το φασματικό περιεχόμενο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος εμφανίζεται στις χαμηλές συχνότητες και δεν ξεπερνά τα 200Hz.Στην παρούσα διπλωματική επιλέχθηκε φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 40Hz,5 τάξης. Η συχνότητα αποκοπής επιλέχθηκε 40Hz για να μην επηρεάζει το σήμα και ταυτόχρονα να αποκόπτει το θόρυβο που θα προέρχεται από την τάση του δικτύου στα 50Hz.Επίσης, επιλέχθηκε φίλτρο μεγάλης τάσης για να έχουμε μεγάλο ρυθμό πτώσης κέρδους 100dB/δεκάδα. Το συγκεκριμένο φίλτρο που κατασκευαστικέ είναι και αυτό Butterworth,με διαδικασία παρόμοια με αυτή του υψιπερατού φίλτρου. Για τη σχεδίαση του συγκεκριμένου φίλτρου χρησιμοποιείται το πρόγραμμα Filter pro το οποίο το παρέχει δωρεάν η Texas Instruments[22].

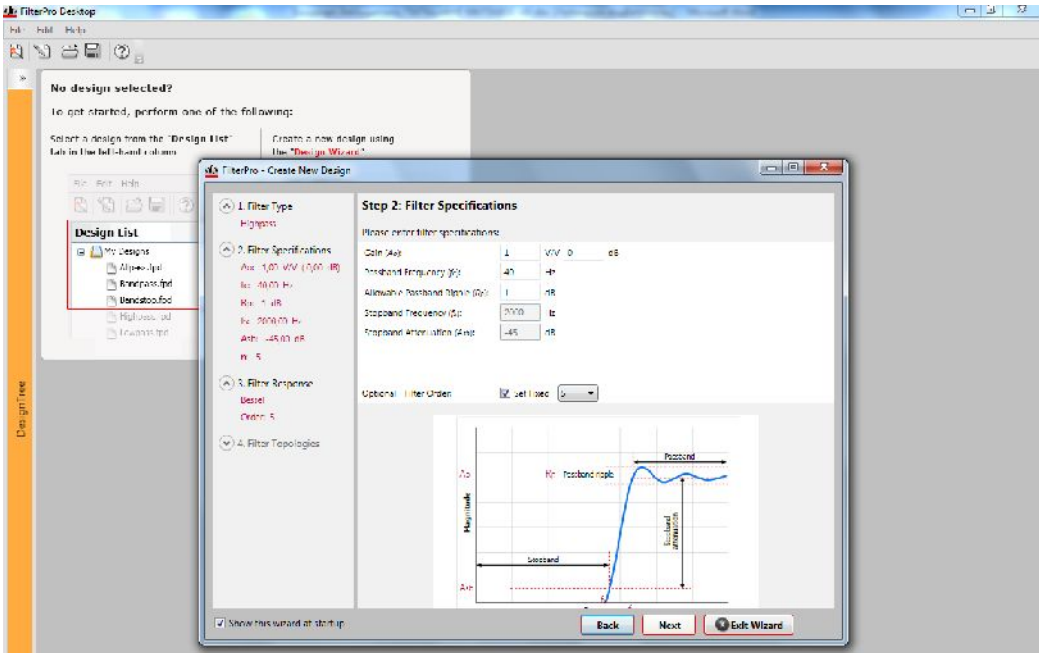
<u>Σχεδίαση βαθυπερατού φίλτρου με το Filter pro.</u>

- Στην πρώτη καρτέλα που εμφανίζεται, επιλέγεται το είδος του φίλτρου. Εδώ επιλέγεται το βαθυπερατό.



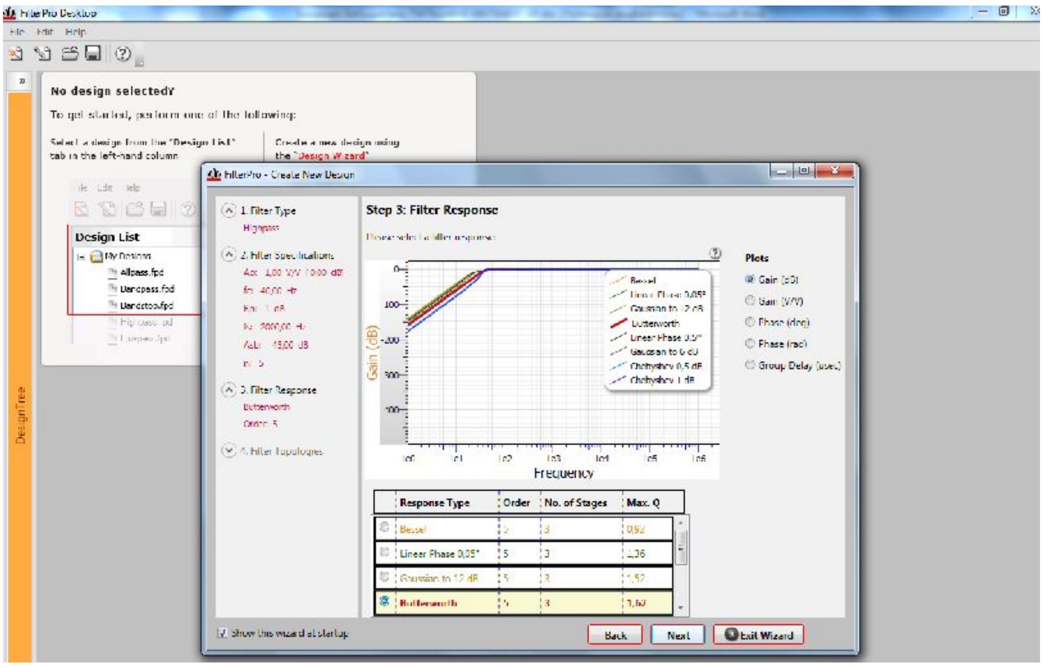
Σχήμα 2.3.2α Βήμα 1 σχεδίαση διαπερατού φίλτρου

- Στη συνέχεια επιλέγεται το κέρδος. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση είναι 1.Η συχνότητα αποκοπής που θα είναι fc=40Hz,και στο set fixed επιλέγεται η τάξη του φίλτρου η οποία εδώ είναι 5.



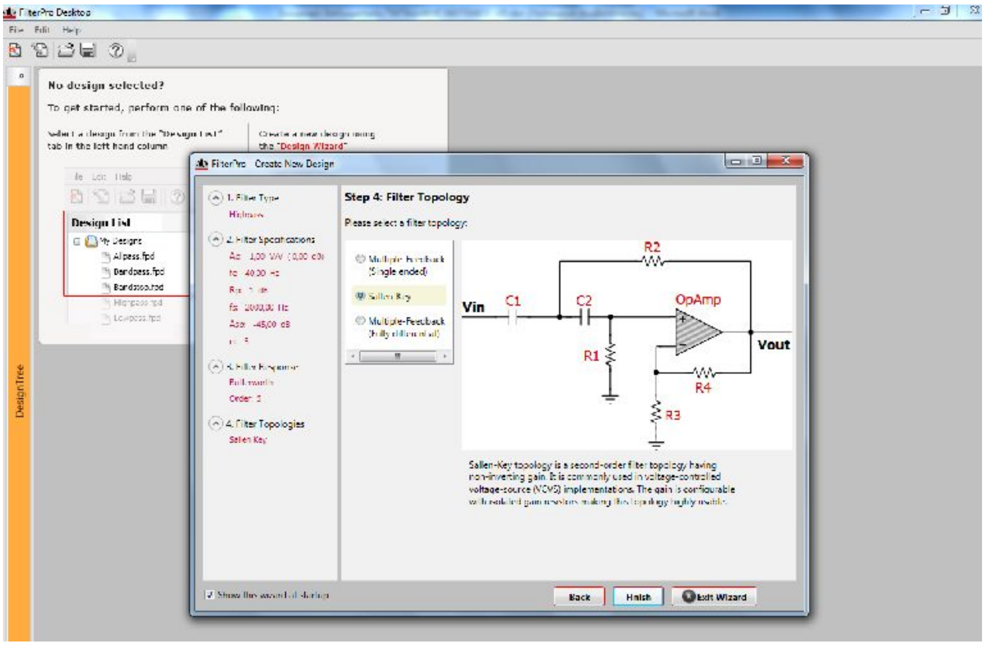
Σχήμα 2.3.2β Βήμα 2 σχεδίαση διαπερατού φίλτρου

- Στη συνέχεια επιλέγεται το είδος του φίλτρου. Εδώ επιλέγεται Butterworth.



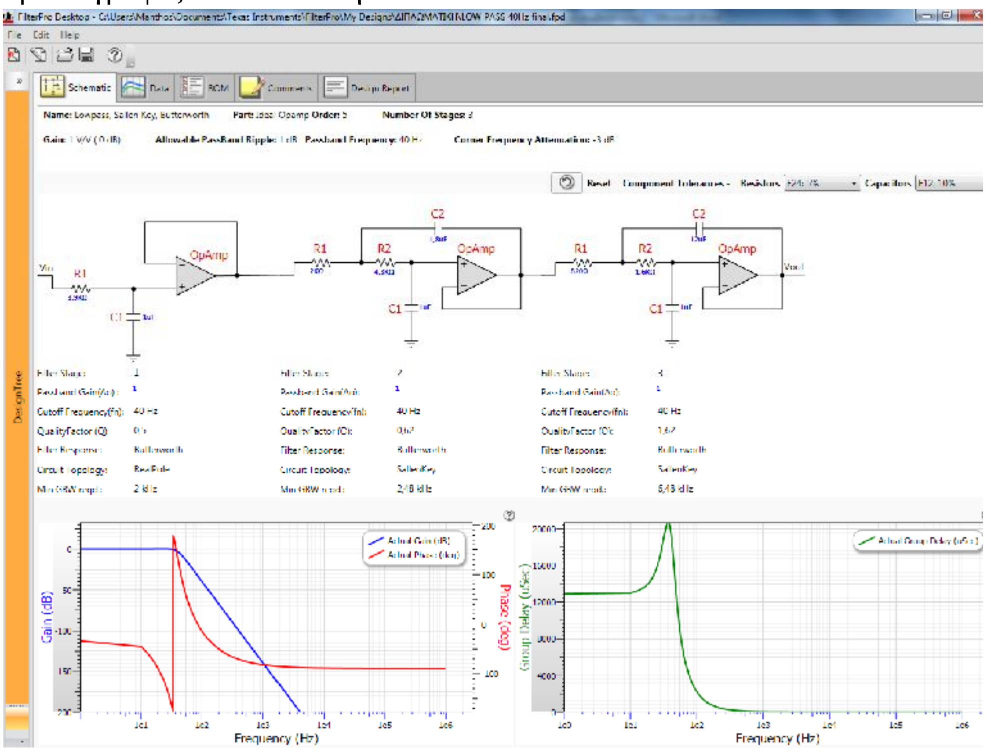
Σχήμα 2.3.2γ Βήμα 3 σχεδίαση διαπερατού φίλτρου

- Στη συνέχεια επιλέγεται η τοπολογία του φίλτρου. Για εδώ είναι sallen key.



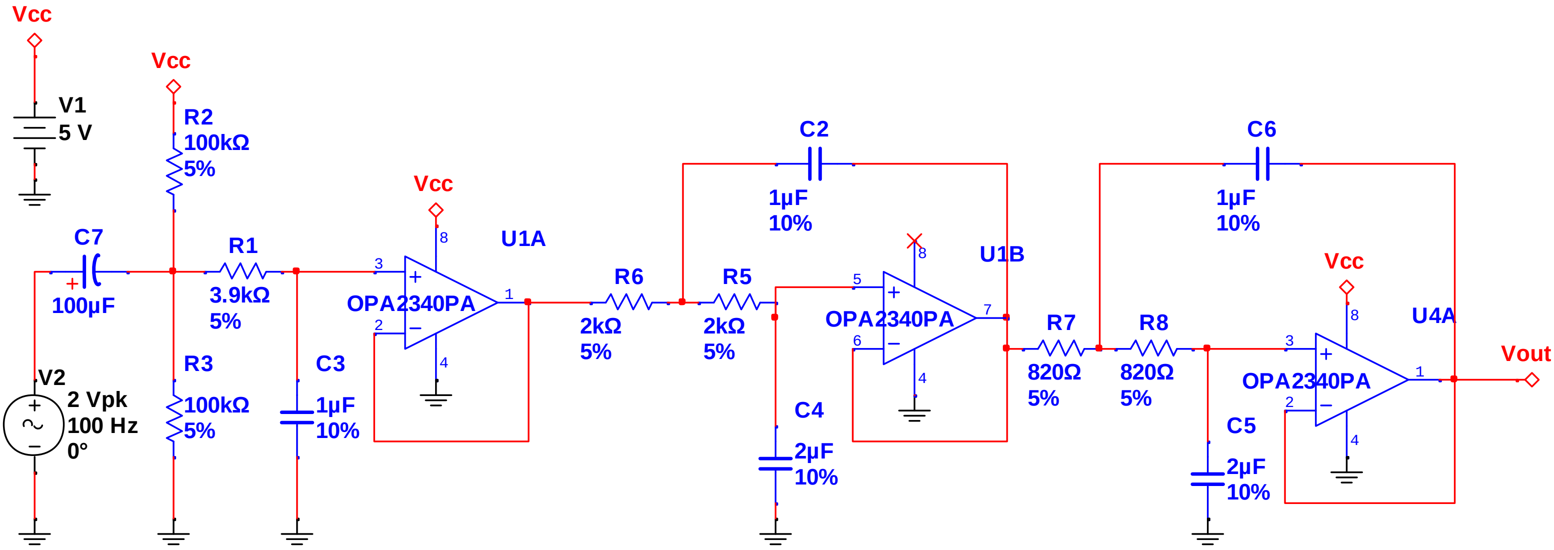
Σχήμα 2.3.2δ Βήμα 4 σχεδίαση διαπερατού φίλτρου

- Στη συνέχεια πατώντας finish σχεδιάζεται το κύκλωμα με βάση τις προδιαγραφές που του δόθηκαν.



