



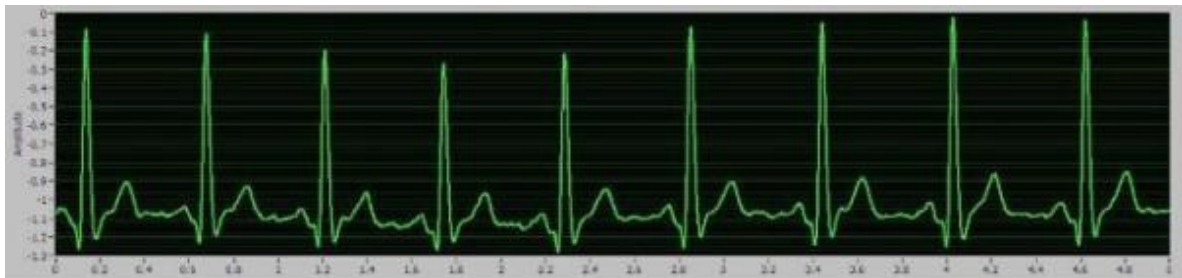
Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης  
**Τμήμα Ηλεκτρονικής**

# ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

---

07174ΕΣ

**ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΣΥΣΚΕΥΗΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ  
ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ**



**ΦΟΙΤΗΤΗΣ: ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ ΠΡΟΥΣΑΛΗ (504109)**

**ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΑΝΑΣΤΑΣΙΑ ΠΑΠΑΣΤΕΡΓΙΟΥ**

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το κεντρικό θέμα είναι η μελέτη, η σχεδίαση και η κατασκευή μιας συσκευής καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Για το πρώτο κομμάτι που αφορά τη μελέτη, είναι αναγκαίο να αναλύσουμε την ανατομία και την φυσιολογία της καρδιάς, ώστε να γνωρίσουμε καλύτερα τον τρόπο με τον οποίο η καρδιά παράγει τα βιοδυναμικά σήματα που θέλουμε να καταγράψουμε και τη σημασία τους στα διάφορα στάδια της λειτουργίας της. Στη συνέχεια, αναφέρουμε τις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές που έχουν επικρατήσει στον κλάδο της ιατρικής και με τις οποίες επιτυγχάνονται οι κατάλληλες συνδέσεις των ηλεκτροδίων με το ανθρώπινο σώμα και τον ηλεκτροκαρδιογράφο, ώστε να μπορέσει να γίνει εφικτή η καταγραφή αυτών των σημάτων.

Επιπλέον, για το κομμάτι της σχεδίασης ενός ηλεκτροκαρδιογράφου θα πρέπει να λάβουμε υπόψιν κάποιες σημαντικές παραμέτρους, ώστε το κύκλωμα να λειτουργεί σωστά και να μειώσουμε την πιθανότητα να ενισχύει κοινά σήματα, δηλαδή θόρυβο προερχόμενο από διάφορες κοντινές πηγές. Έτσι υποδεικνύονται κάποιοι τρόποι προστασίας και απομόνωσης του κυκλώματος, οι οποίοι εκτός από τη μείωση του θορύβου, παρέχουν και κάποια ασφάλεια στα εξεταζόμενα άτομα.

Τέλος, εξηγείται η διαδικασία κατασκευής και παρουσιάζεται η λειτουργία του μαζί με ενδεικτικά πραγματικά αποτελέσματα.

Λέξεις Κλειδιά: Ηλεκτροκαρδιογράφος, Καρδιά, Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

## SUMMARY

The key point is the study, the design and the manufacturing of a device capable to record an electrocardiogram. In terms of heart analysis it is necessary to analyze the anatomy and physiology of the heart in order to acknowledge the way heart produces biodynamic signals ne need to record, and their importance in various stages of heart operation. Accordingly are mentioned the lead wires that have prevailed in the field of medicine and are used to connect the human body with the electrocardiograph, so that signals can be recorded. Moreover, to design an electrocardiograph, one should consider some important parameters for the circuit to function properly and to eliminate the possibility to reinforce common signals, namely noise, coming from various sources nearby, thus indicated some form of protection and isolation of the circuit, which apart from noise reduction, provide security to people examined.

Finally, the whole construction process is explained and the way it finally functions is presented along with some real world output.

Key Words: Electrocardiograph, Heart, Lead wires.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b> .....	<b>1</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>2</b>
<b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ</b> .....	<b>3</b>
<b>ΠΡΟΛΟΓΟΣ</b> .....	<b>6</b>
<b>1. Η ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ</b> .....	<b>7</b>
ΤΟ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ .....	7
Η ΘΕΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ .....	9
ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΜΕΜΒΡΑΝΕΣ.....	10
ΟΙ ΚΟΙΛΟΤΗΤΕΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ .....	11
ΚΟΛΠΟΙ ΚΑΙ ΚΟΙΛΙΕΣ .....	12
ΟΙ ΒΑΛΒΙΔΕΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	14
ΚΟΛΠΟΚΟΙΛΙΑΚΕΣ ΒΑΛΒΙΔΕΣ.....	14
ΜΗΝΟΕΙΔΕΙΣ ΒΑΛΒΙΔΕΣ .....	14
<b>2. Η ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ</b> .....	<b>16</b>
Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΜΥΣ.....	16
ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΗΡΕΜΙΑΣ .....	16
ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΔΡΑΣΗΣ.....	17
ΕΚΠΟΛΩΣΗ ΚΑΙ ΕΠΑΝΑΠΟΛΩΣΗ ΤΟΥ ΜΥΟΚΑΡΔΙΟΥ.....	18
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΚΑΙ ΠΟΛΙΚΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ ΕΚΠΟΛΩΣΗΣ ΚΑΙ ΕΠΑΝΑΠΟΛΩΣΗΣ .....	20
Η ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ .....	21
Ο ΦΥΣΙΚΟΣ ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ .....	21
Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ.....	23
ΣΥΣΤΟΛΗ-ΔΙΑΣΤΟΛΗ .....	23
Η ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ .....	24
ΤΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ .....	25
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΗΚΓ .....	26
ΕΠΑΡΜΑ Ρ.....	26
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΠΑΡΜΑΤΟΣ Ρ .....	27
ΔΙΑΣΤΗΜΑ Ρ-Q Η Ρ-R (ΧΡΟΝΟΣ ΑΓΩΓΗΣ) .....	27
ΔΙΑΣΤΗΜΑ QS.....	28
ΣΥΜΠΛΕΓΜΑ QRS .....	28
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΥΜΠΛΕΓΜΑΤΟΣ QRS.....	29
ΔΙΑΣΤΗΜΑ ST .....	29
ΔΙΑΣΤΗΜΑ TP .....	30
ΕΠΑΡΜΑ Τ.....	30
ΔΙΑΣΤΗΜΑ QT.....	31
ΕΠΑΡΜΑ U .....	31
ΔΙΑΣΤΗΜΑ RP .....	31
ΤΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΙΚΟ ΧΑΡΤΙ ΤΟΥ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ .....	31
<b>3. ΟΙ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ</b> .....	<b>33</b>
ΒΑΣΙΚΕΣ ΔΙΠΟΛΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΤΟΥ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ-ΤΡΙΓΩΝΟ ΕΙΝΤΗΟΒΕΝ .....	33
<i>Βασική διπολική απαγωγή I</i> .....	34
<i>Βασική διπολική απαγωγή II</i> .....	34
<i>Βασική διπολική απαγωγή III</i> .....	35
<i>Τρίγωνο Einthoven</i> .....	35
ΕΝΙΣΧΥΜΕΝΕΣ ΜΟΝΟΠΟΛΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΑΚΡΩΝ ΤΟΥ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ .....	35
<i>Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή aVL</i> .....	36
<i>Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή aVF</i> .....	36
<i>Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή aVR</i> .....	36
ΣΧΕΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΔΙΠΟΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΜΟΝΟΠΟΛΙΚΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ.....	36

ΠΡΟΚΑΡΔΙΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΤΟΥ ΟΡΙΖΟΝΤΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ .....	37
ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ 12-ΑΠΑΓΩΓΩΝ .....	38
Ο ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΑΞΟΝΑΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ .....	39
<b>4. ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ .....</b>	<b>42</b>
ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΤΑΧΥΚΑΡΔΙΑ .....	42
ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΒΡΑΔΥΚΑΡΔΙΑ .....	43
ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΑΡΡΥΘΜΙΑ .....	43
Ο ΚΟΛΠΟΚΟΙΛΙΑΚΟΣ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΣ .....	44
Ο ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΟΣ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΣ .....	45
Η ΜΑΡΜΑΡΥΓΗ ΤΩΝ ΚΟΛΠΩΝ .....	45
Ο ΠΤΕΡΥΓΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΟΛΠΩΝ .....	46
Η ΜΑΡΜΑΡΥΓΗ ΤΩΝ ΚΟΙΛΙΩΝ .....	47
<b>5. ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ .....</b>	<b>48</b>
ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ .....	48
ΚΟΡΕΣΜΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΚΑΙ ΨΑΛΙΔΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ .....	49
ΒΡΟΧΟΙ ΓΕΙΩΣΗΣ .....	49
ΕΛΕΥΘΕΡΟΙ ΑΓΩΓΟΙ .....	51
ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΛΟΓΩ ΙΣΧΥΡΩΝ ΜΕΤΑΒΑΤΙΚΩΝ ΦΑΙΝΟΜΕΝΩΝ .....	51
ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ ΑΠΟ ΑΛΛΕΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ .....	52
ΧΡΗΣΗ ΠΥΚΝΩΤΩΝ ΣΥΖΕΥΞΗΣ ΣΤΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ .....	53
ΣΥΝΔΕΣΗ ΤΟΥ ΠΥΚΝΩΤΗ ΣΥΖΕΥΞΗΣ ΜΕ ΤΟ ΣΩΜΑ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ .....	54
ΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ .....	55
ΑΛΛΕΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ .....	56
<b>6. ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΤΩΝ ΕΥΑΙΣΘΗΤΩΝ ΚΥΚΛΩΜΑΤΩΝ .....</b>	<b>57</b>
ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ ΑΠΟ ΥΠΕΡΤΑΣΕΙΣ .....	57
ΘΩΡΑΚΙΣΗ .....	57
ΧΡΗΣΗ ΘΩΡΑΚΙΣΜΕΝΩΝ ΚΑΛΩΔΙΩΝ .....	58
ΕΞΑΛΕΙΨΗ ΒΡΟΧΩΝ ΓΕΙΩΣΗΣ .....	59
ΣΥΣΤΗΜΑ ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΚΑΤΩ ΔΕΞΙΟΥ ΑΚΡΟΥ .....	59
ΚΥΚΛΩΜΑ ΑΠΟΜΟΝΩΣΗΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ .....	60
<b>7. ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΙ ΕΝΙΣΧΥΤΕΣ .....</b>	<b>62</b>
ΓΕΝΙΚΑ .....	62
ΙΔΑΝΙΚΟΣ ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ .....	62
ΑΝΑΣΤΡΕΦΩΝ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ .....	63
ΜΗ ΑΝΑΣΤΡΕΦΩΝ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ .....	64
ΣΥΓΚΡΙΤΕΣ .....	65
<i>ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΩΝ ΣΥΓΚΡΙΤΩΝ .....</i>	<i>65</i>
ΔΙΑΦΟΡΙΚΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ .....	66
ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ .....	67
ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΕΝΙΣΧΥΤΩΝ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ .....	68
<b>8. ΦΙΛΤΡΑ .....</b>	<b>69</b>
ΤΥΠΟΙ ΦΙΛΤΡΩΝ .....	71
ΦΙΛΤΡΑ ΤΥΠΟΥ ΠR .....	71
<i>ΦΙΛΤΡΑ BUTTERWORTH .....</i>	<i>71</i>
ΦΙΛΤΡΑ CHEBYSHEV .....	72
ΦΙΛΤΡΑ BESSEL .....	73
ΕΛΛΕΠΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ .....	74
ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ RC .....	75
ΒΑΘΥΠΕΡΑΤΑ ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ .....	75
ΥΨΗΠΕΡΑΤΑ ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ .....	76
ΕΝΕΡΓΑ ΦΙΛΤΡΑ RC .....	78
<i>ΦΙΛΤΡΑ ΠΗΓΗΣ ΤΑΣΗΣ ΕΛΕΓΧΟΜΕΝΑ ΑΠΟ ΤΑΣΗ .....</i>	<i>79</i>
<b>9. ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ .....</b>	<b>81</b>
ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΨΗΦΙΑΚΟ .....	81

ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑ (SAMPLING).....	83
ΚΒΑΝΤΙΣΜΟΣ(QUANTIZATION).....	83
ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ (CODING).....	84
ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟ.....	85
ΠΟΤΕΝΣΙΟΜΕΤΡΙΚΟΙ DAC.....	86
DAC ΣΤΑΘΜΙΣΜΕΝΟΥ ΑΘΡΟΙΣΜΑΤΟΣ.....	87
DAC ΚΛΙΜΑΚΑΣ R-2R.....	87
ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗΣ.....	89
DAC ΤΥΠΟΥ ΠΟΛΛΑΠΛΑΣΙΑΣΤΗ.....	89
ΣΤΟΧΑΣΤΙΚΟΙ DAC.....	90
<b>10. Ο ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ .....</b>	<b>91</b>
ΓΕΝΙΚΑ.....	91
ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ.....	92
<i>ΤΟ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟ ΣΗΜΑ</i> .....	93
<i>Ο ΠΡΟΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΤΟΥ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ</i> .....	93
<i>ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ AD623</i> .....	94
<i>ΒΑΘΥΠΕΡΑΤΑ ΦΙΛΤΡΑ</i> .....	96
<i>ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΨΗΦΙΑΚΟ</i> .....	98
<i>ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΩΤΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ R-2R</i> .....	98
<i>USB-MOD3</i> .....	99
<i>ΘΥΡΑ USB (UNIVERSAL SERIAL BUS)</i> .....	99
<i>ΚΑΛΩΔΙΟ USB</i> .....	100
Ο ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗΣ.....	100
<i>ΣΚΟΠΟΣ ΧΡΗΣΗΣ ΤΟΥ ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗ</i> .....	100
<i>ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΕ ΚΩΔΙΚΑ ASSEMBLY</i> .....	101
<i>ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΕ ΔΕΚΑΕΞΑΔΙΚΗ ΜΟΡΦΗ</i> .....	106
ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ.....	107
<i>ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ</i> .....	107
<i>ΣΧΕΔΙΑΣΗ PCB</i> .....	109
<i>ΕΚΤΥΠΩΣΗ ΔΙΑΦΑΝΕΙΑΣ</i> .....	109
<i>ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΥΠΕΡΙΩΔΕΣ ΦΩΤΙΣΜΟ</i> .....	110
<i>ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΧΑΛΚΩΣΗ</i> .....	110
<i>ΔΙΑΤΡΗΣΗ ΚΑΙ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΥΛΙΚΩΝ</i> .....	111
<i>ΣΥΝΔΕΣΗ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ Η/Υ</i> .....	112
<i>ΔΟΚΙΜΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ</i> .....	112
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ – ΛΗΨΗ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ.....	112
<b>ΕΠΙΛΟΓΟΣ.....</b>	<b>115</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>116</b>
<b>ΦΥΛΛΑΔΙΑ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΩΝ .....</b>	<b>118</b>

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η καρδιά είναι ένα από τα βασικά όργανα του ανθρώπινου οργανισμού και ως εκ τούτου είναι πολύ σημαντική η ύπαρξη μεθόδων παρακολούθησης της λειτουργίας της.

