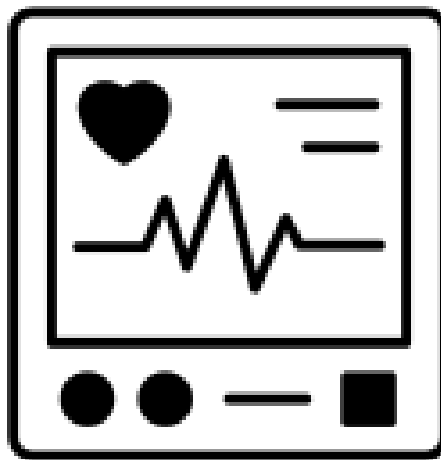




ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ.  
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
«Σχεδίαση και υλοποίηση ηλεκτροκαρδιογράφου»



Του φοιτητή:  
Αθανάσιου Βάσσου  
Αρ. Μητρώου: 518018

Επιβλέπων  
Ιορδάνης Κιοσκερίδης  
Βαθμίδα: Καθηγητής

Ημερομηνία 07/01/2025

Τίτλος Δ.Ε. Σχεδίαση και υλοποίηση ηλεκτροκαρδιογράφου

Κωδικός Δ.Ε. 23112

Όνοματεπώνυμο φοιτητή Αθανάσιος Βάσσος

Όνοματεπώνυμο εισηγητή Ιορδάνης Κιοσκερίδης

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 22/02/2023

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 07/01/2025

*Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.*

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Αθανάσιου Βάσσου που την εκπόνησε. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.*

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

*«Αφιερώνω αυτή την Διπλωματική Εργασία  
στην οικογένειά μου και σε όσους με στήριξαν σε αυτή την πορεία.»*



## Πρόλογος

Η επιλογή του θέματος αυτής της διπλωματικής εργασίας προέκυψε από το αυξημένο ενδιαφέρον μου για την εφαρμογή της ηλεκτρονικής τεχνολογίας στην ιατρική. Η δημιουργία ενός ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG) αποτέλεσε μια πρόκληση, καθώς συνδυάζει την αναλογική ηλεκτρονική, τη φυσιολογία της καρδιάς και την ανάγκη για ακριβείς μετρήσεις σε ένα σύνθετο τεχνολογικό πεδίο. Κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας, ήρθα σε επαφή με την πολυπλοκότητα της σχεδίασης ενός τέτοιου κυκλώματος και ταυτόχρονα είχα τη δυνατότητα να ενημερωθώ αρκετά λεπτομερώς για την δομή αλλά και τον τρόπο λειτουργίας της καρδιάς. Μέσα από αυτή τη διαδικασία, απέκτησα βαθύτερη γνώση στον σχεδιασμό αναλογικών κυκλωμάτων, στην επεξεργασία ηλεκτρικών σημάτων και στη χρήση εξειδικευμένων υλικών για ιατρικές εφαρμογές. Η εργασία αυτή προσφέρει τη δυνατότητα να ενσωματώσει την επιστημονική γνώση σε μια πρακτική και κοινωνικά χρήσιμη κατασκευή, ενώ παράλληλα με βοήθησε να εξελίξω τις δεξιότητές μου στον τομέα της ηλεκτρονικής.

## Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο «Σχεδίαση και υλοποίηση ηλεκτροκαρδιογράφου» επικεντρώνεται στην κατασκευή ενός αναλογικού κυκλώματος για τη μέτρηση και καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο διάγνωσης και παρακολούθησης καρδιολογικών παθήσεων, βασισμένος στην ανίχνευση ηλεκτρικών σημάτων που δημιουργούνται κατά τη συστολή και διαστολή της καρδιάς. Σκοπός είναι η δημιουργία ενός αξιόπιστου, οικονομικού και εύχρηστου συστήματος. Η ανάγκη για τέτοιες συσκευές είναι επιτακτική, καθώς οι καρδιοπάθειες αποτελούν κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως. Παρουσιάζονται η λειτουργία της καρδιάς και η σημασία της ηλεκτρικής της δραστηριότητας για την κατανόηση του ηλεκτροκαρδιογράφου. Γίνεται αναφορά στην ιστορική εξέλιξη του ηλεκτροκαρδιογράφου, από τις πρώτες προσπάθειες με το γαλβανόμετρο χορδών έως τις σύγχρονες ψηφιακές συσκευές. Περιγράφεται ο σχεδιασμός του κυκλώματος. Η κατασκευή περιλαμβάνει βασικά υποσυστήματα, όπως τον ενισχυτή οργανολογίας για την αρχική ενίσχυση του αδύναμου σήματος της καρδιάς, φίλτρα για την απομάκρυνση του θορύβου, καθώς και ηλεκτρόδια από ειδικά αγώγιμα υλικά. Η εργασία καταλήγει στα συμπεράσματα, αναφέροντας τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς του συστήματος. Γίνονται προτάσεις για μελλοντικές βελτιώσεις για τη βελτίωση της ακρίβειας και της ευχρηστίας του συστήματος. Η μελέτη αυτή αποτελεί ένα βήμα προς την ανάπτυξη οικονομικών και λειτουργικών ιατρικών συσκευών.

# «Design and implementation of an electrocardiograph»

«Athanasios Vassos»

## **Abstract**

This thesis, titled "Design and Implementation of an Electrocardiograph," focuses on creating an analog circuit that records and measures the electrical activity of the human heart. The electrocardiograph is a very crucial and effective tool for identifying and observing heart disorders, as it detects electrical signals produced during the heart's contraction and relaxation phases. The aim of this project is to develop a trustworthy, affordable, and easy-to-use system. There is an urgent demand for these devices since cardiovascular diseases rank among the top causes of death globally. The thesis discusses the role of the heart and the importance of its electrical impulses in comprehending the electrocardiograph. It also details the historical development of the electrocardiograph, from initial efforts with the string galvanometer to contemporary digital instruments. The circuit design is thoroughly detailed, encompassing essential subsystems like the instrumentation amplifier for amplifying the faint signal of the heart, filters for eliminating noise, and electrodes crafted from specific conductive materials. The thesis wraps up by discussing the system's strengths and weaknesses, providing suggestions for future enhancements to improve its precision and user-friendliness. This research marks a progress toward creating cost-effective and efficient medical instruments.

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή της εργασίας κύριο Κιοσκερίδη Ιορδάνη για την πολύτιμη καθοδήγηση του, το χρόνο που διέθεσε, την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και τις πολύτιμες συμβουλές σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της έρευνας.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τους γονείς μου που μου έδωσαν τη δυνατότητα να φτάσω ως εδώ, με τη καθημερινή τους στήριξη και τη πίστη τους στις ικανότητές μου.

# Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	v
Περίληψη.....	vi
Abstract .....	vii
Ευχαριστίες .....	viii
Περιεχόμενα .....	ix
Κατάλογος Εικόνων .....	xi
Κατάλογος Πινάκων.....	xii
Συνομογραφίες.....	xiii
Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή στον Ηλεκτροκαρδιογράφο .....	1
1.1 Εισαγωγή.....	1
1.2 Ηλεκτροκαρδιογράφος.....	1
1.3 Ιστορική αναδρομή.....	2
1.4 Επίλογος.....	4
Κεφάλαιο 2ο: Ηλεκτροκαρδιογράφος - Θεωρητικό υπόβαθρο .....	5
2.1 Καρδιά.....	5
2.2 Δομή της καρδιάς .....	5
2.2.1 Μορφή και Θέση της Καρδιάς .....	5
2.2.2 Κοιλότητες της Καρδιάς.....	5
2.2.3 Τοίχωμα της Καρδιάς.....	6
2.2.4 Βαλβίδες της Καρδιάς .....	6
2.2.5 Μεσοκοιλιακό και μεσοκοιλιακό διάφραγμα.....	7
2.2.6 Στεφανιαίες αρτηρίες και φλέβες .....	7
2.2.7 Σκελετός της καρδιάς .....	7
2.2.8 Κολποκοιλιακός Κόμβος (AV node) και η Δέσμη του His.....	8
2.3 Κύκλος λειτουργίας της καρδιάς (Καρδιακός κύκλος) .....	8
2.3.1 Συστολή.....	9
2.3.2 Διαστολή .....	9
2.4 Ροή του αίματος .....	11
2.5 Κατανάλωση ενέργειας και αιμάτωση της καρδιάς .....	11
2.6 Ρύθμιση της λειτουργίας της καρδιάς .....	11
2.6.1 Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα: .....	11
2.6.2 Ορμονικός έλεγχος: .....	11

2.7	Αιμοδυναμική και καρδιακή παροχή .....	11
2.8	Δυναμικό ενέργειας των μυοκαρδιακών κυττάρων.....	12
2.9	Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς .....	13
2.10	Παθήσεις σχετικές με την καρδιά .....	14
2.11	Ηλεκτροκαρδιογράφημα .....	15
2.12	Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές.....	15
2.13	Απεικόνιση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς .....	18
2.14	Κυκλωματική δομή ηλεκτροκαρδιογράφου .....	21
2.15	Διάφορες χρήσεις και τύποι του ηλεκτροκαρδιογράφου .....	25
2.16	Επίλογος.....	31
Κεφάλαιο 3ο: Σχεδίαση και κατασκευή του κυκλώματος.....		32
3.1	Εισαγωγή.....	32
3.2	Σχεδίαση του κυκλώματος .....	32
3.2.1	Βαθμίδες του κυκλώματος .....	32
3.2.2	Σχεδίαση σχηματικού του κυκλώματος .....	37
3.2.3	Σχεδίαση της πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος του κυκλώματος .....	38
3.3	Συναρμολόγηση της κατασκευής.....	40
3.3.1	Πλακέτα του κυκλώματος.....	40
3.3.2	Καλώδια αισθητήρων για τα ηλεκτρόδια .....	42
3.3.3	Ηλεκτρόδια της κατασκευής .....	43
3.3.4	Τελικό αποτέλεσμα .....	44
3.4	Μετρήσεις.....	46
3.5	Σχεδίαση φίλτρου διακοπής ζώνης.....	47
3.5.1	Σχηματικό του φίλτρου .....	47
3.5.2	Κέρδος του φίλτρου .....	49
3.6	Υλικά κατασκευής.....	50
3.7	Επίλογος.....	51
Κεφάλαιο 4ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης.....		53
4.1	Συμπεράσματα.....	53
4.2	Βελτιώσεις.....	53
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		55
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : DATASHEETS .....		58

## Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Χρονοδιάγραμμα ορόσημων στην ανάπτυξη του ηλεκτροκαρδιογράφου και οι επιστήμονες που συνέβαλαν σε αυτή τη διαδικασία.....	16
Εικόνα 1.2: Παλιός ηλεκτροκαρδιογράφος γαλβανόμετρο χορδών που δείχνει τον ασθενή να βυθίζεται τα άκρα του στα κυλινδρικά ηλεκτρόδια γεμάτα με διάλυμα ηλεκτρολύτη.....	17
Εικόνα 2.1: Οι κοιλότητες της καρδιάς.....	20
Εικόνα 2.2: Η δομή της καρδιάς.....	22
Εικόνα 2.3: Η ανθρώπινη καρδιά κατά τη συστολή.....	238
Εικόνα 2.4: Η ανθρώπινη καρδιά κατά τη διαστολή.....	24
Εικόνα 2.5: Το φυσιολογικό δυναμικό ενέργειας των κυττάρων της καρδιάς.....	27
Εικόνα 2.6: Το σύστημα αγωγής της καρδιάς.....	28
Εικόνα 2.7: Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων.....	380
Εικόνα 2.8: Οι έξι συνολικές απαγωγές των άκρων.....	381
Εικόνα 2.9: Οι προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές από το V1 έως το V6.....	382
Εικόνα 2.10: Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	384
Εικόνα 2.11: Πίνακας παραμέτρων ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	384
Εικόνα 2.12: Το μπλοκ διάγραμμα ενός κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου.....	385
Εικόνα 2.13: Δομή ενός ενισχυτή οργανολογίας.....	386
Εικόνα 2.14: Παράδειγμα υπερβατικού φίλτρου πρώτης τάξης τύπου Sallen-Key.....	386
Εικόνα 2.15: Παράδειγμα ενεργού βαθυπερατού φίλτρου πέμπτης τάξης.....	387
Εικόνα 2.16: Παράδειγμα φίλτρου διακοπής ζώνης.....	387
Εικόνα 2.17: Παράδειγμα κυκλώματος οδήγησης δεξιού ποδιού.....	388
Εικόνα 2.18: Ένας 12-κάναλος καρδιογράφος.....	40
Εικόνα 2.29: Παράδειγμα holter monitor τοποθετημένο σε ασθενή.....	41
Εικόνα 2.20: Παράδειγμα event recorder.....	42
Εικόνα 2.23: Διάφορα εμφυτεύσιμα καταγραφικά καρδιάς που υπάρχουν στην αγορά.....	43
Εικόνα 2.22: Παράδειγμα εμβρυικού ΗΚΓ.....	44
Εικόνα 2.23: Παράδειγμα τεστ κοπώσεως.....	45
Εικόνα 3.1: Είσοδος του κυκλώματος.....	47
Εικόνα 3.2: Η βαθμίδα του ενισχυτή οργανολογίας.....	48
Εικόνα 3.3: Η βαθμίδα του ενισχυτή οργανολογίας με τη προσθήκη ενός αναστρέφων ολοκληρωτή.....	48
Εικόνα 3.4: Κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού.....	49
Εικόνα 3.5: Κύκλωμα υπερβατικού φίλτρου.....	49
Εικόνα 3.6: Κύκλωμα χαμηλοπερατού φίλτρου.....	50
Εικόνα 3.7: Ολόκληρο το σχηματικό του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου της εργασίας στο πρόγραμμα TINA.....	51
Εικόνα 3.8: Το σχηματικό του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.....	52
Εικόνα 3.9: Το πάνω στρώμα (top layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.....	53
Εικόνα 3.10: Το κάτω στρώμα (bottom layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.....	54
Εικόνα 3.11: Το αποτέλεσμα της πλακέτας πάνω στρώμα (top layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου.....	55
Εικόνα 3.12: Το αποτέλεσμα της πλακέτας κάτω στρώμα (bottom layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου.....	56

Εικόνα 3.13: Καλώδια αισθητήρων με υποδοχές για ηλεκτρόδια .....	57
Εικόνα 3.14: Ηλεκτρόδια με κούμπωμα αργυροχλωριούχου αργύρου (Ag/AgCl).....	58
Εικόνα 3.15: Το αποτέλεσμα της πλακέτας μετά την συναρμολόγηση με όλα τα υλικά και τα ηλεκτρόδια.....	59
Εικόνα 3.16: Λειτουργία του κυκλώματος με τη χρήση τροφοδοτικού και παλμογράφου .....	60
Εικόνα 3.17: Το αποτέλεσμα από την έξοδο του κυκλώματος στο παλμογράφο .....	61
Εικόνα 0.18: Το σχηματικό του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.....	62
Εικόνα 0.19: Το PCB από το πάνω στρώμα του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.....	62
Εικόνα 0.20: Το PCB από το κάτω στρώμα του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz .....	63
Εικόνα 0.21: Το κέρδος του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz .....	64

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3.1: Κόστος Υλικών.....	64-65
---------------------------------	-------

## Συντομογραφίες

ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
mV	milli Volt
Na	Νάτριο
K	Κάλιο
Ca	Ασβέστιο
Na <sup>+</sup> /K <sup>+</sup> ATPase	Αντλία νατρίου-καλίου
Avr	Augmented Vector Right
aVL	Augmented Vector Left
aVF	Augmented Vector Foot
RA	Right Arm
LL	Left Leg
LA	Left Arm
ms	milli second
LBBB	Left bundle branch block
RBBB	Right bundle branch block (RBBB)
mm	millimeter
Hz	Hertz
Ag/AgCl	Αργυροχλωριούχος άργυρος
CMRR	Common-mode rejection ratio
DC	Direct Current
ADC	Analog to Digital Conversion
Bit	Binary digit
EMC	Electromagnetic compatibility
ECG	Electrocardiogram
kΩ	kilo Ohm
MΩ	Mega Ohm
nF	nano Farad
μF	micro Farad
pF	pico Farad

SMD	Surface Mount Devices
PCB	Printed Circuit Board
V	Volt
G	Gain
$V_o$	Voltage Output
AC	Alternating Current
RL	Right Leg
F	Frequency
cm	centimeter
LCD	Liquid Crystal Display
IoT	Internet of Things
Wi-Fi	Wireless Fidelity
AI	Artificial Intelligence
ML	Machine Learning

## Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή στον Ηλεκτροκαρδιογράφο

### 1.1 Εισαγωγή

Η καρδιοπάθειες αποτελούν την κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως, καθιστώντας τη διάγνωση και παρακολούθηση των καρδιολογικών παθήσεων εξαιρετικά σημαντική για την πρόληψη και την έγκαιρη επέμβαση. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο για την ανίχνευση των διαφόρων παθήσεων της καρδιάς καθώς και την παρακολούθηση της καρδιακής δραστηριότητας. Η ανάγκη για αξιόπιστη και προσιτή διάγνωση αυξάνεται συνεχώς, καθιστώντας απαραίτητη την ανάπτυξη ενός οικονομικού και αποτελεσματικού.

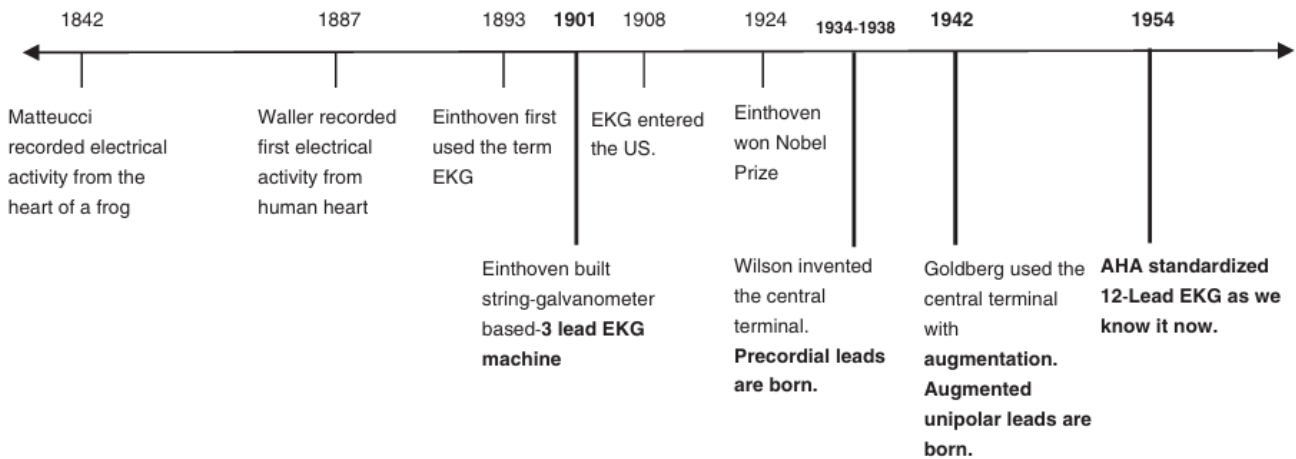
Η εργασία αυτή αποτελεί μια κατασκευή ενός κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου που επικεντρώνεται αποκλειστικά στο αναλογικό κομμάτι του κυκλώματος και έχει ως στόχο την ανίχνευση και ενίσχυση του σήματος της καρδιάς, παρά τις δυσκολίες λόγω του εξαιρετικά αδύναμου σήματος που προέρχεται από το ανθρώπινο σώμα. Η σχεδίαση και υλοποίηση ενός ηλεκτροκαρδιογράφου απαιτεί την ανάπτυξη ενός συστήματος που να είναι οικονομικό, αξιόπιστο και εύχρηστο, χωρίς να μειώνεται η ποιότητα των μετρήσεων. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τη χρήση εξαρτημάτων που επιτρέπουν τη σωστή μέτρηση των πολύ αδύναμων ηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς, που κυμαίνονται γύρω από 1mV (milli Volt). Τα σήματα αυτά συχνά συνοδεύονται από ανεπιθύμητο θόρυβο που πρέπει να αφαιρεθεί.

Το παρόν κεφάλαιο αναλύει την έννοια του ηλεκτροκαρδιογράφου και αναφέρει την ιστορία του. Στα επόμενα κεφάλαια, θα αναλυθούν τα χαρακτηριστικά του καρδιογράφου καθώς και η λειτουργία και δομή της καρδιάς. Τέλος, θα αναφερθούν τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τη μελέτη μας και τις προτάσεις για μελλοντικές βελτιώσεις.

### 1.2 Ηλεκτροκαρδιογράφος

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι μια ιατρική συσκευή που έχει σχεδιαστεί για τη μέτρηση και την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Είναι ένα βολτόμετρο αλλά πολύ ευαίσθητο το οποίο λαμβάνει αυτά τα σήματα μέσω ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο σώμα και τα μεταφέρει σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Καταγράφει τα ηλεκτρικά δυναμικά που δημιουργούνται στο επίπεδο του μυοκαρδίου κατά τη συστολή και διαστολή του. Είναι ουσιαστικά σημαντικό εργαλείο για τη διάγνωση μιας σειράς καρδιακών παθήσεων. Αυτή η συσκευή αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο παρακολούθησης της καρδιάς και τη διάγνωση διάφορων καρδιακών παθήσεων[1].

### 1.3 Ιστορική αναδρομή



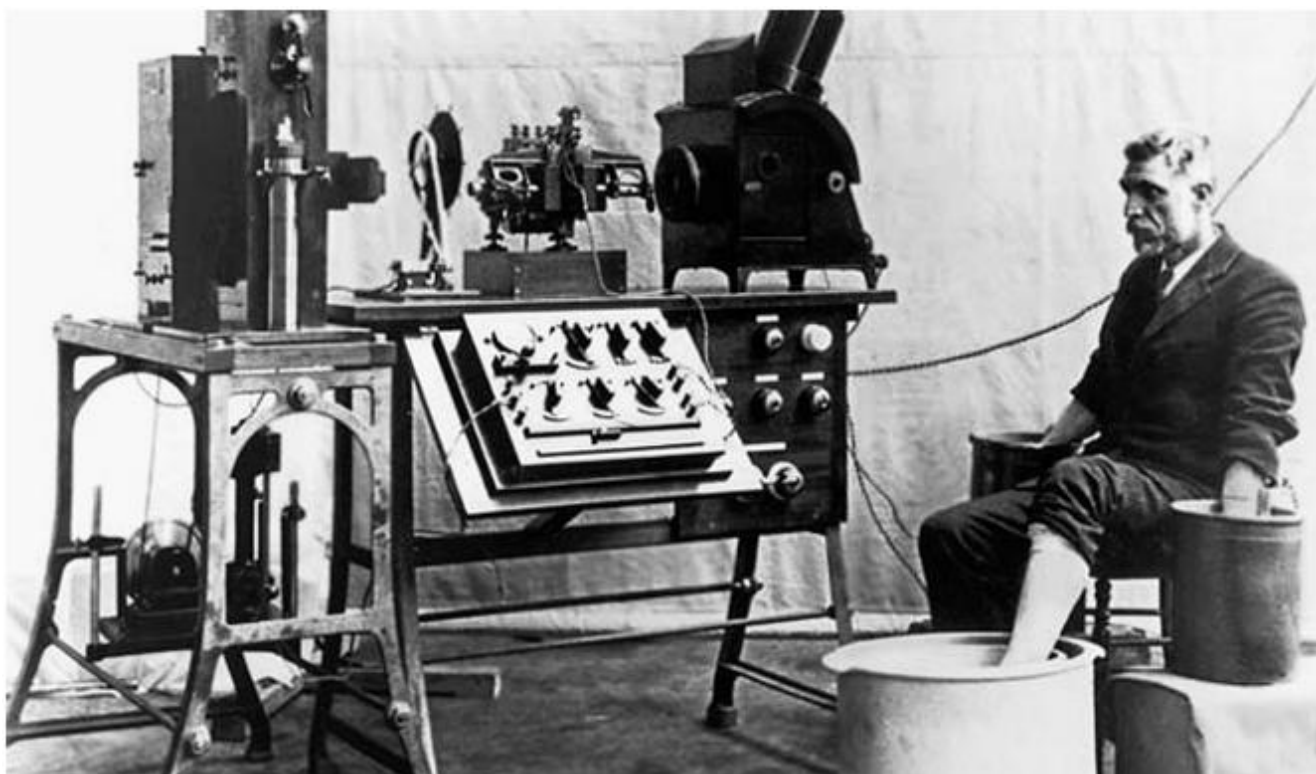
Εικόνα 1.1: Χρονοδιάγραμμα ορόσημων στην ανάπτυξη του ηλεκτροκαρδιογράφου και οι επιστήμονες που συνέβαλαν σε αυτή τη διαδικασία [2].

Η επιστημονική καινοτομία και η σταδιακή εξέλιξη έχουν σηματοδοτήσει την ιστορία του ηλεκτροκαρδιογράφου. Η ίδια η προέλευσή του έχει τις ρίζες της στον 18ο και 19ο αιώνα, όταν οι πρωτοπόροι όπως ο Luigi Galvani και ο Alessandro Volta διερεύνησαν τη σχέση μεταξύ του ηλεκτρισμού και των ζωντανών ιστών.

Το 1842, ο Carlo Matteucci έδειξε για πρώτη φορά ότι τα ηλεκτρικά ρεύματα παράγονται κατά τη διάρκεια των καρδιακών συσπάσεων - η προέλευση αυτού που αργότερα θα εξερευνηθεί ως καρδιακή ηλεκτροφυσιολογία. Υπήρξε σημαντική πρόοδος στα τέλη του 19ου αιώνα. Η εφεύρεση του τριχοειδούς ηλεκτρομέτρου από τον Gabriel Lippmann επέτρεψε τις πρώτες καταγραφές ηλεκτρικής δραστηριότητας στην καρδιά, αλλά αυτές οι καταγραφές δεν ήταν πολύ ακριβείς.

Ο Augustus Waller χρησιμοποίησε τριχοειδές ηλεκτρόμετρο το 1887 για να καταγράψει το πρώτο ανθρώπινο ηλεκτροκαρδιογράφημα, αποδεικνύοντας ότι κάθε καρδιακός παλμός παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα. Ωστόσο για εκείνη την εποχή, ο Waller αμφέβαλλε ότι θα είχε ποτέ κλινική χρήση.

Αυτό όμως άλλαξε με το έργο του Ολλανδού φυσιολόγου Willem Einthoven ο οποίος βασίστηκε στο έργο του Waller. Έτσι το 1901, ο Einthoven βελτίωσε το τριχοειδές ηλεκτρόμετρο και έφτιαξε το γαλβανόμετρο χορδών, ένα εξαιρετικά ευαίσθητο όργανο που ήταν στην πραγματικότητα ικανό να καταγράφει με ακρίβεια την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Εισήγαγε τους τα P, Q, R, S, T για να περιγράψει τις παραμορφώσεις στην ηλεκτρική κυματομορφή και επινόησε τον όρο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Αυτή του η εφεύρεση μετέτρεψε την ερευνά του σε ένα θεμελιώδες διαγνωστικό εργαλείο και κέρδισε το 1924 το Νόμπελ Φυσιολογίας και Ιατρικής.



Εικόνα 1.2: Παλιός ηλεκτροκαρδιογράφος γαλβανόμετρο χορδών που δείχνει τον ασθενή να βυθίζει τα άκρα του στα κυλινδρικά ηλεκτρόδια γεμάτα με διάλυμα ηλεκτρολύτη [2].

Οι πρώτοι ηλεκτροκαρδιογράφοι ήταν δυσκίνητοι, ζύγισαν πάνω από 600 κιλά και απαιτούσαν ειδικές προετοιμασίες. Ωστόσο, αυτή η ικανότητα διάγνωσης αρρυθμιών και εμφραγμάτων κέρδισε ευρεία αποδοχή.

Το 1909, ο Thomas Lewis χρησιμοποιώντας το ηλεκτροκαρδιογράφημα βρήκε ότι το «Delirium Cordis», το οποίο αποτελεί μια διάγνωση ακανόνιστου καρδιακού παλμού, ήταν αποτέλεσμα κολπικής μαρμαρυγής.

Στα μέσα του 20ου αιώνα, οι τεχνολογικές βελτιώσεις έκαναν τη συσκευή φορητή και πιο φθηνή. Στα τέλη του 20ου και στις αρχές του 21ου αιώνα, η πρόοδος στην ηλεκτρονική και την ψηφιακή τεχνολογία έφερε επανάσταση στον ηλεκτροκαρδιογράφο. Οι φορητές συσκευές επέτρεψαν τη συνεχή παρακολούθηση της καρδιάς, καθιστώντας την τεχνολογία πιο προσιτή τόσο στους επαγγελματίες υγείας όσο και στους ασθενείς. Τα ψηφιακά συστήματα επέτρεψαν επίσης την αυτοματοποιημένη ανάλυση και αποθήκευση δεδομένων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, βελτιώνοντας τη διαγνωστική ακρίβεια και την αποτελεσματικότητα.