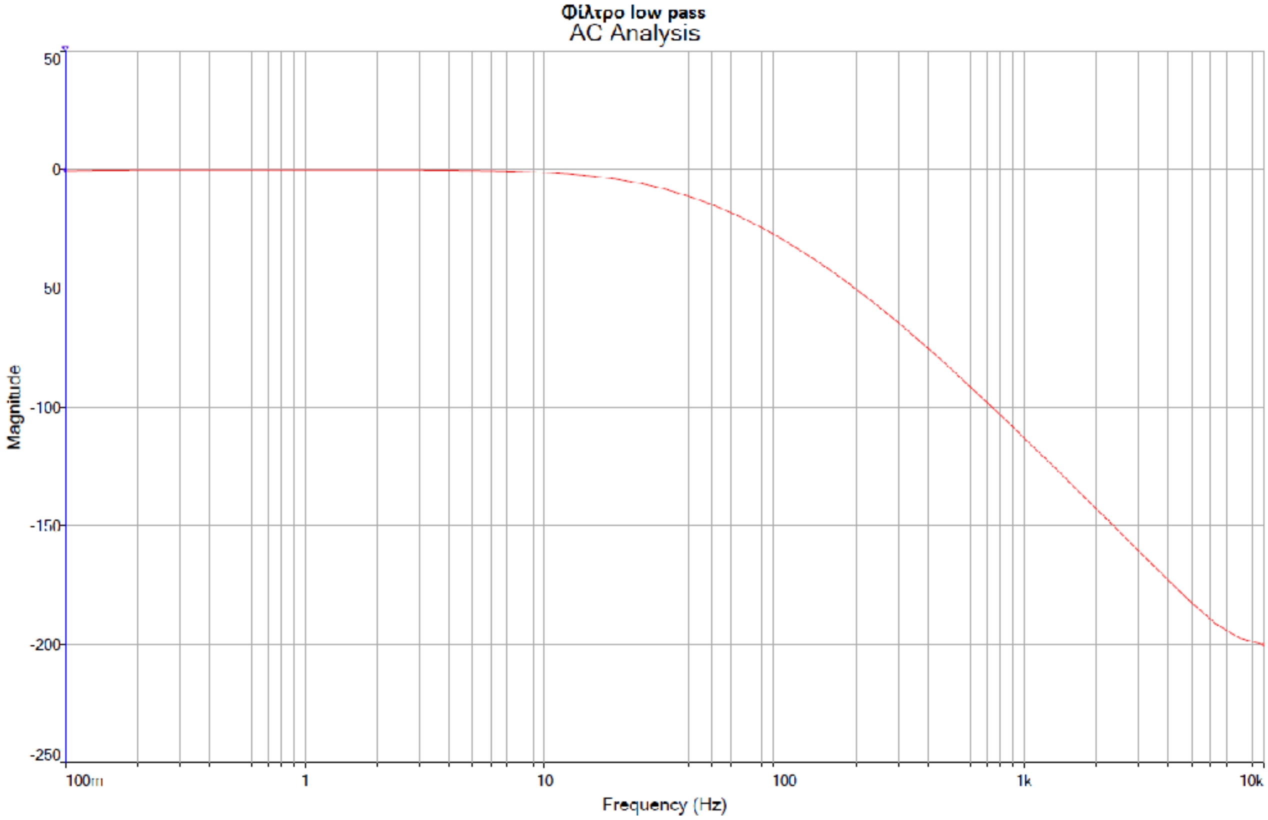
Σχήμα 2.3.2ε Βήμα 5 σχεδίαση διαπερατού φίλτρου

Με την παραπάνω διαδικασία σχεδιάστηκε το βαθυπερατό φίλτρο. Το κύκλωμα που προέκυψε από τα παραπάνω, θα σχεδιαστεί στο multisim για να γίνει εξομοίωση.



Σχήμα 2.3.2ζ Κύκλωμα βαθυπερατού φίλτρου στο multisim

Στην συνέχεια γίνεται AC ανάλυση στο multisim και προκύπτει το ακόλουθο διαγράμματα κέρδους.



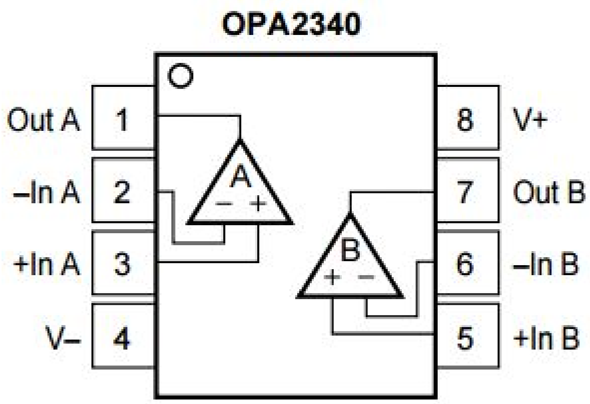
Σχήμα 2.3.2η Απόκριση βαθυπερατού φίλτρου στο multisim

2.3.3 Σύνδεση όλων των επιμέρους φίλτρων μεταξύ τους.

Μετά από την περιγραφή του σταδίου ενίσχυσης με τον ενισχυτή οργανολογίας, καθώς και κάθε φίλτρου ξεχωριστά ενώνονται όλα τα παραπάνω κυκλώματα σε ένα κοινό κύκλωμα.

Επιλογή τελεστικών για τα αναλογικά φίλτρα.

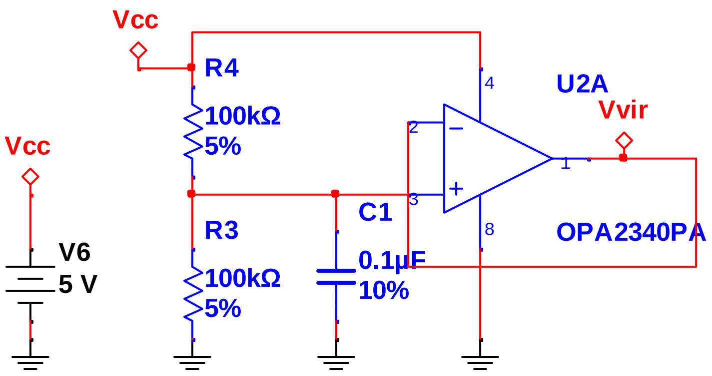
Για την κατασκευή των αναλογικών φίλτρων έχει επιλεγεί ο τελεστικός ενισχυτής OPA2340.O συγκεκριμένος τελεστικός είναι κατάλληλος για ηλεκτροκαρδιογράφο διότι έχει μικρό θόρυβο και όπως είναι γνωστό, τα σήματα του ηλεκτροκαρδιογράφου είναι μικρού πλάτος και άρα είναι ευαίσθητα σε θόρυβο. Ο τελεστικός OPA2340 είναι μονής τροφοδοσίας. Επιπρόσθετα, κάθε συσκευασία με 8 pin περιέχει 2 τελεστικούς ενισχυτές όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα.



Σχήμα 2.3.3.α Εσωτερική δομή OPA2340[22]

Τροφοδοσία των τελεστικών για τα αναλογικά φίλτρα.

Για τον λόγο του ότι το κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου τροφοδοτείται από μία μπαταριά υπάρχει η δέσμευση να γίνει μονή τροφοδοσία στους τελεστικούς ενισχυτές και όχι διπλή. Για αυτό τον λόγο, είναι απαραίτητη η δημιουργία μίας εικονικής γείωσης, συνήθως η τιμή της εικονικής γείωσης είναι Vcc/2.Το κύκλωμα για την εικονική γείωση είναι το ακόλουθο.

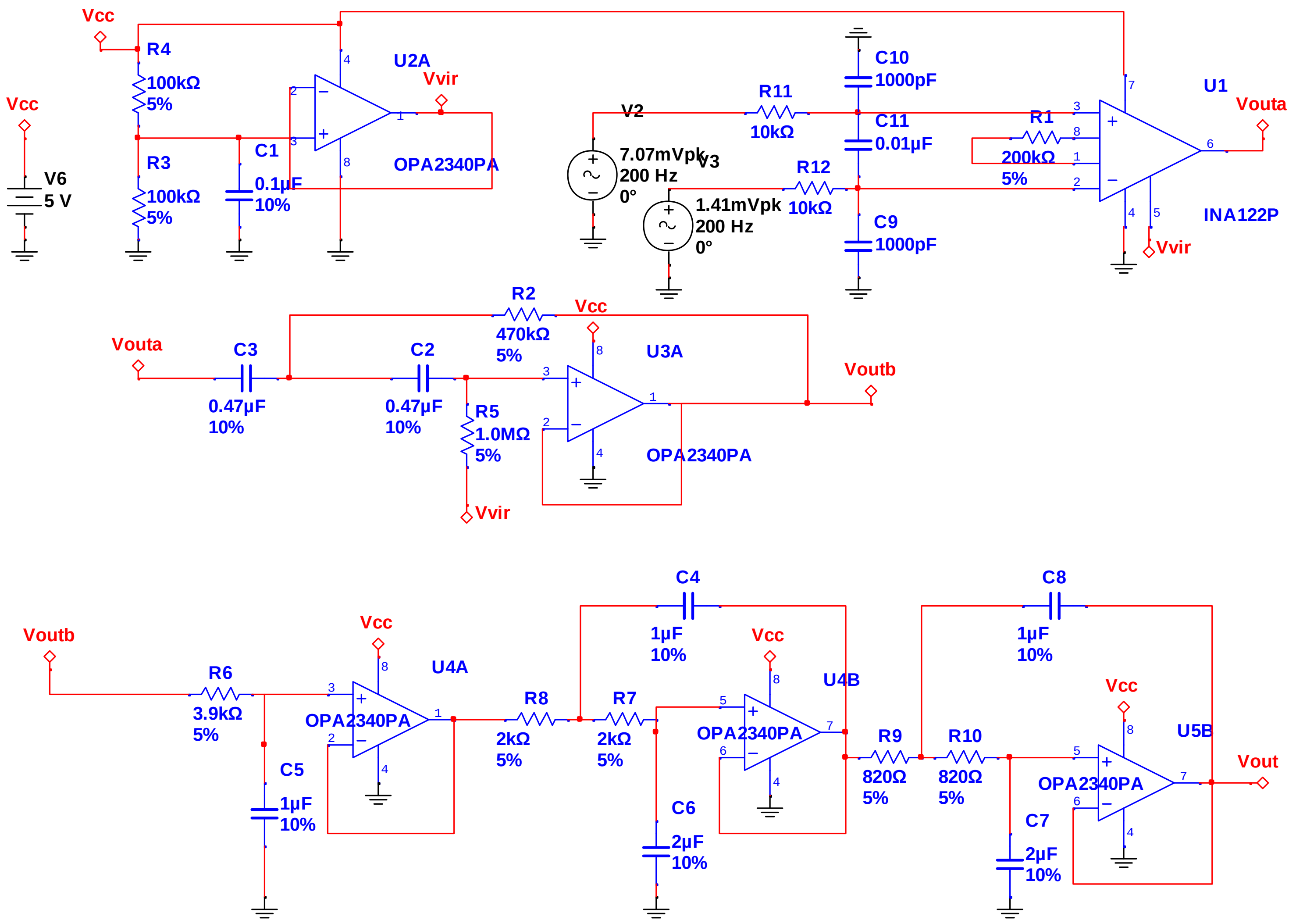


Σχήμα 2.3.3.β Δημιουργία εικονικής γείωσης

Στο σχήμα 2.3.3.β οι τιμές των αντιστάσεων R3 και R4 είναι ίσες. Ο πυκνωτής C1 αποτελεί ένα φίλτρο διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων για την εξάλειψη του θορύβου που προέρχεται από την τάση τροφοδοσίας.

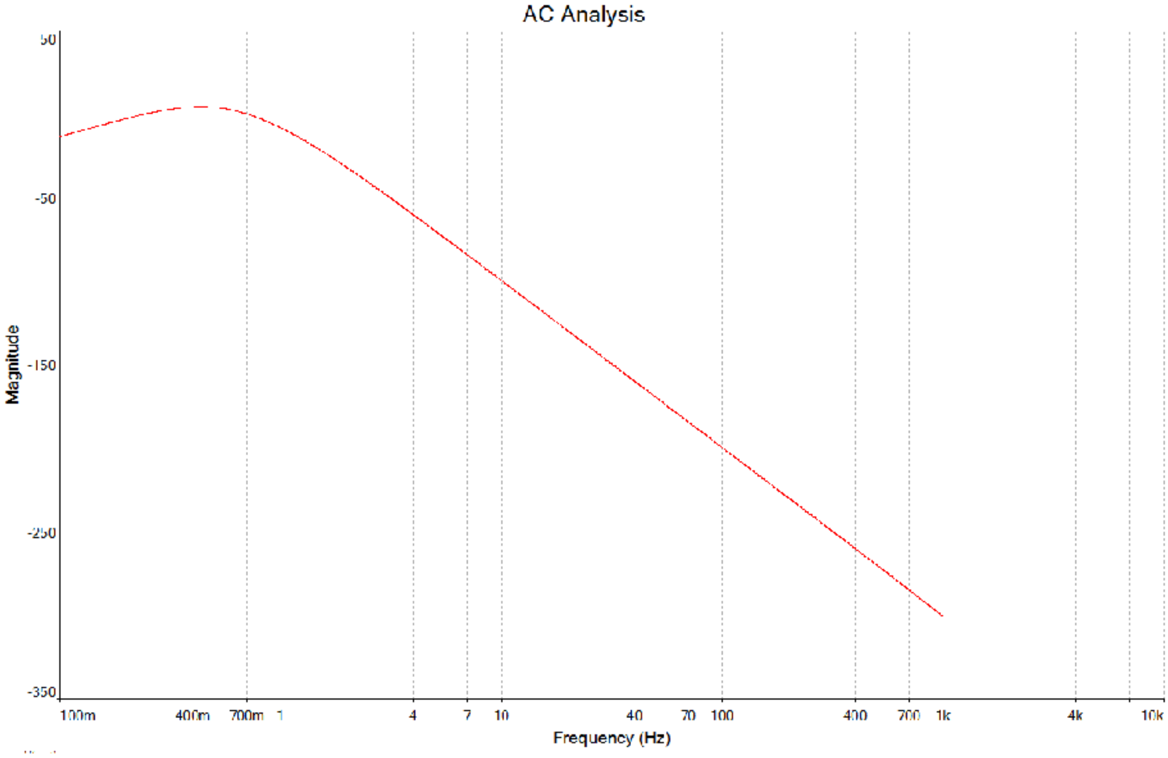
Σχεδιασμός όλου του κυκλώματος.

Στην συνέχεια σχεδιάζονται όλα τα στάδια μαζί στο multisim για να μπορέσει να γίνει η εξομοίωση.



Σχήμα 2.3.3.γ Σχέδιο ολόκληρου του κυκλώματος

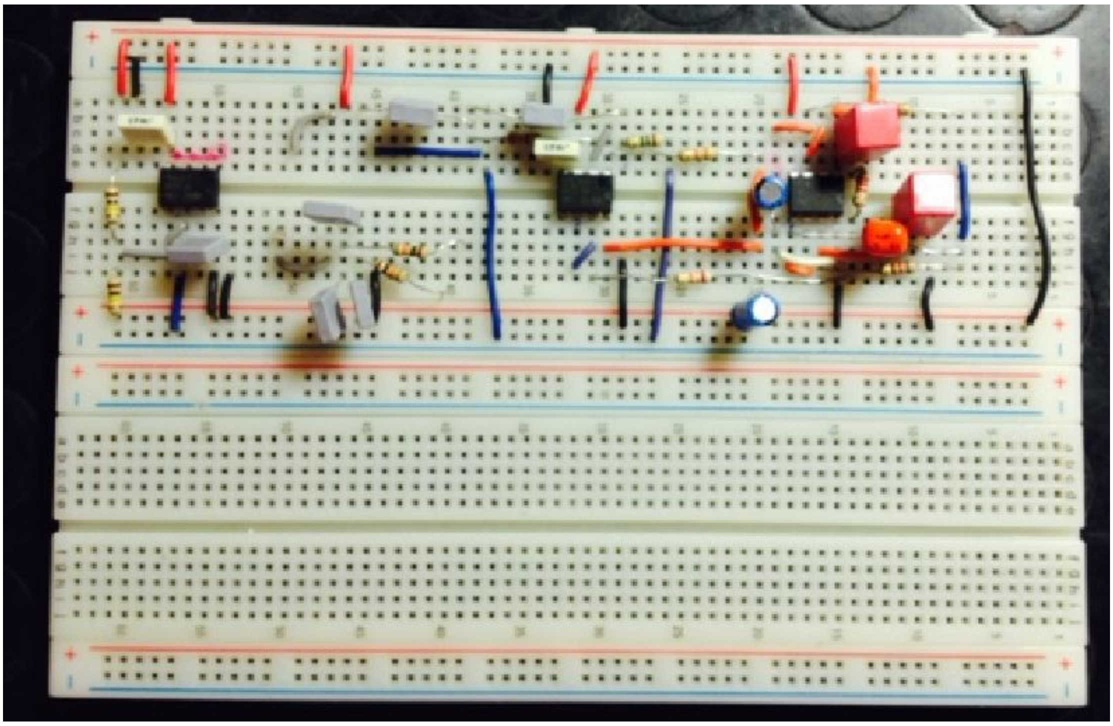
Στο σχήμα 2.3.3δ παρουσιάζεται η απόκριση συχνότητας όλου του κυκλώματος.



Σχήμα 2.2.3.δ Απόκριση συχνότητας κυκλώματος

2.3.4 Κατασκευή των φίλτρων σε breadboard.