Η πιο συχνή μέθοδος ελέγχου της καρδιάς είναι το καρδιογράφημα, το οποίο μπορεί να απεικονίσει σε χαρτί ή οθόνη τη λειτουργία της, σε ένα χρονικό διάστημα. Το όργανο που χρησιμοποιείται ευρέως για τη δημιουργία της απεικόνισης αυτής είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος.

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος ανακαλύφθηκε το 1903 από τον ολλανδό γιατρό και εφευρέτη Willem Einthoven, ο οποίος πήρε το βραβείο νόμπελ ιατρικής το 1924.

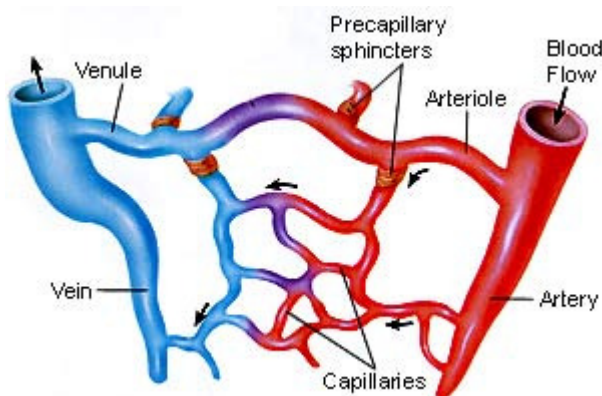
Είναι μια ιατρική συσκευή που καταγράφει μέσω των ηλεκτροδίων τις διαφορές δυναμικού που προκύπτουν κατά την λειτουργία της καρδιάς. Η γραφική αναπαράσταση των ηλεκτρικών δυναμικών που καταγράφονται σε συνάρτηση με το χρόνο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα και παρέχει σημαντικές πληροφορίες για την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Αν και ο ηλεκτροκαρδιογράφος αποκαλείται 12-κάναλος, στην πράξη αποτελείται από ένα καλώδιο με δέκα ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Έτσι τα τέσσερα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για τις συνδέσεις των άνω και κάτω άκρων και τα έξι ηλεκτρόδια για τις θωρακικές συνδέσεις.

Καθώς λοιπόν η λειτουργία της καρδιάς μπορεί να μεταφραστεί σε ηλεκτρικό σήμα, είναι δυνατή η δημιουργία ενός κυκλώματος το οποίο θα καταγράφει και στη συνέχεια θα απεικονίζει σε μορφή καρδιογραφήματος τα σήματα αυτά.

# 1. Η ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

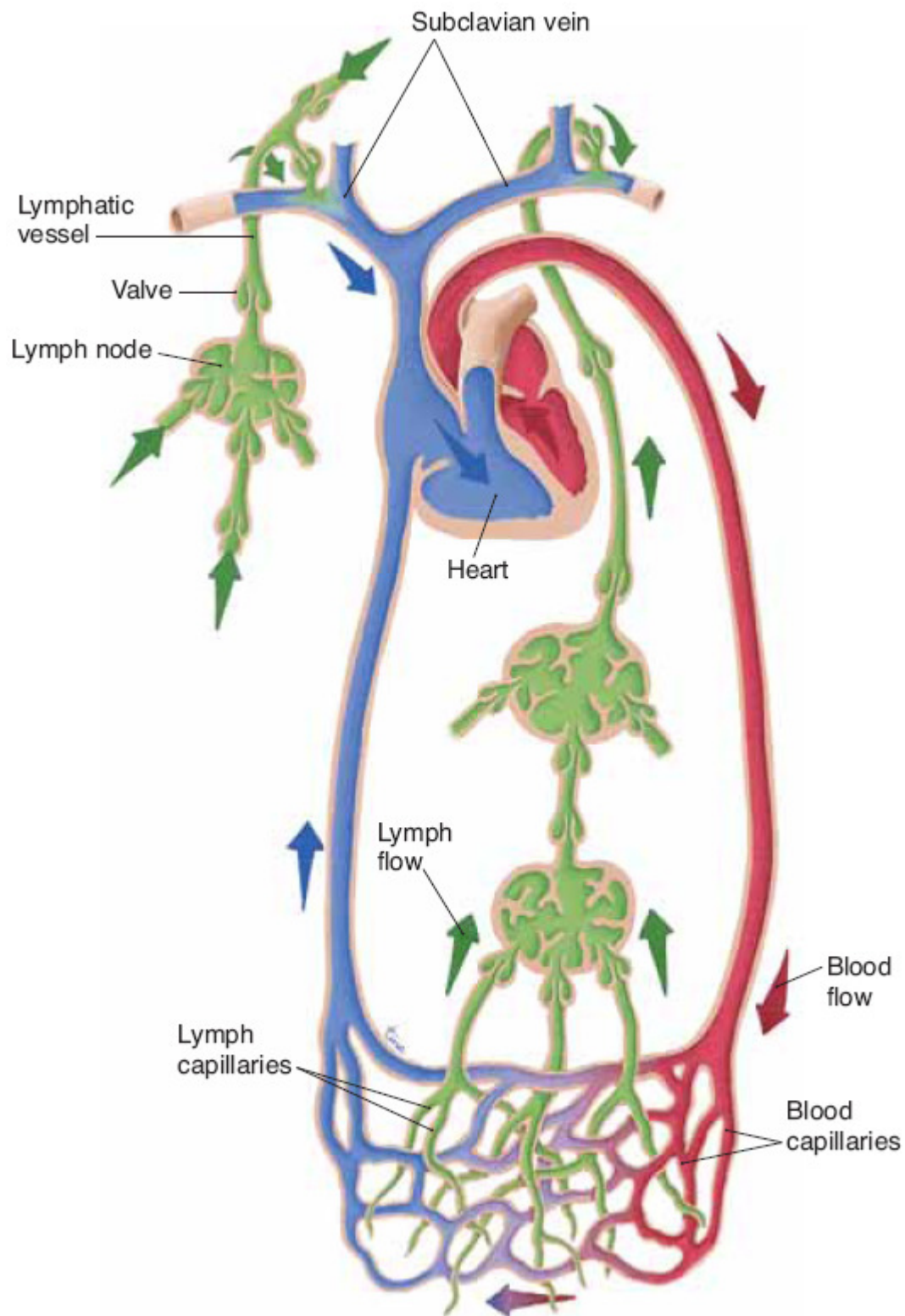
## ΤΟ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Το καρδιαγγειακό σύστημα, είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά του οξυγόνου και των θρεπτικών ουσιών καθώς και για την απομάκρυνση του διοξειδίου του άνθρακα και των άχρηστων ουσιών από τα κύτταρα των ιστών. Αποτελείται από την καρδιά, το κυκλοφορικό σύστημα και το λεμφικό σύστημα. Αν και το λεμφικό σύστημα μπορεί να μην περιέχει αίμα, εξυπηρετεί μια σημαντική λειτουργία, της ανταλλαγής αίματος με τα αιμοφόρα αγγεία. Συγκεκριμένα η καρδιά και τα αγγεία της διασφαλίζουν την επαρκή ροή αίματος στα όργανα ώστε αυτή η ανταλλαγή να πραγματοποιείται. Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από τα αιμοφόρα αγγεία (αρτηρίες, φλέβες) και το αίμα που κυκλοφορεί μέσα σε αυτά. Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά προς την περιφέρεια, τα τριχοειδή αγγεία επιτρέπουν την ανταλλαγή των ουσιών στους ιστούς και οι φλέβες επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά. Όπως φαίνεται και στο σχήμα 1.1, τα τριχοειδή αγγεία βρίσκονται ανάμεσα στις αρτηρίες και τις φλέβες. Κύριο όργανο του συστήματος είναι η καρδιά, η οποία στην πραγματικότητα είναι δύο ξεχωριστές αντλίες που συμβάλλουν στη διαρκή κίνηση του αίματος. Συγκεκριμένα έχουμε μία δεξιά καρδιά που αντλεί αίμα μέσω των πνευμόνων και μία αριστερή καρδιά που αντλεί αίμα μέσω των περιφερειακών οργάνων.