Η επίδραση του ηλεκτροκαρδιογράφου στην ιατρική δεν περιορίζεται μόνο στη διάγνωση. Διαμόρφωσε τον κλάδο της καρδιολογίας, καθιστώντας τον έναν ανώτερο ακαδημαϊκό κλάδο της ιατρικής. Με τη μετάβαση από την ιατρική που βασίζεται στη φυσική εξέταση στην αντικειμενική, μηχανική διάγνωση, ο ηλεκτροκαρδιογράφος έγινε ένα απαραίτητο εργαλείο στη σύγχρονη υγειονομική περίθαλψη. Η ιστορία του είναι ένα ταξίδι καινοτομίας που εξελίσσεται συνεχώς με τις εξελίξεις στην ιατρική τεχνολογία[2].

## **1.4 Επίλογος**

Σε αυτό το κεφάλαιο έγινε αναφορά στο σκοπό της εργασίας, στο τι είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος και στην ιστορική αναδρομή του. Αυτό το κεφάλαιο αποτελεί την αφετηρία για την εξήγηση του θεωρητικού και κατασκευαστικού κομματιού που ακολουθούν παρακάτω.

## Κεφάλαιο 2ο: Ηλεκτροκαρδιογράφος - Θεωρητικό υπόβαθρο

Προκειμένου να γίνει κατανοητή η ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογράφου, είναι απαραίτητο πρώτα να αναλυθεί η καρδιά. Στο παρακάτω κεφάλαιο αναλύεται η δομή, η λειτουργία της καρδιάς και έπειτα επιπλέον πληροφορίες για τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

### 2.1 Καρδιά

Η ανθρώπινη καρδιά είναι ένα από εκείνα τα εξαιρετικά πολύπλοκα αλλά αποτελεσματικά όργανα που διαθέτουν έναν λεπτό μηχανισμό άντλησης αίματος για την υποστήριξη της ζωής. Η γνώση της φυσιολογίας της παίζει μεγάλο ρόλο στη θεραπεία παθολογιών όπως οι καρδιακές παθήσεις και η υπέρταση. Ο όρος φυσιολογία της καρδιάς αναφέρεται στις λειτουργίες της καρδιάς ως κύριου οργάνου στο κυκλοφορικό σύστημα και στην αποτελεσματικότητά της να αντλεί αίμα σε όλους τους ιστούς του σώματος. Αυτή είναι μια διπλή αντλία και χωρίζει την κυκλοφορία του αίματος σε δύο κύρια κυκλώματα: τη συστηματική κυκλοφορία και την πνευμονική κυκλοφορία[3], [4].

### 2.2 Δομή της καρδιάς

Η δομή της καρδιάς είναι πολύπλοκη, καθώς περιλαμβάνει διάφορα μέρη που συνεργάζονται για να διασφαλίσουν ότι λειτουργεί σωστά ως αντλία αίματος, ωθώντας το αίμα σε όλο το σώμα. [6]

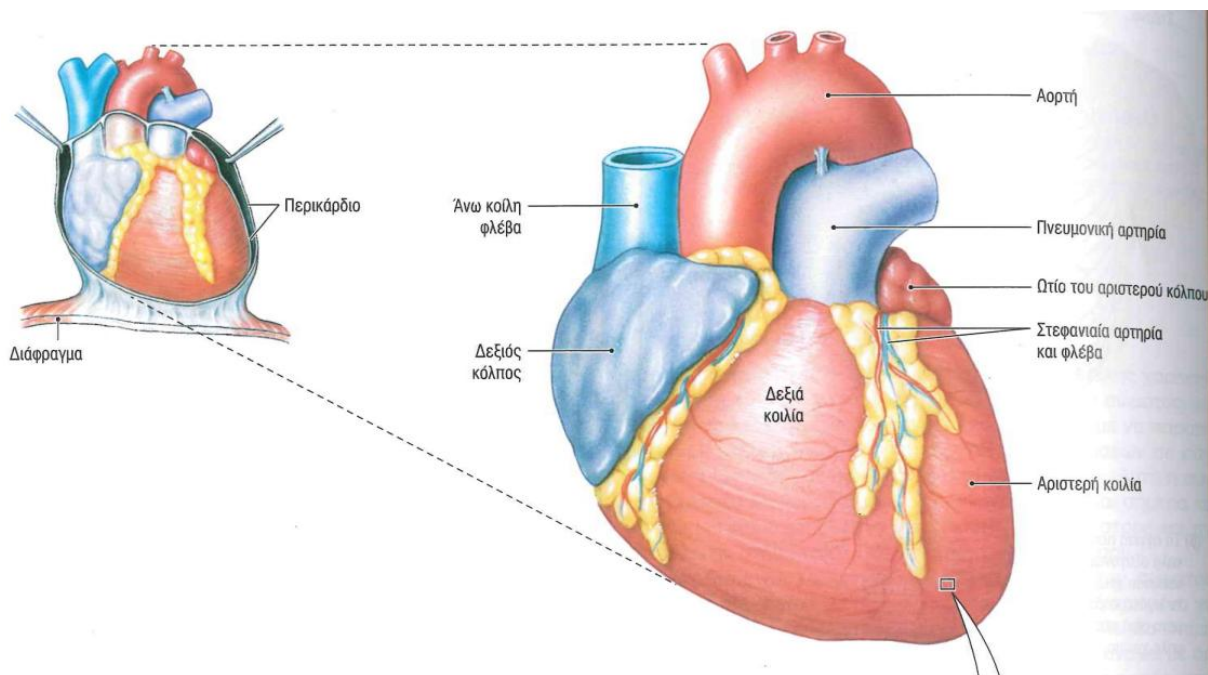
#### 2.2.1 Μορφή και Θέση της Καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα μυϊκό όργανο το οποίο έχει ένα κοίλο, κωνικό σχήμα που βρίσκεται στο μεσοθωράκιο της θωρακικής κοιλότητας, στα αριστερά της μέσης γραμμής. Το πάνω μέρος του ή αλλιώς βάση, συνδέεται με μεγάλα αιμοφόρα αγγεία. Το κάτω μέρος, στενότερο άκρο ή κορυφή, βρίσκεται κοντά στο διάφραγμα[6]

#### 2.2.2 Κοιλότητες της Καρδιάς

Οι τέσσερις κύριοι θάλαμοι της καρδιάς είναι οι εξής:

- **Ο αριστερός και ο δεξιός κόλπος:** Είναι δύο χώροι στην κορυφή της καρδιάς, που λαμβάνουν αίμα και το μετακινούν στις κοιλίες.
  - Ο δεξιός κόλπος λαμβάνει φλεβικό αίμα από το σώμα μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας.
  - Ο αριστερός κόλπος λαμβάνει οξυγονωμένο αίμα που προέρχεται από τους πνεύμονες μέσω των πνευμονικών φλεβών.
- **Δύο κοιλίες αριστερά και δεξιά** αντίστοιχα. Πρόκειται για δύο κοιλότητες στο κάτω μέρος της, που αντλούν το αίμα από την καρδιά.
  - Η **δεξιά κοιλία** στέλνει το αίμα από τις φλέβες στους πνεύμονες μέσω της πνευμονικής αρτηρίας.
  - Η **αριστερή κοιλία** αντλεί το οξυγονωμένο αίμα στο υπόλοιπο σώμα μέσω της αορτής.



Εικόνα 2.1: Οι κοιλότητες της καρδιάς[5].

Το μυϊκό τοίχωμα της αριστερής κοιλίας είναι παχύτερο από αυτό της δεξιάς, αφού πρέπει να αντλεί το αίμα με μεγαλύτερη δύναμη για να το κατανείμει σε όλο το σώμα. Ο δεξιός κόλπος και η δεξιά κοιλία αποτελούν το πνευμονικό κυκλοφορικό σύστημα, ενώ ο αριστερός κόλπος και η αριστερή κοιλία αντιπροσωπεύουν το συστηματικό κυκλοφορικό σύστημα. [6]

### 2.2.3 Τοίχωμα της Καρδιάς

Το τοίχωμα της καρδιάς αποτελείται από τρία στρώματα:

- **Ενδοκάρδιο:** Είναι το λεπτότερο στρώμα, που βρίσκεται στο εσωτερικό του, το οποίο ευθυγραμμίζει τους θαλάμους της καρδιάς. Ουσιαστικά αποτελείται από ενδοθηλιακά κύτταρα για την προώθηση της ομαλής διέλευσης του αίματος μέσω της καρδιάς.
- **Μυοκάρδιο:** Το μεσαίο στρώμα, το παχύτερο μέρος, και το παχύτερο μέρος αποτελείται από μυϊκό ιστό. Το μυοκάρδιο είναι υπεύθυνο για τη σύσπαση της καρδιάς. Έτσι αντλεί το αίμα.
- **Περικάρδιο:** Πρόκειται για ένα εξωτερικό στρώμα, που περικλείει την καρδιά για την προστασία της και τη διαχωρίζει από τα άλλα γύρω όργανα. Αποτελείται από δύο ελάσματα:
  - **Ινώδες περικάρδιο:** Είναι το πιο ανθεκτικό εξωτερικό στρώμα και παρέχει στήριξη αγκυρώνοντας την καρδιά στη θέση του.
  - **Ορογόνο περικάρδιο:** Εσωτερικό στρώμα που περιέχει μια λεπτή ποσότητα υγρού. Επιτρέπει στην καρδιά να συστέλλεται και να χαλαρώνει χωρίς τριβές. [6]

### 2.2.4 Βαλβίδες της Καρδιάς

Οι τέσσερις βαλβίδες που έχει η καρδιά διασφαλίζουν ότι το αίμα θα κινείται προς μία μόνο κατεύθυνση:

- **Τριγλώχινα βαλβίδα:** Επιτρέπει στο αίμα να μετακινηθεί από τον δεξιό κόλπο στη δεξιά κοιλία χωρίς να ρέει προς τα πίσω. Βρίσκεται μεταξύ του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας.

- **Μιτροειδής (ή δικλώχιν) βαλβίδα:** Βρίσκεται μεταξύ του αριστερού κόλπου και της αριστερής κοιλίας. Αυτό επιτρέπει τη ροή του αίματος από τον αριστερό κόλπο προς την αριστερή κοιλία.
- **Πνευμονική βαλβίδα:** Βρίσκεται ανάμεσα από τη δεξιά κοιλία και τη πνευμονική αρτηρία. Εμποδίζει το αίμα να ρέει από την πνευμονική αρτηρία στη δεξιά κοιλία.
- **Αορτική βαλβίδα:** Μεταξύ αριστερής κοιλίας και αορτής. Αποτρέπει την παλινδρόμηση του αίματος από την αορτή στην αριστερή κοιλία. [6]

### 2.2.5 Μεσοκοιλιακό και μεσοκολπικό διάφραγμα

Η καρδιά χωρίζεται σε δύο μέρη, δεξιά και αριστερά με δύο ανατομικά διαφράγματα:

- Το **μεσοκοιλιακό** διάφραγμα: Διαχωρίζει τη δεξιά από την αριστερή κοιλία.
- Το **κολπικό** διάφραγμα: Διαχωρίζει τον δεξιό από τον αριστερό κόλπο.

Αυτά τα διαφράγματα είναι σημαντικά για την πρόληψη της ανάμειξης φλεβικού και οξυγονωμένου αίματος.

**Αριστερή πλευρά:** Παίρνει αίμα από τους πνεύμονες το οποίο είναι οξυγονωμένο και το στέλνει σε όλους τους ιστούς του σώματος.

**Δεξιά πλευρά:** Παίρνει φλεβικό αίμα (φτωχό σε οξυγόνο) από το σώμα και το στέλνει στους πνεύμονες για οξυγόνωση. [6]

### 2.2.6 Στεφανιαίες αρτηρίες και φλέβες

Η καρδιά έχει τη δική της παροχή αίματος μέσω των στεφανιαίων αρτηριών που προέρχονται από την αορτή. Οι δύο κύριες στεφανιαίες αρτηρίες είναι:

- **Αριστερή στεφανιαία αρτηρία** (διακλαδίζεται στη πρόσθια κατιούσα και τη περισπώμενη).
- **Δεξιά στεφανιαία αρτηρία.**

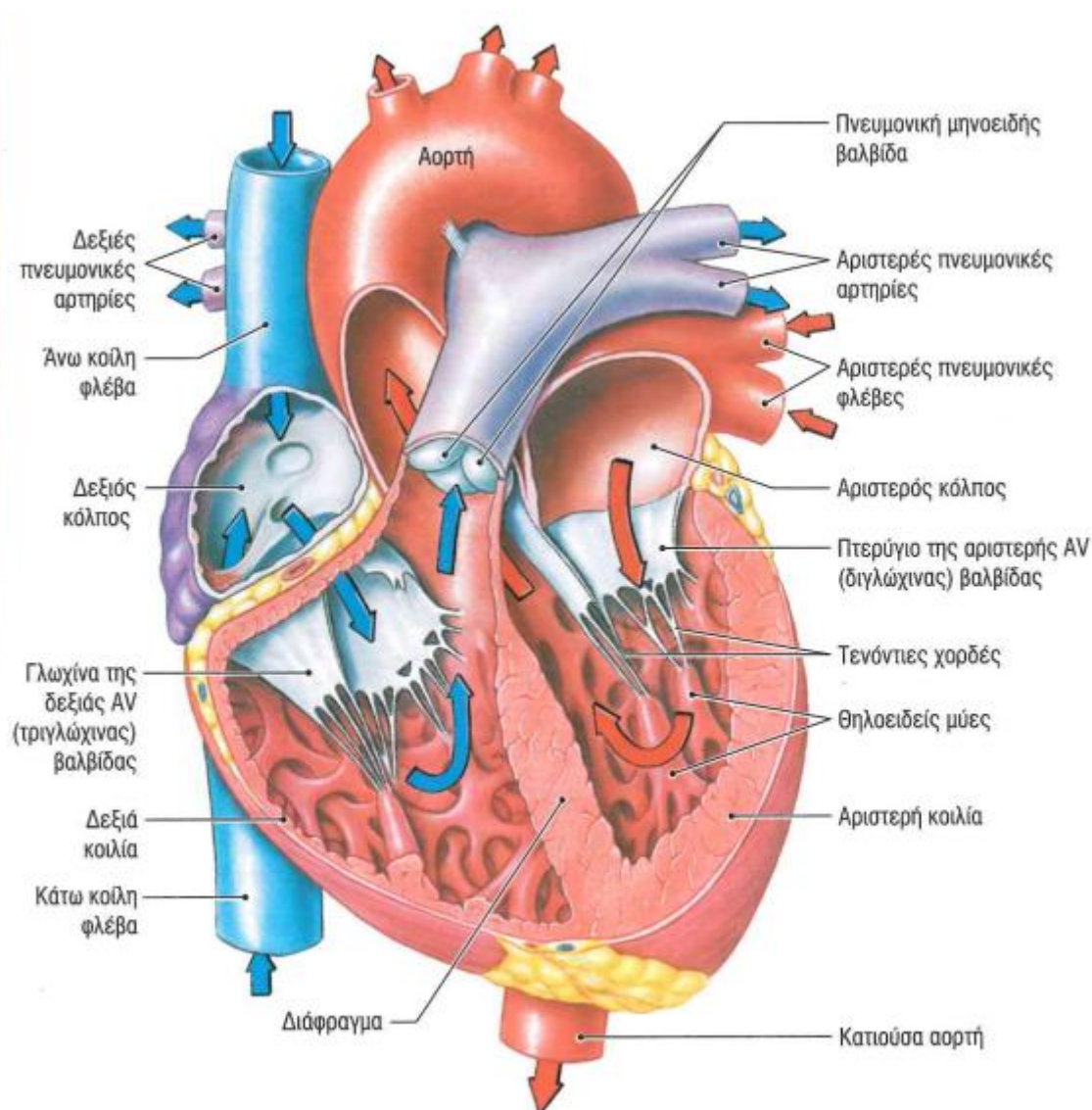
Αυτές οι αρτηρίες είναι υπεύθυνες για την τροφοδοσία του μυοκαρδίου με οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά. Οι στεφανιαίες φλέβες συλλέγουν φλεβικό αίμα από το μυοκάρδιο και το επιστρέφουν στον δεξιό κόλπο. [6]

### 2.2.7 Σκελετός της καρδιάς

Η καρδιά διαθέτει έναν ινώδη σκελετό που αποτελείται από πυκνό συνδετικό ιστό. Οι λειτουργίες αυτού του σκελετού είναι οι εξής:

- Υποστηρίζει τις καρδιακές βαλβίδες και τις διατηρεί στη σωστή ανατομική τους θέση.
- Ηλεκτρικός διαχωρισμός μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών προκειμένου να επιτραπεί ο σωστός συντονισμός της συστολής.
- Παρέχει σημεία προσκόλλησης για τις μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου.

Αυτός ο ινώδης σκελετός περιλαμβάνει τέσσερις δακτυλίους γύρω από τις βαλβίδες, δίνοντας αντοχή και σταθερότητα σε αυτές τις βαλβίδες. [6]



Εικόνα 2.2: Η δομή της καρδιάς[5].

### 2.2.8 Κολποκοιλιακός Κόμβος (AV node) και η Δέσμη του His

Ο κολποκοιλιακός κόμβος βρίσκεται στο κάτω μέρος του δεξιού κόλπου, κοντά στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αφού το ηλεκτρικό σήμα ξεκινήσει από τον φλεβοκομβικό κόμβο, το σήμα κινείται μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου προς τα κάτω στη δέσμη του His, η οποία είναι μια δέσμη ινών που μεταφέρει την ηλεκτρική ώθηση στις κοιλίες μέσω των Ινών Purkinje.

Αυτό το σύστημα αγωγής προβλέπει τον συντονισμό της συστολής, πρώτα στους κόλπους και στη συνέχεια στις κοιλίες, για να παρέχει αποτελεσματική άντληση αίματος.[6]

### 2.3 Κύκλος λειτουργίας της καρδιάς (Καρδιακός κύκλος)

Ο κύκλος λειτουργίας της καρδιάς, ή απλά ο καρδιακός κύκλος, περιλαμβάνει μια επαναλαμβανόμενη αλληλουχία γεγονότων που συμβαίνουν κατά την πλήρωση της καρδιάς με αίμα και την άντληση του αίματος στην κυκλοφορία. Ο καρδιακός κύκλος περιλαμβάνει δύο κύριες φάσεις: τη συστολή (συμπίεση) και τη διαστολή (χαλάρωση). Αυτές οι δύο φάσεις συγχρονίζονται με τέτοιο τρόπο ώστε η

ροή της κυκλοφορίας του αίματος μέσω των θαλάμων, των πνευμόνων και του υπόλοιπου σώματος να παραμένει αδιάκοπη.[7]

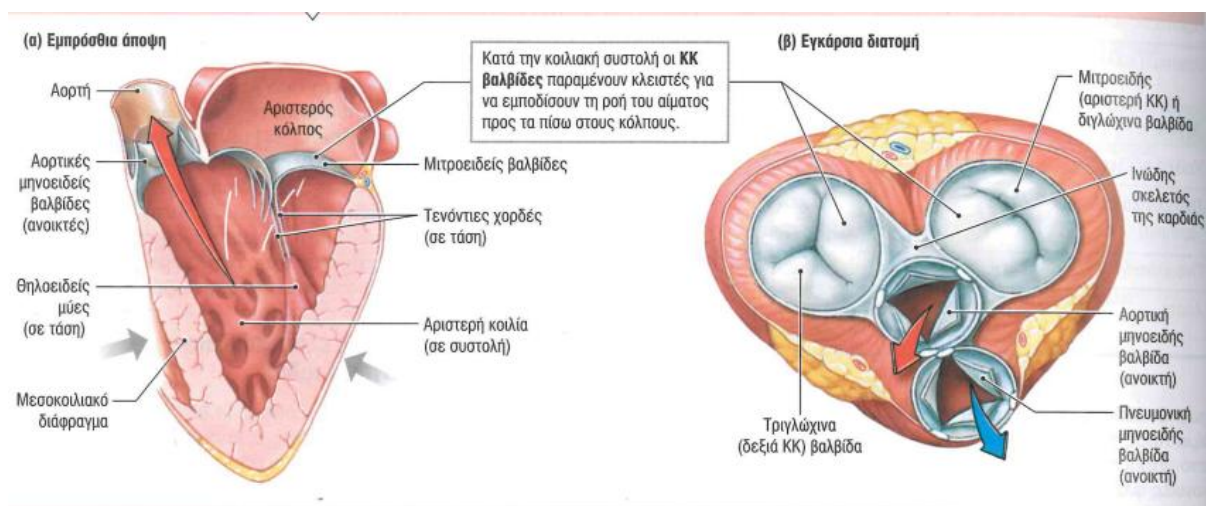
Πιο αναλυτικά για τις δύο κύριες φάσεις:

### 2.3.1 Συστολή

Η φάση κατά την οποία οι κοιλίες της καρδιάς συστέλλονται και αναγκάζουν το αίμα να βγει από τις κοιλίες. Το αίμα αντλείται από τη δεξιά κοιλία στους πνεύμονες μέσω της πνευμονικής αρτηρίας και από την αριστερή κοιλία στο υπόλοιπο σώμα μέσω της αορτής.

- **Ισομετρική σύσπαση**
  - Η συστολή των κοιλιών ξεκινάει ύστερα από τη κολπική ώθηση. Στην αρχή αυτής της φάσης, οι κολποκοιλιακές βαλβίδες κλείνουν για να αποτρέψουν την προς τα πίσω ροή αίματος στους κόλπους.
  - Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης, οι βαλβίδες παραμένουν κλειστές και στις κοιλίες η πίεση αυξάνεται διότι το μυοκάρδιο συστέλλεται.
- **Εξώθηση (Εξωθητική φάση)**
  - Όταν η πίεση των κοιλιών αυξάνεται πάνω από αυτή στις μεγάλες αρτηρίες, δηλαδή στην αορτή και την πνευμονική αρτηρία, οι βαλβίδες εξόδου (αορτική και πνευμονική) ανοίγουν.
  - Η αριστερή κοιλία αντλεί οξυγονωμένο αίμα στην αορτή και μέσω αυτής μεταφέρεται σε όλο το σώμα (συστηματική κυκλοφορία).
  - Η δεξιά κοιλία αντλεί φλεβικό αίμα στην πνευμονική αρτηρία και μέσω αυτής καταλήγει στους πνεύμονες για οξυγόνωση (πνευμονική κυκλοφορία).

Αμέσως μετά την άντληση του αίματος, η πίεση στις κοιλίες αρχίζει να πέφτει και οι βαλβίδες εξόδου, δηλαδή η αορτική και η πνευμονική βαλβίδα, κλείνουν για να αποτρέψουν την προς τα πίσω ροή του αίματος στις κοιλίες.[7]

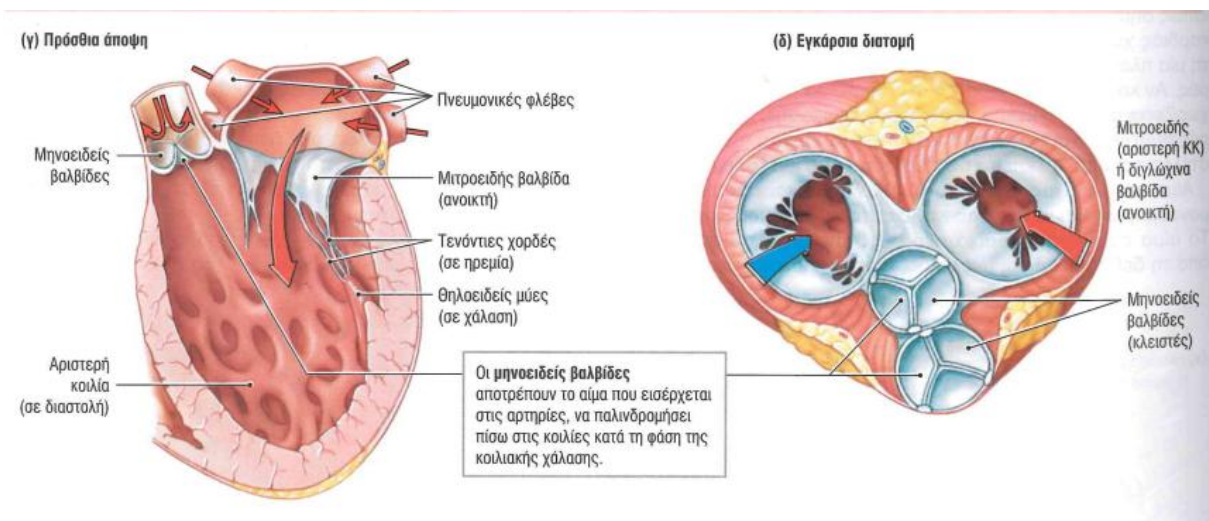


Εικόνα 2.3: Η ανθρώπινη καρδιά κατά τη συστολή [5].

### 2.3.2 Διαστολή

Η φάση κατά την οποία οι κοιλίες χαλαρώνουν και γεμίζουν με αίμα. Το αίμα ρέει από την άνω και την κάτω κοίλη φλέβα προς τον δεξιό κόλπο και από τις πνευμονικές φλέβες προς τον αριστερό κόλπο. [7]

- **Πρώιμη διαστολή (ισομετρική χαλάρωση)**
  - ο Αμέσως μετά τη συστολή των κοιλιών, οι κοιλίες αρχίζουν να χαλαρώνουν.
  - ο Για ένα σύντομο χρονικό διάστημα, οι καρδιακές βαλβίδες (μιτροειδής, τριγλώχινα, αορτική και πνευμονική) κλείνουν για ένα μικρό χρονικό διάστημα.
  - ο Όταν οι κοιλίες χαλαρώνουν, η πίεση εντός των κοιλιών μειώνεται και το αίμα που είχε αντληθεί προς τα έξω ρέει πίσω προς τη βαλβίδα.
- **Όψιμη διαστολή (φάση πλήρωσης)**
  - ο Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες, η μιτροειδής και η τριγλώχινα ανοίγουν, επιτρέποντας στο αίμα να μεταφερθεί από τους κόλπους στις κοιλίες.
  - ο Το μεγαλύτερο μέρος του αίματος γεμίζει παθητικά τις κοιλίες. δηλαδή δίχως να χρειάζεται ενεργή σύσπαση των κόλπων.
  - ο Κατά την όψιμη διαστολή, οι κόλποι συστέλλονται ελαφρώς για να ωθήσουν περισσότερο αίμα στις κοιλίες, αυτή η διαδικασία ονομάζεται κολπική συστολή ή κολπική ώθηση.[7]



Εικόνα 2.4: Η ανθρώπινη καρδιά κατά τη διαστολή [5].

Σε όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, η πίεση μέσα στους θαλάμους της καρδιάς αλλάζει συνεχώς:

- Κατά τη διάρκεια της διαστολής, η πίεση στις κοιλίες είναι χαμηλή και ως εκ τούτου το αίμα ρέει παθητικά από τους κόλπους προς τις κοιλίες.
- Στη διάρκεια της συστολής, οι κοιλίες αυξάνουν απότομα την πίεσή τους και μεταφέροντας το αίμα στις μεγάλες αρτηρίες (αορτή και πνευμονική αρτηρία).

Η διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου δεν είναι ίδια πάντα, αλλάζει ανάλογα με τον καρδιακό ρυθμό. Σε κατάσταση ηρεμίας, η διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου είναι περίπου 0,8 δευτερόλεπτα:

- Η φάση διαστολής: Διαρκεί περίπου 0,5 δευτερόλεπτα.
- Η φάση συστολής: Διαρκεί περίπου 0,3 δευτερόλεπτα.

Στον καρδιακό κύκλο, δύο χαρακτηριστικοί καρδιακοί ήχοι ακούγονται με τη χρήση του στηθοσκοπίου:

- Πρώτος καρδιακός ήχος («lub»): Οφείλεται στο κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων, της μιτροειδούς και της τριγλώχινας, που σηματοδοτούν την έναρξη της συστολής.
- Δεύτερος καρδιακός ήχος («dub»): Οφείλεται στο κλείσιμο των βαλβίδων εκροής, αορτικής και πνευμονικής, που σηματοδοτούν το τέλος της συστολής.[7]

## 2.4 Ροή του αίματος

Η ροή του αίματος μέσα στην καρδιά είναι μονόδρομη, αυτό συμβαίνει λόγω των τεσσάρων βαλβίδων της καρδιάς:

- Τριγλώχινα βαλβίδα: Μεταξύ του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας.
- Πνευμονική βαλβίδα: Μεταξύ της δεξιάς κοιλίας και της πνευμονικής αρτηρίας.
- Μιτροειδής βαλβίδα: Ανάμεσα στον αριστερό κόλπο από την αριστερή κοιλία.
- Αορτική βαλβίδα: Μεταξύ της αριστερής κοιλίας και της αορτής.

Αυτές οι βαλβίδες εμποδίζουν οποιαδήποτε προς τα πίσω ροή του αίματος, με αποτέλεσμα η ροή να κινείται προς μια και μόνο κατεύθυνση.[8]

## 2.5 Κατανάλωση ενέργειας και αιμάτωση της καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα όργανο που απαιτεί μεγάλες ποσότητες ενέργειας και για αυτό το λόγο έχει τη δική της παροχή αίματος μέσω των στεφανιαίων αρτηριών. Οι στεφανιαίες αρτηρίες τροφοδοτούν το καρδιακό μυ (μυοκάρδιο) με αίμα και με αυτό τον τρόπο εξασφαλίζεται η σωστή λειτουργία του. Όταν αυτές οι αρτηρίες είναι μπλοκαρισμένες, μπορεί να οδηγήσουν σε στεφανιαία νόσο ή ακόμη και σε καρδιακή προσβολή.[9]

## 2.6 Ρύθμιση της λειτουργίας της καρδιάς

Ως ρύθμιση της λειτουργίας της καρδιάς αναφέρεται στην ικανότητα του σώματος να διατηρεί έναν σταθερό ρυθμό και καρδιακή απόδοση για να καλύψει τις ανάγκες του οργανισμού.