Αρχικά στην κατασκευή πραγματοποιήθηκε το παραπάνω κύκλωμα σε Breadboard και πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις, έτσι ώστε να επιβεβαιωθεί η ορθή λειτουργία του κυκλώματος πριν κατασκευαστεί σε τυπωμένο κύκλωμα.



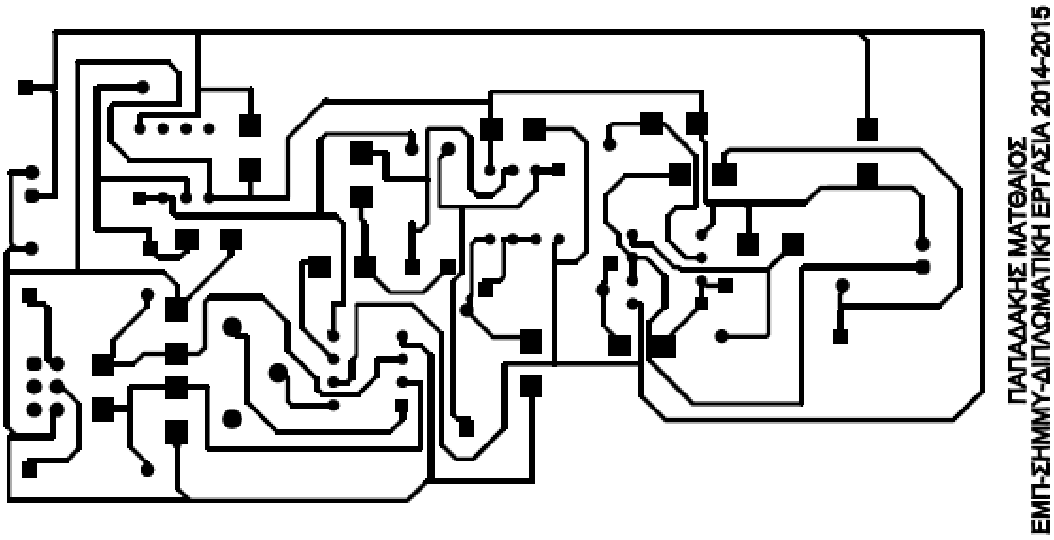
Σχήμα 2.3.4α Κατασκευή φίλτρων σε Breadboard

Σαν είσοδο στο κύκλωμα των φίλτρων, τοποθετήθηκε, στη θετική είσοδο του ενισχυτή οργανολογίας σήμα από τον εξομοιωτή ECG, γειώθηκε η αρνητική είσοδος του ενισχυτή οργανολογίας, και στον παλμογράφο προέκυψε την ακόλουθη γραφική του σχήματος 2.3.4β.

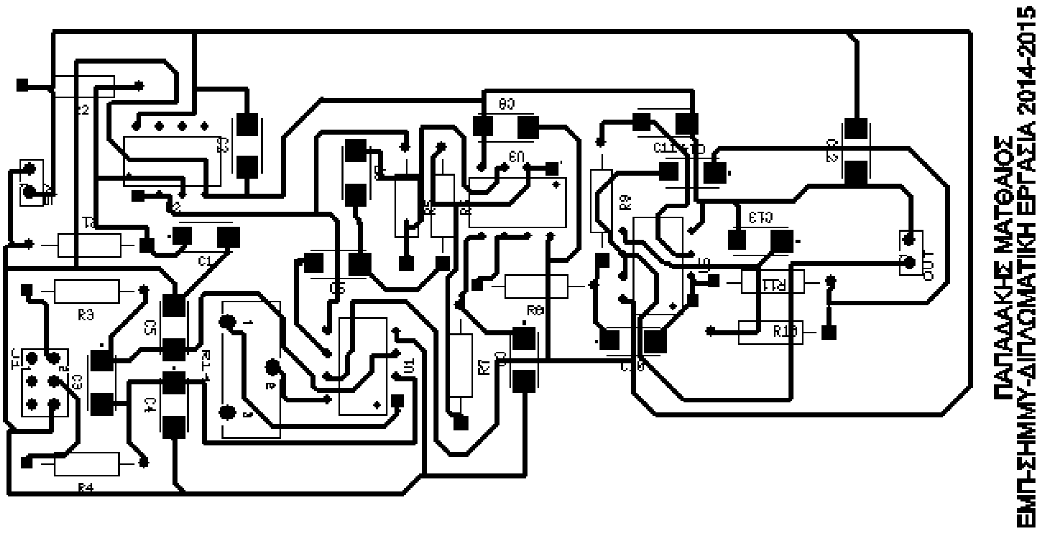
Σχήμα 2.3.4β Έξοδος αναλογικών φίλτρων

2.3.5 Κατασκευή του κυκλώματος σε τυπωμένο κύκλωμα.

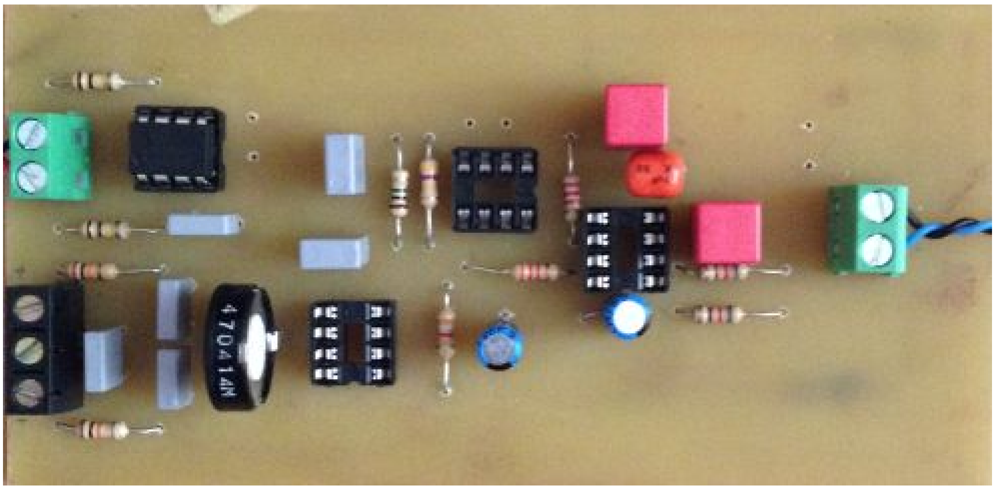
Η κατασκευή του συγκεκριμένου τυπωμένου κυκλώματος πραγματοποιήθηκε με το multisim με τη βοήθεια του υποπρογράμματος ultiboard.



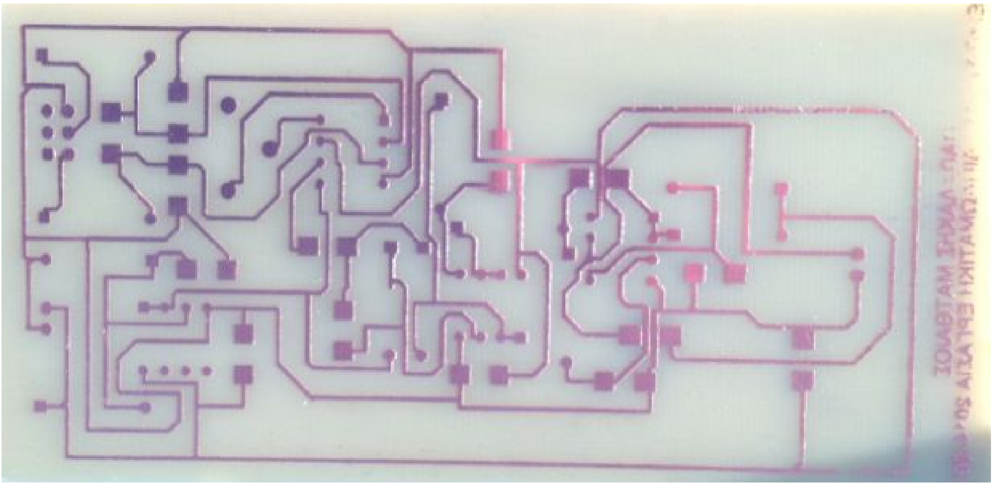
Σχήμα 2.3.5α Όψη τυπωμένου κυκλώματος κλίμακας 1:1.



Σχήμα 2.3.5β Όψη τυπωμένου κυκλώματος με υλικά κλίμακας 1:1.



Σχήμα 2.3.5γ Πραγματική κάτοψης κυκλώματος με υλικά.



Σχήμα 2.3.5δ Πραγματική κάτω όψη κυκλώματος

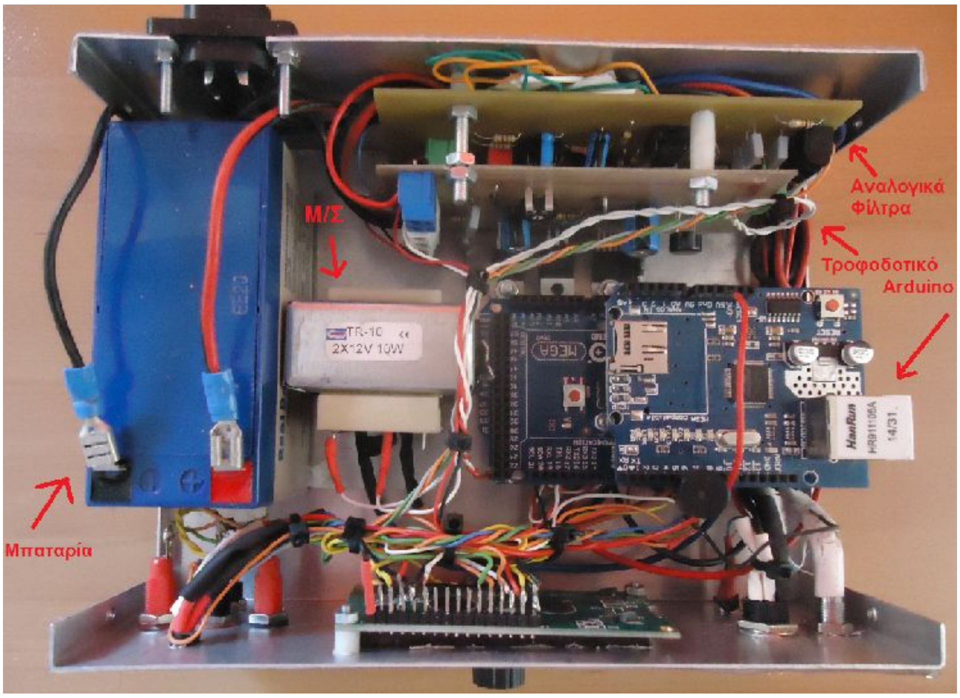
2.4 Ολοκλήρωση της κατασκευής ηλεκτροκαρδιογράφου.

Μετά την πραγματοποίηση όλων των επιμέρους σταδίων ενώνονται όλα τα παραπάνω στάδια της διπλωματικής. Δηλαδή θα πρέπει να ενωθούν τα ακόλουθα στάδια που περιγράψαμε παραπάνω.

- Τροφοδοτικό κυκλώματος-φορτιστής.
- Αναλογικά φίλτρα.
- Σύνδεση του Arduino σειρά Mega.

Για την τοποθέτηση των παραπάνω κυκλωμάτων μπορεί κανείς να αγοράσει από το εμπόριο ένα κουτί αλουμινίου γενικών κατασκευών. Μετά από επεξεργασία, διάτρηση του κουτιού, στήριξη των υλικών, προκύπτει η ακόλουθη τελική εικόνα του ηλεκτροκαρδιογράφου.

Όψη ηλεκτροκαρδιογράφου



Κάτοψη ηλεκτροκαρδιογράφου

3

Αλγόριθμος για τον Arduino.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία εισαγωγική αναφορά στο μικροεπεξεργαστή Arduino και στις δυνατότητες του, καθώς και στον αριθμό εισόδων, εξόδων κ.α. Επίσης, παρουσιάζονται μερικά απλά παραδείγματα εφαρμογών με τον Arduino για κατανόηση του μικροεπεξεργαστή. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται η λογική διαδικασία που στηρίζεται ο αλγόριθμος για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού. Τέλος, παρουσιάζεται ολοκληρωμένος ο αλγόριθμος που κατασκευάστηκε για την παρούσα διπλωματική εργασία.

3.1Τί είναι το Arduino.

Το Arduino έχει αποτελέσει μία επανάσταση στο χώρο των μικροεπεξεργαστών διότι επιτρέπει στον καθένα να αναπτύξει εύκολα, γρήγορα και με χαμηλό κόστος όποια εφαρμογή επιθυμεί, χωρίς να πρέπει να γνωρίζει από ηλεκτρονικά κυκλώματα όπως διόδους τρανζίστορ αντιστάσεις κ.τ.λ. Οι μικροεπεξεργαστές γίνονται ιδιαίτερα ευέλικτοι σε κυκλώματα με χρονικές καθυστερήσεις, λογικές πράξεις, μαθηματικές πράξεις, διότι όλα αυτά γίνονται από τους μικροεπεξεργαστές γλιτώνοντας έτσι πληθώρα πολύπλοκων ηλεκτρονικών εξαρτημάτων. Ο Arduino είναι μία πλατφόρμα ανάπτυξης εφαρμογών ανοικτού κώδικα. Η πλατφόρμα αυτή, περιλαμβάνει μία απλή πλακέτα με ηλεκτρονικά σχέδια τα οποία παρέχονται δωρεάν, καθώς και δωρεάν παρέχεται το λογισμικό για τον προγραμματισμό του. Ο Arduino χρησιμοποιεί τον μικροελεγκτή Atmel AVR ενώ διατίθεται σε διάφορες εκδόσεις με διάφορες δυνατότητες. Η γλώσσα προγραμματισμού του είναι η Wiring C,η οποία αποτελεί μία παραλλαγή της γλώσσας C++. Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα του Arduino είναι τα εξής [2].

- Χαμηλό κόστος.
- Συμβατότητα. Το λογισμικό του Arduino εκτελείται σε περιβάλλον windows,Linux.
- Απλότητα. Το περιβάλλον ανάπτυξης είναι αρκετά απλό ώστε να χρησιμοποιείται από αρχάριους.
- Επεκτάσιμο και ανοικτού κώδικα .Ο χρήστης μπορεί να βρει τμήματα πηγαίου κώδικα και να τα μελετήσει και να τα τροποποιήσει σύμφωνα με τις ανάγκες του.

3.1.1 Εκδόσεις Arduino.

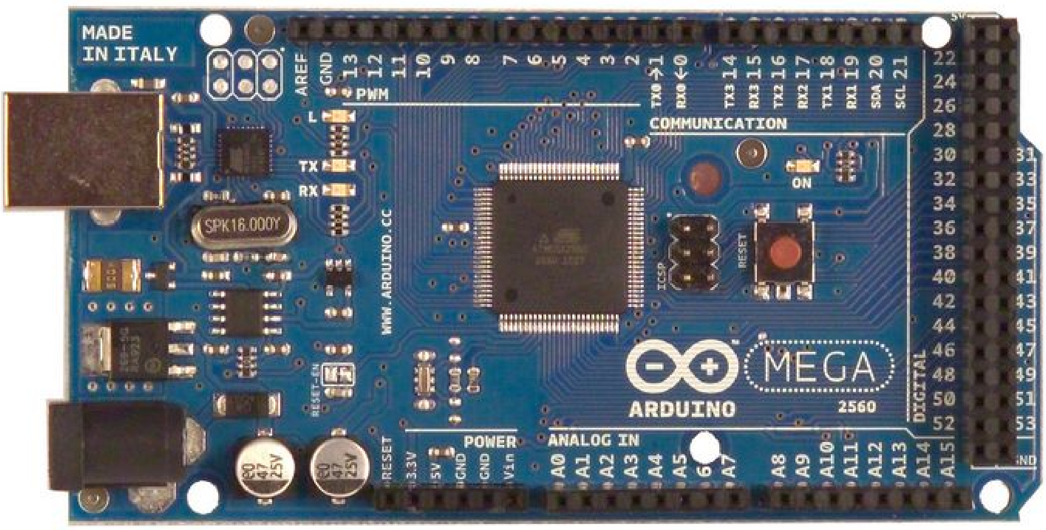
Κάθε έκδοση του Arduino έχει τις δικιές τις παραλλαγές και υποστηρίζει συγκεκριμένους τύπου μικροελεγτών που διαθέτουν ένα σύνολο αριθμό εισόδων και

εξόδων. Το Arduino μπορεί να επεξεργαστεί αναλογικά σήματα ή ψηφιακά σήματα της τάξης 0V έως 5V.Το μέγιστο ρεύμα που μπορεί να δώσει στις εξόδους του είναι 30 έως 40mA.Για περιπτώσεις που χρειαζόμαστε περισσότερο ρεύμα στις εξόδους χρησιμοποιούμαι ρελέ, τρανζίστορ, triac και άλλες ηλεκτρονικές διατάξεις. Επίσης, το Arduino διαθέτει ενσωματωμένη θύρα USB για τον προγραμματισμό του μικροεπεξεργαστή [2].
Το Arduino κυκλοφορεί στις ακόλουθες εκδόσεις.