Σχήμα 1.1: Το κυκλοφορικό σύστημα

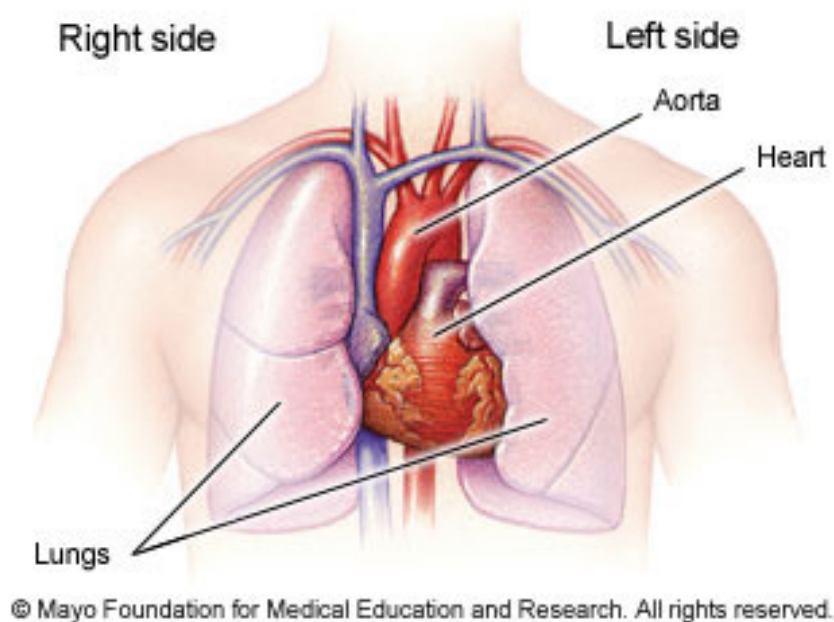




Σχήμα 1.2: Το καρδιαγγειακό σύστημα

## ***Η ΘΕΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Η καρδιά βρίσκεται στο κάτω μέρος του πρόσθιου μεσοθωράκιου χώρου, ακριβώς πίσω από το σώμα του στέρνου, ανάμεσα στους δύο πνεύμονες.



Σχήμα 1.3: Η θέση της καρδιάς

Είναι ένα κοίλο και μυικό όργανο, του οποίου το σχήμα παρομοιάζεται με κώνο και το μέγεθος του είναι όσο μια γροθιά ενός ατόμου. Τα 2/3 του οργάνου βρίσκονται αριστερά και το 1/3 του δεξιά από την επιμήκη γραμμή του στέρνου.

Η βάση της καρδιάς στρέφεται προς τα πάνω δεξιά και πίσω από το στέρνο ενώ η κορυφή της βρίσκεται προς τα κάτω, ακριβώς πάνω από το διάφραγμα στα αριστερά της μέσης. Το βάρος της στους άνδρες είναι μεγαλύτερο, 280-350 γραμμ ενώ στις γυναίκες είναι 240-280 γραμμάρια

Λόγω της ιδιαίτερης τοποθέτησης της ανάμεσα στο στέρνο και στους θωρακικούς σπονδύλους, υπάρχει η δυνατότητα να συμπιεστεί εάν πιέσουμε το χαμηλό τμήμα του στέρνου με την παλάμη μας. Χρησιμοποιείται συνήθως σε περιπτώσεις καρδιακής ανακοπής ώστε να συνεχιστεί η κυκλοφορία του αίματος.

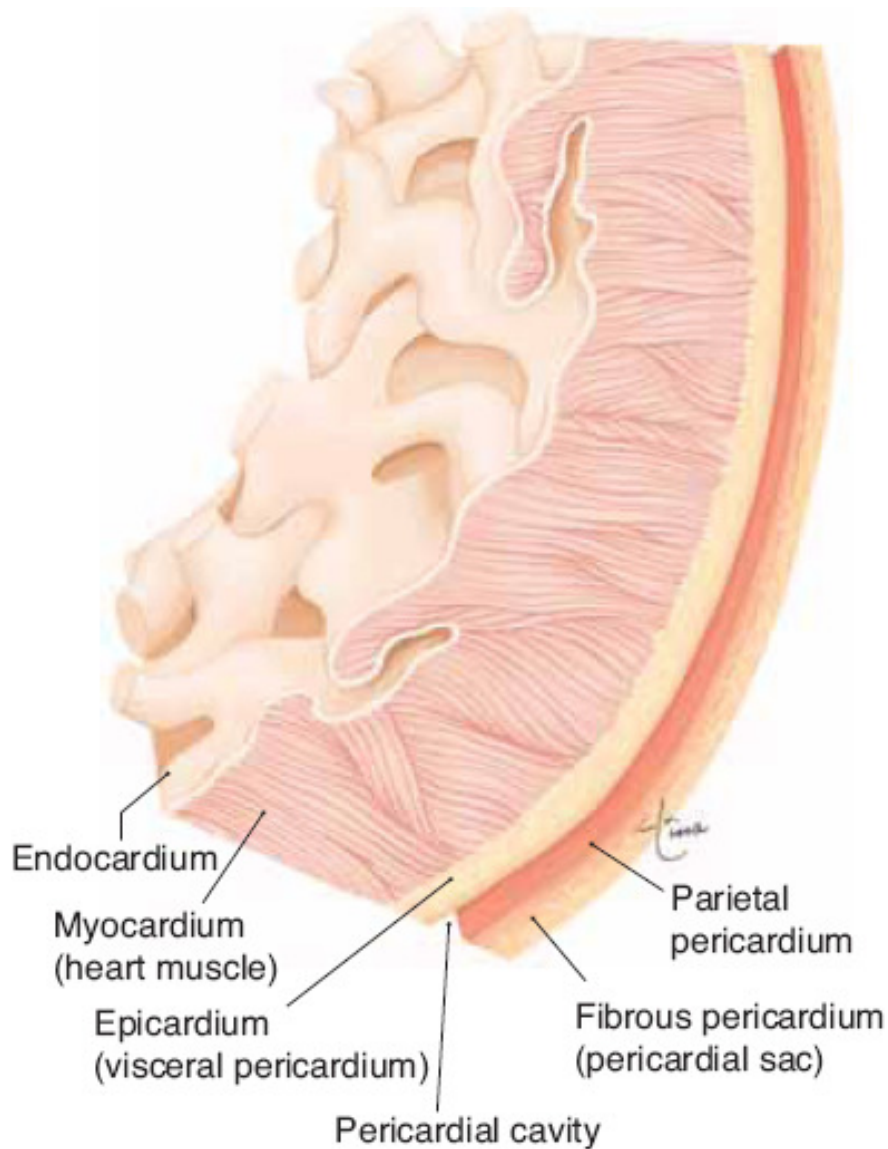
## ***ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΜΕΜΒΡΑΝΕΣ***

Η καρδιά εσωκλείεται μέσα σε περικαρδιακές μεμβράνες, από τις οποίες μπορούμε να διακρίνουμε τρία στρώματα. Το εξωτερικό στρώμα του καρδιακού τοιχώματος είναι το ινώδες περικάρδιο, ένας ινώδης και άνετος σάκος με ισχυρό συνδετικό ιστό που εκτείνεται πάνω από το διάφραγμα. Στη συνέχεια, σύμφωνα με το σχήμα 1.4 υπάρχει το ορώδες περικάρδιο, το οποίο μοιάζει με διπλωμένη μεμβράνη και οι πτυχές της σχηματίζουν δύο στρώματα. Αποτελείται από το εξωτερικό στρώμα που ονομάζεται τοιχωματικό περικάρδιο και το εσωτερικό στρώμα που ονομάζεται σπλαγγχνικό περικάρδιο ή επικάρδιο. Ανάμεσα στα δύο αυτά στρώματα βρίσκεται η περικαρδιακή κοιλότητα (ή περικαρδιακό κενό), η οποία περιέχει μια μικρή ποσότητα υγρού, περίπου 10-15 ml και παρέχει προστασία κατά των τριβών κατά την διάρκεια των μυικών συστολών της καρδιάς. Το εσωτερικό στρώμα του καρδιακού τοιχώματος καλύπτεται από ένα λεπτό στρώμα από ενδοθηλιακούς ιστούς, το ενδοκάρδιο.