Υπάρχουν δύο κύρια συστήματα που ρυθμίζουν τη λειτουργία της καρδιάς:

### 2.6.1 Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα:

- Ο καρδιακός ρυθμός και η ένταση της συστολής αυξάνεται, σε καταστάσεις άσκησης ή στρες, από το συμπαθητικό σύστημα.
- Ο καρδιακός ρυθμός μειώνεται και επανέρχεται σε κατάσταση ηρεμίας από το παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα μέσω του πνευμονογαστρικού νεύρου.[10]

### 2.6.2 Ορμονικός έλεγχος:

- Ο καρδιακός ρυθμός και η ισχύς της καρδιακής συστολής αυξάνονται από ορμόνες όπως η αδρεναλίνη και η νοραδρεναλίνη καθώς και η θυροξίνη έχει τη δυνατότητα να επιδράσει στο ρυθμό.[10]

## 2.7 Αιμοδυναμική και καρδιακή παροχή

**Αιμοδυναμική** είναι η μελέτη του αίματος και της ροής του αίματος μέσω του καρδιαγγειακού συστήματος. Περιγράφει πώς η καρδιά, τα αγγεία, η πίεση και η ροή αλληλεπιδρούν στον προσδιορισμό της απόδοσης και της υγείας του κυκλοφορικού συστήματος. Οι κύριες παράμετροι περιλαμβάνουν την αρτηριακή πίεση, τον καρδιακό ρυθμό και την αγγειακή αντίσταση.

Η **καρδιακή παροχή** είναι η ποσότητα αίματος που εκτοξεύεται από την καρδιά ανά λεπτό. Ο τύπος που δίνει τη καρδιακή παροχή έχει ως εξής:

$$\text{Όγκος παλμού} \times \text{Καρδιακή συχνότητα} = \text{Καρδιακή παροχή} \quad (2.1)$$

όπου:

- Ο **όγκος παλμού** είναι ο όγκος αίματος που αντλείται από τη καρδιά σε κάθε ένα παλμό.
- Ο **καρδιακή συχνότητα** υποδηλώνει τον καρδιακό ρυθμό και μετριέται με τον αριθμό των παλμών ανά λεπτό.

Η καρδιακή παροχή εξαρτάται από τη σύσταση του αίματος, την αγγειακή αντίσταση και το τρόπο λειτουργίας της καρδιάς. Η κανονική καρδιακή παροχή σε έναν ενήλικα είναι περίπου 4-8 λίτρα/λεπτό σε ανάπαυση, μπορεί όμως να προσαρμοστεί στις ανάγκες του σώματος, για παράδειγμα, αυξάνεται πολύ κατά τη διάρκεια της άσκησης λόγω της υψηλής παροχής οξυγόνου στους μύες.

Αυτές οι παράμετροι είναι σημαντικές για ανάλυση στη διάγνωση και θεραπεία καρδιακών παθήσεων και τις αξιολογήσεις των καρδιακών λειτουργιών. [11]

## 2.8 Δυναμικό ενέργειας των μυοκαρδιακών κυττάρων

Το δυναμικό δράσης των κυττάρων του μυοκαρδίου αναφέρεται στη σειρά αλλαγών σε όλο το ηλεκτρικό δυναμικό της κυτταρικής μεμβράνης. Οι αλλαγές αυτές είναι σημαντικές για να ενεργοποιηθούν και να συστέλλονται οι καρδιακές μυϊκές ίνες, οι οποίες με τη σειρά τους επιτρέπουν τη συστολή του καρδιακού μυός και την κυκλοφορία του αίματος μέσα σε όλο σώμα. Οι βασικές φάσεις του δυναμικού δράσης ενός κυττάρου του μυοκαρδίου περιγράφονται παρακάτω.

- **Φάση 0 (Ταχεία εκπόλωση)**

Η εκπόλωση προκαλείται από ένα ηλεκτρικό ερέθισμα, που επιτρέπει σε ιόντα νατρίου(Na<sup>+</sup>) να εισχωρήσουν στο κύτταρο και αυξάνει το δυναμικό μεμβράνης σε. Το αποτέλεσμα είναι η ταχεία μεταβολή του δυναμικού της μεμβράνης προς θετικές τιμές, έως περίπου +20 mV.

- **Φάση 1 (Πρώιμη ταχεία επαναπόλωση)**

Μετά την εκπόλωση, παρατηρείται ότι τα κανάλια νατρίου κλείνουν γρήγορα και το δυναμικό ξεκινά να μειώνεται ελαφρώς λόγω της εκροής ιόντων καλίου(K<sup>+</sup>). Αυτή η φάση οδηγεί σε μια μικρή πτώση του δυναμικού στο επίπεδο του 0mV και σηματοδοτεί την έναρξη της επαναπόλωσης.

- **Φάση 2 (Πλατώ/ Plateau)**

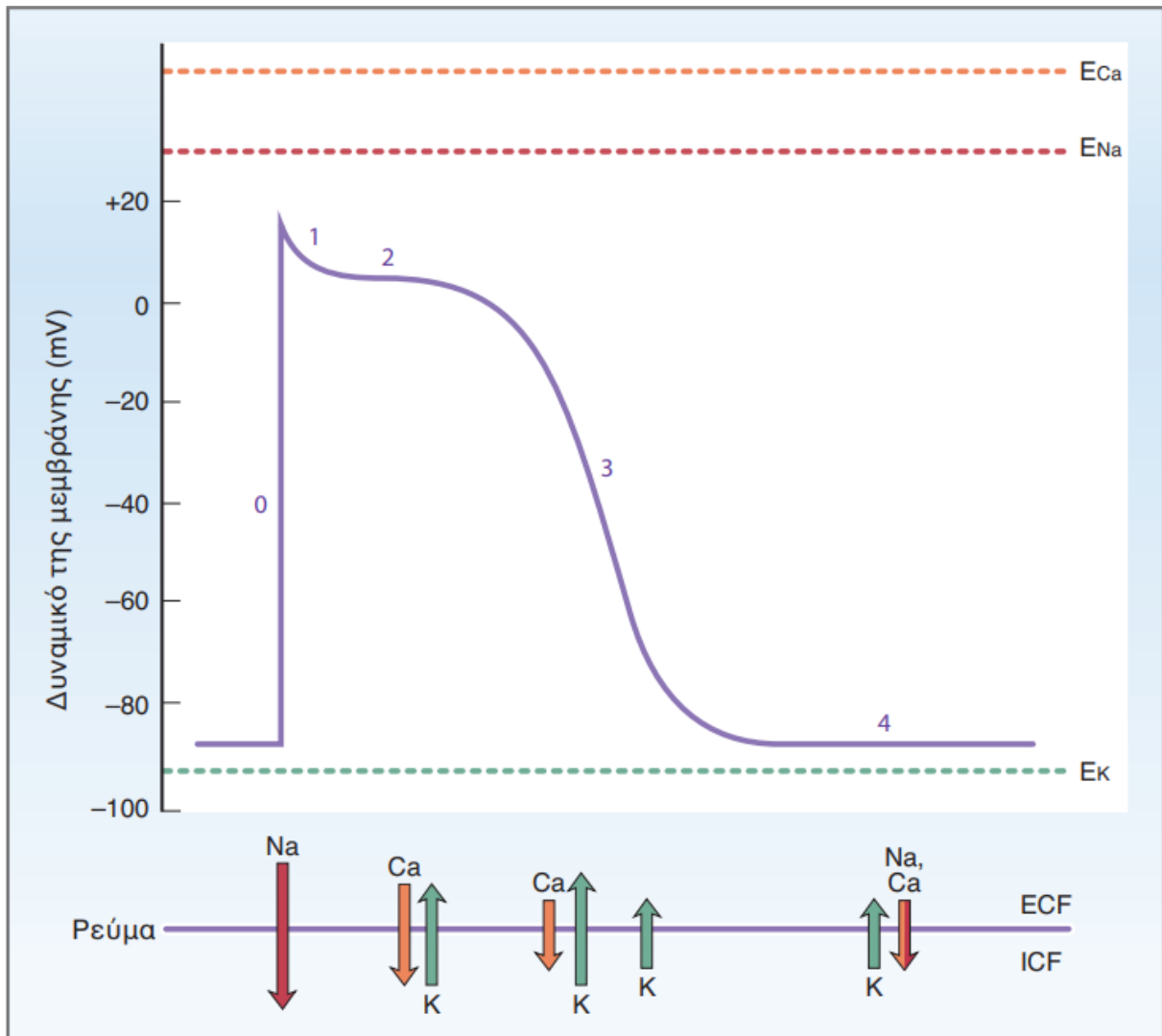
Σε αυτή τη φάση οι διάλυτοι ασβεστίου (Ca<sup>2+</sup>) ανοίγουν και ιόντα ασβεστίου εισέρχονται. Αυτά τα ιόντα ασβεστίου αλληλεπιδρούν με τα ιόντα καλίου που φεύγουν από το κύτταρο. Η ισορροπία μεταξύ της εισροής ασβεστίου και της εκροής καλίου έχει ως αποτέλεσμα να διατηρηθεί το δυναμικό ενέργειας στο επίπεδο το 0mV. Η φάση αυτή είναι χρήσιμη για τη διατήρηση της συστολής του μυοκαρδίου κυττάρου.

- **Φάση 3 (Επαναπόλωση)**

Οι διάλυλοι ασβεστίου κλείνουν, ενώ οι διάλυλοι καλίου παραμένουν ανοιχτοί συνεχίζοντας την έξοδο καλίου επαναφέροντας το δυναμικό ενέργειας σε αρνητικές τιμές.

- **Φάση 4 (Φάση ηρεμίας)**

Στη κατάσταση ηρεμίας, υπάρχει το φυσιολογικό δυναμικό ηρεμίας, περίπου -90 mV. Στη φάση ηρεμίας, λόγω της αντλίας νατρίου-καλίου, ή Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup> ATPase και της ανταλλαγής νατρίου/ καλίου, εξισορροπούν τα ιόντα μέσα και έξω από το κύτταρο. Αυτό αντιπροσωπεύει τη φάση ηρεμίας των κυττάρων πριν ενεργοποιηθεί το δυναμικό δράσης. [11]



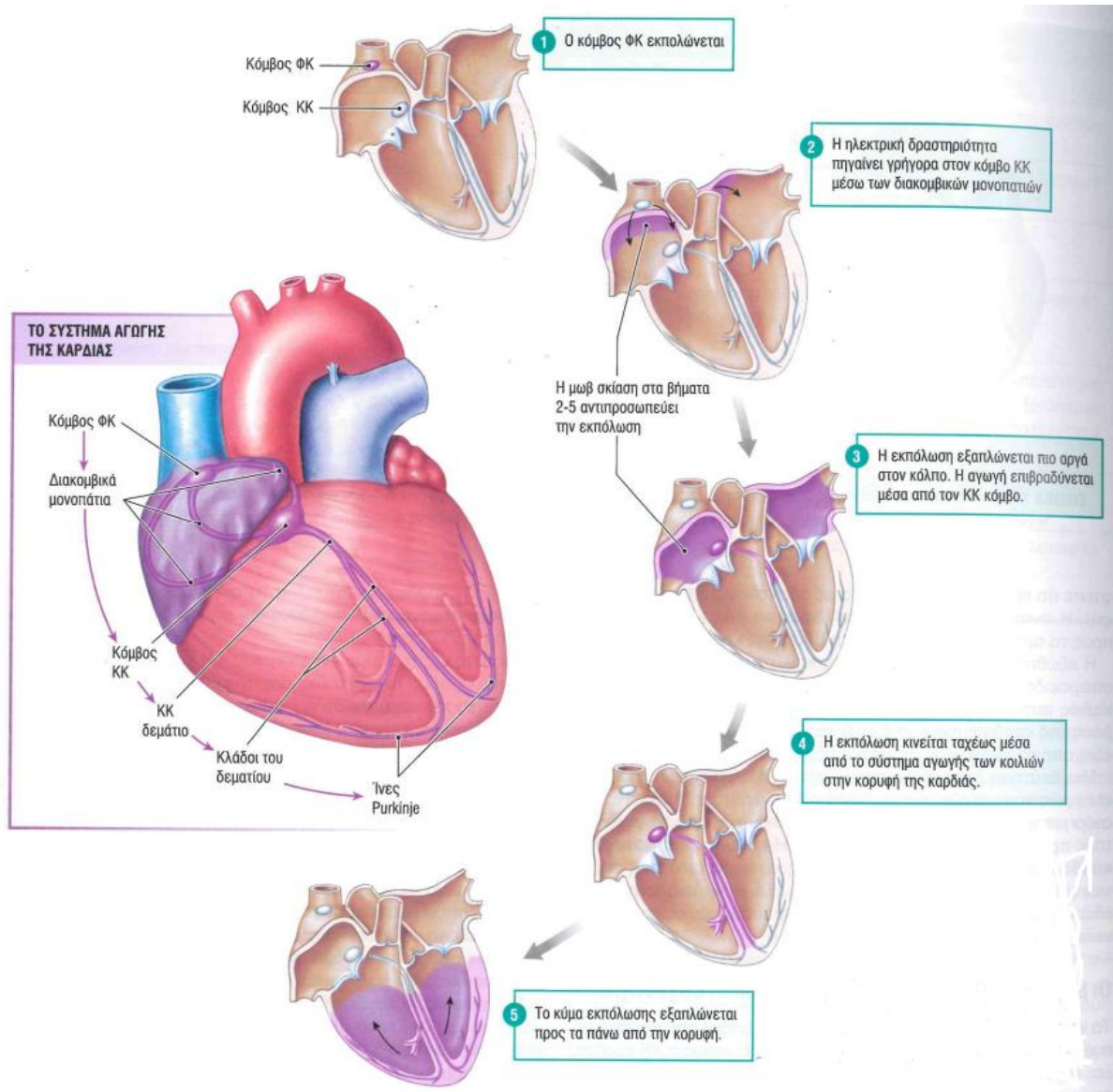
Εικόνα 2.5: Το φυσιολογικό δυναμικό ενέργειας των κυττάρων της καρδιάς [11].

## 2.9 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς χαρακτηρίζεται ως η διαδικασία όπου παράγονται και μεταφέρονται σήματα μέσω του καρδιακού συστήματος. Αυτή η δραστηριότητα της καρδιάς ξεκινάει από το φλεβόκομβο ο οποίος αποτελεί το φυσικό βηματοδότη της καρδιάς και βρίσκεται στον δεξιό κόλπο. Ο φλεβόκομβος παράγει ηλεκτρικά σήματα που μεταφέρονται στους κόλπους και προκαλούν τη συστολή του.[12]

Η σειρά της ηλεκτρικής δραστηριότητας έχει ως εξής:

- **Φλεβοκόμβος:** Από αυτό το κόμβο ξεκινάει το ηλεκτρικό σήμα και έχει ως αποτέλεσμα τη σύσπαση των κόλπων.
- **Κολποκοιλιακός κόμβος:** Το σήμα αυτό διαδίδεται από τους κόλπους στις κοιλίες μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου. Το σήμα επιβραδύνεται κατά 0,12 έως 0,20 δευτερόλεπτα στον κολποκοιλιακό κόμβο. Αυτή η καθυστέρηση είναι ένα μέτρο προστασίας της καρδιάς, ώστε να προλάβουν οι δύο κόλποι να αδειάσουν όλο το αίμα που περιέχουν, προς τις κοιλίες, πριν αυτές αρχίσουν να συσπώνται πριν συνεχίσει στις κοιλίες.
- **Δέσμη του His:** Μέσω αυτής της δέσμης διαδίδεται το σήμα από το κολποκοιλιακό κόμβο και τους κλάδους του.
- **Ίνες Purkinje:** Το σήμα φτάνει τελικά στις ίνες Purkinje, διεγείροντας τα κύτταρα του μυοκαρδίου στις κοιλίες και με αυτό το τρόπο συστέλλονται.[12]



Εικόνα 2.6: Το σύστημα αγωγής της καρδιάς [5].

## 2.10 Παθήσεις σχετικές με την καρδιά

Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τύποι καρδιακών παθήσεων, οι οποίες, ανάλογα με τη φύση τους, μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με βάση τη φύση τους. Μερικές από τις πιο κοινές καρδιακές παθήσεις περιλαμβάνουν:

- **Στεφανιαία καρδιακή νόσος:** Προκαλείται όταν στενεύουν ή φράσσονται οι στεφανιαίες αρτηρίες λόγω αθηροσκλήρωσης, δηλαδή η συσσώρευσης πλάκας στις αρτηρίες. Μπορεί να οδηγήσει σε έμφραγμα του μυοκαρδίου.
- **Αρρυθμίες:** Είναι διαταραχές στον καρδιακό ρυθμό, που προκαλούνται από υπερβολικά γρήγορο ή αργό καρδιακό παλμό. Μπορεί να οφείλεται σε δυσλειτουργίες του ηλεκτρικού συστήματος στην καρδιά.
- **Καρδιακή ανεπάρκεια:** Πρόκειται για μια κατάσταση κατά την οποία η καρδιά δεν μπορεί να αντλήσει αρκετό αίμα για να καλύψει τις ανάγκες του σώματος. Συνήθως εμφανίζεται λόγω βλάβης στον καρδιακό μυ από άλλες καρδιακές παθήσεις.
- **Βαλβιδοπάθειες:** Πρόκειται είναι οι διαταραχές των βαλβίδων της καρδιάς (μιτροειδούς, αορτής), που μπορεί να έχουν δυσκολία στο άνοιγμα ή ανεπαρκείς δηλαδή να μην κλείνουν σωστά.
- **Καρδιομυοπάθειες:** Αυτές οι καταστάσεις που επηρεάζουν τον καρδιακό μυ, είναι η διατακτική μυοκαρδιοπάθεια, υπερτροφική μυοκαρδιοπάθεια και περιοριστική μυοκαρδιοπάθεια. Προκαλούν δυσκολίες στη λειτουργία της καρδιάς.
- **Φλεγμονώδεις καταστάσεις:** Μερικά παραδείγματα είναι η περικαρδίτιδα, η οποία είναι η φλεγμονή του περικαρδίου, και η ενδοκαρδίτιδα, μια φλεγμονή του εσωτερικού της καρδιάς.[13]
- **Υψηλή αρτηριακή πίεση:** Η υψηλή αρτηριακή πίεση επιβαρύνει την καρδιά και μπορεί να οδηγήσει σε καρδιακή ανεπάρκεια, στεφανιαία νόσο και άλλες καρδιακές παθήσεις.[14]

## 2.11 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) ένα γράφημα της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς σε συνάρτηση με τον χρόνο. Βοηθάει στη κατανόηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς και στο να εντοπιστούν πιθανές ανωμαλίες που μπορεί να οδηγήσουν σε σοβαρές καταστάσεις. Οι γιατροί μπορεί να αναζητήσουν ομοιότητες μεταξύ αυτών των καρδιακών παλμών και των ρυθμών όταν χρησιμοποιούν ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα για να εντοπίσουν διάφορες καρδιακές παθήσεις. [15]

## 2.12 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

Η δραστηριότητα της καρδιάς καταγράφεται στους καρδιογράφους μέσω διαφορετικών θέσεων πάνω στο σώμα οι οποίες είναι δώδεκα στον αριθμό και ονομάζονται απαγωγές. Χωρίζονται στις κλασικές διπολικές απαγωγές των άκρων (I,II,III), τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων (augmented unipolar limb leads, aVR, aVL, aVF) και τις προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές (precordial unipolar chest leads, V1,V2,V3,V4,V5,V6). [15]

- Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων:

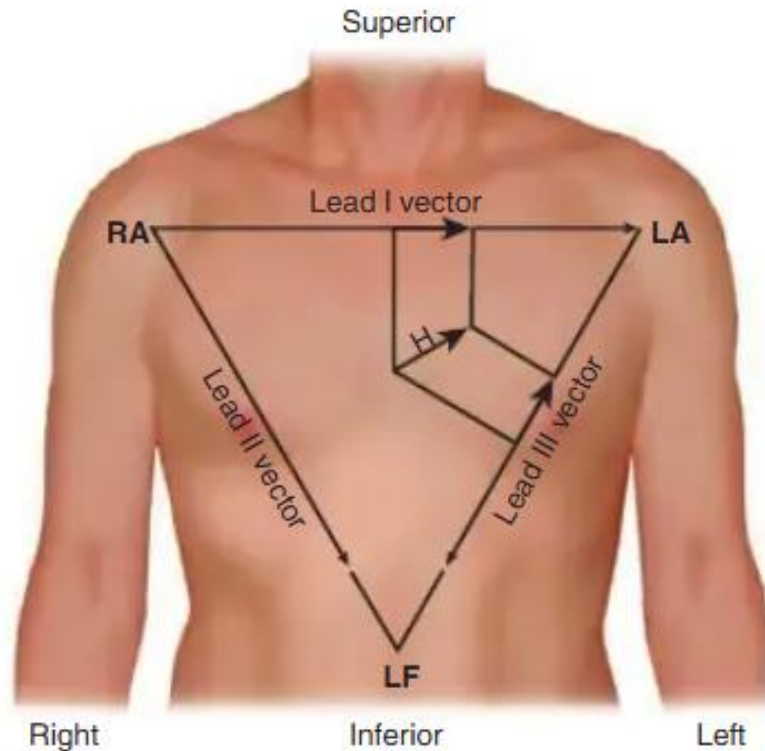
Οι διπολικές απαγωγές είναι η καταγραφή από δύο ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε δύο σημεία του σώματος συγκεκριμένα στα άκρα, χρησιμοποιώντας το ένα ως αρνητικό (-) και το άλλο ως θετικό (+) και συνδέοντας τα δυο αυτά στον ηλεκτροκαρδιογράφο δημιουργείται ένα ηλεκτρικό κύκλωμα.

- **Απαγωγή I:** Αυτή καταγράφει από τα δεξιά προς τα αριστερά (οριζόντια) όπου το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί χέρι (RA) και το θετικό αντίστοιχα στο αριστερό χέρι και δείχνει τη δραστηριότητα των κόλπων της καρδιάς, δηλαδή το πάνω μέρος της.
- **Απαγωγή II:** Σε αυτή την απαγωγή το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί χέρι (RA) και το θετικό στο αριστερό πόδι (LL). Καταγράφει από το δεξί χέρι στο αριστερό πόδι δηλαδή την αριστερή πλάγια πλευρά, δείχνει το κύμα R και βοηθάει στη εύρεση του ρυθμού της καρδιάς.

- **Απαγωγή III:** Αυτή καταγράφει από το αριστερό χέρι (LA) στο αριστερό πόδι (LL) όπου το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται αριστερό χέρι και το θετικό στο αριστερό πόδι και βοηθάει στη καταγραφή της δραστηριότητας στο κάτω μέρος της καρδιάς.
- Το δεξί πόδι καταλήγει στη γείωση.

Αυτές οι τρεις απαγωγές δημιουργούν ένα ισοσκελές τρίγωνο γύρω από τη καρδιά, το οποίο είναι γνωστό ως το τρίγωνο του Einthoven. Το τρίγωνο αυτό βασίζεται στο νόμο του Einthoven όπου το άθροισμα των δυναμικών των απαγωγών I και III ισούται με το δυναμικό της απαγωγής II. [15]

$$I + III = II \quad (2.2) [15]$$



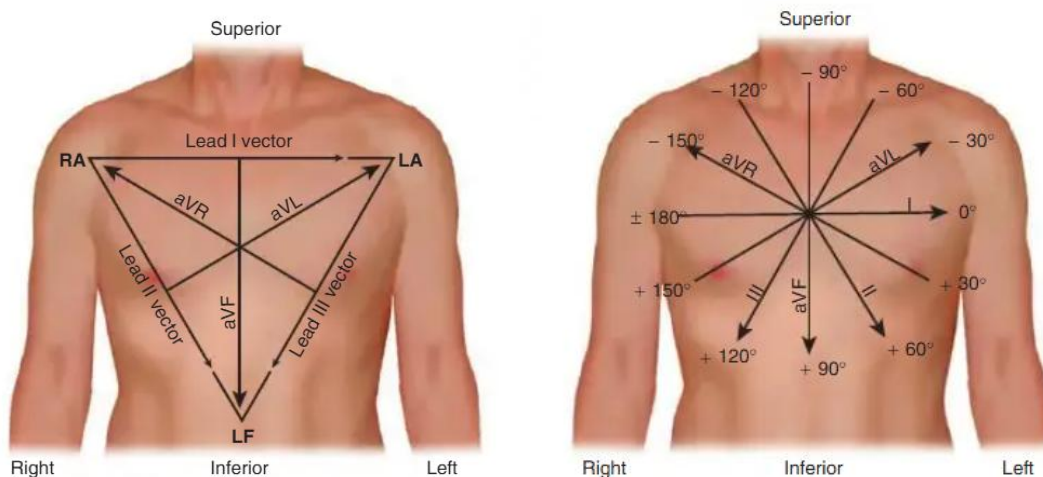
Εικόνα 2.7: Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων. [15]

- **Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων**

Οι μονοπολικές αυτές απαγωγές, σε αντίθεση με τις διπολικές απαγωγές, μετρούν το πραγματικό δυναμικό σε ένα σημείο του σώματος με ένα ηλεκτρόδιο ως θετικό πόλο σε σχέση με τη μέση τιμή των δυναμικών από τα υπόλοιπα ηλεκτρόδια δηλαδή τα υπόλοιπα δύο ηλεκτρόδια ως αρνητικό πόλο. Οι ενισχυμένες απαγωγές είναι ως εξής:

- aVR (Augmented Vector Right): Το θετικό ηλεκτρόδιο στο δεξί χέρι.
- aVL (Augmented Vector Left): Το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό χέρι.
- aVF (Augmented Vector Foot): Το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό πόδι.

Με τη χρήση αυτών των απαγωγών και των διπολικών απεικονίζεται καλύτερα η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. [15]



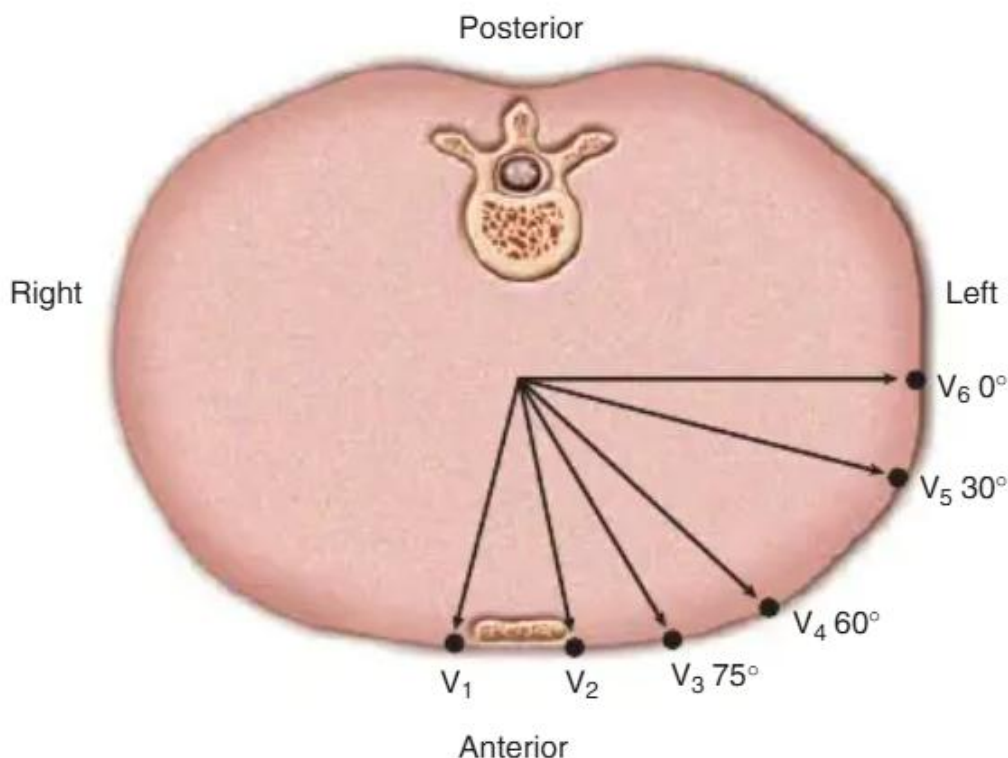
Εικόνα 2.8: Οι έξι συνολικές απαγωγές των άκρων. [15]

• Προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές

Οι προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές τοποθετούνται στη περιοχή του στήθους από τη πλευρά της καρδιάς. Χρησιμοποιούνται για την ανάλυση της καρδιάς από διάφορες πλευρές. Οι απαγωγές είναι έξι στον αριθμό και τοποθετούνται ως εξής:

- V1: Τοποθετείται στο τέταρτο μεσοπλεύριο διάστημα στα δεξιά του στέρνου.
- V2: Τοποθετείται στο τέταρτο μεσοπλεύριο διάστημα στα αριστερά του στέρνου.
- V3: Τοποθετείται ανάμεσα στο V2 και το V4.
- V4: Τοποθετείται στο πέμπτο μεσοπλεύριο χώρο στη μεσοκλείδια γραμμή
- V5: Τοποθετείται στη ίδια οριζόντια γραμμή με το V4 και στη πρόσθια μασχαλιαία γραμμή.
- V6: Τοποθετείται στη ίδια οριζόντια γραμμή με το V4 και το V5 και στη μέση μασχαλιαία γραμμή.