- Arduino Uno.
- Arduino Mega 2560.
- Arduino lilypad.
- Arduino Nano.
- Intel Galileo.

Στην παρούσα διπλωματική χρησιμοποιείται ο Arduino Mega 2560 ο οποίος έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά.

Τύπος μικροελεγκτή	ATmega2560
Τάση λειτουργίας	5V
Τάση εξωτερικής τροφοδοσίας	7-12V
Όρια τάσης εξωτερικής τροφοδοσίας	6-20V
Ψηφιακές είσοδοι και έξοδοι	54 εκ των οποίων οι 15 υποστηρίζουν PWM
Αναλογικές είσοδοι	16
Μέγιστο συνεχές ρεύμα ανά ακροδέκτη	40mA
Flash memory	256KB
SRAM	8KB
EEPROM	4KB
Ταχύτητα ρολογιού	16Mhz



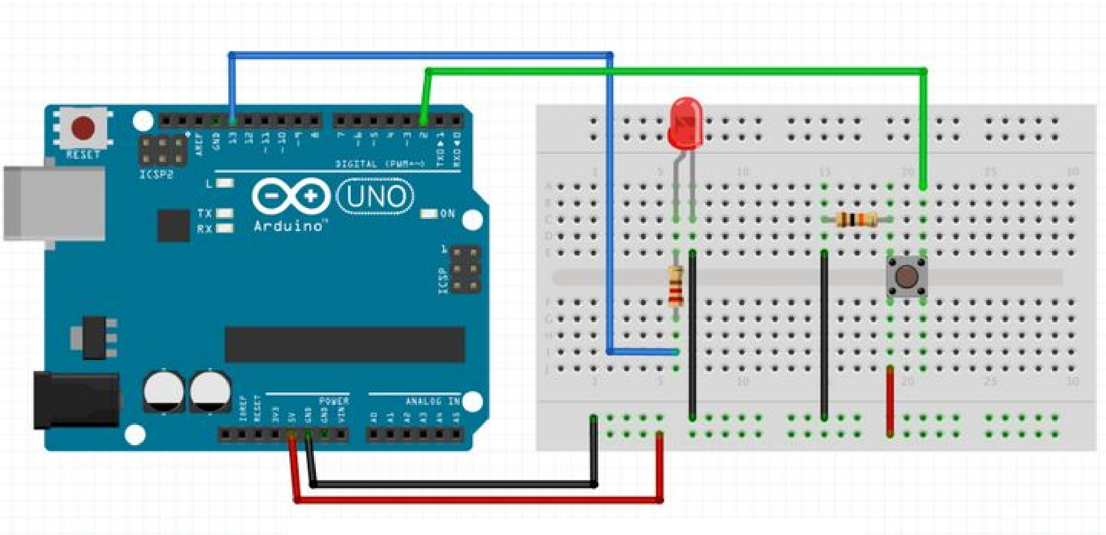
Σχήμα 3.1.1 Arduino Mega[2]

3.2 Παράδειγμα εφαρμογών με Arduino.

Σαν παράδειγμα κατανόησης του Arduino, έστω ότι επιλέγεται να φτιαχτεί το ακόλουθο πρόγραμμα.

Εφαρμογή 1.

Υπάρχει ένα μπουτόν συνδεμένο στο pin 2 και πρέπει να ανάβει το LED στο pin 13 όταν πατιέται το μπουτόν.
Το κύκλωμα παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα [2].



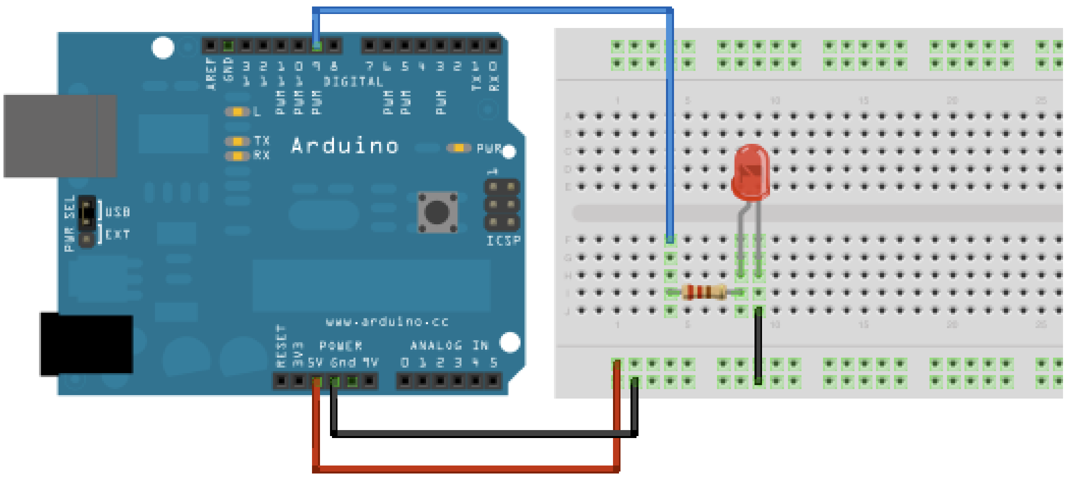
Σχήμα 3.2α Κύκλωμα εφαρμογής[2]

Ο αλγόριθμος για την παραπάνω εφαρμογή είναι ο ακόλουθος.

```
const int LED=12;//Orizo oti sto pin 12 exo sindesei to led
const int Button=2;//Orizo oti sto pin 2 exo sindesei to mpouton
void setup() {

  pinMode(LED,OUTPUT);//Orizo oti to led einai exodos
  pinMode(BUTTON,INPUT);//Orizo oti to mpouton einai eisodos
}

void loop() {
  if(digitalRead(BUTTON)==HIGH)//Ean to mpouton einai High
  {
  digitalWrite(LED,HIGH);//Anapse to led
  }else
  {
    digitalWrite(LED,LOW);//Svise to led
}
```

Εφαρμογή 2.

Υπάρχει ένα LED συνδεμένο στο pin 13 και πρέπει να ανάβει και να σβήνει με χρονοκαθυστέρηση 1 δευτερόλεπτο [2].



Σχήμα 3.2β Κύκλωμα εφαρμογής[2]

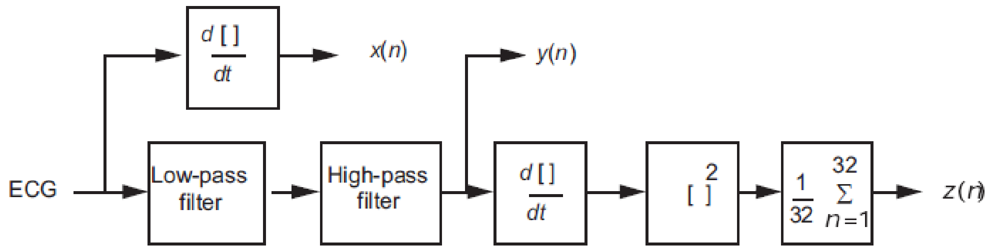
Ο αλγόριθμος για την παραπάνω εφαρμογή είναι ο ακόλουθος.

```
const int LED=9;//Orizo oti sto pin 9 exo sindesei to led

void setup() {
  pinMode(LED,OUTPUT);//Orizo oti to led einai exodos
}

void loop() {
  digitalWrite(LED,HIGH);//Anapse to led
  delay(1000);//Xronokathisterisi 1sec
  digitalWrite(LED,LOW);//Svise to led
  delay(1000);//Xronokathisterisi 1sec
}
```

3.3 Αλγόριθμος για ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Στον συγκεκριμένο κεφάλαιο αναπτύσσεται η τεχνική που θα εφαρμοστεί για τον υπολογισμό των BPM της καρδιάς. Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί μία πληθώρα εφαρμογών με αλγορίθμους για τον εντοπισμό του BPM.Όπως είναι γνωστό, το φάσμα σήματος του ηλεκτροκαρδιογράφου παρέχει πληροφορίες για το σύμπλεγμα PQRST, το οποίο σχετίζεται άμεσα με την λειτουργία της καρδιάς. Το φάσμα ισχύος ενός συνόλου από 512 σημεία δειγματοληψίας που περιέχουν περίπου δύο καρδιακούς παλμούς, έχει ως αποτέλεσμα μια σειρά συντελεστών με μέγιστη τιμή κοντά σε μία συχνότητα που αντιστοιχεί στο ρυθμό της καρδιάς. Ο καρδιακός ρυθμός, μπορεί να προσδιοριστεί σε συνάρτηση της κανονικοποιημένης συχνότητας και της συχνότητας δειγματοληψίας. Επίσης, μπορεί να προκύψουν χρήσιμες πληροφορίες για το φάσμα συχνοτήτων του συμπλέγματος PQRST.Επίσης, η κυματομορφή εκτός από το σύμπλεγμα PQRST περιέχει και κάποιο θόρυβο, ο οποίος οφείλεται στην τροφοδοσία του ηλεκτροκαρδιογράφου από το δίκτυο ενέργειας, καθώς και θόρυβο από τα ηλεκτρόδια κ.α. [17].

Ένας αλγόριθμος ανίχνευσης QRS σε πραγματικό χρόνο αναπτύχθηκε από Pan και Tompkins το 1985, ο οποίος αναπτύχθηκε περαιτέρω από τον Hamilton και Tompkins το 1986. Ο αλγόριθμος αυτός αναγνωρίζει το συμπλέγματα QRS με βάση την ανάλυση του εύρους και το πλάτους. Στο σχήμα 3,3 παρουσιάζονται τα διάφορα φίλτρα που εμπλέκονται στην ανάλυση του σήματος του ECG. Προκειμένου να μειωθεί ο θόρυβος, το σήμα διέρχεται μέσω ενός ζωνοπερατού φίλτρου αποτελούμενο από ένα υψιπερατό φίλτρο και ένα βαθυπερατό φίλτρο.Το επόμενο στάδιο μετά τα φίλτρα είναι η διαφόριση του σήματος, ο τετραγωνισμός του, και ο μέσος χρόνος του σήματος [17].



Σχήμα 3.3 Φίλτρα και στάδια ανίχνευσης ECG [17].

Στην παρούσα διπλωματική λόγω της ύπαρξης αναλογικών φίλτρων για αποθορυβοποίηση του σήματος του ECG δεν έχει υλοποιηθεί το βαθυπερατό ψηφιακό φίλτρο και το ζωνοπερατό ψηφιακό φίλτρο στον μικροεπεξεργαστή. Οπότε, για τον αλγόριθμο ανίχνευσης του ECG, γίνεται εκκίνηση από το στάδιο της διαφόρισης. Μετά την έξοδο του σήματος από το ECG, το σήμα διαφορίζεται. Μία διαφόριση πέντε σημείων έχει συνάρτηση μεταφορά [17].

$$H(z) = 0{,}1\left(2 + \frac{1}{Z} + \frac{1}{Z^3} - 2\frac{1}{Z^4}\right)$$

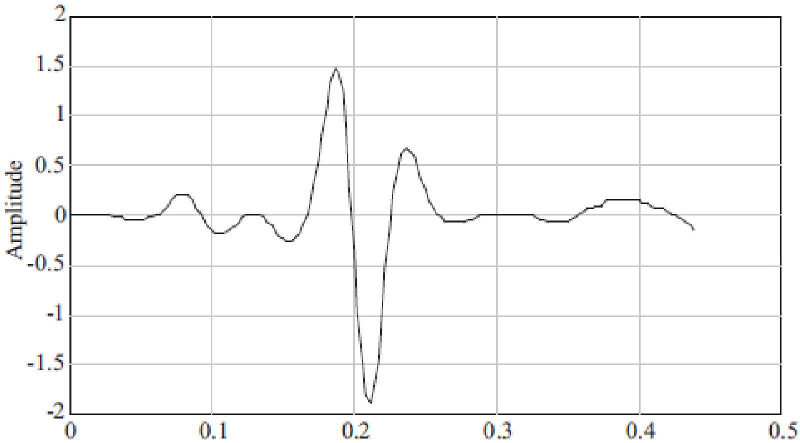
Η παραπάνω διαφόριση πραγματοποιείται από την ακόλουθη εξίσωση διαφορών.

$$y(nT) = \frac{2x(nT) + x(nT - T) - x(nT - 3T) - 2x(nT - 4T)}{8}$$

Το κλάσμα 1/8 είναι μια προσέγγιση στο πραγματικό κέρδος της τάξης του 0,1. Κατά τη διάρκεια του σχεδιασμού αυτού του φίλτρου ,προσεγγίζεται από παραμέτρους με δύο τιμές, για τη διευκόλυνση της λειτουργίας σε πραγματικό χρόνο. Οι υπολογισμοί αυτοί, εφαρμόζονται στην γλώσσα προγραμματισμού C σαν μετατόπιση προς τα αριστερά ή δεξιά. Η παράγωγος αυτή, προσεγγίζει την ιδανική παράγωγο του DC για φάσμα συχνοτήτων έως τα 30 Hz. Ο κώδικας σε C που πραγματοποιεί την παραπάνω διαφόριση είναι ο ακόλουθος [17].

```
int Derivative(int data)
{
  int y, i;
  static int x_derv[4];
  /*y = 1/8 (2x( nT) + x( nT - T) - x( nT - 3T) - 2x( nT -  4T))*/
  y = (data << 1) + x_derv[3] - x_derv[1] - ( x_derv[0] <<
      1);
  y >>= 2;
  for (i = 0; i < 3; i++)
    x_derv[i] = x_derv[i + 1];
  x_derv[3] = data;
  return (y);
}
```

Το σχήμα 3.3.α δείχνει την απόδοση του παραπάνω αλγορίθμου μετά τη διαφόριση.

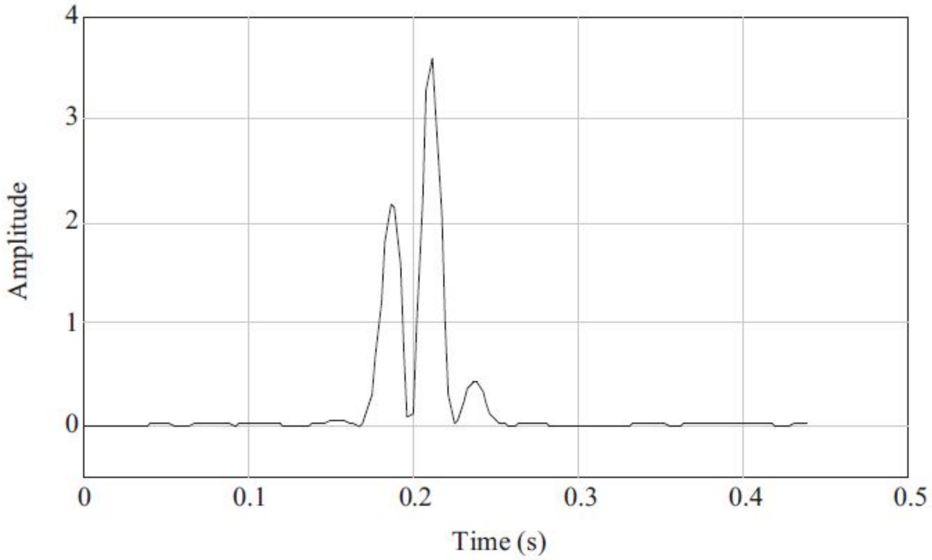


Σχήμα 3.3α Σήμα ECG μετά τη διαφόριση [17].