Το ενδοθήλιο είναι ένας μεμβρανικός ιστός που καλύπτει το εσωτερικό της καρδιάς και τα αιμοφόρα αγγεία. Η εξωτερική επιφάνεια της καρδιάς καλείται επικάρδιο και είναι ουσιαστικά το εσωτερικό στρώμα του ορώδες περικαρδίου. Το στρώμα του επικαρδίου περιβάλλει τις αρτηρίες και τις φλέβες που εφοδιάζουν και επαναφέρουν το αίμα από το τοίχωμα της καρδιάς (στεφανιαία αγγεία).

Ανάμεσα στο περικάρδιο και το ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται μυοκάρδιο και αποτελείται από δυνατές και γραμμωτές μυικές ίνες. Η συνεχής και ρυθμική σύσπαση του μυοκαρδίου έχει σαν σκοπό τη διαρκή και αποτελεσματική προώθηση του αίματος στις διάφορες περιοχές του σώματος.

**Υπάρχουν τρεις τύποι μυοκαρδίου**, το μυοκάρδιο των κόλπων, το μυοκάρδιο των κοιλιών και οι μυικές ίνες διέγερσης και αγωγής. Στο μυοκάρδιο των κόλπων και των κοιλιών, εντοπίζουμε τη διάρκεια συστολής να είναι πολύ μεγαλύτερη από ότι στον σκελετικό μυ. Επίσης οι μυικές ίνες μπορεί να συστέλλονται ελάχιστα αλλά εξαιτίας της ρυθμικής τους λειτουργίας και της μεγάλης ταχύτητας αγωγής της διέγερσης, δημιουργούν ένα σύστημα για τη διέγερση της καρδιάς και ένα σύστημα αγωγής του σήματος για τη διέγερση όλου του μυοκαρδίου.



Σχήμα 1.4: Οι περικαρδιακές μεμβράνες

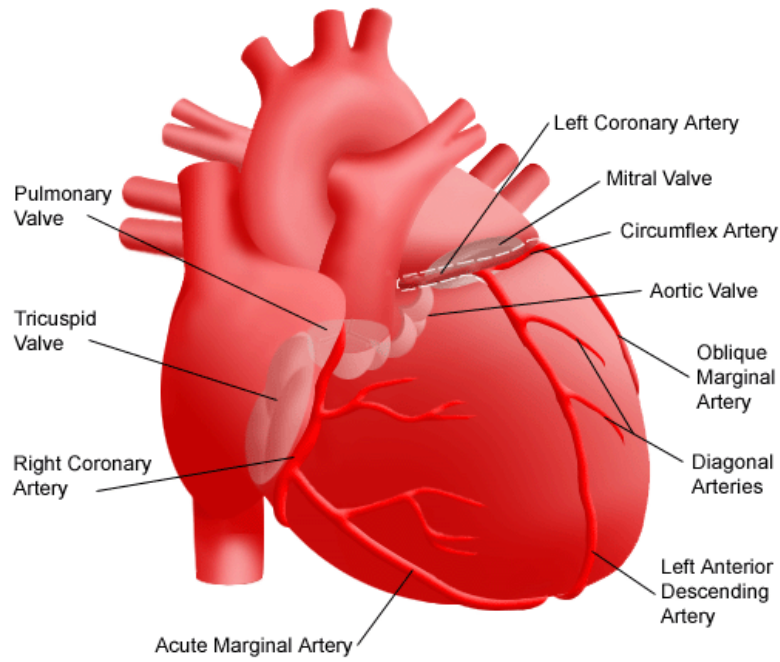
### ***ΟΙ ΚΟΙΛΟΤΗΤΕΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Εσωτερικά η καρδιά διαιρείται ανατομικά σε τέσσερις κοιλότητες. Από λειτουργικής άποψης παρουσιάζονται ως δύο αντλίες οι οποίες προωθούν το αίμα σε δύο συνδεδεμένα εν σειρά υποσυστήματα αιμοφόρων αγγείων. Αυτά τα υποσυστήματα ονομάζονται μικρή ή πνευμονική και μεγάλη ή συστηματική κυκλοφορία. Η μικρή κυκλοφορία εξασφαλίζει την πνευμονική ροή του αίματος ενώ η μεγάλη κυκλοφορία τη ροή δια μέσου των λοιπών φυσιολογικών συστημάτων.

## ***ΚΟΛΠΟΙ ΚΑΙ ΚΟΙΛΙΕΣ***

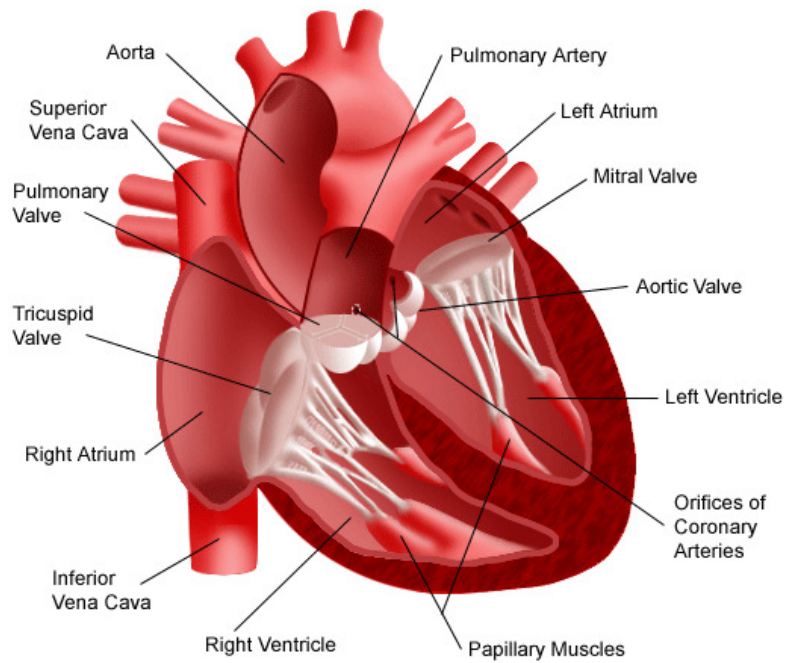
Οι δύο κοιλότητες που είναι πιο μεγάλες, βρίσκονται προς την κορυφή της καρδιάς και έχουν παχιά τοιχώματα. Αυτές ονομάζονται κοιλίες. Οι άλλες δύο κοιλότητες που είναι πιο μικρές, καταλαμβάνουν το μέρος στη βάση της καρδιάς, έχουν λεπτά τοιχώματα και ονομάζονται κόλποι. Οι κόλποι χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιό και αριστερό κόλπο ενώ οι κοιλίες χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιά και αριστερή κοιλία. Στην ουσία έχουμε δυο τμήματα, ένα αριστερό και ένα δεξιό τα οποία όμως δεν επικοινωνούν μεταξύ τους. Αντίθετα κάθε κόλπος επικοινωνεί με την κοιλία που βρίσκεται από κάτω του μέσω μιας βαλβίδας. Οι κόλποι λειτουργούν κυρίως ως χώροι υποδοχής του αίματος ενώ οι κοιλίες ως χώροι προώθησης του αίματος στα διάφορα μέρη του σώματος. Στην καρδιά συμβάλλουν και εκβάλλουν διάφορα αγγεία. Έτσι στον δεξιό κόλπο εκβάλλουν, η άνω και η κάτω κοίλη φλέβα καθώς και ο στεφανιαίος κόλπος που συλλέγουν το φλεβικό αίμα από τον οργανισμό. Συγκεκριμένα η δεξιά κοιλία έχει πάχος περίπου 3mm και εξωθεί το αίμα στην πνευμονική κυκλοφορία (χαμηλών πιέσεων δίκτυο). Αντίθετα βλέπουμε ότι ο αριστερός κόλπος δέχεται το οξυγονομένο αίμα από τις τέσσερις πνευμονικές φλέβες, που διοχετεύουν στην καρδιά το αίμα που έχει οξυγονοθεί στους πνεύμονες. Απο τις τέσσερις κοιλότητες της καρδιάς που προαναφέραμε, τον σπουδαιότερο ρόλο κατέχει η αριστερή κοιλία. Για να κυκλοφορήσει το αίμα στο υψηλών πιέσεων περιφερειακό, αρτηριακό δίκτυο μέχρι τα τριχοειδή αγγεία και μετά να επιστρέψει πάλι πίσω, μέσω των φλεβών στο δεξιό κόλπο, χρειάζεται μια μεγάλη ωστική δύναμη και δίνεται από την αριστερή κοιλία. Η αριστερή κοιλία έχει πάχος 9-10mm και μέσω αυτής κυκλοφορεί αρτηριακό, οξυγονομένο αίμα στη συστηματική κυκλοφορία.