Τα σημεία που τοποθετούνται οι προκάρδιες απαγωγές δίνουν τη δυνατότητα στους γιατρούς να εντοπίζουν με μεγαλύτερη ευκολία διάφορες διαταραχές στη περιοχή της καρδιάς. [15]



Εικόνα 2.9: Οι προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές από το V1 έως το V6. [15]

### 2.13 Απεικόνιση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς καταγράφεται μέσω του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και εμφανίζει χρήσιμες πληροφορίες για τη κατάσταση της καρδιάς. Αυτές οι πληροφορίες είναι μια σειρά από χαρακτηριστικά κύματα, όπου κάθε ένα μέρος αυτών των κυμάτων αποτελούν κάποιες φάσεις του καρδιακού κύκλου. Ο φλεβόκομβος, όπως έχει αναφερθεί στο προηγούμενο κεφάλαιο, είναι το μέρος όπου ξεκινάει το ηλεκτρικό σήμα. Αφού ξεκινήσει, εξαπλώνεται με εκπόλωση των μυϊκών ινών, πρώτα στους κόλπους, εκεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα εμφανίζει ένα τέτοιο χαρακτηριστικό σχήμα κύματος που ονομάζεται κύμα P, από εκεί κατευθύνοντας στις κοιλίες παρατηρείται το σύμπλεγμα QRS και τα κύματα T και U. Μεταξύ αυτών των κυμάτων, υπάρχουν και άλλα τμήματα όπως το P-Q ή P-R τμήμα και το S-T τμήμα και διαστήματα όπως το P-R και το διάστημα Q-T. [12]

Οι πληροφορίες των κυμάτων είναι οι εξής:

- **Κύμα P:**

Αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κόλπων. Η κολπική εκπόλωση εξαπλώνεται προς τον κολποκοιλιακό κόμβο και προς τον αριστερό κόλπο. Η διάρκεια του είναι συνήθως μικρότερη από 80ms (millisecond). Καθώς το κύμα P είναι μικρό και αν εμφανιστούν τυχόν ανωμαλίες στο σχήμα του μπορεί να υποδηλώνουν κολπική δυσλειτουργία. [12]

- **Διάστημα PQ ή PR:**

Αποτελεί την απόσταση της αρχής του κύματος P ως την αρχή του Q. Είναι το διάστημα όπου οι κόλποι και οι κοιλίες διεγείρονται, υπό φυσιολογικές συνθήκες και η διάρκεια του είναι περίπου από 120-200 ms. Σε κάποιες περιπτώσεις είναι πιθανό να λείπει η κορυφή Q, σε αυτή τη περίπτωση ονομάζεται διάστημα PR και το R αποτελεί το τελικό σημείο. Ένα διάστημα PR μικρότερο από 120 ms υποδεικνύει ότι, ο κολποκοιλιακός κόμβος παρακάμπτεται από την ηλεκτρική ώθηση, αυτό συμβαίνει στο σύνδρομο Wolff–Parkinson–White. Ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός πρώτου βαθμού διαγιγνώσκεται με ένα διάστημα PR που είναι τακτικά μεγαλύτερο από 200 ms. [12]

- **Τμήμα P-Q ή P-R:**

Διέλευση και καθυστέρηση του ηλεκτρικού ερεθίσματος στον κολποκοιλιακό κόμβο. Είναι απλά μια ισοηλεκτρική γραμμή το οποίο σημαίνει ότι έχει 0mV. [12]

- **Σύμπλεγμα QRS:**

Αντιπροσωπεύει την εκπόλωση της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας, την ισχυρή ηλεκτρική διέγερση που τις προκαλεί να συστέλλονται. Το QRS είναι πιο απότομο και μεγαλύτερο σε πλάτος από το κύμα P επειδή οι κοιλίες είναι μεγαλύτερες και απαιτούν περισσότερη ενέργεια για να συστέλλονται. Αυτή η διαδικασία είναι που παράγει τον χαρακτηριστικό ήχο μπιπ στα καρδιολογικά μόνιτορ. Έτσι σε κάθε τέτοιο μπιπ η καρδιά στέλνει αίμα μέσω της δεξιάς και αριστερής κοιλίας στους πνεύμονες και το υπόλοιπο σώμα. Μεγάλα συμπλέγματα QRS δηλαδή αυτά που διαρκούν περισσότερο από 120 ms) είναι ενδεικτικά της διαταραχής του καρδιακού συστήματος αγωγιμότητας, όπως αυτή που παρατηρείται σε LBBB (αποκλεισμός του αριστερού σκέλους του δέσμη του His), RBBB (αποκλεισμός δεξιού σκέλους) ή κοιλιακές αρρυθμίες όπως η κοιλιακή ταχυκαρδία. Το σύμπλεγμα QRS μπορεί ενδεχομένως να γίνει ευρύτερο λόγω μεταβολικών καταστάσεων όπως η υπερδοσολογία τρικυκλικών αντικαταθλιπτικών. Ένα σύμπλεγμα QRS πολύ χαμηλού πλάτους μπορεί να υποδηλώνει περικαρδιακή συλλογή ή διηθητική μυοκαρδιακή νόσο, ενώ ένα εξαιρετικά ψηλό σύμπλεγμα QRS μπορεί να υποδεικνύει υπερτροφία της αριστερής κοιλίας. [12]

- **Τμήμα ST:**

Αποτελεί το διάστημα από το τέλος του QRS μέχρι και την του κύματος T. Σε φυσιολογικά πλαίσια είναι κι αυτή ισοηλεκτρική δηλαδή οριζόντια ή σχεδόν οριζόντια γραμμή ( έχει πλάτος της τάξης του 1mm). [12]

- **Κύμα T:**

Αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιών, όπου οι κοιλίες επανέρχονται σε κατάσταση πόλωσης. [12]

- **Διάστημα QT:**

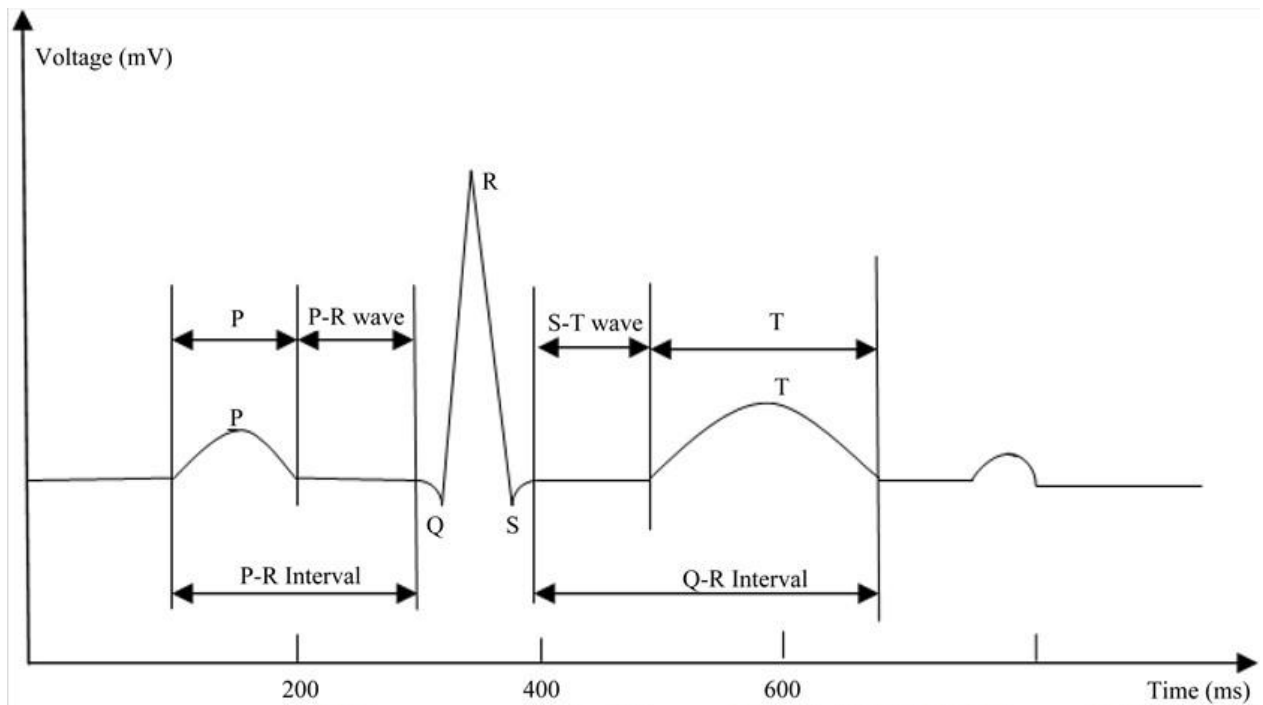
Το διάστημα QT δηλαδή από το σύμπλεγμα QRS μέχρι και το κύμα T και αποτελεί τη διάρκεια εκπόλωσης και επαναπόλωσης των κοιλιών.[12]

- **Κύμα J**

Αυτό το κύμα γνωστό και ως κύμα Osborn, αποτελεί ένα χαρακτηριστικό εύρημα για την υποθερμία στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Εμφανίζεται ως επιπλέον θετική εκτροπή μεταξύ του συμπλέγματος QRS και του τμήματος ST. [16]

- **Κυμα U**

Το κύμα U είναι ένα μικρό κύμα που εμφανίζεται μετά το κύμα T και πριν το επόμενο κύμα P. Η ακριβής προέλευσή του δεν είναι πλήρως κατανοητή, αλλά πιστεύεται ότι σχετίζεται με την επαναπόλωση του συστήματος Purkinje ή των μυϊκών ινών των κοιλιών. Η παρουσία, το μέγεθος και το σχήμα του κύματος U μπορεί να παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την καρδιακή λειτουργία. Ένα έντονο ή ανάστροφο κύμα U μπορεί να υποδηλώνει παθολογικές καταστάσεις, όπως υποκαλιαιμία, υπερκαλιαιμία ή ισχαιμία. Επιπλέον, η απουσία του κύματος U σε περιπτώσεις όπου αναμένεται η παρουσία του μπορεί να είναι ενδεικτική συγκεκριμένων καρδιακών διαταραχών.[17]



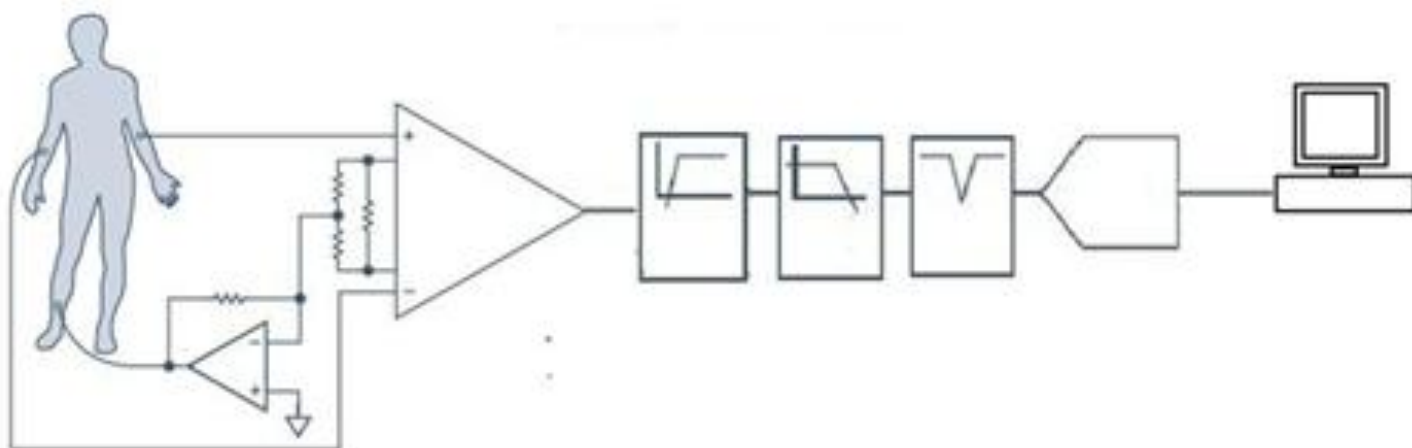
Εικόνα 2.10: Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα. [18]

Type of wave	Cycle	Amplitude	Source
P-wave	0.06 - 0.11	0.05 - 0.25	Produce left and right atrium signal
Q-wave	<0.03 - 0.04		Deliver left and right atrium signal
R-wave	-	<2.5	Deliver left and right atrium signal
S-wave	0.06 - 0.11	-	Deliver left and right atrium signal
T-wave	0.05 - 0.25	0.1 - 1.5	Electric potential of ventricular repolarization
P-wave	0.06 - 0.14	Coplanar with the baseline	Between P-wave and QRS-weave
PR interval	0.12 - 0.20	-	Deliver to ventricular
ST-wave	0.05 - 0.15	Line	Process of ventricular restoration
QT interval	<0.4	-	process of ventricular repolarization

Εικόνα 2.11: Πίνακας παραμέτρων ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος. [18]

### 2.14 Κυκλωματική δομή ηλεκτροκαρδιογράφου

Η δομή του ηλεκτροκαρδιογράφου απαρτίζεται από διάφορα μέρη τα οποία συνεργάζονται προκειμένου να γίνει η ενίσχυση του πλάτους το οποίο κυμαίνεται από 0,1 mV έως 10 mV. Επίσης αποτελείται από ένα εύρος συχνοτήτων από 0,01 Hz έως 250 Hz στο οποίο εύρος υπάρχει παραμόρφωση λόγω του θορύβου το οποίο προέρχεται κατά κύριο λόγο από τα 230V του ηλεκτρικού δικτύου[19].



Εικόνα 2.12: Το μπλοκ διάγραμμα ενός κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου. [19]

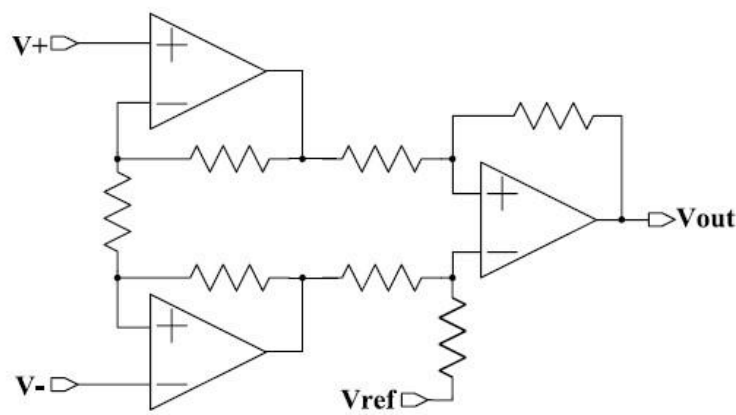
Τα διάφορα μέρη που αποτελείται ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι τα εξής:

- **Ηλεκτρόδια:**

Αποτελούν στην είσοδο του κυκλώματος. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο σώμα του ασθενή για την καταγραφή των παλμών της καρδιάς. Συνήθως είναι τρία ή περισσότερα και κατασκευάζονται από, αργυροχλωριούχο άργυρο (Ag/AgCl), ένα αγώγιμο υλικό. Αυτό το υλικό χρησιμοποιείται διότι το σήμα που λαμβάνεται είναι πολύ χαμηλής τάσης, οπότε χρειάζεται τα ανάλογα υλικά προκειμένου να γίνει η απεικόνιση του σήματος δίχως παραμόρφωση. [18]

- **Προενίσχυση:**

Αποτελείται από έναν ενισχυτή οργανολογίας (Instrumentation Amplifier), ο οποίος είναι υπεύθυνος για την αρχική ενίσχυση του μικρού σήματος της καρδιάς που αναφέρθηκε πιο πάνω. Ο ενισχυτής αυτός σχηματίζεται από την συνδεσμολογία τριών τελεστικών ενισχυτών και ενισχύει τη διαφορά των σημάτων στις δύο εισόδους του και να προσφέρει υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR). Έτσι επιτυγχάνει την απομόνωση των παρεμβολών από εξωτερικά σήματα, όπως ο θόρυβος από το δίκτυο. Επιπλέον, η ενίσχυση του σήματος μπορεί να ρυθμιστεί μέσω εξωτερικών αντιστάσεων ή ενός ποτενσιόμετρου, επιτρέποντας την προσαρμογή του κέρδους ανάλογα με τις ανάγκες της εφαρμογής. Αυτή η βαθμίδα είναι σημαντική για την προετοιμασία του σήματος, έτσι ώστε να είναι κατάλληλο για περαιτέρω επεξεργασία και ψηφιοποίηση σε επόμενη βαθμίδα του κυκλώματος. [19]

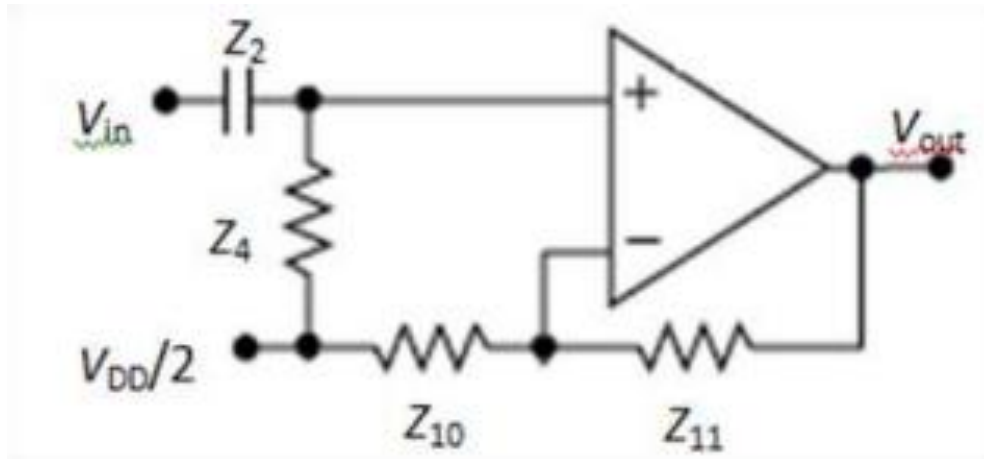


Εικόνα 2.13: Δομή ενός ενισχυτή οργανολογίας. [20]

- **Φίλτρα του κυκλώματος**

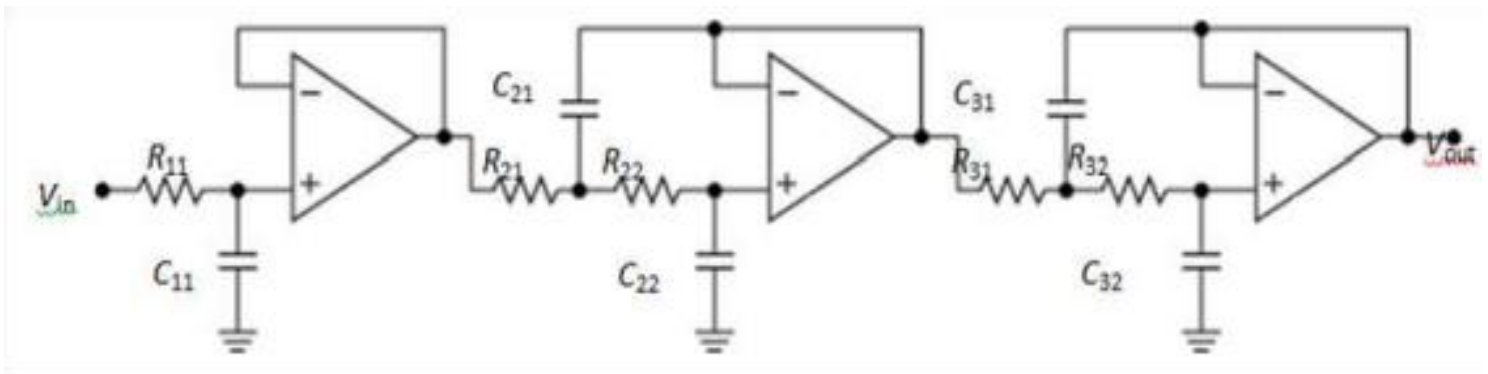
Προκειμένου να επιτευχθεί το εύρος συχνοτήτων που αναφέρθηκε παραπάνω χρησιμοποιούνται τρία (3) φίλτρα τα οποία είναι τα εξής:

- Χρησιμοποιείται αρχικά ένα υψιπερατό φίλτρο (High-Pass Filter) το οποίο κόβει τις χαμηλές συχνότητες προερχόμενες από το DC offset που αναπτύσσεται στα ηλεκτρόδια. Οι τιμές των συχνοτήτων που κόβονται είναι κάτω από 0,05 Hz.



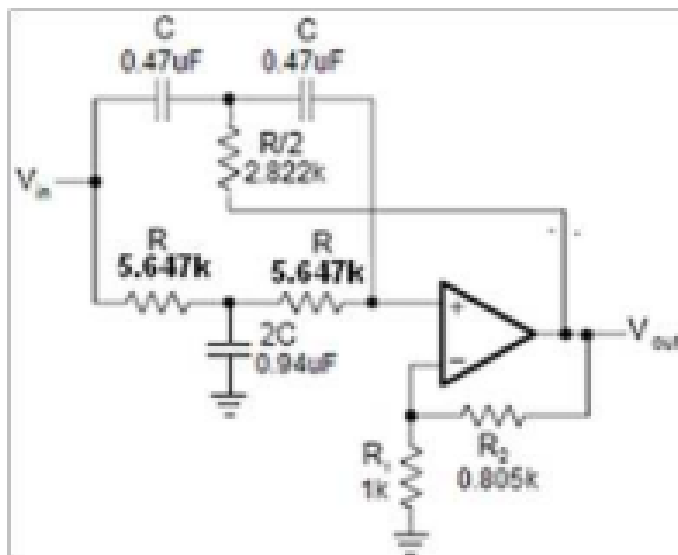
Εικόνα 2.14: Παράδειγμα υψιπερατού φίλτρου πρώτης τάξης τύπου Sallen-Key. [19]

- Στη συνέχεια χρησιμοποιείται ένα βαθυπερατό φίλτρο (Low-Pass Filter) το οποίο κόβει τις υψηλές συχνότητες πάνω από 150 Hz οι οποίες δεν έχουν καμία σχέση με τον κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου.



Εικόνα 2.15: Παράδειγμα ενεργού βαθυπερατού φίλτρου πέμπτης τάξης. [19]

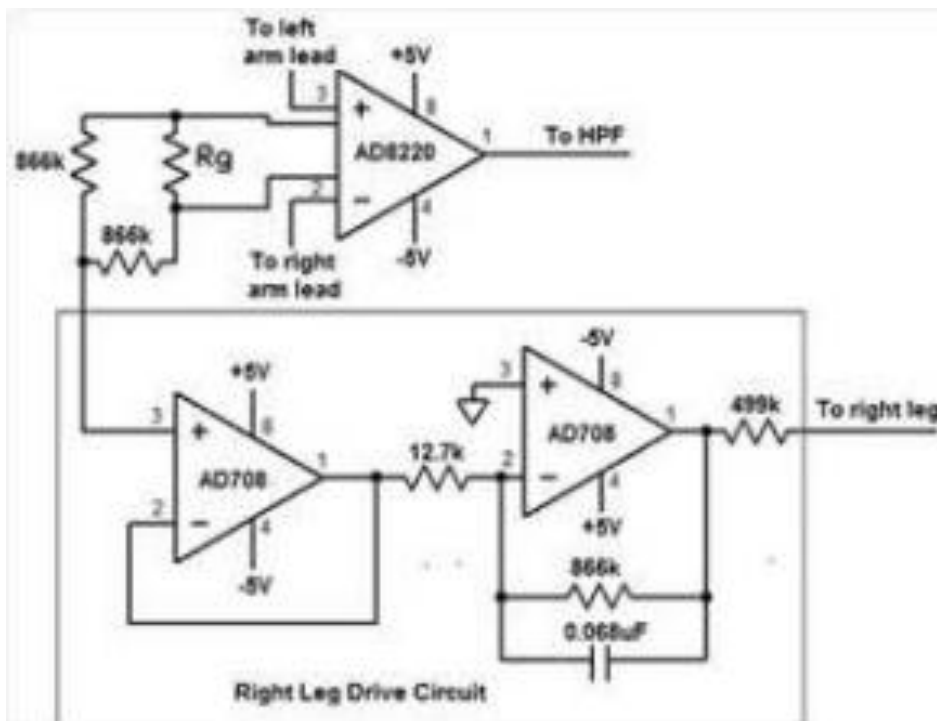
- Σαν τελευταίο φίλτρο χρησιμοποιείται ένα φίλτρο διακοπής ζώνης (notch filter) όπου κόβει το θόρυβο που προέρχεται από το δίκτυο του ηλεκτρικού ρεύματος και ανάλογα την δίκτυο της κάθε χώρας αποκλείει τις συχνότητες των 50 Hz ή 60 Hz.[19]



Εικόνα 2.16: Παράδειγμα φίλτρου διακοπής ζώνης. [19]

- **Κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού (Right Leg Drive)**

Το κύκλωμα αυτό τοποθετείται σε κυκλώματα ενίσχυσης βιολογικών σημάτων και χρησιμοποιείται για την ακύρωση του κοινού σήματος, δηλαδή του θορύβου μεταξύ των ηλεκτροδίων του αριστερού και δεξιού χεριού και γίνεται μέσω της αντιστροφής, της ενίσχυσης και στη συνέχεια την επανατροφοδότηση του σήματος στο σώμα από το ηλεκτρόδιο του δεξιού ποδιού. [19]



Εικόνα 2.17: Παράδειγμα κυκλώματος οδήγησης δεξιού ποδιού . [19]

- **Μετατροπή αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Analog to Digital Conversion ADC)**

Αφού περάσει από τα φίλτρα το σήμα ενισχύεται προκειμένου να μετατραπεί σε ψηφιακό. Ο ρυθμός δειγματοληψίας πρέπει να είναι αρκετά υψηλός ώστε να καταγράφονται οι γρήγορες εναλλαγές στο σήμα δίχως να χάνονται οι πληροφορίες. Οι τιμές κυμαίνονται στα 500 Hz ή περισσότερα. Η ακρίβεια της ψηφιοποίησης εξαρτάται από τον αριθμό των bits του ADC. Χρησιμοποιούνται ADC υψηλής ανάλυσης (12-bit ή 16-bit), προκειμένου να καταγράφονται μικρές διαφορές δυναμικού και να αποφεύγονται απώλειες πληροφοριών. Η ψηφιοποίηση σχεδιάζεται με βάση έννοιες ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (EMC) έτσι ώστε να αποφεύγεται η παρεμβολή από εξωτερικές πηγές θορύβου, διασφαλίζοντας έτσι ότι το ψηφιοποιημένο σήμα παραμένει καθαρό. Τέλος, τα σήματα αφού ψηφιοποιηθούν απεικονίζονται σε οθόνη και τυπώνονται για περαιτέρω ανάλυση. [21]

### 2.15 Διάφορες χρήσεις και τύποι του ηλεκτροκαρδιογράφου

Υπάρχουν διάφοροι τύποι ΗΚΓ, καθένα από τα οποία χρησιμοποιείται ανάλογα με το σκοπό της τις ανάγκες του ασθενούς. Τα κύρια είδη είναι τα εξής::

- Ηλεκτροκαρδιογράφος δώδεκα (12) απαγωγών (12 lead ECG)

Είναι η πιο συχνή μορφή ηλεκτροκαρδιογράφου. Το 12-κάναλο ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια διαγνωστική μέθοδος που καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς από 12 διαφορετικές γωνίες μέσω 10 ηλεκτροδίων τοποθετημένων στο σώμα του ασθενούς. Αυτά τα ηλεκτρόδια περιλαμβάνουν τέσσερα τοποθετημένα στο στήθος οι οποίες είναι οι βασικές θέσεις για την καταγραφή των εξωτερικών καρδιακών σημάτων και έξι τοποθετημένα στα άκρα από τα οποία δύο στους καρπούς και τα άλλα δύο στα πόδια. Αυτός ο ηλεκτροκαρδιογράφος επιτρέπει τη λεπτομερή ανάλυση των καρδιακών κυμάτων, όπως το P, QRS, T και U, που έχουν αναφερθεί πιο πάνω, παρέχοντας κρίσιμες πληροφορίες για την κατάσταση του καρδιακού ρυθμού, τη δομή της καρδιάς, τις αρρυθμίες και άλλες καρδιολογικές παθήσεις. Αποτελεί το κύριο εργαλείο για τη διάγνωση πολλών καρδιολογικών προβλημάτων, συμπεριλαμβανομένων των εμφραγμάτων, της ισχαιμίας και των διαταραχών του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς. [22]