Από την παραπάνω γραφική παρατηρείται ότι τα κύματα στην αρχή και στο τέλος P και T έχουν εξασθενίσει, ενώ τα κύματα QRS έχουν ενισχυθεί σημαντικά. Το επόμενο στάδιο της διαδικασίας, είναι ο τετραγωνισμός του σήματος έτσι ώστε να μην υπάρξουν αρνητικές τιμές του σήματος. Επίσης, ενισχύει την έξοδο του σήματος της διαφόρισης που είναι μη γραμμικό. Ο παραπάνω τετραγωνισμός πραγματοποιείται από τη σχέση.

$$y(nT) = [x(nT)]^2$$

Στο σχήμα 3.3β φαίνεται το σήμα μετά τον τετραγωνισμό. Παρατηρείται ότι υπάρχει σήμα ECG με μόνο θετικές τιμές.

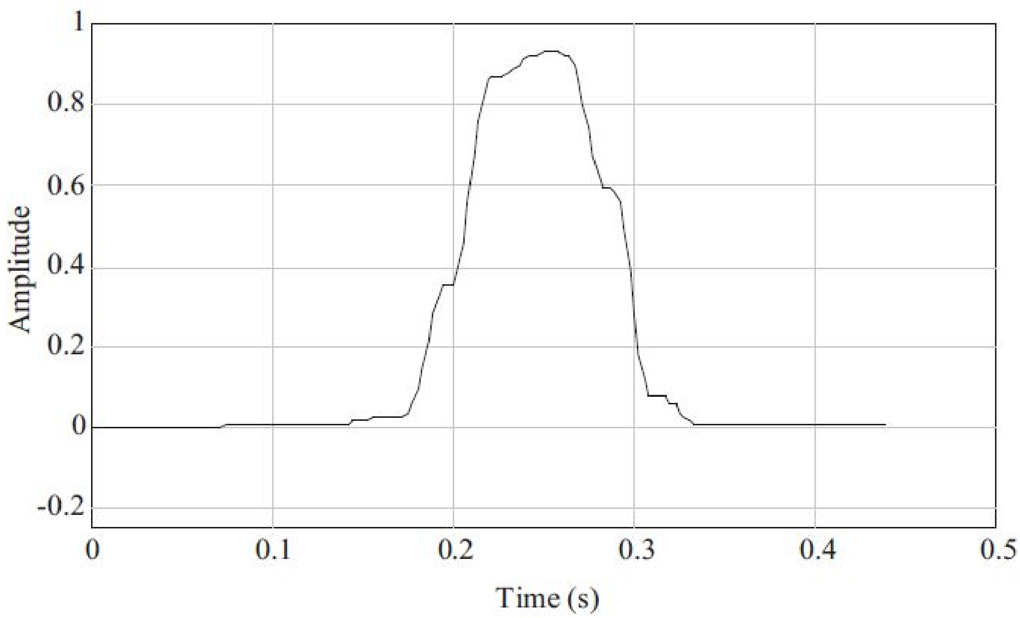


Σχήμα 3.3β Σήμα ECG μετά τον τετραγωνισμό [17].

Το επόμενο στάδιο στο συγκεκριμένο αλγόριθμο είναι το κινητό παράθυρο(Moving windows).Η κλίση του κύματος R από μόνη της δεν είναι ένας σίγουρος τρόπος για να ανιχνεύσει ένα συμβάν QRS. Στο σύμπλεγμα QRS αν υπάρξουν μεγάλα πλάτη και μεγάλες διάρκειες δε μπορούν να ανιχνευθούν χρησιμοποιώντας πληροφορίες που παρέχονται σχετικά με την κλίση του επάρματος R.Οπότε, από το σήμα θα πρέπει να εξάγονται περισσότερες πληροφορίες. Με τη μέθοδο ενός κινητού παράθυρου θα μπορούσαν να εξαχθούν περισσότερες πληροφορίες από το σήμα εκτός από την κλίση του επάρματος R.Το κινητό παράθυρο πραγματοποιείται με την ακόλουθη εξίσωση διαφορών.

$$y(nT) = \frac{1}{N}\left(x\left(nT - (N-1)T\right) + x\left(nT - (N-2)T\right) + ... + x(nT)\right)$$

Όπου N είναι ο αριθμός των δειγμάτων στο πλάτος του κινούμενου παραθύρου. Η παράμετρος αυτή πρέπει να επιλέγεται προσεκτικά. Το σχήμα 3.3γ δείχνει το σήμα του ECG μετά το moving windows [17].

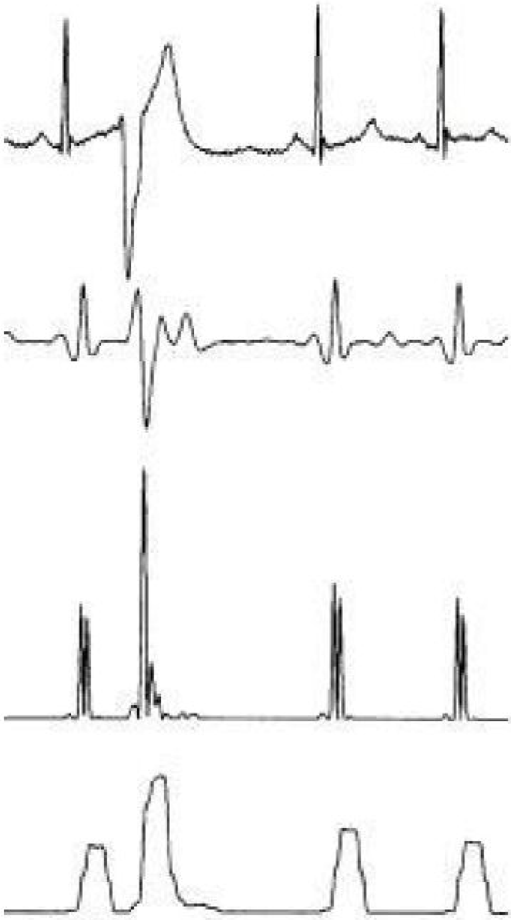


Σχήμα 3.3γ Σήμα ECG μετά το moving windows[17].

Το πλάτος του παραθύρου πρέπει να είναι περίπου το ίδιο με το ευρύτερο σύμπλεγμα των QRS.Σε περίπτωση που το moving windows είναι υπερβολικά μεγάλο, τότε στα επάρματα QRS θα συγχωνευτεί και το T. Αντίθετα τώρα, αν το moving windows είναι αρκετά μικρό, τότε θα μπορούσαν στην έξοδο να εμφανιστούν αρκετές κορυφές. Το πλάτος του παραθύρου πρέπει να επιλεγεί πειραματικά. Ο αλγόριθμος που πραγματοποιεί το κινητό παράθυρο(moving windows) είναι ο ακόλουθος [17].

```
int MovingWindowIntegral(int data)
{
  static int x[32], ptr = 0;
  static long sum = 0;
  long ly;
  int y;
  if (++ptr == 32)
    ptr = 0;
  sum -= x[ptr];
  sum += data;
  x[ptr] = data;
  ly = sum >> 5;
  if (ly > 32400) /*check for register overflow*/
    y = 32400;
  else
    y = (int) ly;
  return (y);
}
```

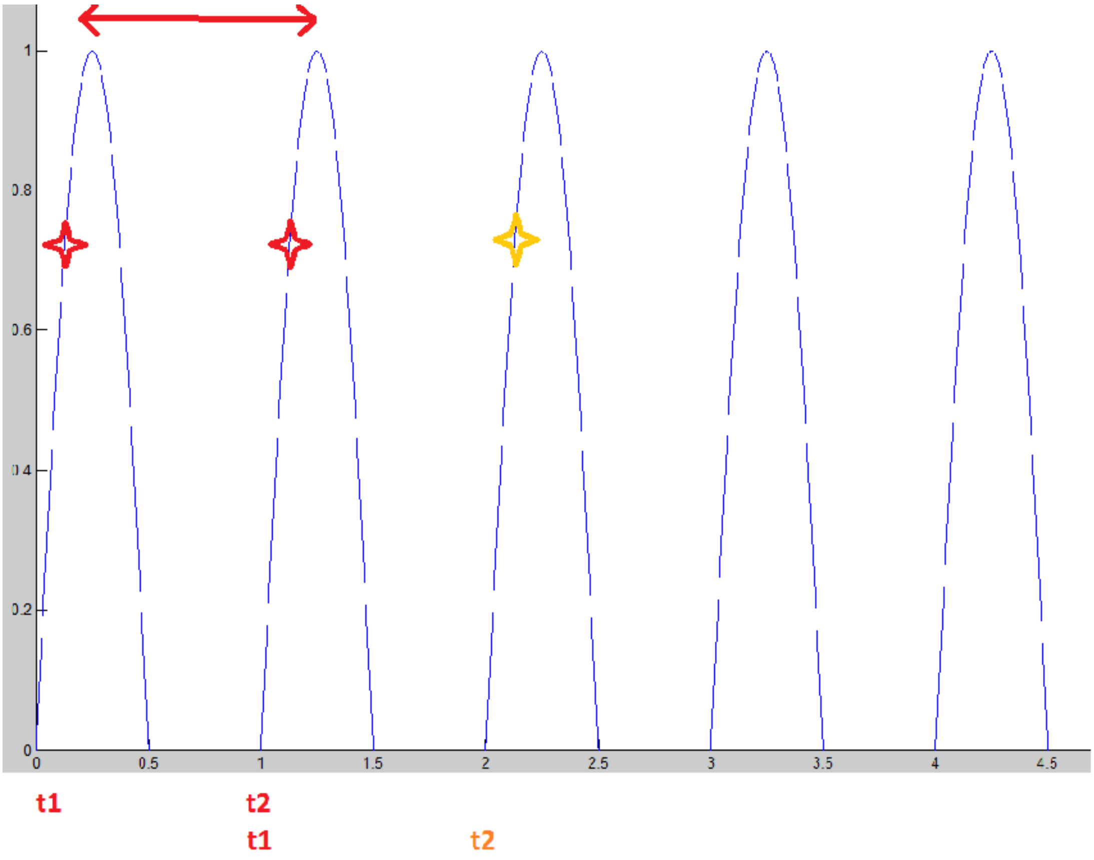
Στο σχήμα 3.3δ απεικονίζεται οι κυματομορφές ενός ECG σε κάθε ενδιάμεσο στάδιο.



Σχήμα 3.3δ Σήμα ECG σε όλα τα στάδια της επεξεργασίας [17].

Από την παραπάνω τεχνική, συμπεραίνεται ότι στην παρούσα διπλωματική θα πρέπει να φτιαχτεί ένα κατώφλι με κάποια εντολή στον Arduino (π.χ. με την if), εντοπίζοντας τα σημεία κάθε φορά που ξεπερνάει το σήμα του ECG το συγκεκριμένο κατώφλι και αποθηκεύοντας την τιμή αυτή σε μία μεταβλητή π.χ. t1, τότε την επόμενη φορά που θα περάσει ξανά το κατώφλι θα αποθηκεύεται σε μία άλλη μεταβλητή π.χ. t2 και στην συνέχεια θα γίνει μία μετακίνηση των σημείων προς τα δεξιά.Όπως φαίνεται γραφικά στο σχήμα 3.3ε.Τότε τα BPM προκύπτουν από τη σχέση

$$BPM = \frac{60000}{t2 - t1}$$



Σχήμα 3.3ε γραφικός υπολογισμός BPM

Υποθέτοντας ότι.
mw: Είναι το αποτέλεσμα από το moving windows.
thr: Είναι κάποιο κατώφλι για να πάρω το σημείο t.
Τότε ο αλγόριθμος για τον υπολογισμό του BPM είναι.

```
if ((mw > thr && flag == 0)) {
    t = millis();
    BPM = 60000.0 / (t - t1);
    t1 = t;
    flag = 1;
  }
  if ((mw < thr) && flag == 1) {
    flag = 0;
  }
```

3.3.1Ολοκληρωμένος αλγόριθμος για ECG.

Με βάση όλα τα προηγούμενα δημιουργήθηκε ο συγκεντρωτικός κώδικας για το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στο συγκεκριμένο αλγόριθμο έχει εισαχθεί και κώδικας για την αποστολή των δεδομένων σε υπολογιστή μέσω δικτύου Ethernet.Ο κώδικας για το Ethernet είναι βασισμένος στο παράδειγμα που έχει ο Arduino για web server.