### Anterior View of the Heart



Σχήμα 1.5α: Πρόσθια όψη της καρδιάς

### Interior View of the Heart



Σχήμα 1.5β: Οπίσθια όψη της καρδιάς

## ***ΟΙ ΒΑΛΒΙΔΕΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Η καρδιά διαθέτει τέσσερις βαλβίδες οι οποίες επιτρέπουν τη διεύλεση του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση και εμποδίζουν την παλινδρόμηση του κατα την διάρκεια της καρδιακής συστολής. Μέσω αυτών των καρδιακών βαλβίδων επιτυγχάνεται η επικοινωνία μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών. Οι βαλβίδες αυτές ανοίγουν και επιτρέπουν την διέλευση του αίματος κατά την διαστολή της καρδιάς, ενώ κατά την συστολή των κοιλιών κλείνουν.

Διακρίνουμε δύο κατηγορίες, τις κολποκοιλιακές και τις μηννοειδείς βαλβίδες.

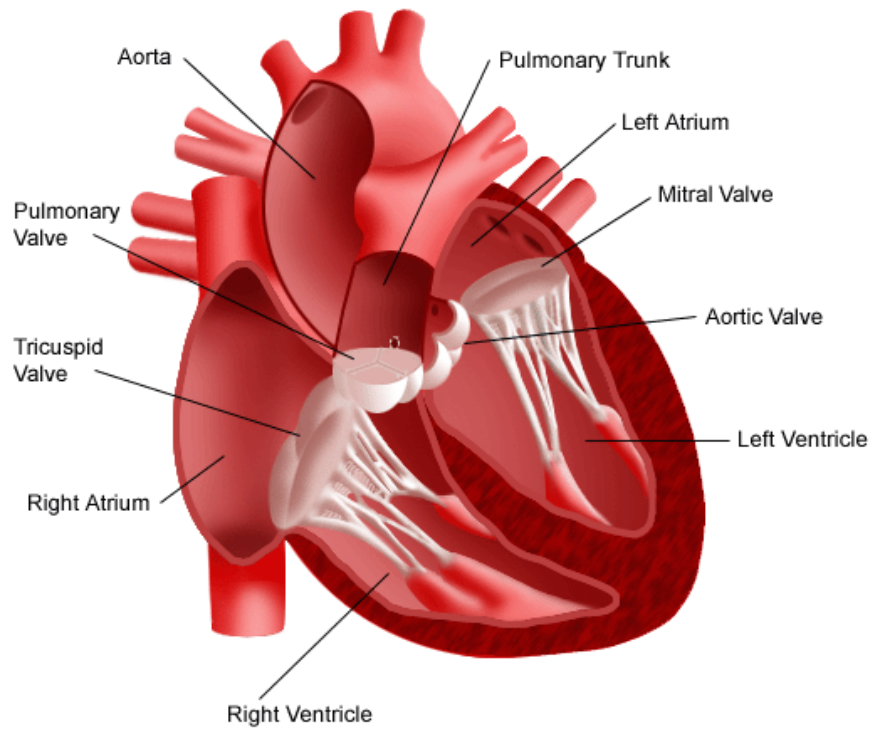
### ***ΚΟΛΠΟΚΟΙΛΙΑΚΕΣ ΒΑΛΒΙΔΕΣ***

Οι κολποκοιλιακές αποτελούνται από την μιτροειδή ή διγλώχινα βαλβίδα και την τριγλώχινα βαλβίδα. Έτσι ο δεξιός κόλπος επικοινωνεί με την δεξιά κοιλία μέσω της τριγλώχινος βαλβίδας, ενώ ο αριστερός κόλπος επικοινωνεί με την αριστερή κοιλία με την διγλώχινη ή μιτροειδή βαλβίδα. Η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει κατά την διάρκεια της συστολής του αριστερού κόλπου και το αίμα περνάει στην αριστερή κοιλία, ενώ κλείνει κατά τη σύσπαση της κοιλίας και απαγορεύει τη αντίστροφη ροή του αίματος προς τον κόλπο.

### ***ΜΗΝΟΕΙΔΕΙΣ ΒΑΛΒΙΔΕΣ***

Οι αρτηριακές βαλβίδες που βρίσκονται στο στόμιο της πνευμονικής αρτηρίας στη δεξιά κοιλία (πνευμονική βαλβίδα) και της αορτής στη αριστερή κοιλία (αορτική βαλβίδα), ονομάζονται μηννοειδής βαλβίδες. Κατά την διαστολή της καρδιάς, η πίεση του αίματος είναι μεγαλύτερη μέσα στις αρτηρίες από ότι μέσα στην καρδιά, οι βαλβίδες αυτές κλείνουν, εμποδίζοντας έτσι την επιστροφή του αίματος πίσω στην καρδιά.

## Valves of the Heart



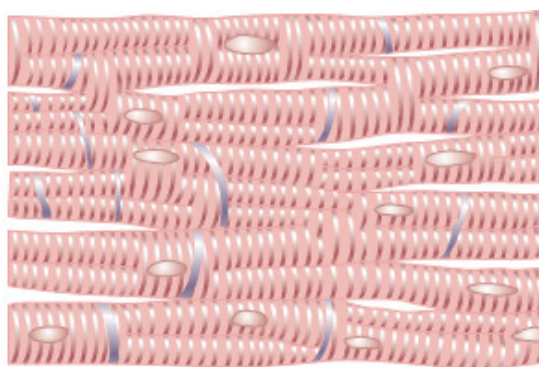
Σχήμα 1.6: Οι βαλβίδες της καρδιάς



## 2.Η ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

### ***Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΜΥΣ***

Ο καρδιακός μύς αποτελείται από κύτταρα που ονομάζονται καρδιακές μυικές ίνες και το σχήμα τους είναι κυλινδρικό και επιμήκη. Όπως βλέπουμε και στο σχήμα 2.1, οι μεμβράνες των γειτονικών κυττάρων συνδέονται μεταξύ τους σε σειρά αλλά και στα πλάγια δημιουργώντας ένα ενιαίο λειτουργικό σύνολο. Έτσι με τη διέγερση μίας καρδιακής μυικής ίνας αυτόματα δημιουργείται δυναμικό δράσης σε όλο το λειτουργικό σύνολο, με αποτέλεσμα να συστέλλεται ενιαία (αρχή του όλου ή ουδενός).