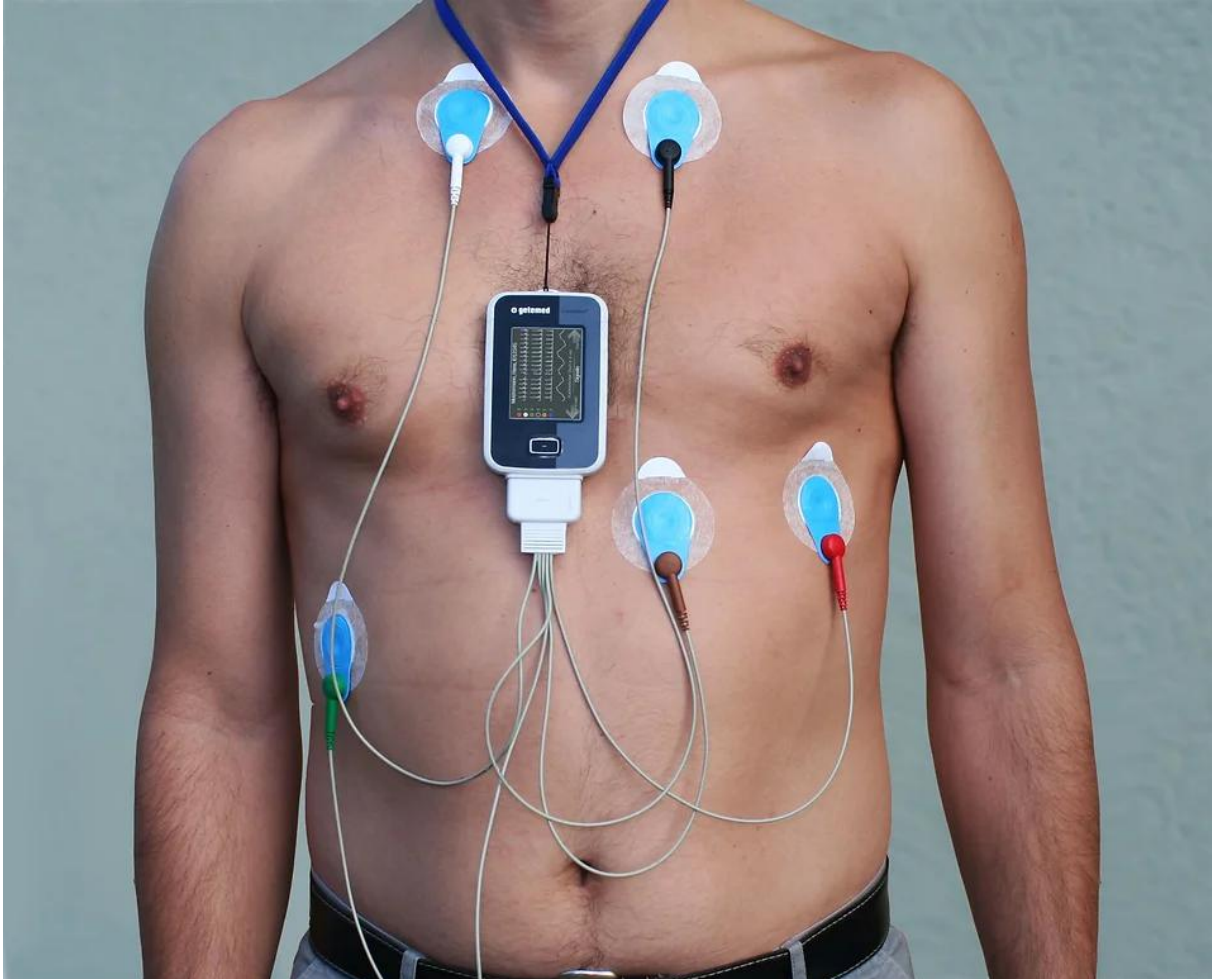


Εικόνα 2.18: Ένας 12-κάναλος καρδιογράφος.[23]

- Φορητός ΗΚΓ (Holter Monitor)

Αποτελεί μια φορητή συσκευή που καταγράφει συνεχώς την καρδιακή δραστηριότητα για εικοσιτέσσερις (24) ή περισσότερες ώρες και χρησιμεύει για την ανίχνευση προσωρινών αρρυθμιών ή επεισοδίων που δεν εμφανίζονται κατά τη διάρκεια ενός σύντομου

ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Η συσκευή τοποθετείται στον θώρακα του ασθενούς με ηλεκτρόδια και συνδέεται με ένα μικρό καταγραφικό που μπορεί να φορεθεί στο σώμα του ασθενούς κατά τη διάρκεια της καθημερινής του δραστηριότητας. Μετά την ολοκλήρωση της καταγραφής, τα δεδομένα αναλύονται από τον γιατρό για τη διάγνωση καρδιολογικών παθήσεων. [24]



Εικόνα 2.29: Παράδειγμα holter monitor τοποθετημένο σε ασθενή.[25]

- Καταγραφικό Συμβάντων (Event Recorder)

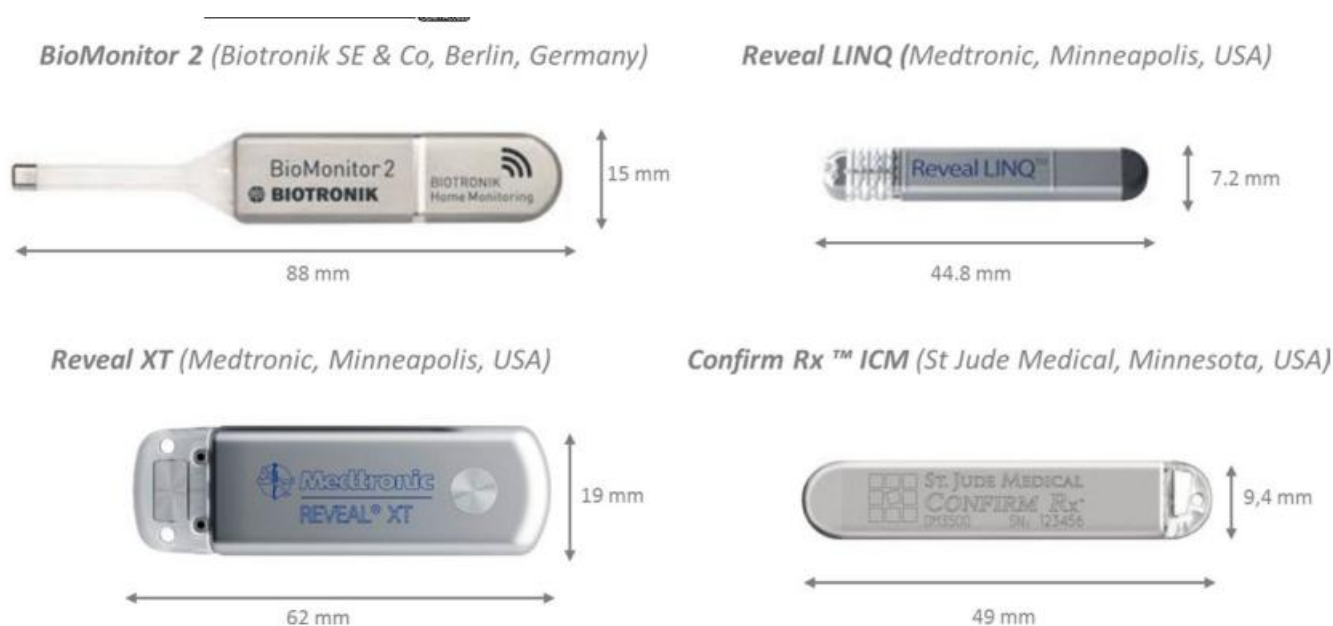
Το καταγραφικό συμβάντων είναι μια συσκευή η οποία χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση και καταγραφή καρδιακών ρυθμών σε συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα, όταν ο ασθενής παρουσιάζει συμπτώματα ή όταν αισθάνεται κάποιες ανωμαλίες στον καρδιακό ρυθμό. Η συσκευή αυτή ξεκινάει να καταγράφει την καρδιογραφήματα μόνο όταν ενεργοποιείται από τον ασθενή, για παράδειγμα όταν αισθάνεται ζάλη ή ταχυκαρδία, επιτρέποντας τη λήψη δεδομένων από καρδιακές αρρυθμίες που μπορεί να μην εμφανίζονται συνεχώς. Ο ασθενής μπορεί να φέρει το καταγραφικό για αρκετές ημέρες ή εβδομάδες και, όταν χρειάζεται, να καταγράφει περιστατικά, τα οποία στη συνέχεια αναλύονται από τον γιατρό για να βοηθήσουν στη διάγνωση καρδιακών προβλημάτων. [26]



Εικόνα 2.20: Παράδειγμα event recorder.[27]

- Εμφυτεύσιμο καταγραφικό καρδιάς (Implantable Loop Recorder)

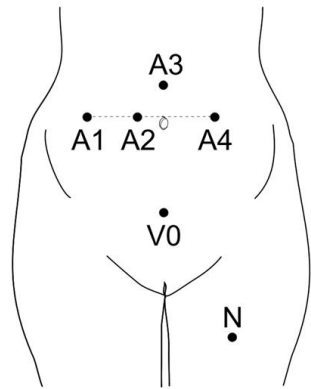
Το εμφυτεύσιμο καταγραφικό καρδιάς (Implantable Loop Recorder) είναι μια υποδόρια συσκευή η οποία τοποθετείται στα αριστερά του θώρακα και χρησιμοποιείται για τη διάγνωση διαταραχών του καρδιακού ρυθμού. Τα τελευταία χρόνια, αυτές οι συσκευές έχουν βελτιωθεί σημαντικά και έχουν μειωθεί σε μέγεθος, προσφέροντας αξιόπιστες λειτουργίες και δυνατότητα απομακρυσμένης παρακολούθησης, γεγονός που βελτιώνει τον χρόνο διάγνωσης και τη στρατηγική παρακολούθησης, με πιθανή μείωση του κόστους υγειονομικής περίθαλψης. Η πρόσφατη εισαγωγή των ενέσιμων ILR καθιστά τη διαδικασία εμφύτευσης ακόμη πιο εύκολη και καλύτερα ανεκτή από τους ασθενείς. Το ILR επιτρέπει τη διερεύνηση ανεξήγητων επαναλαμβανόμενων συγκοπών με αβέβαιη διάγνωση, αποκαλύπτοντας πιθανή σχέση με καρδιακές αρρυθμίες. Επιπλέον, είναι εξοπλισμένο με εξελιγμένους αλγόριθμους που μπορούν να ανιχνεύσουν επεισόδια κολπικής μαρμαρυγής, παρέχοντας στους ιατρούς τη δυνατότητα συστηματικής παρακολούθησης του καρδιακού ρυθμού, με πιθανές επιπτώσεις στη διαχείριση της αντιαρρυθμικής και αντιπηκτικής θεραπείας των ασθενών. [28]



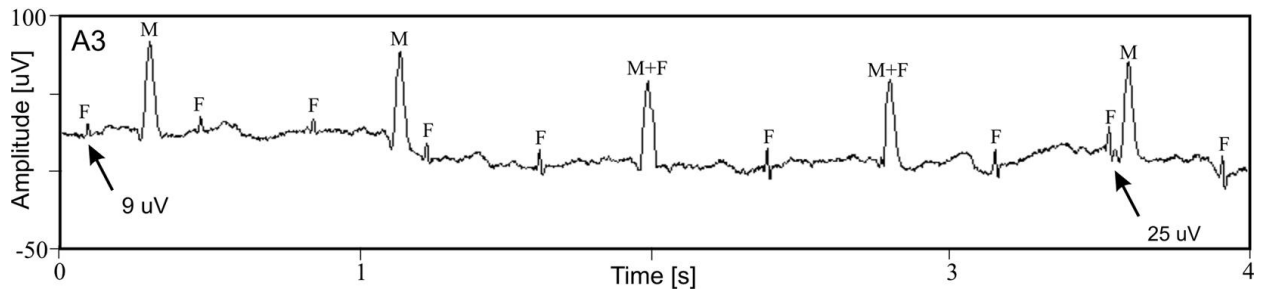
Εικόνα 2.23: Διάφορα εμφυτεύσιμα καταγραφικά καρδιάς που υπάρχουν στην αγορά.[28]

- Εμβρυϊκό ΗΚΓ (Fetal ECG)

Το εμβρυϊκό ηλεκτροκαρδιογράφημα (fetal ECG) είναι μια μέθοδος παρακολούθησης της καρδιακής δραστηριότητας του εμβρύου κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης και του τοκετού. Κατά τη χρήση του γίνεται καταγραφή ηλεκτρικών σημάτων από την καρδιά του εμβρύου, είτε μέσω εξωτερικών ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην κοιλιά της μητέρας είτε μέσω εσωτερικών ηλεκτροδίων που εφαρμόζονται στο τριχωτό της κεφαλής του εμβρύου κατά τη διάρκεια του τοκετού. Προσφέρει ακριβέστερη αξιολόγηση του καρδιακού ρυθμού του εμβρύου συγκριτικά με την παραδοσιακή καρδιοτοκογραφία, επιτρέποντας την ανίχνευση ανωμαλιών, όπως αρρυθμίες. Σε συνδυασμό με άλλες τεχνικές παρακολούθησης, μπορεί να συμβάλει στη λήψη έγκαιρων αποφάσεων για τη διαχείριση του τοκετού και τη διασφάλιση της υγείας του εμβρύου και της μητέρας. [29]



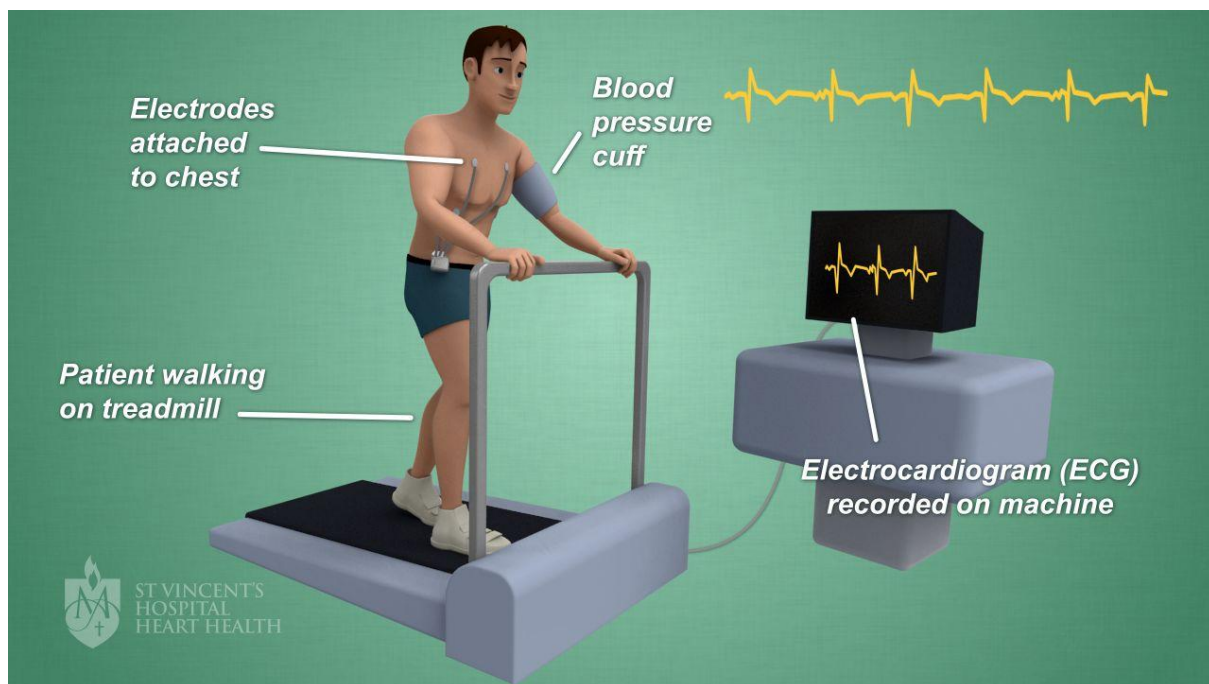
A1... A4 - abdominal leads  
V0 - reference electrode  
N - active ground



Εικόνα 2.22: Παράδειγμα εμβρυικού ΗΚΓ.[30]

- Τεστ κοπώσεως (Stress Test)

Το τεστ κοπώσεως (stress test) είναι μία διαγνωστική εξέταση που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της καρδιακής λειτουργίας κατά τη διάρκεια μιας σωματικής άσκησης. Περιλαμβάνει την εκτέλεση φυσικής άσκησης σε διάδρομο ή σε ποδήλατο, κατά τη διάρκεια της οποίας παρακολουθούνται η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, η αρτηριακή πίεση και τα συμπτώματα του ασθενούς. Μέσω του τεστ κοπώσεως μπορεί να εντοπιστεί η παρουσία ισχαιμίας της καρδιάς, να γίνει αξιολόγηση της λειτουργικής ικανότητας της καρδιάς.[31]



Εικόνα 2.23: Παράδειγμα τεστ κοπώσεως.[32]

## 2.16 Επίλογος

Στο δεύτερο κεφάλαιο της εργασίας αναπτύχθηκε με λεπτομέρειες το θεωρητικό υπόβαθρο του ηλεκτροκαρδιογράφου. Έγινε αρχικά μια ανάλυση στη καρδιά, την δομή και τη λειτουργία της ώστε να γίνουν κατανοητές οι υπόλοιπες πληροφορίες για τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Αναλύθηκε ο τρόπος που απεικονίζεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα και τι σημαίνει το κάθε έπαρμα της κυματομορφής του. Έγινε περιγραφή της δομής ενός κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου με παραδείγματα εικόνων και τέλος αναφορά σε διάφορα είδη καρδιογράφων.

## Κεφάλαιο 3ο: Σχεδίαση και κατασκευή του κυκλώματος

### 3.1 Εισαγωγή

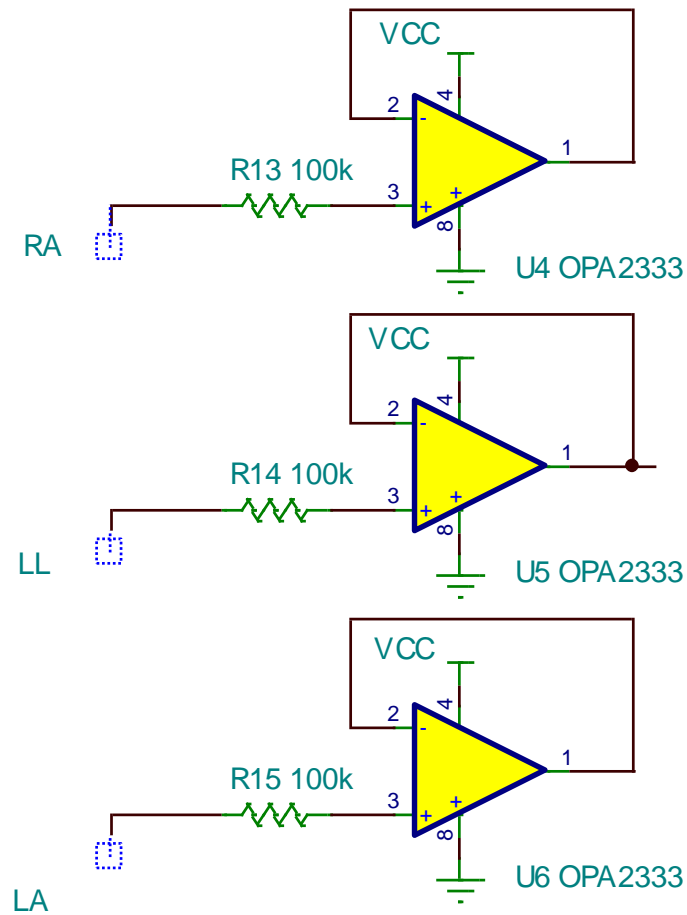
Οι ηλεκτροκαρδιογράφοι αποτελούνται από τη πλακέτα όπου πάνω σε αυτή τοποθετούνται τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και τα ηλεκτρόδια. Προκειμένου να υλοποιηθεί ένα τέτοιο μηχάνημα χρειάζεται να σχεδιαστεί το κύκλωμα και να τοποθετηθούν τα υλικά στη προβλεπόμενη θέση τους. Το ακόλουθο κεφάλαιο αποτελεί τη διαδικασία που ακολουθήθηκε προκειμένου να υλοποιηθεί αυτή η κατασκευή του ηλεκτροκαρδιογράφου.

### 3.2 Σχεδίαση του κυκλώματος

Προκειμένου να ξεκινήσει η διαδικασία της σχεδίασης πρώτα μελετήθηκε η δομή του ηλεκτροκαρδιογράφου και στη συνέχεια τα datasheets των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή. Έπειτα ξεκίνησε η σχεδίαση του κυκλώματος και στη συνέχεια η συναρμολόγηση της κατασκευής. Στις παρακάτω ενότητες περιγράφονται αναλυτικά όλες οι διαδικασίες μέχρι και το τελικό αποτέλεσμα.

#### 3.2.1 Βαθμίδες του κυκλώματος

Ύστερα από τη μελέτη της δομής, έγινε η σχεδίαση και ο διαχωρισμός των βαθμίδων του κυκλώματος. Στην είσοδο του κυκλώματος όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.1 αρχικά υπάρχουν τρεις αντιστάσεις R13, R14 και R15 που χρησιμοποιούνται ασφάλεια προκειμένου να περιορίσουν οποιοδήποτε ρεύμα στον ασθενή σε περίπτωση που το άκρο του ενισχυτή των καλωδίων θα έρθει σε επαφή με υψηλή τάση. Επιπλέον οι τελεστικοί ενισχυτές OPA2333 U4,U5 και U6 λειτουργούν ως ακόλουθοι τάσης και ως προς τη λειτουργία τους έχουν πολύ μεγάλη αντίσταση στην είσοδο τους για τα βιοηλεκτρικά σήματα από τις εισόδους του δεξιού χεριού RA, του αριστερού ποδιού LL και του αριστερού χεριού LA τα οποία λαμβάνουν.



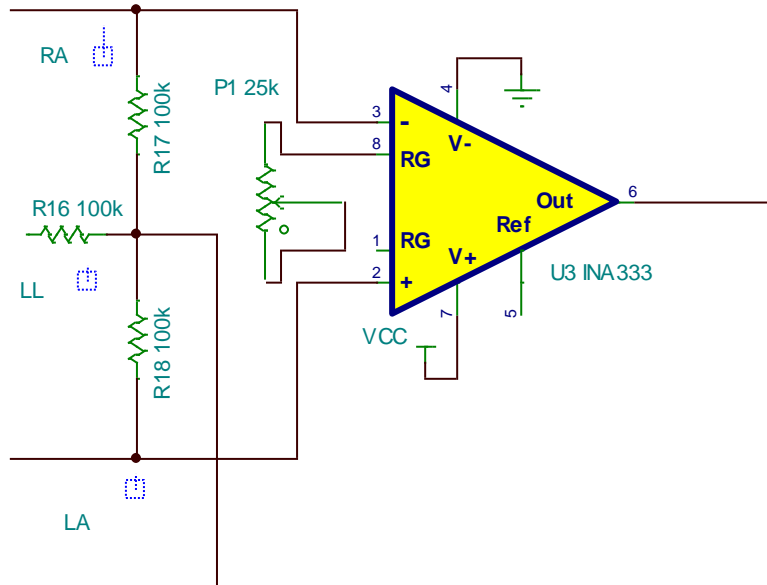
Εικόνα 3.1: Είσοδος του κυκλώματος.

Στη συνέχεια το σήμα από τα ηλεκτρόδια RA, LL και LA λαμβάνεται από τον ενισχυτή οργανολογίας INA333 στις εισόδους του V+, V- και ενισχύει τη διαφορική συνιστώσα όπου υπάρχει η πληροφορία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ενώ απορρίπτει την κοινή συνιστώσα όπου υπάρχει θόρυβος. Το κέρδος του ενισχυτή οργανολογίας υπολογίζεται από το τύπο:

$$G = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \quad (3.1) [33]$$

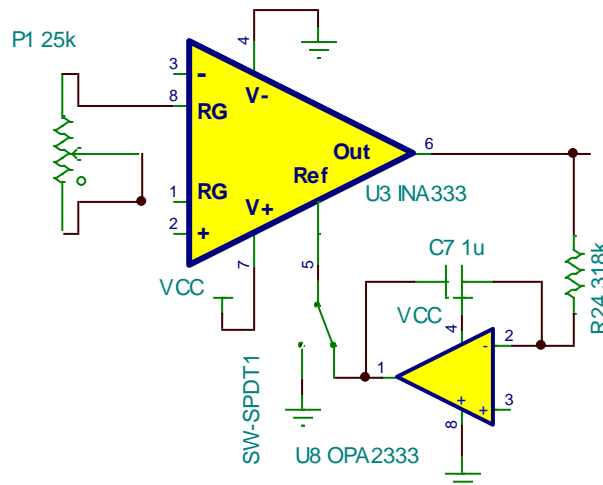
Όπου  $R_G$  είναι το P1 στην Εικόνα 3.2 το οποίο είναι ένα ποτενσιόμετρο που επιτρέπει την ρύθμιση του κέρδους. Σε αυτή την περίπτωση είναι ρυθμισμένο στα 25kΩ και με αυτό τον τρόπο υπολογίζεται το κέρδος σε  $G = 5$ . Από το datasheet του κατασκευαστή δίνεται και η συνάρτηση μεταφοράς του ενισχυτή η οποία είναι η εξής:

$$V_O = G \times (V_{IN+} - V_{IN-}) \quad (3.2) [33]$$



Εικόνα 3.2: Η βαθμίδα του ενισχυτή οργανολογίας.

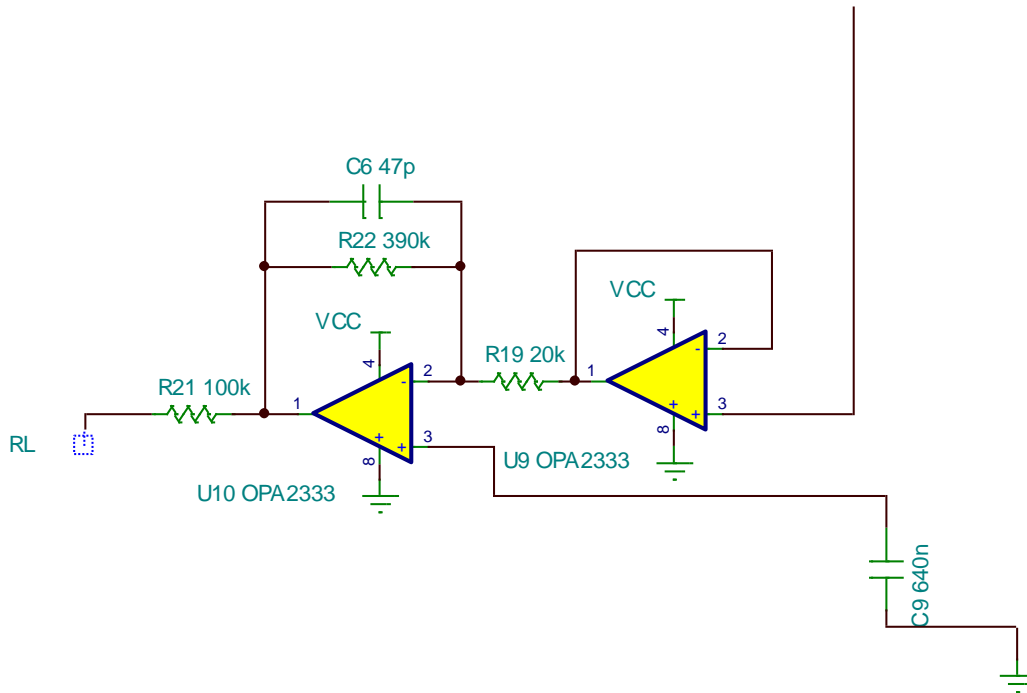
Στο τελεστικό U8 όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3 έχει δημιουργηθεί ένα κύκλωμα ολοκληρωτή το οποίο παρέχει μια AC διασύνδεση (AC coupling) στην έξοδο για μια είσοδο DC διασύνδεση (DC coupling) στον ενισχυτή οργανολογίας. Η έξοδος τροφοδοτείται πίσω στην είσοδο μέσω του ολοκληρωτή. Η έξοδος του ολοκληρωτή χρησιμοποιείται για τη διαμόρφωση της τάσης αναφοράς στον ενισχυτή. Αυτό σχηματίζει ένα υπερβατό φίλτρο και ακυρώνει αποτελεσματικά την τάση μετατόπισης στην έξοδο. Σε αυτό το κύκλωμα αποφεύγεται η χρήση μεγάλων πυκνωτών και αντιστάσεων στην είσοδο, διότι μπορεί να υποβαθμίσουν σημαντικά το CMRR λόγω των εξαρτημάτων [34]. Επιπλέον, υπάρχει ένας διακόπτης ο οποίος όταν στραφεί στην άλλη θέση χρησιμεύει για δοκιμές και βαθμονόμηση στον παλμογράφο.



Εικόνα 3.3: Η βαθμίδα του ενισχυτή οργανολογίας με τη προσθήκη ενός αναστρέφων ολοκληρωτή.