Αλγόριθμος

```
#include <SPI.h>//arxizei o algoritmos gia ethernet part 1
#include <Ethernet.h>
byte mac[] = {
  0xDE, 0xAD, 0xBE, 0xEF, 0xFE, 0xED
};
IPAddress ip(169, 254, 255, 63);//I ip adress exartatai apo to topiko
diktio
EthernetServer server(80);//teleioneo to part 1 tou ethernet

int tstart;//arxikopoio tis metablites
int N = 0;
int thr = 200;
int t1 = 0;
int t2 = 0;
float BPM = 0;
int flag = 0;
int t = 0;

#include <LiquidCrystal.h>//perilambano tin bibliothiki tis othonis
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);//arxikopoio tin othoni

byte heart[8] = {//dimioyrgo stin othoni to sxima tis kardias
  0b00000,
  0b01010,
  0b11111,
  0b11111,
  0b11111,
  0b01110,
  0b00100,
  0b00000
};

void setup() {//anoigei tin seiriaki epikoinonia kai perimeni na
anoixi i porta
  Serial.begin(9600);//arxi part 2 gia ethernet
  while (!Serial) {//perimeni i seiriakis porta na epikoinonisi
    ;
  }
  Ethernet.begin(mac, ip);//xekinaei i epikoinonia me ton server
  server.begin();
  Serial.print("server is at ");
  Serial.println(Ethernet.localIP());//telos part 2 for ethernet
  Serial.begin(115200);
  tstart = millis();
  lcd.clear();
  lcd.createChar(1, heart);
  lcd.begin(16, 2);
```

```
  lcd.write(1);
  lcd.setCursor(1, 0);
  lcd.print(" BPM is:    ");
  pinMode(8, OUTPUT);
  pinMode(9, OUTPUT);
  pinMode(10, OUTPUT);
  pinMode(7, OUTPUT);

  int maxv = -1;
  for (int i = 1; i < 1000; i++)
  {

    int v = analogRead(A0);//diazei to sima tou ECG apo tin analogiki
eisodo
    int der = Derivative(v);//Kanei diaforisi tou simatos
    int der2 = der * der;//Kanei tetragonismo tou simatos
    int mw = MovingWindowIntegral(der2);//Kanei to moving windows
    delay(2);
    if(i<100) continue;//kanei digmatolipsia ston astheni gia na brei
tin megisti timi
    if (mw > maxv) {
      maxv = mw;
    }
  }
  thr = 0.7 * maxv;//pernei to 70% tis megistiw timis
  Serial.println(thr);
}

void loop() {
  EthernetClient client = server.available();//arxi part 3 for
ethernet
  if (client) {
    Serial.println("new client");
        boolean currentLineIsBlank = true;
    while (client.connected()) {
      if (client.available()) {
        char c = client.read();
        Serial.write(c);
        if (c == '\n' && currentLineIsBlank) {
          client.println("HTTP/1.1 200 OK");
          client.println("Content-Type: text/html");
          client.println("Connection: close");
          client.println("Refresh: 5");  // kanei aytomati ananeosi
tis selidas kathe 5sec
          client.println();
          client.println("<!DOCTYPE HTML>");
          client.println("<html>");
               for (int analogChannel = 0; analogChannel < 1;
analogChannel++) {
            int sensorReading = BPM;
            client.println("</html><h1>School of Electrical and
Computer Engineering - N.T.U.A.<\h1><br /><h2>Diplomatic work
Electrocardio<\h2><br /><h3>Papadakis Matthaios 2014-2015<\h3><br
/>");
            client.print("BPM ");
            client.print(" is: ");
            client.print(BPM);
            client.println("<br />");
            client.println("<title>NTUA electrocardio ");
          }
          break;
```

```
        }
        if (c == '\n') {
          // you're starting a new line
          currentLineIsBlank = true;
        }
        else if (c != '\r') {
          // you've gotten a character on the current line
          currentLineIsBlank = false;
        }
      }
    }
    client.stop();
    Serial.println("client disconnected");//telos part 3 fot ethernet
  }
  int data = analogRead(A0);
  int der = Derivative(data);
  int der2 = der * der;
  int mw = MovingWindowIntegral(der2);
  if ((mw > thr && flag == 0)) { //ipologizo ta BPM
    t = millis();
    BPM = 60000.0 / (t - t1);
    lcd.setCursor(9, 0); //tiponi stin othonis stin 1 grammi.
    lcd.print(BPM);//tiponi tin metabliti
    if (BPM < 50) //elenxoi an exo ligous palmous
    {
      lcd.setCursor(0, 1); //tiponi minima stin othoni
      lcd.print("Bradycardia    ");//mou leei oti exo bradikardia
      digitalWrite(8, HIGH);
      digitalWrite(9, LOW);//anabei to antistoixo led
      digitalWrite(10, HIGH);
      digitalWrite(7, HIGH);
    }
    if (BPM < 30) //elenxei an exo ligous palmous
    {
      lcd.setCursor(0, 1); //tiponi stin othoni minima
      lcd.print("You are dead");//Mou leei oti pethana
    }
      if (BPM > 30 && BPM<50) //elenxei an exo ligous palmous
    {
      digitalWrite(7, LOW);//anabei to antistoixo led
    }
    if ((BPM > 50)) //elenxei an exo fisiologikous palmous
    {
      lcd.setCursor(0, 1); //tiponi stin othoni minima
      lcd.print("Physiology      ");//Mou leei oti eimai fisiologikos
      digitalWrite(8, LOW);//Anabei to antistoixo led
      digitalWrite(9, HIGH);
      digitalWrite(10, HIGH);
      digitalWrite(7, LOW);
    }
    if ((BPM > 100)) //elenxei an exo taxikardia
    {
      lcd.setCursor(0, 1); //tiponi stin othoni minima
      lcd.print("Tachycardia     ");//Mou leei oti exo taxikardia
      digitalWrite(8, HIGH);
      digitalWrite(9, HIGH);
      digitalWrite(10, LOW);//Anabei to antistoixo led
      digitalWrite(7, LOW);
```

```
    }
    Serial.print(" bpm== ");//tiponi minima stin othoni BPM
    Serial.println(BPM);//tiponi ton aritmo tou BPM
    Serial.print(" ");
    t1 = t;//exei na kanei me ton ipologismo tou BPM
    flag = 1;//exei na kanei me ton ipologismo tou BPM
  }
  if ((mw < thr) && flag == 1) {//exei na kanei me ton ipologismo tou
BPM
    flag = 0;
  }
  delay(2);
}


int Derivative(int data)//I sinartisi ayti kanei diaforisi
{
  int y, i;
  static int x_derv[4];
  /*y = 1/8 (2x( nT) + x( nT - T) - x( nT - 3T) - 2x( nT -  4T))*/
  y = (data << 1) + x_derv[3] - x_derv[1] - ( x_derv[0] <<
      1);
  y >>= 2;
  for (i = 0; i < 3; i++)
    x_derv[i] = x_derv[i + 1];
  x_derv[3] = data;
  return (y);
}
int MovingWindowIntegral(int data)//I sinartisi ayti kanei to moving
windows
{
  static int x[32], ptr = 0;
  static long sum = 0;
  long ly;
  int y;
  if (++ptr == 32)
    ptr = 0;
  sum -= x[ptr];
  sum += data;
  x[ptr] = data;
  ly = sum >> 5;
  if (ly > 32400)
    y = 32400;
  else
    y = (int) ly;
  return (y);
}
```

Τέλος αλγορίθμου

4

Μετρήσεις-Πειραματικά αποτελέσματα.

Στα προηγούμενα κεφάλαια έγινε η θεωρητική ανάλυση όλων των σταδίων ξεχωριστά. Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα, δηλαδή πως συμπεριφέρονται τα παραπάνω κυκλώματα σε πραγματικές συνθήκες. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάζεται πως επηρεάζονται από θόρυβο, παρεμβολές, αξιοπιστία των μετρήσεων και άλλα τέτοια θέματα.

4.1Απόκριση συχνότητα ενισχυτή οργανολογίας & αναλογικών φίλτρων.

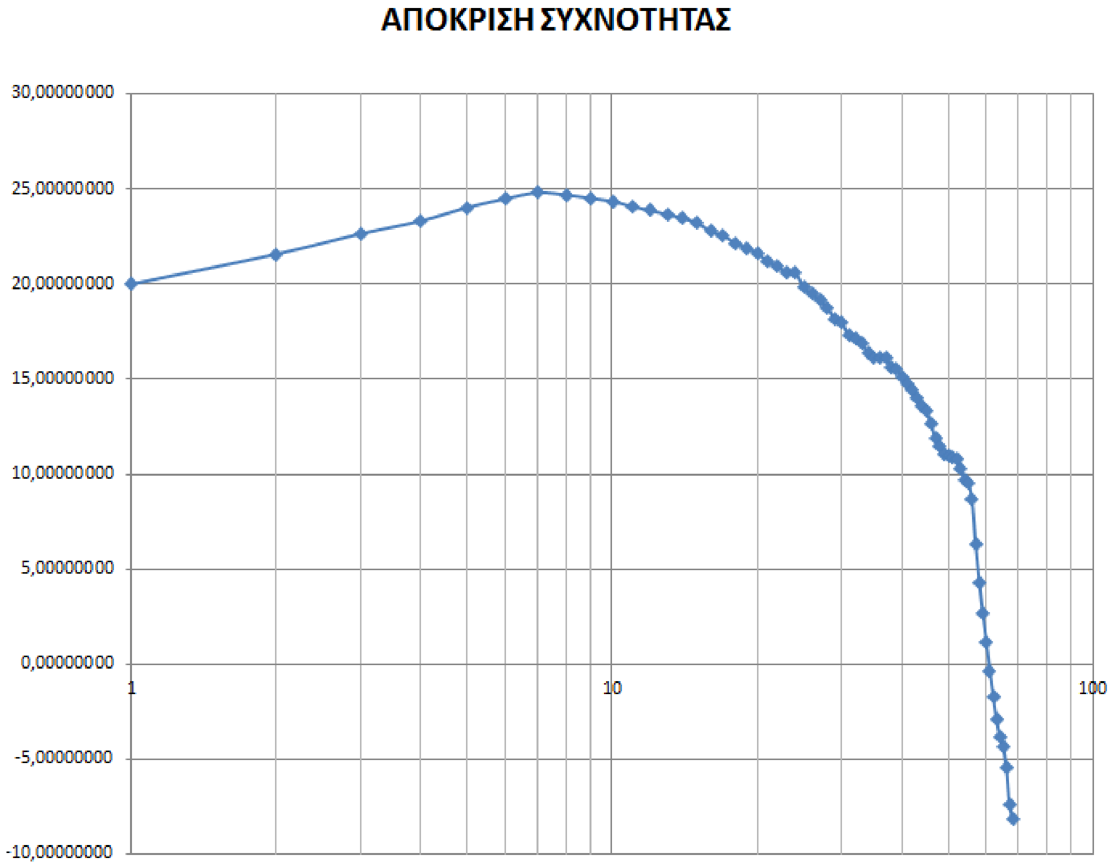
Για να σχεδιαστεί η απόκριση συχνότητας του παραπάνω κυκλώματος τοποθετείται σαν είσοδος ένα ημίτονο στο INA123 στο ποδαράκι 3 και γειώνεται το ποδαράκι 2.Το ημιτονοειδές σήμα είχε πλάτος περίπου 0,2V και η συχνότητα θα ξεκινάει από 0,5Hz και θα αυξηθεί σταδιακά μέχρι τα 120Hz.Μετρήθηκε για κάθε συχνότητα η τάση εισόδου, και η τάση εξόδου. Στη συνέχεια υπολογίζεται το κέρδος από την σχέση $20 \cdot LOG_{10} = \frac{V_{out}}{V_{in}}$.Τα αποτελέσματα καταγράφονται στον ακόλουθο πίνακα.

	Μετρούμενο πλάτος σε Vp-p		
Συχνότητα f σε Hz	**Μετρούμενο πλάτος Vp-p input σε V**	**Μετρούμενο πλάτος Vp-p output σε V**	**A κέρδος**
0,5	0,170	1,70	20,00000000
0.6	0,200	2,40	21,58362492
0,7	0,224	3,04	22,65251131
0,8	0,240	3,52	23,32662844
0,9	0,264	4,20	24,03290727
1	0,292	4,90	24,49626457
2	0,184	3,20	24,80664311
3	0,198	3,40	24,69627454
4	0,202	3,40	24,52255095
5	0,206	3,4	24,35223393
6	0,210	3,36	24,08239965
7	0,210	3,28	23,87309098
8	0,210	3,2	23,65861367

9	0,212	3,16	23,46702443
10	0,210	3,04	23,21308578
11	0,212	2,92	22,78093981
12	0,212	2,84	22,53964958
13	0,212	2,72	22,16466086
14	0,212	2,64	21,90536132
15	0,212	2,56	21,63808209
16	0,212	2,44	21,22107931
17	0,212	2,36	20,93152284
18	0,212	2,28	20,63197972
19	0,212	2,28	20,63197972
20	0,212	2,08	19,83454948
21	0,212	2	19,49388269
22	0,212	1,92	19,13930736
23	0,212	1,84	18,76963924
24	0,212	1,72	18,18385172
25	0,212	1,68	17,97946842
26	0,212	1,56	17,33577475
27	0,212	1,52	17,11015454
28	0,212	1,48	16,87851709
29	0,212	1,4	16,39584349
30	0,212	1,36	16,14406095
31	0,028	0,18	16,16228948
32	0,028	0,18	16,16228948
33	0,028	0,17	15,6658178
34	0,028	0,168	15,56302501
35	0,028	0,16	15,13923903
36	0,028	0,154	14,80725379
37	0,028	0,148	14,46207368
38	0,028	0,14	13,97940009
39	0,028	0,134	13,59893534
40	0,028	0,13	13,33570642
41	0,028	0,12	12,64046429
42	0,028	0,11	11,88469308
43	0,028	0,105	11,48062535
44	0,028	0,1	11,05683937
45	0,028	0,099	10,96954327
46	0,028	0,098	10,88136089
47	0,028	0,097	10,79227406
48	0,028	0,092	10,33259592
49	0,028	0,086	9,746808398
50	0,028	0,084	9,542425094
55	0,028	0,076	8,673111219
60	0,028	0,058	6,325399244

65	0,028	0,046	4,311996007
70	0,028	0,038	2,652511305
75	0,028	0,032	1,15983894
80	0,028	0,027	-0,315885344
85	0,028	0,023	-1,708603906
90	0,028	0,02	-2,922560714
95	0,028	0,018	-3,837710525
100	0,028	0,017	-4,334182199
105	0,028	0,015	-5,421335446
110	0,028	0,012	-7,359535706
120	0,028	0,011	-8,115306924

Στην συνέχεια με τη βοήθεια του excel σχεδιάστηκε η συνολική απόκριση του κυκλώματος, που είναι η ακόλουθη.

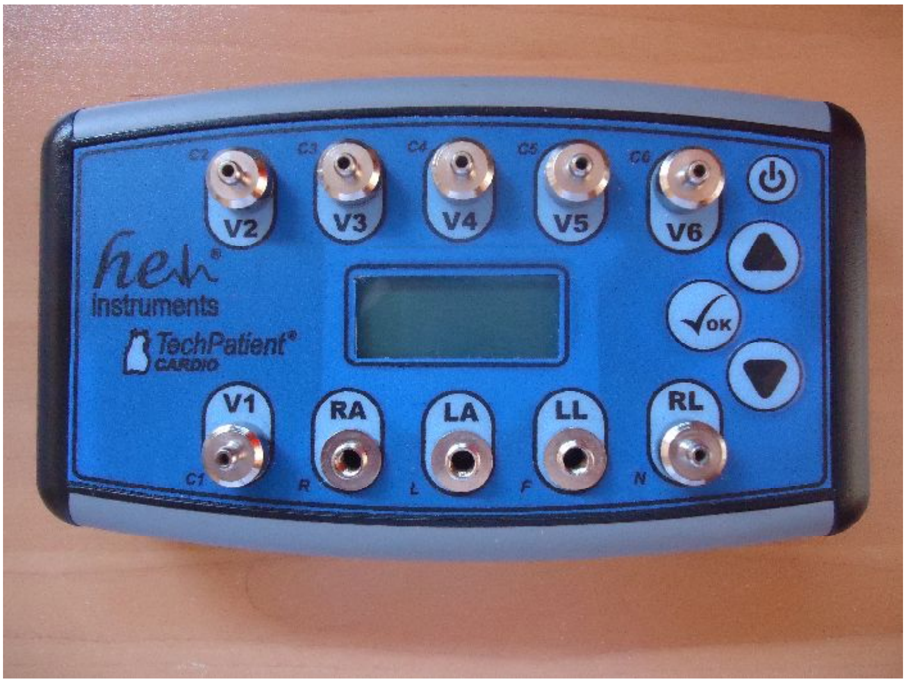


Παρατηρήσεις συμπεράσματα κυκλώματος

Από την παραπάνω γραφική παρατηρείται ότι, η ζώνη διέλευσης όλων των φίλτρων, ξεκινάει από το 1Hz και αποκόπτει τελείως το σήμα στα 60Hz.Η παραπάνω χρονική απόκριση είναι σωστή γιατί στο φάσμα 1 έως 60Hz περιέχονται όλες οι απαραίτητες πληροφορίες που χρειάζεται ο ηλεκτροκαρδιογράφος και τα υπόλοιπα είναι παράσιτα ή θόρυβος.

4.1.1 Εισαγωγή σήματος ECG στα αναλογικά φίλτρα από εξομοιωτή.

Για την προσομοίωση των σημάτων του ECG χρησιμοποιήθηκε ο ακόλουθος εξομοιωτής.