Σχήμα 2.1: Καρδιακές μυικές ίνες

Όλα τα κύτταρα περιβάλλονται εξωτερικά από μια ημιδιαπερατή κυτταρική μεμβράνη, η οποία δεν αφήνει ουσίες και ιόντα να τη διαπεράσουν ελεύθερα. Η κυτταρική μεμβράνη περιέχει διαύλους και αντλίες για τη διακίνηση των ιόντων και είναι αυτοί που καθορίζουν τη συγκέντρωση των ιόντων στη εσωτερική επιφάνεια και στην εξωτερική επιφάνεια της ίνας. Σε φυσιολογικές συνθήκες μια ήρεμη μυική ίνα έχει περισσότερα θετικά ιόντα στην εξωτερική της επιφάνεια, σε σχέση με την εσωτερική και περισσότερα αρνητικά ιόντα στη εσωτερική της επιφάνεια, σε σχέση με την εξωτερική.

### ***ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΗΡΕΜΙΑΣ***

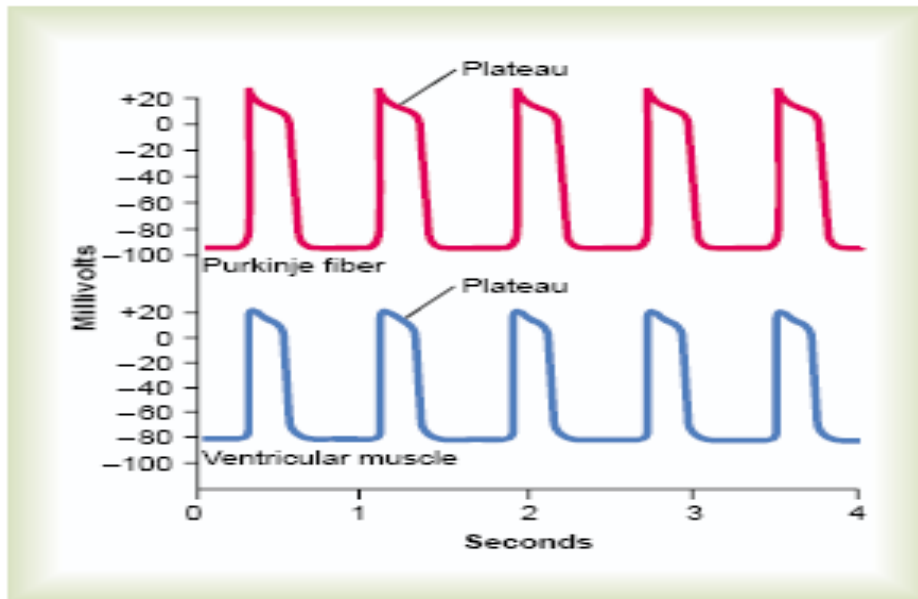
Τα καρδιακά κύτταρα, όπως όλα τα κύτταρα του σώματος, έχουν ένα ηλεκτρικό δυναμικό στην κυτταρική τους μεμβράνη. Αυτό το δυναμικό μπορεί να μετρηθεί αν εισάγουμε μέσα

στο κύτταρο ένα μικροηλεκτρόδιο, το οποίο θα καταγράψει τη διαφορά δυναμικού ανάμεσα στο εσωτερικό και το εξωτερικό του κυττάρου. Συμβατικά το εξωτερικό του κυττάρου θεωρείται 0 mV. Εφόσον οι μυϊκές ίνες βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας το δυναμικό μεμβράνης θα είναι περίπου στα -90 mV. Το δυναμικό ηρεμίας μεμβράνης καθορίζεται από το ποσοστό των συγκεντρώσεων, των θετικά και αρνητικά φορτισμένων ιόντων καθώς και από τη σχετική διαπερατότητα της κυτταρικής μεμβράνης.

## ***ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΔΡΑΣΗΣ***

Το δυναμικό δράσης εμφανίζεται όταν το δυναμικό μεμβράνης ξαφνικά εκπολώνεται και στη συνέχεια μετά από μια μικρή χρονική στιγμή, επαναπολώνεται απότομα στην αρχική του κατάσταση (κατάσταση ηρεμίας). Η καρδιά περιλαμβάνει δύο δυναμικά δράσης, ένα στο κοιλιακό μυοκάρδιο και ένα στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Στο κοιλιακό μυοκάρδιο το δυναμικό παράγεται από τα ρεύματα εκπόλωσης των γειτονικών κυττάρων και υπολογίζεται περίπου στα 105 millivolts. Αυτό σημαίνει ότι το ενδοκυτταρικό δυναμικό αυξάνεται από μια πολύ αρνητική τιμή, περίπου -85 millivolts σε μια ελαφρά πιο θετική τιμή, περίπου +20 millivolts, κατά τη διάρκεια κάθε παλμού. Αντίθετα τα κύτταρα του κοιλιακού μυοκαρδίου είναι ικανά να παράγουν από μόνα τους αυτά τα δυναμικά. Όπως φαίνεται και στο σχήμα, μετά την αρχική αιχμή η μεμβράνη παραμένει στη κατάσταση εκπόλωσης για περίπου 0.2 δευτερόλεπτα εμφανίζοντας ένα επίπεδο, στο τέλος του οποίου ακολουθεί απότομη επαναπόλωση. Μια σημαντική διαφορά μεταξύ των δυναμικών δράσης της καρδιάς και των δυναμικών δράσης του σκελετικού μύ και των νεύρων είναι η διάρκεια τους.

Η εμφάνιση του επιπέδου στο δυναμικό δράσης προκαλεί τη κοιλιακή συστολή να διαρκεί ως και 15 φορές περισσότερο στον καρδιακό μύ σε σχέση με τον σκελετικό μύ και η διάρκεια του κυμαίνεται από 200 με 400 milliseconds. Σε ένα φυσιολογικό νεύρο η διάρκεια του δυναμικού είναι περίπου 1 millisecond και στο σκελετικό μύ είναι 2 με 5 milliseconds.