Το σήμα από τα ηλεκτρόδια RA, LL και LA αποτελεί το κοινό δυναμικό στο οποίο περιέχεται ολόκληρη η πληροφορία μαζί με όλο το θόρυβο. Προκειμένου να γίνει η απαλοιφή του θορύβου,

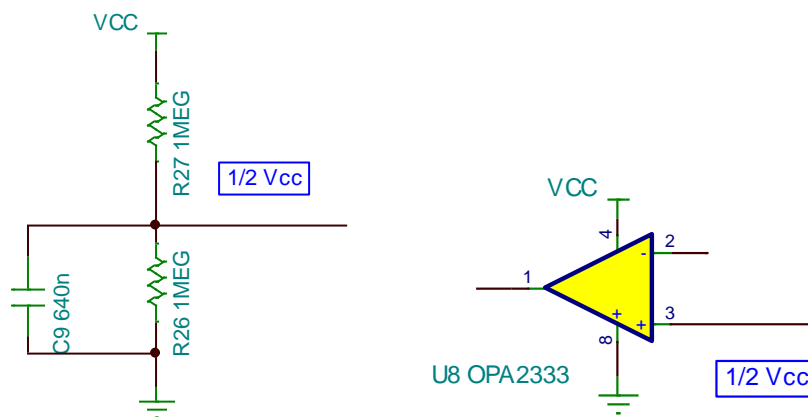
χρησιμοποιείται ο οδηγός του δεξιού ποδιού RL Εικόνα 3.3 όπου μέσω του τελεστικού U10 και των αντιστάσεων R19, R22, του πυκνωτή C6 και δημιουργείται ένα βρόχος ανάδρασης που μειώνει το θόρυβο. Βαθμίδα αυτή δημιουργεί ένα δυναμικό ανάδρασης που εφαρμόζεται στο ηλεκτρόδιο του δεξιού ποδιού RL. Το σήμα αυτό αντισταθμίζει το κοινό δυναμικό θορύβου, βελτιώνοντας την ποιότητα του σήματος ECG.



Εικόνα 3.4: Κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού.

Στο κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου δεν μπορεί να λείπει ένα υπερπυκνωτικό φίλτρο όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.4 το οποίο κόβει τις συχνότητες κάτω από 0.5 Hz σύμφωνα με τον τύπο:

$$F_{HPF} = \frac{1}{2\pi \times R_{26} // R_{27} \times C_9} = \frac{1}{2\pi \times 500k\Omega \times 640n} = 0,49 \text{ Hz} \cong 0,5 \text{ Hz} \quad (3.3)$$

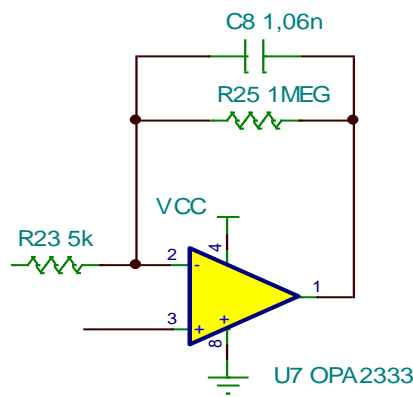


Εικόνα 3.5: Κύκλωμα υπερερατού φίλτρου.

Μια τελευταία βαθμίδα του κυκλώματος όπου ενισχύεται η έξοδος του κυκλώματος και σχηματίζεται στο τελεστικό U7 Εικόνα 3.6 ένα βαθυπερατό φίλτρο με που κόβει τις συχνότητες πάνω από 150 Hz με τον τύπο:

$$F_{LPF} = \frac{1}{2\pi \times R_{25} \times C_8} = \frac{1}{2\pi \times 1M\Omega \times 1,06n} = 150,14 \text{ Hz} \cong 150 \text{ Hz} \quad (3.4)$$

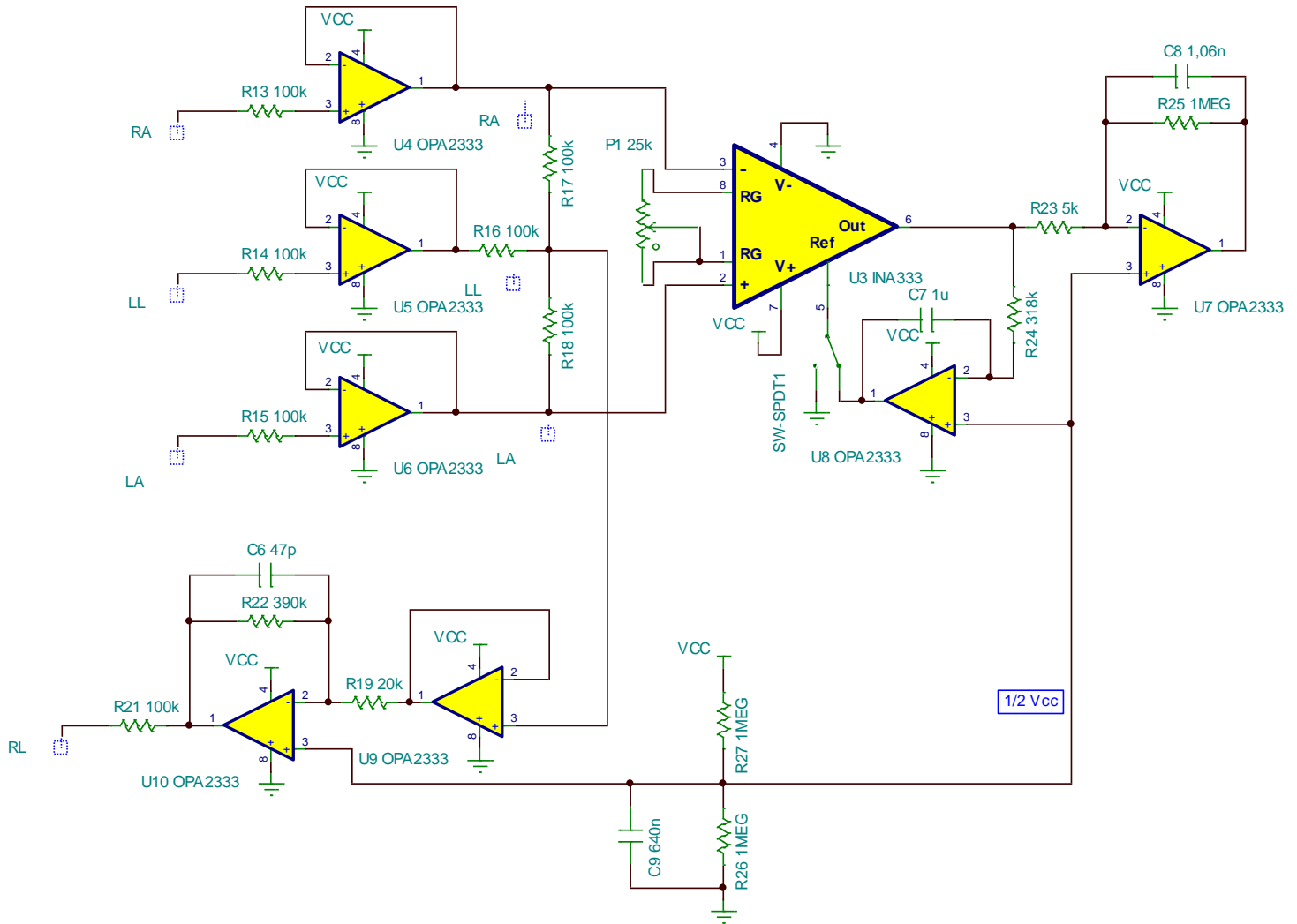
και το κέρδος  $G_{OPA} = 1 + \frac{1M\Omega}{5K\Omega} = 201 \cong 200 \quad (3.5)[35]$



Εικόνα 3.6: Κύκλωμα χαμηλοπερατού φίλτρου.

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου φαίνεται στην Εικόνα 3.7. Οι ενισχυτές του κυκλώματος τροφοδοτούνται με μονοπολική τάση 2,7V έως και 5,5V. Το εύρος συχνοτήτων κυμαίνεται από 0,5 Hz έως και 150 Hz και το συνολικό κέρδος του κυκλώματος υπολογίζεται:

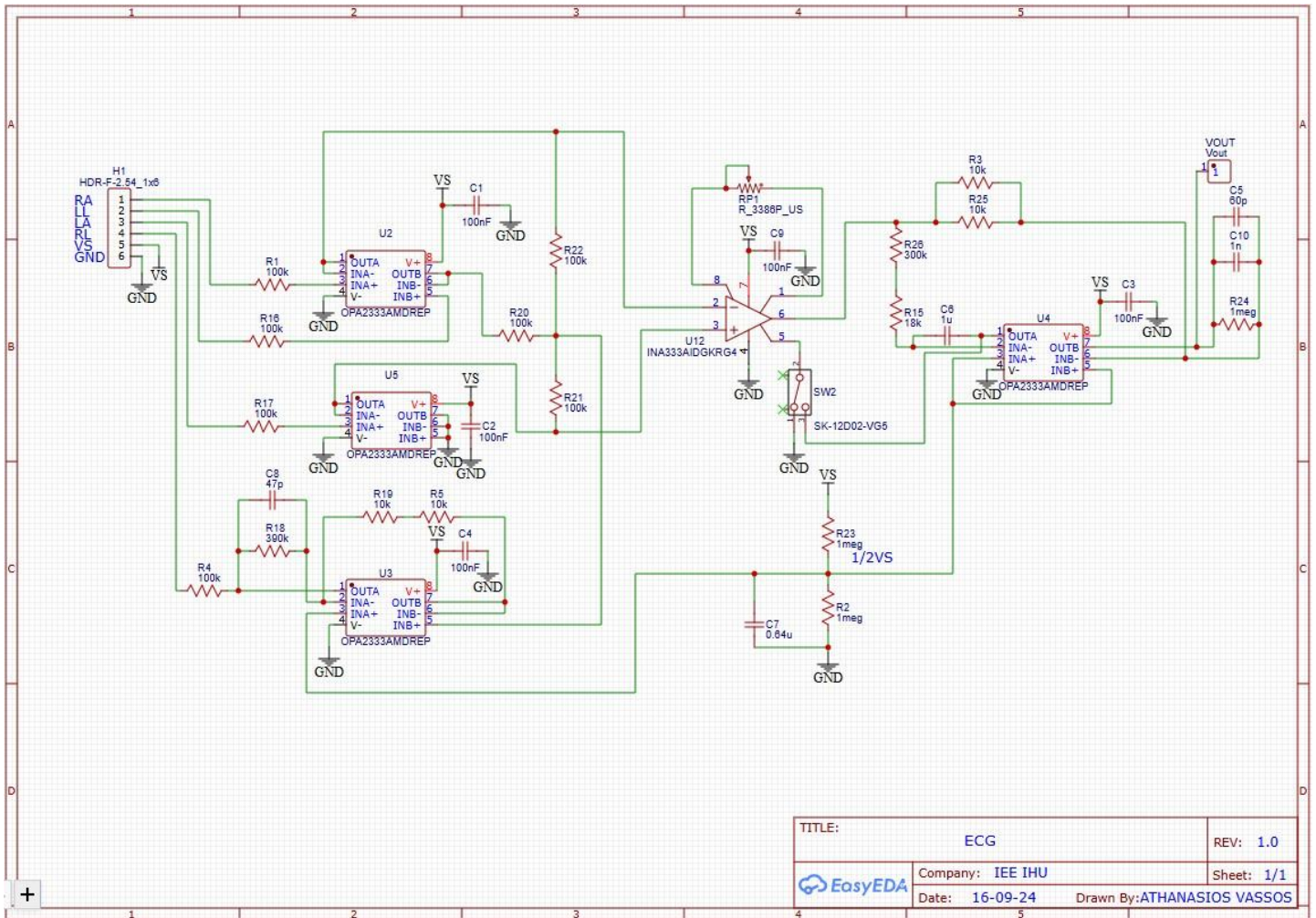
$$G = G_{INA} \times G_{OPA} = 5 \times 200 = 1000 \quad (3.6)$$



Εικόνα 3.7: Ολόκληρο το σχηματικό του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου της εργασίας στο πρόγραμμα TINA.

### 3.2.2 Σχεδίαση σχηματικού του κυκλώματος

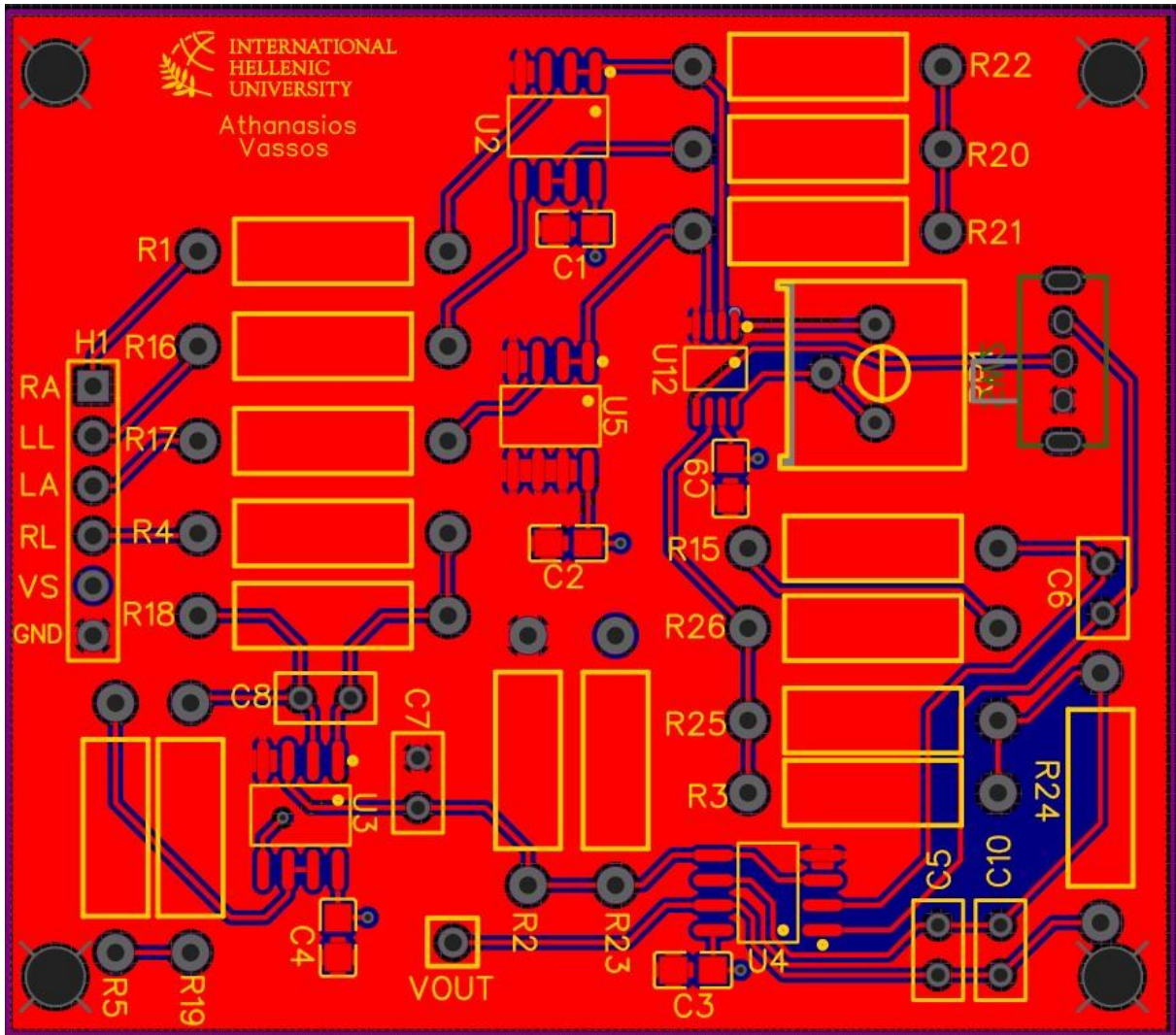
Μετά τη μελέτη ξεκίνησε η σχεδίαση του σχηματικού του ηλεκτροκαρδιογράφου με τη χρήση του λογισμικού EasyEDA όπως φαίνεται παρακάτω στην Εικόνα 3.8. Υπάρχουν κάποιες αλλαγές στις τιμές των εξαρτημάτων σε σχέση με το κύκλωμα της Εικόνας 3.7 για να ανταποκρίνονται στα υλικά της αγοράς. Κάποιες αντιστάσεις έχουν μπει σε σειρά προκειμένου το άθροισμα τους να δίνει την επιθυμητή τιμή και αντίστοιχα κάποιοι πυκνωτές έχουν τοποθετηθεί παράλληλα.



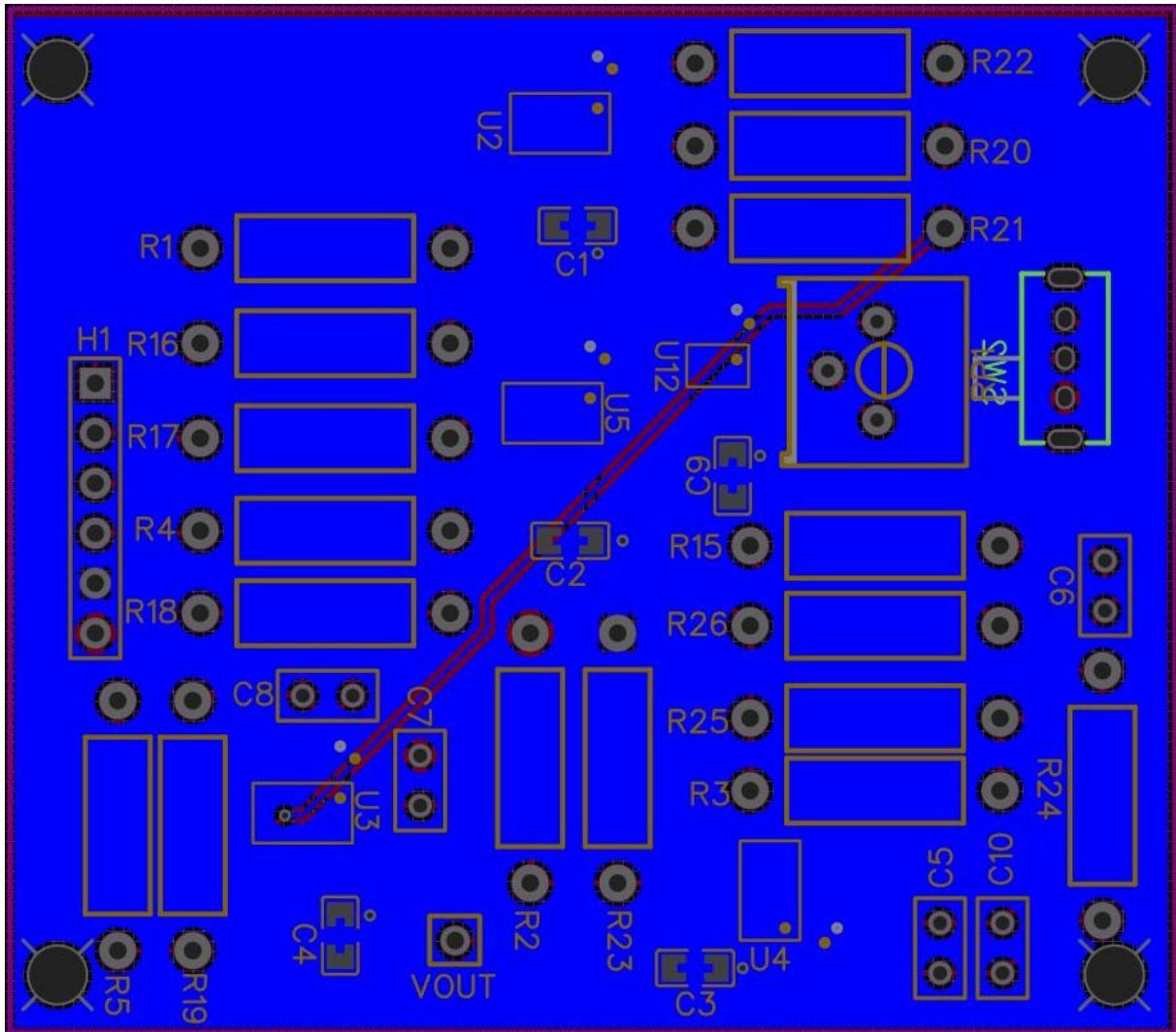
Εικόνα 3.8: Το σχηματικό του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.

### 3.2.3 Σχεδίαση της πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος του κυκλώματος

Στη συνέχεια έγινε η σχεδίαση της πλακέτας τυπωμένου κυκλώματος (Printed Circuit Board - PCB) κι αυτό με τη χρήση του λογισμικού EasyEDA. Το σχέδιο της πλακέτας υλοποιήθηκε σε δύο στρώσεις την άνω και κάτω (top & bottom layers) όπως φαίνεται παρακάτω στις εικόνες, Εικόνα 3.9 και Εικόνα 3.10. Οι διαδρομές του χαλκού έγιναν με όσο το δυνατόν μικρότερες σε μήκος για να μην υπάρχουν απώλειες σήματος. Στο PCB τοποθετήθηκαν κυρίως εξαρτήματα διέλευσης οπών (through hole) για να είναι εύκολες οι μετρήσεις και τυχόν τροποποιήσεις στο κύκλωμα. Όλοι οι ενισχυτές του κυκλώματος είναι σε μορφή επιφανειακής τοποθέτησης (Surface Mount Devices SMD). Έχουν τοποθετηθεί πυκνωτές παράκαμψης (bypass capacitors) 100nF SMD πολύ κοντά στις τροφοδοσίες των ενισχυτών για προκειμένου να μειωθεί ο θόρυβος από την τροφοδοσία διασφαλίζοντας καθαρή την τάση στους ενισχυτές. Οι τιμές των πυκνωτών δίνονται από τα datasheets των κατασκευαστών [33] [35].



Εικόνα 3.9: Το πάνω στρώμα (top layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.

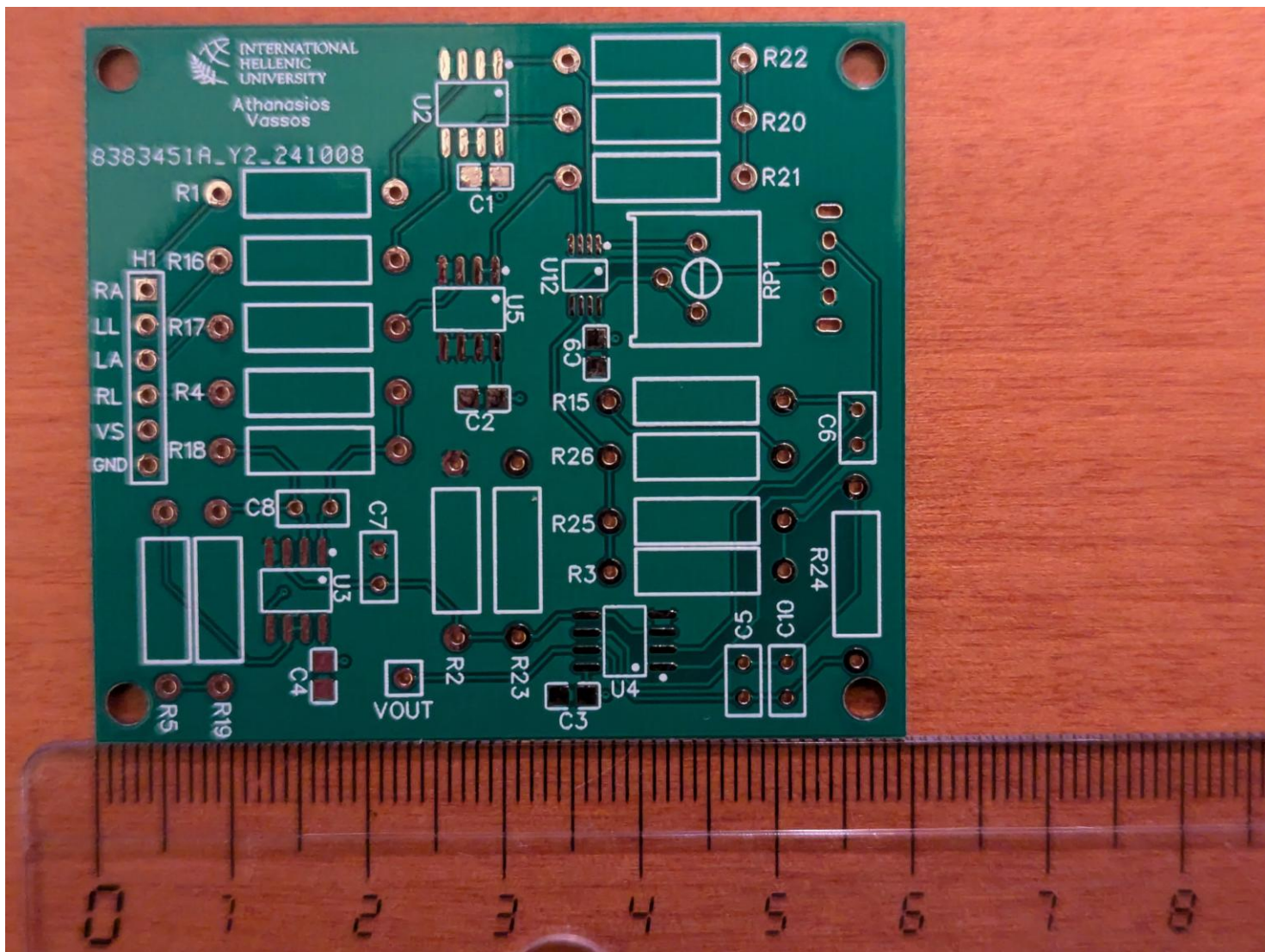


Εικόνα 3.10: Το κάτω στρώμα (bottom layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου στο EasyEDA.

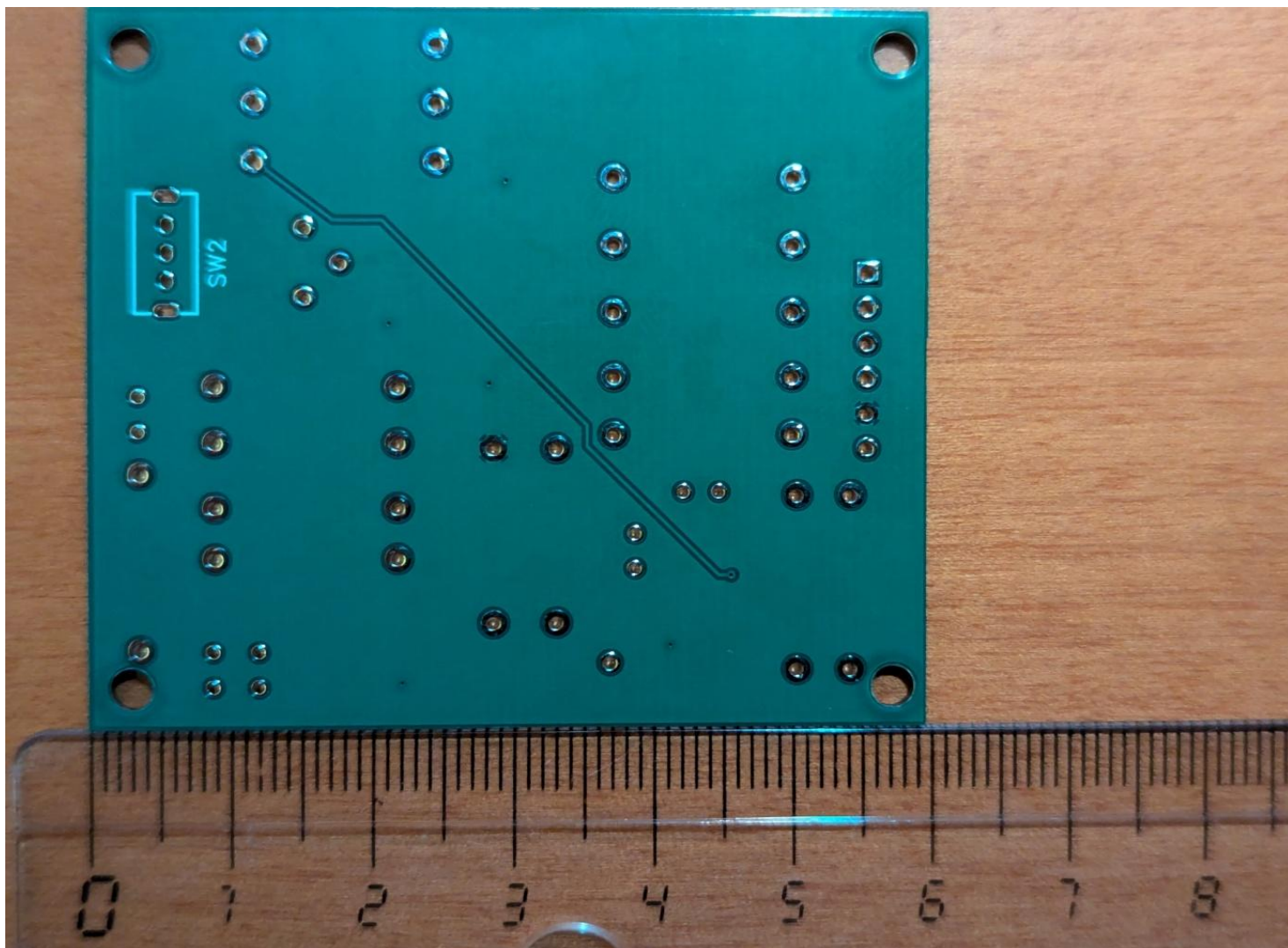
### 3.3 Συναρμολόγηση της κατασκευής

#### 3.3.1 Πλακέτα του κυκλώματος

Όσον την πλακέτα αποφεύχθηκε η κατασκευή της στο χέρι διότι δεν υπάρχει ακρίβεια στη σχεδίαση και τη χάραξη. Για αυτό το λόγο έγινε η παραγγελία της πλακέτας αφού πρώτα έγινε η εξαγωγή του αρχείου Gerber από το λογισμικό σχεδίασης. Το μέγεθος της τελικής πλακέτας είναι 59cm προς 52cm. Παρακάτω υπάρχει το αποτέλεσμα της σχεδίασης όπου εμφανίζονται οι δύο όψεις της πλακέτα άνω και κάτω Εικόνα 3.11 και Εικόνα 3.12.