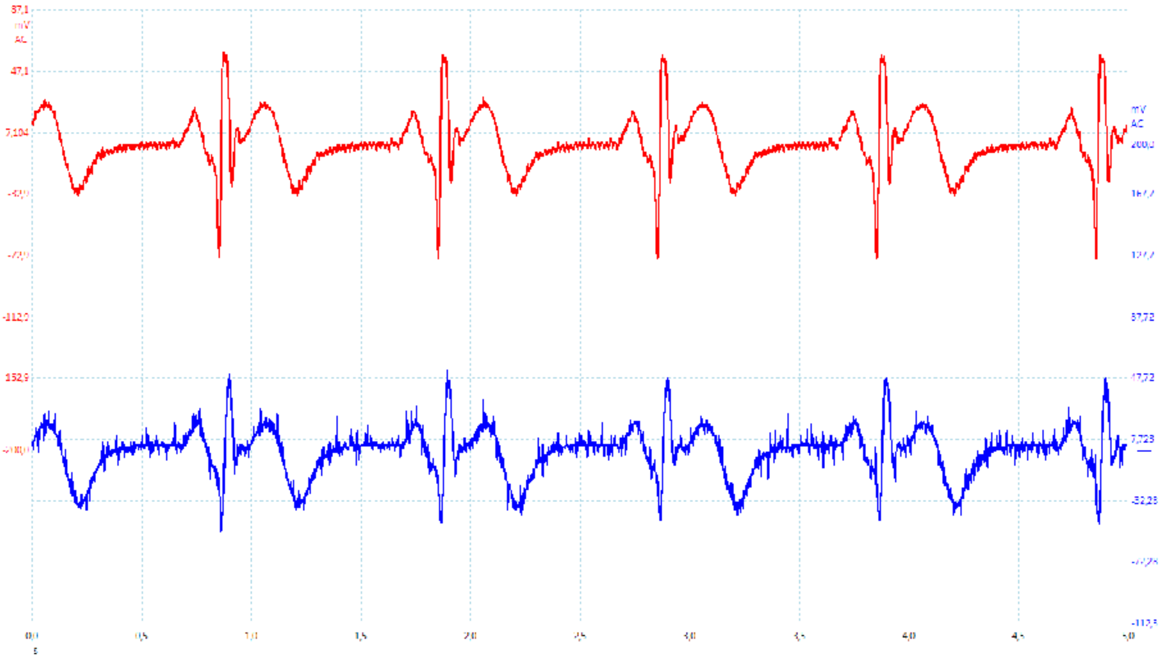
Σχήμα 4.1.1 Εξομοιωτής σήματος ECG

Συγκεκριμένα συνδέθηκε ο ακροδέκτης RA του εξομοιωτή με την αρνητική είσοδο του ενισχυτή οργανολογίας και ο ακροδέκτης LA με την θετική είσοδο. Επίσης, συνδέθηκε ο ακροδέκτης LL στην γείωση. Στην έξοδο της πλακέτας συνδέθηκε ένας ψηφιακός παλμογράφος και με τη βοήθεια υπολογιστή αποθηκεύθηκαν οι κυματομορφές. Το κύκλωμα δοκιμάστηκε στις ακόλουθες περιπτώσεις.

- ECG χωρίς θόρυβο.
- ECG με θόρυβο 50Hz.
- ECG με τυχαίο θόρυβο.
- ECG με θόρυβο τρέμουλο.

Σε όλες τις κυματομορφές που θα ακολουθήσουν το κόκκινο χρώμα (το πάνω) είναι η είσοδος και το μπλε (το κάτω) είναι η έξοδος.

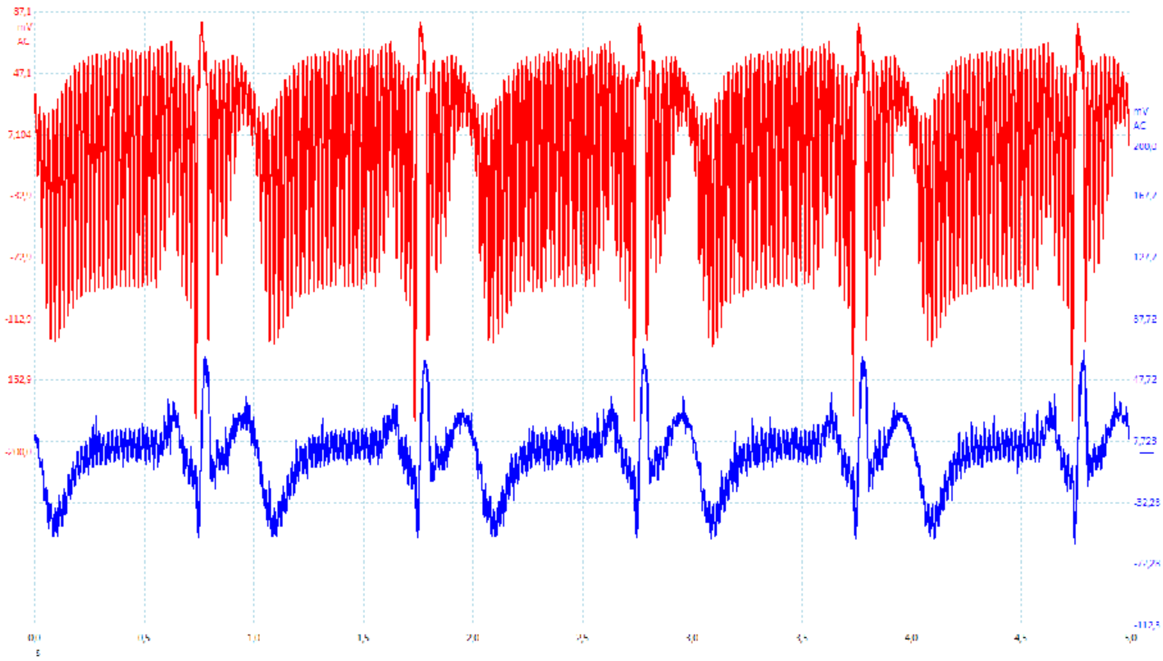
ECG χωρίς θόρυβο.



Σχήμα 4.1.1α Κυματομορφές για είσοδο ECG χωρίς θόρυβο

Παρατηρείται ότι, το σήμα εισόδου έχει ελάχιστο θόρυβο, ενώ το σήμα εξόδου είναι απαλλαγμένο από θόρυβο.

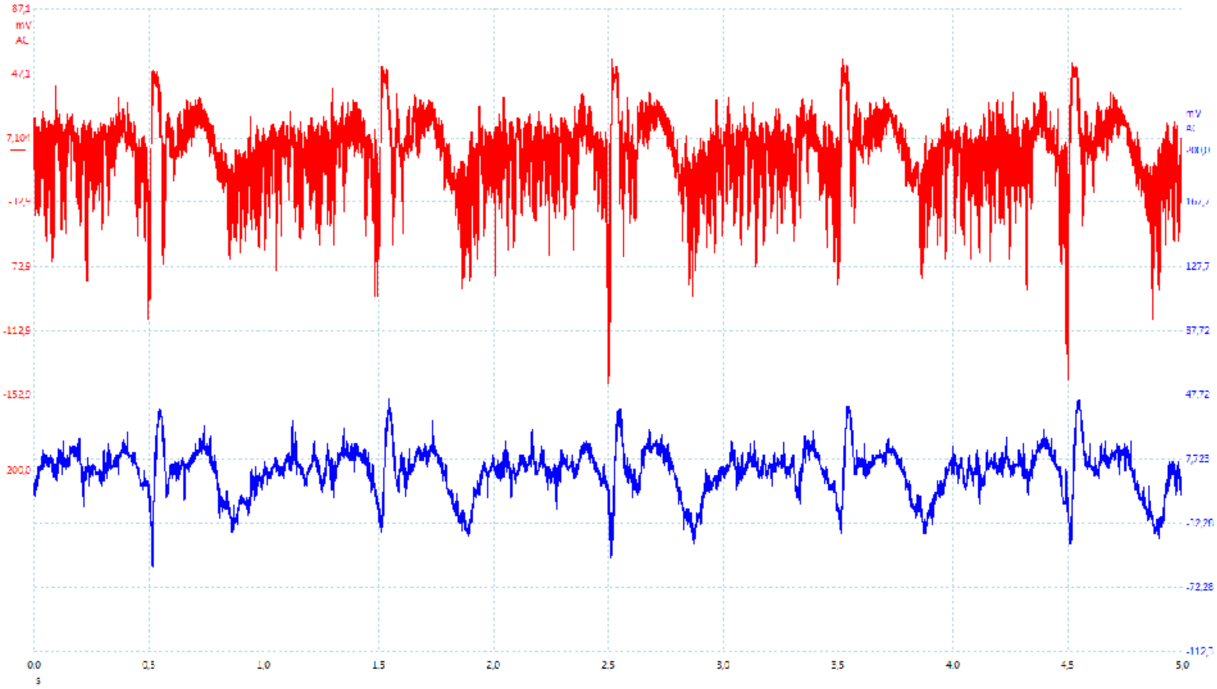
ECG με θόρυβο 50Hz.



Σχήμα 4.1.1β Κυματομορφές για είσοδο ECG με θόρυβο στα 50Hz

Παρατηρείται ότι, το σήμα εισόδου έχει αρκετό θόρυβο, ενώ στο σήμα εξόδου ο θόρυβος αυτός αποκόπτεται από τα φίλτρα.

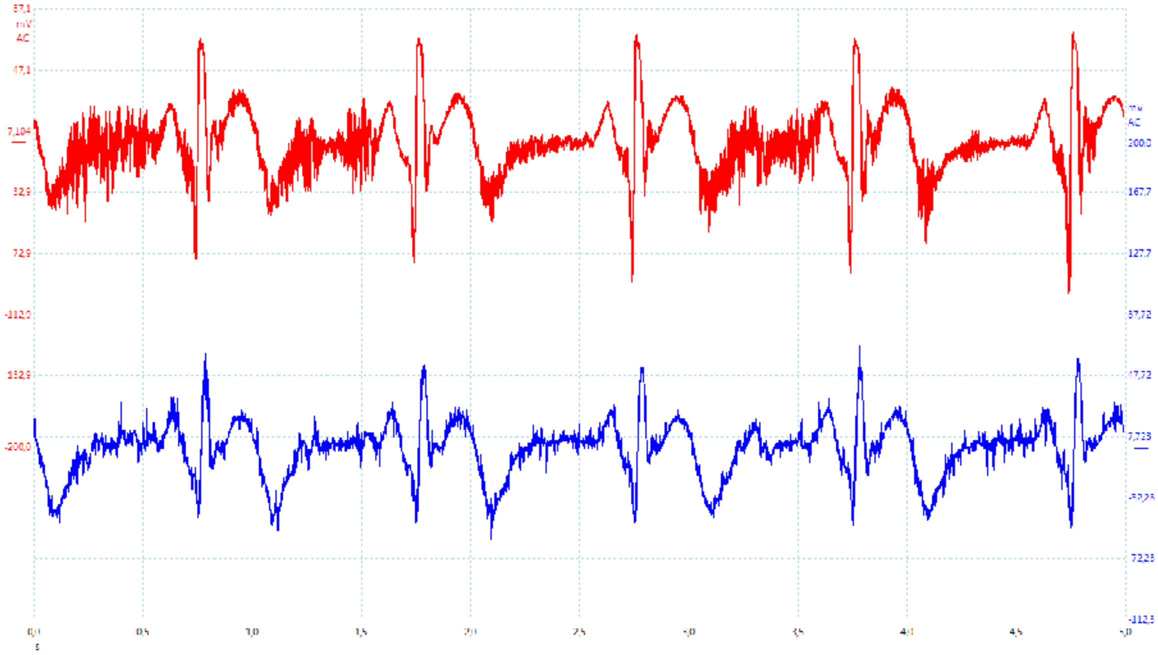
ECG με τυχαίο θόρυβο.



Σχήμα 4.1.1γ Κυματομορφές για είσοδο ECG με τυχαίο θόρυβο

Παρατηρείται ότι, το σήμα εισόδου έχει τυχαίο θόρυβο σε διάφορες συχνότητες αλλά στην έξοδο ο θόρυβος αυτός αποκόπτεται από τα φίλτρα.

ECG με θόρυβο τρέμουλο.



Σχήμα 4.1.1δ Κυματομορφές για είσοδο ECG με θόρυβο τρέμουλο

Παρατηρείται ότι, το σήμα εισόδου έχει θόρυβο (τρέμουλο), αλλά στην έξοδο ο θόρυβος αυτός αποκόπτεται από τα φίλτρα.

Παρατηρήσεις-συμπεράσματα για τα αναλογικά φίλτρα.

Από τις παραπάνω γραφικές παρατηρείται ότι τα φίλτρα ανταποκρίνονται σωστά σε πραγματικούς θορύβους, συνεπώς, η θεωρητική σχεδίαση που είχε αναπτυχθεί στο κεφάλαιο 2 είναι σωστή και επαληθεύεται σε πραγματικές συνθήκες.

4.2Υπολογισμός καρδιακού ρυθμού για διάφορα είδη θορύβου.

Από τον εξομοιωτή τοποθετήθηκαν για διάφορους καρδιακούς ρυθμού ξεκινώντας από το 30 έως το 200 κάποια είδη θορύβου. Τα αποτελέσματα της παραπάνω διαδικασίας παρουσιάζονται στον ακόλουθο πίνακα.

BPM από εξομοιωτή	Χωρίς θόρυβο	Με θόρυβο γραμμής 50Hz	Τρέμουλο	Θόρυβος Gauss	Τυχαίο Θόρυβο
30	30,02	29,99	30,02	30,09	29,99
35	35,03	34,84	34,9	35,07	34,84
40	40,03	40	40,11	40	40,11
45	45,05	44,58	45,18	45,25	44,58
50	50,08	50,04	50,13	50,17	50,08
55	55,2	55,15	55,05	55,2	54,69
60	60,12	60,18	60,18	60,18	60
65	65,08	55,1	65,22	64,79	64,24
70	70,18	69,28	70,42	70,26	69,61
75	75,09	75,09	74,91	74,81	75,09
80	80,11	81,5	80,43	79,79	81,7
85	85,23	85,71	85,84	84,51	85,35
90	90,36	91,05	91,08	90,36	91,6
95	95,09	95,7	96,77	94,79	95,69
100	100,17	100,33	100,17	100,17	100,67
105	105,26	107,91	108,7	105,26	107,89
110	110,5	111,5	112,57	110,7	111,52
115	115,38	115,61	116,05	114,63	117,42
120	120,24	120,24	120,04	120,24	120,24
125	125,26	125,26	125,26	125,28	124,23
130	130,43	130,72	131	130,72	131,56
135	135,44	136,99	136,05	136,63	136,25
140	140,52	140,52	142,18	142,01	143,21
145	145,63	146,3	153,85	144,93	146,81
150	150,38	151,28	152	150,38	152,96

155	155,44	156,43	156,5	157,14	156,23
160	160,43	160,02	163,25	160,04	162,45
165	165,75	165,71	168,23	166,2	167,23
170	170,94	168,52	176,23	173,41	171,26
175	175,95	175,95	179,63	177,54	176,25
180	180,72	178,8	184,34	182,42	180,98
185	185,76	187,5	188,62	186,23	187,96
190	191,08	189,04	194,23	189,23	192,63
195	196,08	198,05	198,52	196,52	197,84
200	201,34	200,67	201,69	200,04	198,63

Παρατηρήσεις-συμπεράσματα για τα διάφορα είδη θορύβου.

Από τον παραπάνω πίνακα, παρατηρείται ότι, για όλα τα είδη θορύβου για χαμηλό καρδιακό ρυθμό(BPM) ο θόρυβος περιορίζεται από τα αναλογικά φίλτρα. Όσο αυξάνεται ο καρδιακός ρυθμός πάνω από 120BPM, παρατηρείται ότι η μετρούμενη τιμή από την πραγματική έχει μεγαλύτερη απόκλιση.