Εικόνα 3.11: Το αποτέλεσμα της πλακέτας πάνω στρώμα (top layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου.



Εικόνα 3.12: Το αποτέλεσμα της πλακέτας κάτω στρώμα (bottom layer) PCB του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου.

### 3.3.2 Καλώδια αισθητήρων για τα ηλεκτρόδια

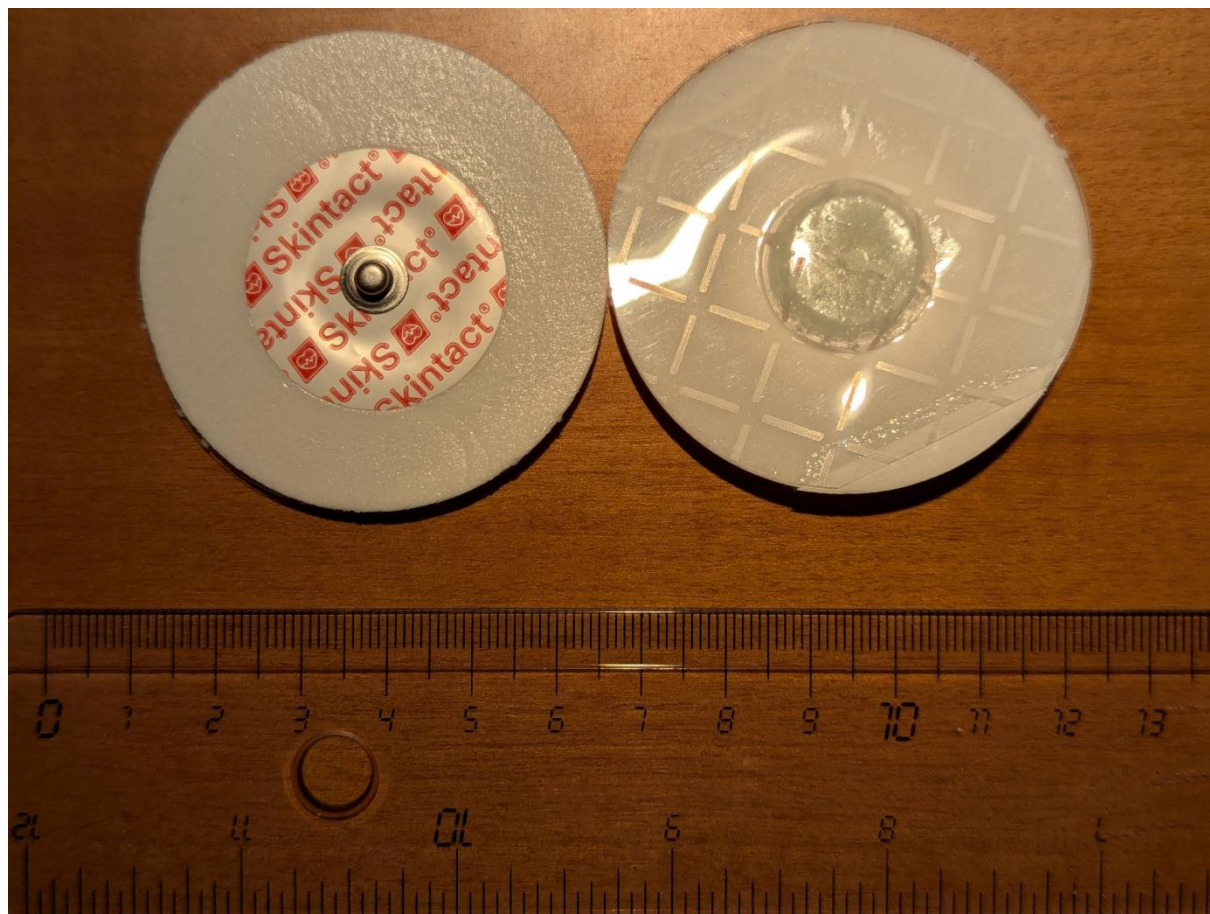
Για την υποδοχή των ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκε τέσσερα (4) καλώδια αισθητήρων τα οποία καταλήγουν σε υποδοχές για ηλεκτρόδια και χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη διάφορων βιοϊατρικών εφαρμογών Εικόνα 3.13. Η υποδοχή με καρφάκι audio jack 3.5mm αποκόπηκε και κολλήθηκαν τα καλώδια στις τέσσερις (4) υποδοχές της πλακέτας όπου αναγράφονται τα RA, LL, LA και RL.



Εικόνα 3.13: Καλώδια αισθητήρων με υποδοχές για ηλεκτρόδια.

### 3.3.3 Ηλεκτρόδια της κατασκευής

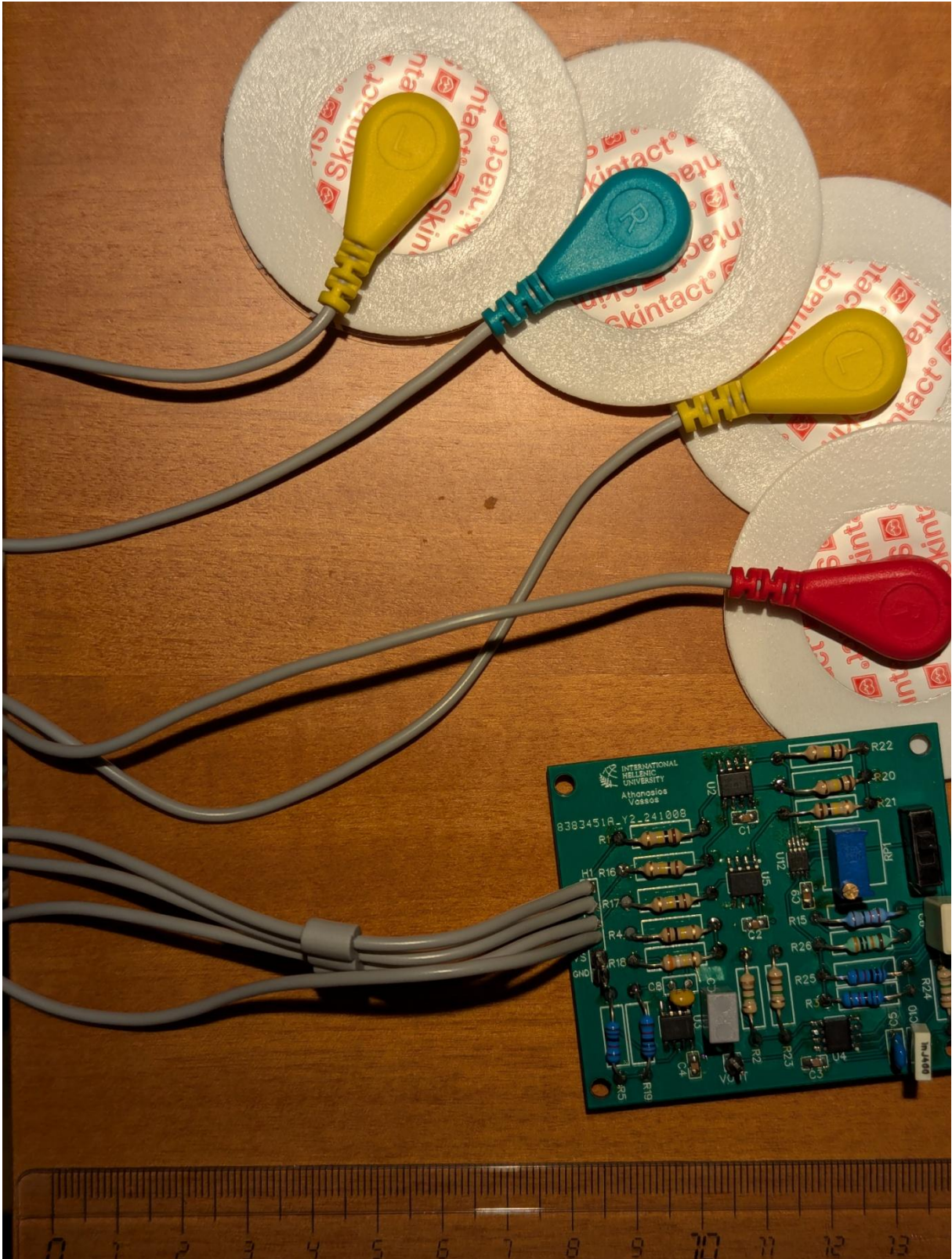
Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιήθηκαν για τις τέσσερις (4) επαφές του κυκλώματος είναι με κούμπωμα αργυροχλωριούχου αργύρου (Ag/AgCl) όπως στην Εικόνα 3.14.



Εικόνα 3.14: Ηλεκτρόδια με κούμπωμα αργυροχλωριούχου αργύρου (Ag/AgCl).

### 3.3.4 Τελικό αποτέλεσμα

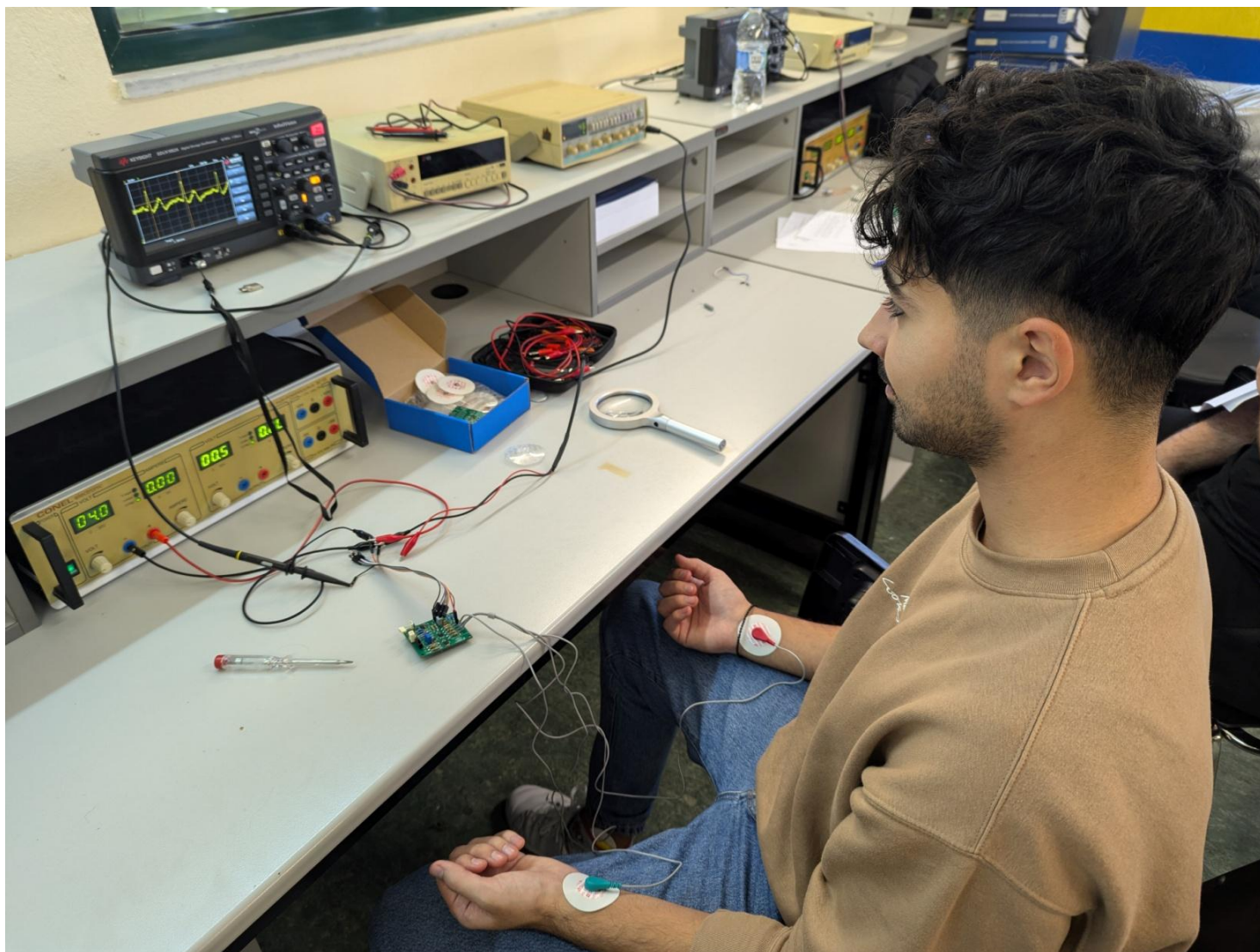
Στη συνέχεια ακολούθησε η συναρμολόγηση της πλακέτας. Κολλήθηκαν όλα τα εξαρτήματα ξεκινώντας από τα SMD και στη συνέχεια τα through hole υλικά όπως φαίνεται παρακάτω στο τελικό αποτέλεσμα στην Εικόνα 3.15. Έγινε έλεγχος της πλακέτας με τη χρήση του πολυμέτρου για τυχόν βραχυκυκλώματα και στο τέλος ακολούθησαν οι μετρήσεις.



Εικόνα 3.15: Το αποτέλεσμα της πλακέτας μετά την συναρμολόγηση με όλα τα υλικά και τα ηλεκτρόδια.

### 3.4 Μετρήσεις

Μετά τη συναρμολόγηση της πλακέτας ακολούθησαν διαφορές δοκιμές στο κύκλωμα με την χρήση του τροφοδοτικού και του παλμογράφου προκειμένου να προσαρμοστεί το κέρδος από το πολύστροφο ποτενσιόμετρο. Παρακάτω στην Εικόνα 3.16 γίνεται αναπαράσταση της χρήσης του ηλεκτροκαρδιογράφου με τα ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα χέρια και στα πόδια του ασθενή και την απεικόνιση της χαρακτηριστικής κυματομορφής της καρδιάς στην οθόνη του παλμογράφου. Η έξοδος του κυκλώματος φαίνεται στην Εικόνα 3.17 από το αρχείο που έγινε λήψη από το παλμογράφο και σημειώθηκαν πάνω στην κυματομορφή τα χαρακτηριστικά PQRST.



Εικόνα 3.16: Λειτουργία του κυκλώματος με τη χρήση τροφοδοτικού και παλμογράφου.

EDUX1052A, CN62280248: Wed Dec 11 20:36:09 2024



Εικόνα 3.17: Το αποτέλεσμα από την έξοδο του κυκλώματος στο παλμογράφο.

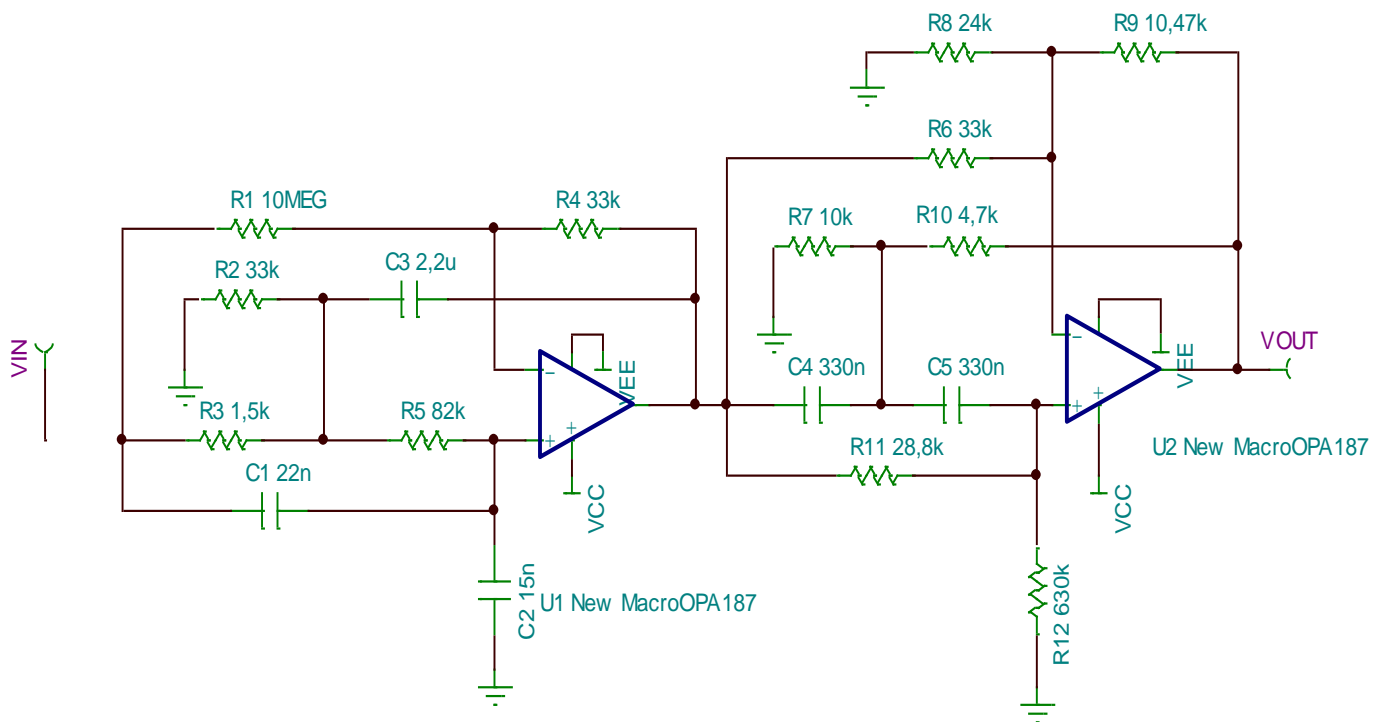
### 3.5 Σχεδίαση φίλτρου διακοπής ζώνης

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.17 η έξοδος του κυκλώματος μαζί με την χαρακτηριστική κυματομορφή της καρδιάς υπάρχει και θόρυβος από το ηλεκτρικό δίκτυο. Προκειμένου να μειωθεί περαιτέρω αυτός ο θόρυβος, έγινε η προσθήκη ενός φίλτρου διακοπής ζώνης (notch filter) το οποίο συνδέεται στην έξοδο του προηγούμενου κυκλώματος Εικόνα 3.7.

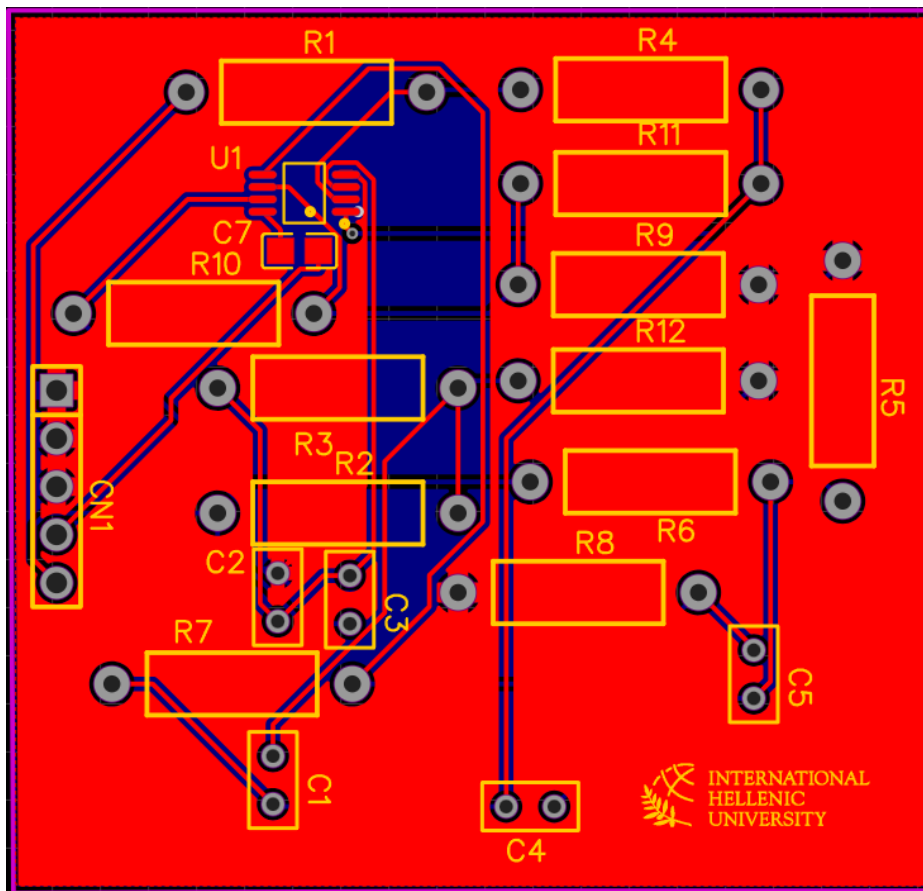
#### 3.5.1 Σχηματικό του φίλτρου

Το φίλτρο αυτό όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.18 είναι ένα φίλτρο δεύτερης τάξης διακοπής ζώνης σε διαμόρφωση Sallen and Key με συχνότητα αποκοπής στα 50Hz και εύρος ζώνης τα 5Hz. Το κύκλωμα αυτό αποτελείται αρχικά από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο δεύτερης τάξης και η έξοδος του ενώνεται με ένα υψιπερατό φίλτρο δεύτερης τάξης. Ο συνδυασμός αυτών των δυο φίλτρων δίνει το φίλτρο notch. Το αποτέλεσμα της συχνότητας προκύπτει από τη ρίζα του γινομένου των συχνοτήτων του υψιπερατού φίλτρου επί του χαμηλοπερατού φίλτρου.

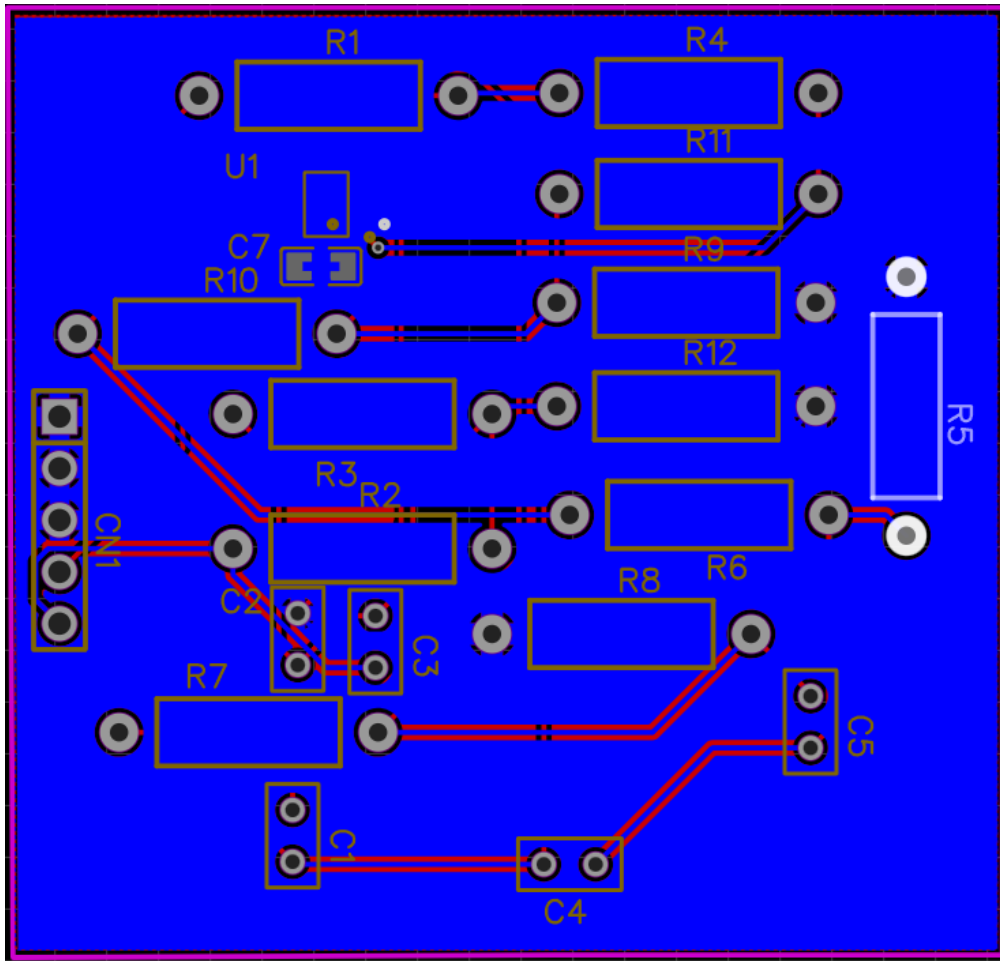
Το PCB του φίλτρου διακοπής ζώνης φαίνεται παρακάτω με την Εικόνα 3.19 και Εικόνα 3.20 με το πάνω και το κάτω layer του κυκλώματος αντίστοιχα.



Εικόνα 3.18: Το σχηματικό του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.



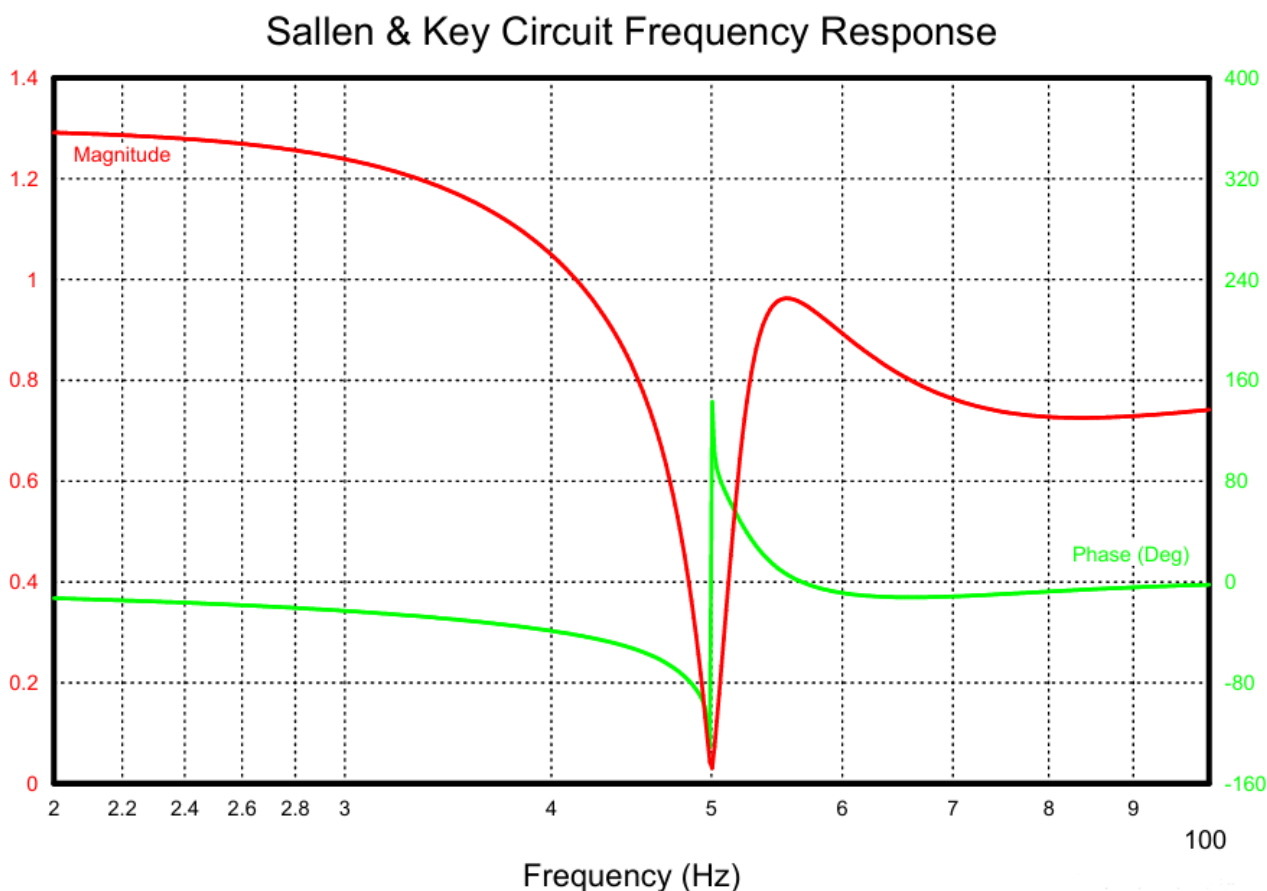
Εικόνα 3.19: Το PCB από το πάνω στρώμα του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.



Εικόνα 3.20: Το PCB από το κάτω στρώμα του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.

### 3.5.2 Κέρδος του φίλτρου

Το κέρδος του φίλτρου φαίνεται στο διάγραμμα στην Εικόνα 3.21 όπου φαίνεται με επιτυχία η αποκοπή στη συχνότητα των 50 Hz. Για τη ρύθμιση του κέρδους στο φίλτρο χρησιμοποιούνται παθητικά υλικά δηλαδή δύο αντιστάσεις σε αυτή τη περίπτωση η αντίσταση R2 και R7 όπου ρυθμίζουν το κέρδος να μην είναι πάνω από τη μονάδα.



Εικόνα 3.21: Το κέρδος του φίλτρου διακοπής ζώνης 50Hz.

### 3.6 Υλικά κατασκευής

Παρακάτω στο Πίνακα 3.1 φαίνεται ο πίνακας κοστολόγησης όλων των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή και τα εξαρτήματα που βοήθησαν για τις μετρήσεις του κυκλώματος.