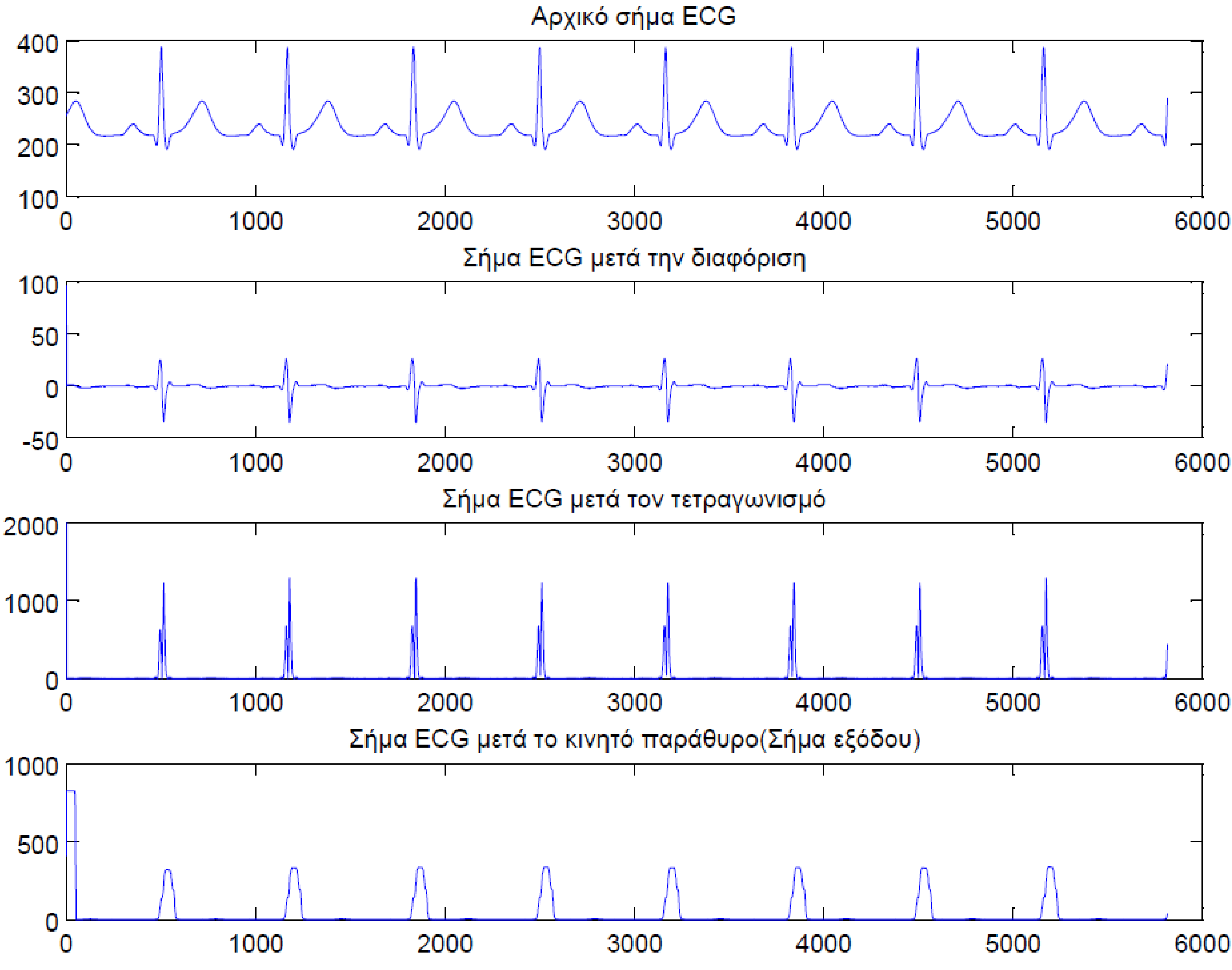
4.3Ενδιάμεσα στάδια του σήματος στο Arduino.

Σε αυτήν την πειραματική διαδικασία έχει προγραμματιστεί ο Arduino με τον αλγόριθμο που αναπτύξαμε στο 3 κεφάλαιο. Με τη βοήθεια του λογισμικού του Arduino, μπορεί με το serial print απεικονίσαμε όλα τα στάδια στο εσωτερικό του Arduino που περιγράφτηκαν παραπάνω. Δηλαδή, μπορούμε να απεικονίσουμε, το αρχικό σήμα, την διαφόριση του, ο τετραγωνισμός του και το κινητό παράθυρο. Ως είσοδος ECG στον Arduino, τοποθετείται ένα σήμα από τον εξομοιωτή που φαίνεται στο σχήμα .

Σχήμα 4.3 Εξομοιωτής σήματος ECG

Στη συνέχεια τα δεδομένα που αποκτήθηκαν από το Arduino με το SerialPrint αντιγράφθηκαν σαν πίνακας στο MATLAB.Με την εντολή του matlab subplot δημιουργήθηκαν οι παρακάτω γραφικές όπου φαίνεται το σήμα σε όλα τα ενδιάμεσα της ψηφιακής του επεξεργασίας.

<u>Τα ενδιάμεσα στάδια της ψηφιακής επεξεργασίας παρουσιάζονται στο σχήμα 4.2α</u>



Σχήμα 4.2α Κυματομορφές ECG στα διάφορα στάδια της ψηφιακή επεξεργασίας του σήματος.

4.4Εγχειρίδιο χρήσης φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου.

Όπως παρουσιάστηκε αναλυτικά στο 2 κεφάλαιο έχει κατασκευαστεί ο ακόλουθος ηλεκτροκαρδιογράφος.

Όψη ηλεκτροκαρδιογράφου

Για την μέτρηση του BPM γίνονται τα ακόλουθα βήματα.

Βήμα 1.

Αρχικά τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια στον υπό εξέταση ασθενή. Το RA τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο του ασθενή, το LA στο αριστερό άνω άκρο και το LL που είναι η γείωση του κυκλώματος, τοποθετείται σε ένα ουδέτερο σημείο του ασθενή π.χ. στο πόδι. Στην συνέχεια ανοίγεται ο διακόπτης on-off.

Ηλεκτρόδια ηλεκτροκαρδιογράφου

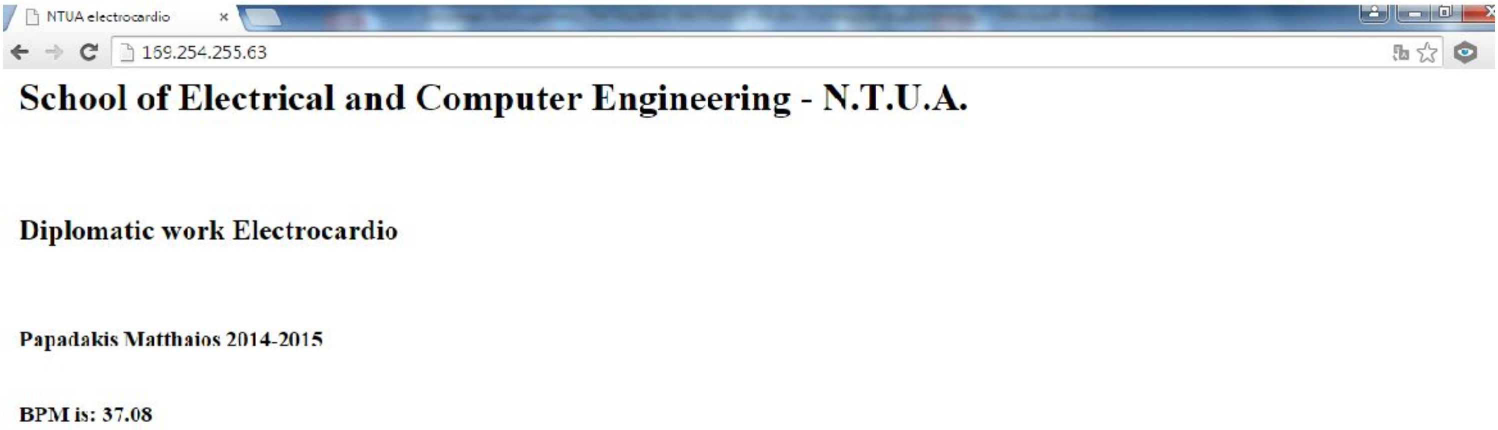
Βήμα 2.

Στην συνέχεια πρέπει να πατηθεί το μπουτόν RESET για να ρυθμίσει ο ηλεκτροκαρδιογράφος το κατώφλι τάσης του ασθενή. Στην οθόνη εμφανίζεται ο αριθμός του BPM του ασθενή, ανάλογα και με τον αριθμό του BPM ανάβει το LED heart Rate αντίστοιχο χρώμα.

- Το LED είναι κόκκινο για BPM μικρότερο 30. Επίσης στην οθόνη LCD εμφανίζεται το μήνυμα ότι ο ασθενής πεθαίνει και ταυτόχρονα ηχεί ένα μπάζερ για ηχητική ένδειξη.
- Το LED είναι κόκκινο για BPM μικρότερο 50. Επίσης στην οθόνη LCD εμφανίζεται το μήνυμα βραδυκαρδία.
- Το LED είναι πράσινο για BPM από 50 έως 100.Επίσης στην οθόνη LCD εμφανίζεται το μήνυμα φυσιολογικός.
- Το LED είναι μπλε για BPM μεγαλύτερο του 100. Επίσης στην οθόνη LCD εμφανίζεται το μήνυμα ταχυκαρδία.

Βήμα 3.

Στην συνέχεια συνδέεται με καλώδιο Ethernet η συσκευή με τον υπολογιστή και στην γραμμή αναζήτησης γράφεται η IP που έχει ρυθμιστεί, η οποία είναι. 169.254.255.63
Στην οθόνη του explorer εμφανίζεται ο αριθμός του BPM του ασθενή, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα.



Γενικές οδηγίες χρήσης.

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος διαθέτει μπαταρία για τη λειτουργία του. Κατά τη διάρκεια φόρτισης της μπαταρίας, ανάβει το LED charger στην πρόσοψη του ηλεκτροκαρδιογράφου. Επισημαίνεται, ότι κατά την διάρκεια επαφής του ηλεκτροκαρδιογράφου με τον ασθενή, ο ηλεκτροκαρδιογράφος θα πρέπει να είναι αποσυνδεμένος από το δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας, και να τροφοδοτείται αποκλειστικά από την μπαταρία.

5

Συμπεράσματα μελλοντικές επεκτάσεις.

5.1Ασύρματη αποστολή δεδομένων.

Μία επέκταση της παρούσας διπλωματικής είναι η αποστολή των δεδομένων σε υπολογιστή με ασύρματο τρόπο. Με αυτόν τρόπο, απαλλάσσεται η ανάγκη για ύπαρξη δικτύου Ethernet στο σημείο που θα είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος, η οποία σε πολλές περιπτώσεις δεν είναι εύκολα εφικτή. Επίσης, αν ο γιατρός κάνει ηλεκτροκαρδιογραφήματα εντός ενός συγκεκριμένου χώρου (π.χ. μέσα στο νοσοκομείο), θα μπορούσε να πηγαίνει στους ασθενείς του μόνο με τον ηλεκτροκαρδιογράφο και με τα ηλεκτρόδια διότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος διαθέτει μπαταρία εσωτερικά και θα συνδέεται ασύρματα με δίκτυο Ethernet.

5.2Επεξεργασία δεδομένων από τον explorer.

Μία άλλη επέκταση της παρούσας διπλωματικής, είναι η αποθήκευση των δεδομένων που αποστέλλονται στον explorer.Δηλαδή, να αποθηκεύεται ο αριθμός των BPM του ασθενή, καθώς επίσης, να αποθηκεύεται και η ώρα και ημερομηνία αποστολής τους σε μία βάση δεδομένων με κάποιο κωδικό μοναδικό ID για τον κάθε ασθενή. Με αυτόν τον τρόπο, ο γιατρός θα είχε μία σφαιρική εικόνα σχετικά με την πορεία του ασθενή του για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.

5.3Γραφική απεικόνιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Μία άλλη επέκταση της παρούσας διπλωματικής, είναι η γραφική απεικόνιση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με όλα τα κύματα PQRST, όπως αναφέρεται στη θεωρεία στο κεφάλαιο 1 της παρούσας διπλωματικής. Με αυτόν τον τρόπο, ο γιατρός θα έχει μια πλήρη εικόνα σχετικά με τη λειτουργία της καρδιάς του ασθενή του, καθώς θα εμφανίζονται όλες οι επάρσεις PQRST.

5.4Αυτόματη ρύθμιση τάσης κατωφλίου.

Στην παρούσα διπλωματική η τάση κατωφλίου που παίρνουμε σαν αναφορά για τον προσδιορισμό του BPM, γίνεται με κάποια δειγματοληψία στην αρχή από τον ασθενή και στην συνέχεια ρυθμίζεται στο 70% της μέγιστης τιμής της. Η παραπάνω μέθοδος, έχει σαν αποτέλεσμα ότι, αν κατά τη διάρκεια που έχουμε συνδεμένο τον ηλεκτροκαρδιογράφο στον ασθενή αλλάξει η τάση, αυτή δε θα γίνει αντιληπτή από τον ηλεκτροκαρδιογράφο, με αποτέλεσμα να έχουμε λανθασμένες μετρήσεις. Οπότε, μία επέκταση της διπλωματικής θα ήταν να τροποποιηθεί ο αλγόριθμος έτσι ώστε να γίνεται αυτόματη επαναρίθμηση της τάσης κατωφλίου. Δηλαδή, αν αλλάξει η τάση κατωφλίου να αλλάζει και η αναφορά για το BPM.

5.5Απομακρισμένη αποστολή δεδομένων.

Σε περιπτώσεις όπου ο ασθενής είναι σε κάποιο απομακρυσμένο σημείο, π.χ. σε ένα χωρίο θα μπορεί ο γιατρός να τον παρακολουθεί απομακρυσμένα με τη βοήθεια του δικτύου Ethernet.Δηλαδή, ο γιατρός θα λαμβάνει τα δεδομένα μέσω δικτύου στο γραφείο του και ο ασθενής θα είναι σε μακρινή απόσταση. Επίσης, η παραπάνω εφαρμογή βρίσκει εφαρμογή και σε μονάδες εντατικής θεραπείας με πολλούς ηλεκτροκαρδιογράφους. Ο γιατρός θα έχει τη δυνατότητα να παρακολουθεί τους ασθενείς του στην εντατική μέσω του κινητού του ή του tablet του ακόμα και από το σπίτι του και να καθοδηγεί τους νοσηλευτές για κατάλληλες ενέργειες.

6

Βιβλιογραφία.

[1] Μικροηλεκτρονικά κυκλώματα Sendra Smith.

[2] Ανάπτυξη εφαρμογών με Arduino.Π.Παπάζογλου-Σ.Λιώνης.

[3] Βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση Ιατρικών σημάτων. Κουτσούρης Δ.Σ.Παυλοπουλος,Πρεντζα Α (2003)

[5] Διαφάνειες Σ.Μυγιάκη και Μ.Σίων.

[6]Ιατρικά ηλεκτρονικά Π.Ασβεστάς.

[7]Ψηφιακή επεξεργασία σήματος. Αντωνίου Αντρέας 2009.

[8] http://www.incardiology.gr/

[9]Φυσιολογία της καρδιάς.Δρ Μαρίας Χαρίτου, Εργαστήριο Βιοϊατρικής τεχνολογίας ΕΜΠ.

[10]Βιοσήματα και ψηφιακή επεξεργασία σήματος Γ.Ματσόπουλους.

[11] http://www.ahepahosp.gr/

[12] http://www.care.gr

[13]www.hlektronika.gr

[14] http://physicsgg.me

[15] www.alldatasheet.com

[16] http://users.sch.gr/

[17] Biomedical Digital Signal Processing Valtino X. Afonso.

[18]M.R.Neuman,"Biopetential Amplifiers,"in Medical instrumentation Application and Design,4th ed.J.G.Webster,Ed:John Wiley & Sons Inc.2010

[19]S.Butterworth,"On the theory of first Amplifier,"Exprериental wireless and the wireless Engineer,vol 7,

[20]R.P.Sallen and E.L.key,”A practical method od designing RC active Filters,”IRE Transactions on circuit theory,vol 2 1955.

[21]National Instruments,http://www.ni.com/

[22]Texas instuments www.ti.com

[23]D.L Terrell Op Amps Desing Applicatioh and Troubleshooting 2nh

[24] “Guide To ECG Analysis”, Joseph T. Catalano
Lippincott

[25] Malvino Albert Paul,Electronic Principles fifth edition 1995

[26]Surface Electrode for Biopotential Measurement,Abstract MIT university.

[27]Kulick Daniel Lee,Shiel C.William,Electrocardiogram.

[28] http://www.incardiology.gr/

[29] http://healthnotesandnews.blogspot.gr/

[30] http://www.ahepahosp.gr