Πίνακας 3.1: Κόστος Υλικών

A/A	Υλικά	Ποσότητα	Κόστος
1	Αντίσταση (Through Hole) 100kΩ	7	0,65€
2	Αντίσταση (Through Hole) 10kΩ	4	0,40€
3	Αντίσταση (Through Hole) 390kΩ	1	0,10€
4	Αντίσταση (Through Hole) 18kΩ	1	0,10€
5	Αντίσταση (Through Hole) 1MΩ	3	0,3€

6	Αντίσταση (Through Hole) 300kΩ	1	0,10€
7	Πυκνωτής (SMD) 100nF	5	0,10€
8	Πυκνωτής (Through Hole) 1nF	1	0,32€
9	Πυκνωτής (Through Hole) 1μF	1	0,7€
10	Πυκνωτής (Through Hole) 60pF	1	0,23€
11	Πυκνωτής (Through Hole) 680nF	1	0.12€
12	Πυκνωτής (Through Hole) 47pF	1	0.06€
13	Διακόπτης SK-12D02-VG5	1	0,07€
14	Ποτενσιόμετρο πολύτροφο TSR-3296Y 1KΩ Τετράγωνο 28 στροφών	1	0,75€
15	DS1021-1X11SF11-B 1x11	1	0,04€
16	INA333AIDGKRG4 (SMD)	2	10,52€
17	OPA2333AMDREP (SMD)	6	60,72€
18	PCB κύκλωμα	5	23,5€
19	Ηλεκτρόδια αυτοκόλλητα F-55 SKINTACT 107.402 (30 τμχ)	2	3,30€
20	Καλώδια Αισθητήρων - Pads Ηλεκτροδίου (3 connector)	2	15,60€
21	Parkside PLS 48 D2 Σταθμός Κόλλησης Ρεύματος 48W με Ρύθμιση Θερμοκρασίας	1	25€
22	P6100 2PCS Oscilloscope Probe Kit DC-100MHz Scope Clip Test Probe 100MHz	1	19,91€
23	FNIRSI DSO-TC3 Digital Oscilloscope Transistor Tester Function Signal Generator 3 in 1 Multifunction Electronic Component Tester	2	80€
24	WANPTEK Lab Bench Power Supply 300W Laboratory Switching Power Supply Unit 30V 5A	1	40€
25	Σύνολο		282,41€

### 3.7 Επίλογος

Συνοψίζοντας, στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η διαδικασία σχεδίασης και υλοποίησης του κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου. Το κύκλωμα της κατασκευής σχεδιάστηκε έχοντας λάβει υπόψη

τις προδιαγραφές του ηλεκτροκαρδιογράφου. Η δομή του κυκλώματος αναλύθηκε ανά βαθμίδα: είσοδος του κυκλώματος, βαθμίδα ενισχυτή οργανολογίας, κύκλωμα ολοκληρωτή, οδηγός δεξιού ποδιού, φίλτρα υψιπερατό/ βαθυπερατό και η ενίσχυση του. Αγοράστηκαν τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα για την υλοποίηση και επιπλέον εξοπλισμός για τον έλεγχο και τις μετρήσεις της πλακέτας εκτός του εργαστηρίου του πανεπιστημίου. Στη συνέχεια έγινε η σχεδίαση της πλακέτας και ακολούθησε η συναρμολόγηση της. Τέλος έγιναν οι απαραίτητες μετρήσεις του ηλεκτροκαρδιογράφου με όλα τα εξαρτήματα και η προσθήκη ενός φίλτρου notch για την επιπλέον μείωση του θορύβου στο κύκλωμα.

## Κεφάλαιο 4ο: Συμπεράσματα και προτάσεις βελτίωσης

### 4.1 Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία, με τη σειρά της, επικεντρώθηκε στη σχεδιασμό και την υλοποίηση ενός κυκλώματος ηλεκτροκαρδιογράφου, με έμφαση στο αναλογικό κομμάτι του κυκλώματος. Μέσα από τη διαδικασία σχεδιασμού και υλοποίησης αυτού του έργου, επισημάνθηκαν σημαντικές πτυχές της λειτουργίας και των απαιτήσεων ενός ηλεκτροκαρδιογράφου, όπως η ενίσχυση του χαμηλού σήματος από το ανθρώπινο σώμα, η απόρριψη θορύβου και η ανάγκη για σταθερότητα στη λειτουργία του συστήματος.

Η εργασία περιλαμβάνει τον σχεδιασμό των διαφόρων βαθμίδων του κυκλώματος, όπως την είσοδο που λαμβάνει τα σήματα, τον ενισχυτή οργανολογίας και τα φίλτρα. Οι δοκιμές έδειξαν ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος που υλοποιήθηκε ανιχνεύει και ενισχύει το καρδιακό σήμα με επαρκή ακρίβεια υπό ελεγχόμενες συνθήκες, απορρίπτοντας σε μεγάλο βαθμό τις εξωτερικές παρεμβολές. Επιπλέον, η χρήση απλών και φθηνών υλικών καθιστά τη συσκευή προσιτή.

Παρά τα θετικά αποτελέσματα, διαπιστώθηκαν ορισμένες αδυναμίες. Για παράδειγμα, η ευαισθησία του κυκλώματος σε εξωτερικές παρεμβολές, όπως κινητά τηλέφωνα τα οποία αν βρίσκονταν κοντά στη πλακέτα προκαλούσαν παραμόρφωση του σήματος, που υποδηλώνει την ανάγκη για περαιτέρω θωράκιση. Επίσης, η απόδοση της συσκευής δεν έχει ακόμη αξιολογηθεί πλήρως σε πραγματικές κλινικές συνθήκες, γεγονός που αφήνει περιθώρια για περισσότερη έρευνα.

### 4.2 Βελτιώσεις

Με βάση την εμπειρία και τα αποτελέσματα που αποκτήθηκαν κατά την υλοποίηση της εργασίας θα μπορούσαν να προστεθούν κάποιες βελτιώσεις στις παρούσα κατασκευή.

- **Προσθήκη Ψηφιακής Επεξεργασίας**

Για αρχή θα μπορούσε να ενσωματωθεί ένας ADC μικροελεγκτής ο οποίος έχει τη δυνατότητα να μετατρέψει τις αναλογικές τάσεις του κυκλώματος σε ψηφιακές ώστε να είναι διαθέσιμες εσωτερικά στο μικροελεγκτή για να μπορέσει να γίνει η απεικόνιση σε μια οθόνη LCD. Μικροελεγκτές όπως το Arduino Uno ή ένα Raspberry Pi θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για αυτή την υλοποίηση.[36], [37]

- **Χρήση IoT**

Επιπλέον, θα μπορούσε να γίνει μια επέκταση της λειτουργικότητας της κατασκευής. Η προσθήκη μιας ασύρματης επικοινωνίας όπως είναι το Bluetooth ή Wi-Fi έτσι ώστε να αποστέλλονται απευθείας τα δεδομένα σε κάποια κινητή συσκευή ή σε κάποια IoT πλατφόρμα όπου θα αποθηκεύονται τα δεδομένα.[38]

- **Φορητή Συσκευή**

Επίσης, θα ήταν αρκετά χρήσιμη η μετατροπή της κατασκευής σε φορητή συσκευή. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με τη τοποθέτηση επαναφορτιζόμενων μπαταριών, ενός κυκλώματος προστασίας από υπερφόρτωση και ενός κυκλώματος σταθεροποίησης της τάσης.

- **Ανίχνευση καρδιακών νοσημάτων**

Τέλος θα ήταν σημαντική η προσθήκη αλγορίθμων για την ανίχνευση παθολογικών μοτίβων, όπως αρρυθμίες και ισχαιμική καρδιοπάθεια, προκειμένου να παρέχεται αυτόματα διάγνωση και να μειωθεί ο χρόνος που αφιερώνεται στην ανάλυση οποιασδήποτε διάγνωσης. Επιπλέον, η χρήση της τεχνητής νοημοσύνης (AI) και της μηχανικής μάθησης (ML) μπορεί να βοηθήσει στην ανάλυση μεγάλης ποσότητας δεδομένων και τη σύγκρισή τους με ιστορικά πρότυπα, βοηθώντας στη διάγνωση σπάνιων ή πολύπλοκων καταστάσεων. Οι αλγόριθμοι μπορούν επίσης να αξιολογήσουν παραμέτρους όπως η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού, παρέχοντας λεπτομερείς πληροφορίες για την καρδιακή υγεία. Τέλος, η δημιουργία ειδοποιήσεων σε πραγματικό χρόνο όταν ανιχνεύονται ανωμαλίες θα επιτρέψει την άμεση παρέμβαση, καθιστώντας τη συσκευή πολύτιμο εργαλείο για την πρόληψη και τη διαχείριση κρίσιμων καρδιακών παθήσεων.[39]

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] P. A. Friedman, “*The Electrocardiogram at 100 Years: History and Future*,” *Circulation*, vol. 149, no. 6, pp. 411–413, Feb. 2024, doi: 10.1161/circulationaha.123.065489.
- [2] M. AlGhatrif and J. Lindsay, “*A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography*,” *Journal of Community Hospital Internal Medicine Perspectives*, vol. 2, no. 1, p. 14383, Jan. 2012, doi: 10.3402/jchimp.v2i1.14383.
- [3] S. Y. Ho, “*Anatomy, echocardiography, and normal right ventricular dimensions*,” *Heart*, vol. 92, no. suppl\_1, pp. i2–i13, Mar. 2006, doi: 10.1136/hrt.2005.077875.
- [4] S. Y. Ho, “*Anatomy of the mitral valve*,” *Heart*, vol. 88, no. Supplement 4, pp. 5iv–510, Nov. 2002, doi: 10.1136/heart.88.suppl\_4.iv5.
- [5] D. U. Silverthorn, Oxford *Φυσιολογία του Ανθρώπου-Βασικές αρχές*. Broken Hill, 2018. ISBN: 978-9925563470.
- [6] Θ. Κωλέττης, “*Η δομή και λειτουργία της καρδιάς*,” στο *Παθοφυσιολογία της καρδιάς, Προπτυχιακό εγχειρίδιο*, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015. [Online]. Διαθέσιμο: <https://hdl.handle.net/11419/4867>.
- [7] R. M. Brothers, P. S. Bhella, S. Shibata, J. E. Wingo, B. D. Levine, and C. G. Crandall, “*Cardiac systolic and diastolic function during whole body heat stress*,” *AJP Heart and Circulatory Physiology*, vol. 296, no. 4, pp. H1150–H1156, Feb. 2009, doi: 10.1152/ajpheart.01069.2008.
- [8] S. Korossis, “*Structure-Function Relationship of Heart Valves in Health and Disease*,” in *InTech eBooks*, 2018. doi: 10.5772/intechopen.78280.
- [9] D. Merkus et al., “*Prolonged Diastolic Time Fraction Protects Myocardial Perfusion When Coronary Blood Flow Is Reduced*,” *Circulation*, vol. 100, no. 1, pp. 75–81, Jul. 1999, doi: 10.1161/01.cir.100.1.75.
- [10] F. C. Shenton and S. Pyner, “*Vagal afferents, sympathetic efferents and the role of the PVN in heart failure*,” *Autonomic Neuroscience*, vol. 199, pp. 38–47, Aug. 2016, doi: 10.1016/j.autneu.2016.08.009.
- [11] L. S. Costanzo, *Physiology*, 6th ed. Elsevier, May 22, 2017. ISBN: 978-0-323-47881-6.
- [12] Σ. Ε. Μανωλοπούλου, “*Αλγοριθμικές τεχνικές για την παρακολούθηση καρδιογραφήματος σε συνθήκες καταγραφής εργαστηρίου φυσιολογίας ζώων*,” *Μεταπτυχιακή Διατριβή, Τμήμα Πληροφορικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Θεσσαλονίκη, Ελλάδα*, 2009. Διαθέσιμο: <https://doi.org/10.26262/heal.auth.ir.113948>.
- [13] J. E. Naschitz, G. Slobodin, R. J. Lewis, E. Zuckerman, and D. Yeshurun, “*Heart diseases affecting the liver and liver diseases affecting the heart*,” *American Heart Journal*, vol. 140, no. 1, pp. 111–120, Jul. 2000, doi: 10.1067/mhj.2000.107177.
- [14] F. D. Fuchs and P. K. Whelton, “*High Blood Pressure and Cardiovascular Disease*,” *Hypertension*, vol. 75, no. 2, pp. 285–292, Dec. 2019, doi: 10.1161/hypertensionaha.119.14240.
- [15] P. Libby, Braunwald’s *Heart Disease - E-Book: A Textbook of Cardiovascular Medicine*. Elsevier Health Sciences, 2021.

- [16] J. T. Levis, "ECG Diagnosis: Hypothermia," *The Permanente Journal*, vol. 14, no. 3, p. 73, Dec. 2010, doi: 10.7812/tpp/10-087.
- [17] B. Surawicz, "U Wave: Facts, Hypotheses, Misconceptions, and Misnomers," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 9, no. 10, pp. 1117–1128, Oct. 1998, doi: 10.1111/j.1540-8167.1998.tb00890.x.
- [18] Z. Liu and X. Liu, "Progress on Fabric Electrodes Used in ECG Signals Monitoring," *Journal of Textile Science and Technology*, vol. 01, no. 03, pp. 110–117, Jan. 2015, doi: 10.4236/jtst.2015.13012.
- [19] W. Y. Du, "Design of an ECG Sensor Circuitry for Cardiovascular Disease Diagnosis," *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, vol. 2, no. 4, May 2017, doi: 10.15406/ijbsbe.2017.02.00032.
- [20] C.-H. Hsu, C.-C. Huang, K. Siong, W.-C. Hsiao, and C.-C. Wang, "A high performance current-balancing instrumentation amplifier for ECG monitoring systems," *IEEE Xplore*, Nov. 01, 2009. <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5423877&tag=1>.
- [21] L. A. Gordillo-Roblero, J. A. Soto-Cajiga, C. Romo-Fuentes, L. F. Martínez-Soto, and N. A. Rodríguez-Olivares, "A Methodology for the Design of a Compliant Electrocardiograph: A Case Study," *Electronics*, vol. 13, no. 21, p. 4238, Oct. 2024, doi: 10.3390/electronics13214238.
- [22] I. Tomasic and R. Trobec, "Electrocardiographic Systems With Reduced Numbers of Leads—Synthesis of the 12-Lead ECG," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 7, pp. 126–142, May 2013, doi: 10.1109/rbme.2013.2264282.
- [23] "GE MAC 5500 EKG (Refurbished)," Davis Medical, [Online]. Available: [https://www.davismedical.com/Products/GE-MAC-5500-ECGEKG-%28Refurbished%29\\_\\_GER-EKG-MAC5500.aspx](https://www.davismedical.com/Products/GE-MAC-5500-ECGEKG-%28Refurbished%29__GER-EKG-MAC5500.aspx).
- [24] A. Galli, F. Ambrosini, and F. Lombardi, "Holter Monitoring and Loop Recorders: From Research to Clinical Practice," *Arrhythmia & Electrophysiology Review*, vol. 5, no. 2, p. 136, Jan. 2016, doi: 10.15420/aer.2016.17.2.
- [25] Λ. Αντωνιάδης, "24-ωρη καταγραφή καρδιακού ρυθμού," Δρ. Λοΐζος Αντωνιάδης, [Online]. Available: <https://www.drlantoniades.com/24-hour-holter-monitoring>.
- [26] M. Patten, R. Maas, A. Karim, H. Müller, R. Simonovsky, and T. Meinertz, "Event-Recorder Monitoring in the Diagnosis of Atrial Fibrillation in Symptomatic Patients: Subanalysis of the SOPAT Trial," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 17, no. 11, pp. 1216–1220, Sep. 2006, doi: 10.1111/j.1540-8167.2006.00609.x.
- [27] "Event Recorder," Children's Heart Centre, [Online]. Available: <https://www.childrensheartcentre.com/commoninvestigations/eventrecorder.html>.
- [28] A. Bisignani, S. De Bonis, L. Mancuso, G. Ceravolo, and G. Bisignani, "Implantable loop recorder in clinical practice," *Journal of Arrhythmia*, vol. 35, no. 1, pp. 25–32, Nov. 2018, doi: 10.1002/joa3.12142.
- [29] J. P. Neilson, "Fetal electrocardiogram (ECG) for fetal monitoring during labour," *Cochrane Library*, vol. 2015, no. 12, Dec. 2015, doi: 10.1002/14651858.cd000116.pub5.

- [30] A. Matonia et al., "Fetal electrocardiograms, direct and abdominal with reference heartbeat annotations," *Scientific Data*, vol. 7, no. 1, Jun. 2020, doi: 10.1038/s41597-020-0538-z.
- [31] M. E. Tavel, "Stress Testing in Cardiac Evaluation," *CHEST Journal*, vol. 119, no. 3, pp. 907–925, Mar. 2001, doi: 10.1378/chest.119.3.907.
- [32] "Exercise Stress Test," *SVH Heart Health*, [Online]. Available: <https://www.svhhearthealth.com.au/procedures/tests/exercise-stress-test>.
- [33] Texas Instruments, "Precision Instrumentation Amplifier" INA333 datasheet, Jul. 2008 [Revised Dec. 2015].
- [34] Texas Instruments. "Analog Front-End Design for ECG Systems Using the ADS1298." Application Report SBAA242A, December 2017. <https://www.ti.com/lit/an/sboa242a/sboa242a.pdf>.
- [35] Texas Instruments, "Low-Noise, Zero-Drift Operational Amplifiers," OPA2333datasheet, Mar. 2006 [Revised Dec. 2015].
- [36] A. G. Smith, *Introduction to Arduino*, Alan G. Smith, 2011.
- [37] M. Richardson and S. Wallace, *Getting Started with Raspberry Pi: Electronic Projects with Python, Scratch, and Linux*, Maker Media, Inc., 2014.
- [38] A. Gazis, "What is IoT? The Internet of Things Explained," *Academia Letters*, vol. 2, 2021.
- [39] P. M. Kumar and U. D. Gandhi, "A novel three-tier Internet of Things architecture with machine learning algorithm for early detection of heart diseases," *Computers & Electrical Engineering*, vol. 65, pp. 222-235, 2018.

# ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α : DATASHEETS

## Datasheet Ενισχυτή Οργανολογίας INA333

[https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf?ts=1734940130954&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf?ts=1734940130954&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F)

Product Folder Sample & Buy Technical Documents Tools & Software Support & Community

**INA333**  
SBOS445C – JULY 2008 – REVISED DECEMBER 2015

---

### INA333 Micro-Power (50µA), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier

#### 1 Features

- Low Offset Voltage: 25 µV (Maximum),  $G \geq 100$
- Low Drift: 0.1 µV/°C,  $G \geq 100$
- Low Noise: 50 nV/√Hz,  $G \geq 100$
- High CMRR: 100 dB (Minimum),  $G \geq 10$
- Low Input Bias Current: 200 pA (Maximum)
- Supply Range: 1.8 V to 5.5 V
- Input Voltage: (V-) +0.1 V to (V+) -0.1 V
- Output Range: (V-) +0.05 V to (V+) -0.05 V
- Low Quiescent Current: 50 µA
- Operating Temperature: -40°C to +125°C
- RFI Filtered Inputs
- 8-Pin VSSOP and 8-Pin WSON Packages

#### 2 Applications

- Bridge Amplifiers
- ECG Amplifiers
- Pressure Sensors
- Medical Instrumentation
- Portable Instrumentation
- Weigh Scales
- Thermocouple Amplifiers
- RTD Sensor Amplifiers
- Data Acquisition

#### 3 Description

The INA333 device is a low-power, precision instrumentation amplifier offering excellent accuracy. The versatile 3-operational amplifier design, small size, and low power make it ideal for a wide range of portable applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 1000. The INA333 is designed to use an industry-standard gain equation:  $G = 1 + (100 \text{ k}\Omega / R_G)$ .

The INA333 device provides very low offset voltage (25 µV,  $G \geq 100$ ), excellent offset voltage drift (0.1 µV/°C,  $G \geq 100$ ), and high common-mode rejection (100 dB at  $G \geq 10$ ). It operates with power supplies as low as 1.8 V (±0.9 V) and quiescent current is only 50 µA, making it ideal for battery-operated systems. Using autocalibration techniques to ensure excellent precision over the extended industrial temperature range, the INA333 device also offers exceptionally low noise density (50 nV/√Hz) that extends down to DC.

The INA333 device is available in both 8-pin VSSOP and WSON surface-mount packages and is specified over the  $T_A = -40^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$  temperature range.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA333	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
	WSON (8)	3.00 mm × 3.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

#### Simplified Schematic

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

---

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

# Datasheet Τελεστικού Ενισχυτή OPA2333

[https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf?ts=1734974303620&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FOPA2333](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf?ts=1734974303620&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FOPA2333)

- Product Folder
- Sample & Buy
- Technical Documents
- Tools & Software
- Support & Community
- Reference Design



**OPA333, OPA2333**

SBOS351E – MARCH 2006 – REVISED DECEMBER 2015

## OPAx333 1.8-V, *micro*Power, CMOS Operational Amplifiers, Zero-Drift Series

### 1 Features

- Low Offset Voltage: 10  $\mu$ V (Maximum)
- Zero Drift: 0.05  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C (Maximum)
- 0.01-Hz to 10-Hz Noise: 1.1  $\mu$ V<sub>PP</sub>
- Quiescent Current: 17  $\mu$ A
- Single-Supply Operation
- Supply Voltage: 1.8 V to 5.5 V
- Rail-to-Rail Input/Output
- *micro*Size Packages: SC70 and SOT23

### 2 Applications

- Transducers
- Temperature Measurements
- Electronic Scales
- Medical Instrumentation
- Battery-Powered Instruments
- Handheld Test Equipment

### 3 Description

The OPAx333 series of CMOS operational amplifiers use a proprietary auto-calibration technique to simultaneously provide very low offset voltage (10  $\mu$ V, maximum) and near-zero drift over time and temperature. These miniature, high-precision, low quiescent current amplifiers offer high-impedance inputs that have a common-mode range 100 mV beyond the rails, and rail-to-rail output that swings within 50 mV of the rails. Single or dual supplies as low as 1.8 V ( $\pm$ 0.9 V) and up to 5.5 V ( $\pm$ 2.75 V) can be used. These devices are optimized for low-voltage, single-supply operation.

The OPAx333 family offers excellent CMRR without the crossover associated with traditional complementary input stages. This design results in superior performance for driving analog-to-digital converters (ADCs) without degradation of differential linearity.

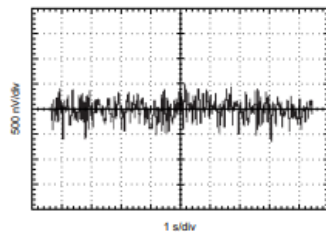
The OPA333 (single version) is available in the 5-pin SOT-23, SOT, and 8-pin SOIC packages, while the OPA2333 (dual version) is available in the 8-pin VSON, SOIC, and VSSOP packages. All versions are specified for operation from  $-40^{\circ}$ C to  $125^{\circ}$ C.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

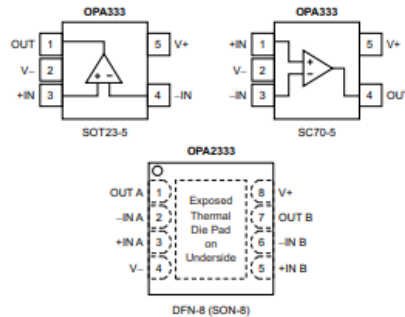
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPA333	SOT-23 (5)	2.90 mm $\times$ 1.60 mm
	SOT (5)	2.00 mm $\times$ 1.25 mm
	SOIC (8)	4.90 mm $\times$ 3.90 mm
OPA2333	VSON (8)	3.00 mm $\times$ 3.00 mm
	SOIC (8)	4.90 mm $\times$ 3.90 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm $\times$ 3.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

0.1-Hz to 10-Hz Noise



#### OPAx333 Pinout Diagrams



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

## Analog Engineer's Circuit AC Coupled Instrumentation Amplifier Circuit



Caelan (Zak) Kaye

### Design Goals

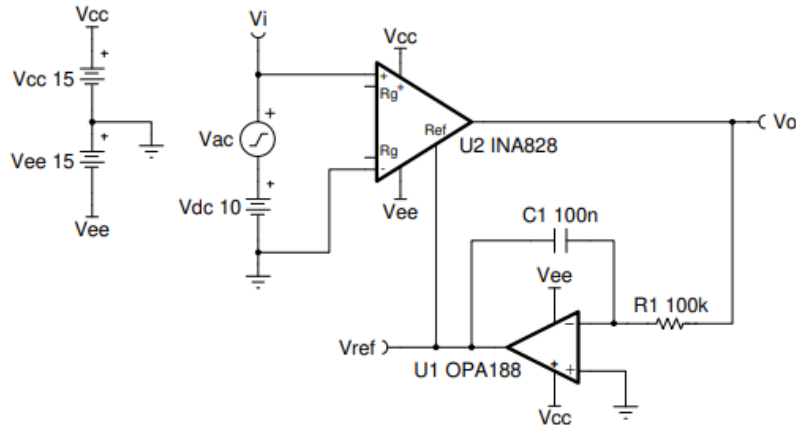
Input		Output		Supply	
$V_{iMin}$	$V_{iMax}$	$V_{oMin}$	$V_{oMax}$	$V_{cc}$	$V_{ee}$
-13V	13V	-14.85V	14.85	15	-15

Lower Cutoff Frequency ( $f_L$ )	Gain	Input
16Hz	1	$\pm 2V_{AC}; +10V_{DC}$

### Design Description

This circuit produces an AC-coupled output from a DC-coupled input to an instrumentation amplifier. The output is fed back through an integrator, and the output of the integrator is used to modulate the reference voltage of the amplifier. This creates a high-pass filter and effectively cancels the output offset. This circuit avoids the need for large capacitors and resistors on the input, which can significantly degrade CMRR due to component mismatch.



### Design Notes

1. The DC correction from output to reference is unity-gain. U<sub>1</sub> can only correct for a signal within its input/output limitations, thus the magnitude of DC voltage that can be corrected for degrade with increasing instrumentation amplifier gain. See the table in Design Steps for more information.
2. Large values of R<sub>1</sub> and C<sub>1</sub> lower the cutoff frequency, but increase start up transient response time. Start up behavior is observed in the Transient Simulation Results.
3. When AC-coupling this way, the total input voltage must remain within the common-mode input range of the instrumentation amplifier.

# Datasheet Ηλεκτροδίων κατασκευής

https://cdn.prod.website-files.com/62dfbe29b83ee8ff67e91c34/6509c4abb46b4afd0ff574a6\_10017561\_FS50.pdf



## TECHNICAL INFORMATION Skintact® ECG Electrodes

### Skintact® ECG Electrode

FS-50

Code: 58028



PRODUCT	
Characteristics	disposable, pre-gelled, non-sterile
Shelf Life	24 months unopened pouch
Storing Conditions (min./max.)	+5 °C (41 °F) / +30 °C (86 °F)
X-Ray Translucent	No
MR Conditional 1.5 T / 3.0 T	No

BIOCOMPATIBILITY	
ISO 10993-1 et seqq	pass

MATERIALS	
Stud	Stainless Steel
Label	PET-Foil
Backing Material	PE-Foam
Adhesive	Medical-Grade Acrylate
Sensor	Ag/AgCl coated ABS
Sponge	PUR-Foam
Gel	Aqua-Wet (Liquid Gel)
Release Liner	Siliconized PET-Foil

DIMENSIONS	
Electrode Size LW [cm] (approx.)	Ø 5.0
Total Area [cm <sup>2</sup> ] (approx.)	19.6
Gel Area [cm <sup>2</sup> ] (approx.)	2.8
Adhesive Area (Backing Material) [cm <sup>2</sup> ] (approx.)	15.8

STANDARD PACKAGING	
Pieces / Card	1
Pieces / Pouch	30
Pieces / Box	1200
Lot number and expiration date on every pouch and box.	

DIMENSIONS PACKAGING	
Pouch (L/W) [mm] (approx.)	210 / 196
Box (L/W/H) [mm] (approx.)	385 / 285 / 210

MATERIAL PACKAGING	
Pouch	Paper / Aluminium / PE
Box	Cardboard

ENVIRONMENTAL INFORMATION	
Compliance with RoHS Directive	yes
Compliance with REACH Regulation	yes
PVC free*	yes
Phthalates free*	yes
Not made with natural rubber latex.	yes

REACH CANDIDATE LIST SUBSTANCES	
Information according to Art. 33 for substances contained above 0.1 wt%	
Substance	n.a.

\*According to valid regulations ≤ 0.1 wt% or no intentionally added content

ELECTRICAL VALUES	UNITS	AAMI LIMITS	RESULT
DC-Offset	[mV]	≤ 100	pass
DC-Offset (5 sec after Capacitor Discharge)	[mV]	≤ 100	pass
Recovery Slope	[mV/sec]	± 1	pass
AC-Impedance with 10 Hertz	[Ω]	≤ 2000	pass
Internal Noise Test	[μV]	≤ 150	pass
Bias-Tolerance	[mV]	≤ 100	pass



FS-50 - 10017561\_E.docx - 15.05.2023

Page 1 of 1

Made in Austria  
Leonhard Lang GmbH  
Aicherweg 58, 6100 Innsbruck, Austria  
Tel. +43 512 33 42 57, Fax 39 22 10  
Medical@LeonhardLang.at  
www.LeonhardLang.at