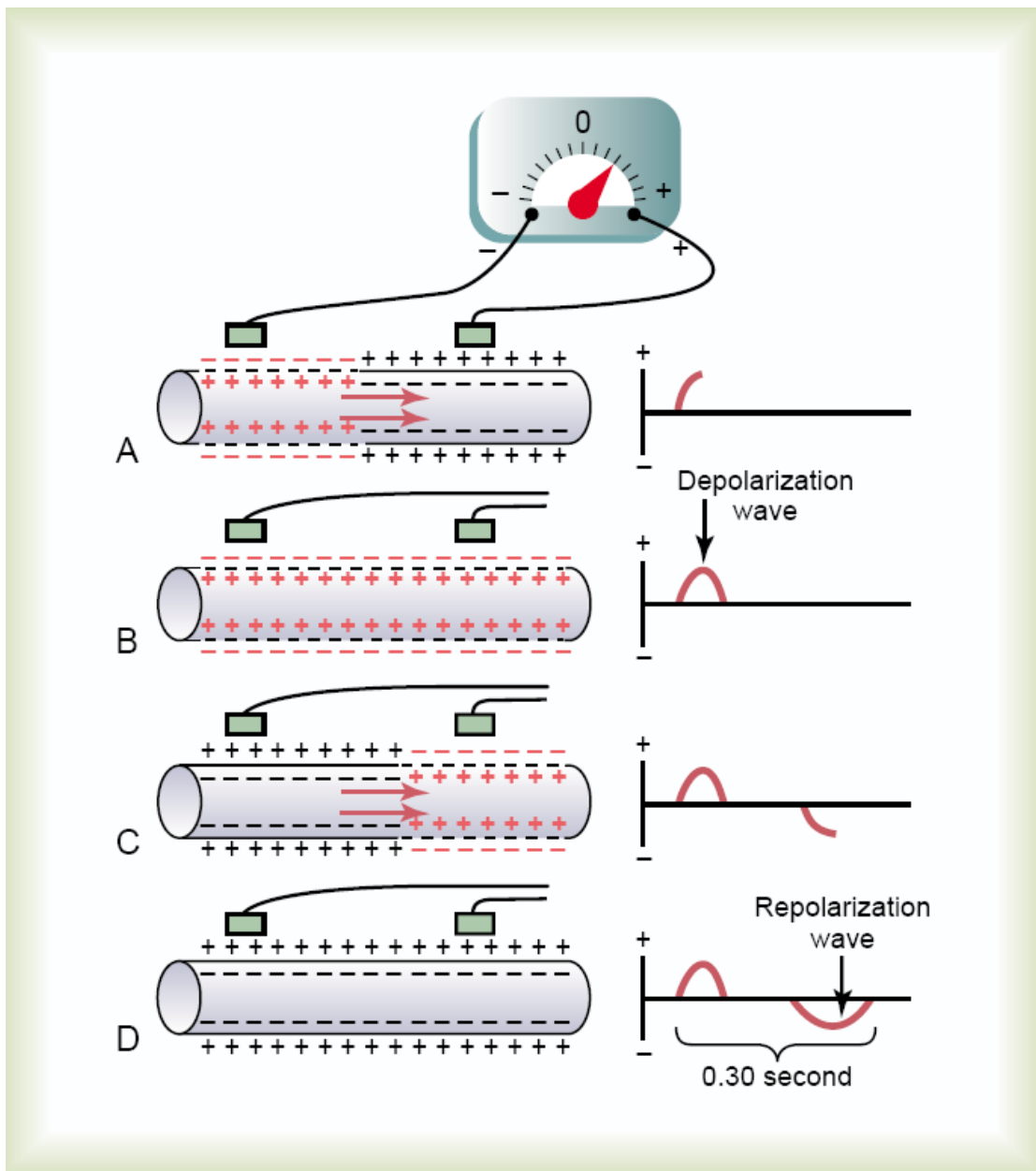


Σχήμα 2.2

### ***ΕΚΠΟΛΩΣΗ ΚΑΙ ΕΠΑΝΑΠΟΛΩΣΗ ΤΟΥ ΜΥΟΚΑΡΔΙΟΥ***

Σε φυσιολογικές συνθήκες, η μυϊκή ίνα βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας ή πόλωσης. Εάν διεγερθεί το ένα άκρο της με κάποιο ερέθισμα τότε ξεκινά αυτόματα η διαδικασία της εκπόλωσης και το ερέθισμα μεταφέρεται από το ένα άκρο της στο άλλο. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας είναι η αντιστροφή της ηλεκτρικής φόρτισης της κυτταρικής μεμβράνης και με την ολοκλήρωση της διέγερσης θα έχει αρνητικά ηλεκτρικά φορτία στην εξωτερική και θετικά ηλεκτρικά φορτία στην εσωτερική της επιφάνεια. Έπειτα ξεκινά απότομα το κύμα επαναπόλωσης που είναι ακριβώς αντίθετο με το κύμα εκπόλωσης. Στο σχήμα 2.3 βλέπουμε μια καρδιακή μυϊκή ίνα στα τέσσερα στάδια εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Κατα τη διάρκεια της εκπόλωσης το φυσιολογικό αρνητικό δυναμικό στο εσωτερικό της ίνας αντιστρέφεται και γίνεται ελαφρά θετικό στο εσωτερικό και αρνητικό στο εξωτερικό. Στο σχήμα 2.3Α, η εκπόλωση κινείται από τα αριστερά προς τα δεξιά και βλέπουμε ότι το μισό τμήμα της ίνας έχει ήδη εκπολωθεί ενώ το άλλο μισό εξακολουθεί να είναι πολωμένο. Ως εκ τούτου, το αριστερό ηλεκτρόδιο στο εξωτερικό της ίνας βρίσκεται σε περιοχή αρνητικότητας ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε περιοχή θετικότητας. Αυτό προκαλεί το μετρητή να καταγράφει θετικά. Στο σχήμα 2.3Β η εκπόλωση έχει επεκταθεί σε ολόκληρη την μυϊκή ίνα και στην γραφική παράσταση του σχήματος βλέπουμε το κύμα εκπόλωσης να επιστρέφει στο μηδέν διότι τώρα και τα δύο ηλεκτρόδια είναι σε περιοχές ίσης αρνητικότητας. Το σχήμα 2.3C δείχνει την επαναπόλωση του μισού

τμήματος της ίδιας μυϊκής ίνας όπου τώρα αντιστρέφεται θετικά το εξωτερικό του. Σε αυτό το σημείο, το αριστερό ηλεκτρόδιο είναι σε περιοχή θετικότητας ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο είναι σε περιοχή αρνητικότητας. Κατα συνέπεια, η καταγραφή, όπως φαίνεται προς τα δεξιά, γίνεται αρνητική. Στο σχήμα 2.3D, η μυϊκή ίνα έχει πλήρως επαναπολωθεί και τα δύο ηλεκτρόδια είναι τώρα σε περιοχές θετικότητας έτσι ώστε να μην καταγράφεται διαφορά δυναμικού μεταξύ τους. Έτσι, στην γραφική παράσταση του σχήματος βλέπουμε το κύμα επαναπόλωσης να επιστρέφει στο μηδέν.



Σχήμα 2.3: Κύματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης

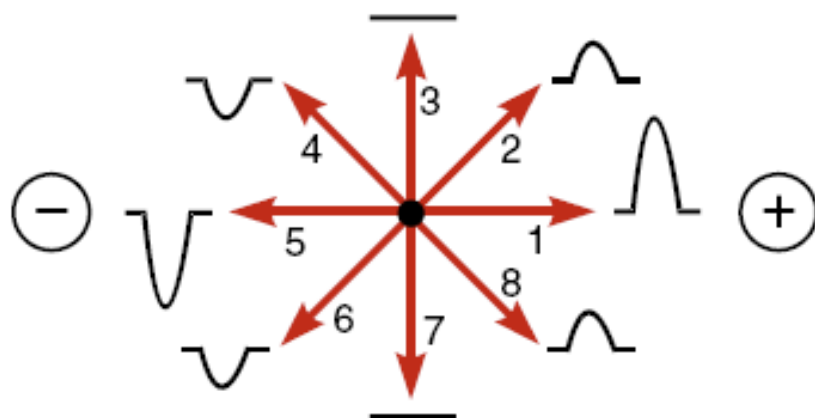
## **ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΚΑΙ ΠΟΛΙΚΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ ΕΚΠΟΛΩΣΗΣ ΚΑΙ ΕΠΑΝΑΠΟΛΩΣΗΣ**

Οι διαφορές δυναμικού που καταγράφονται κατά την εκπόλωση και επαναπόλωση του μυοκαρδίου, αποτελούν το ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Εφόσον το κύμα εκπόλωσης οδεύει προς το μέρος του ηλεκτροδίου, καταγράφεται θετική απόκλιση και η γραφίδα κινείται προς τα πάνω. Σε αυτήν την περίπτωση έχουμε ένα θετικό έπαρμα. Αντίθετα, όταν το κύμα δεν οδεύει προς το ηλεκτρόδιο αλλά απομακρύνεται από αυτό, καταγράφεται αρνητική απόκλιση και η γραφίδα κινείται προς τα κάτω. Έτσι έχουμε ένα αρνητικό έπαρμα. Επιπρόσθετα, το κύμα εκπόλωσης μπορεί να επεκτείνεται κάθετα (δηλαδή 90 μοίρες) προς μια απαγωγή και να καταγράφεται ισο-διαφασική απόκλιση, έχοντας πάντα να προηγείται το θετικό μέρος. Εάν το ηλεκτρόδιο έχει κάποια άλλη γωνία τότε:

- Αν η γωνία είναι  $< 90^\circ$  (οξεία) τότε καταγράφεται διαφασική καμπύλη με μεγαλύτερο διαφασικό στοιχείο.
- Αν η γωνία είναι  $> 90^\circ$  (αμβλεία) τότε καταγράφεται διαφασική καμπύλη με μεγαλύτερο αρνητικό στοιχείο.

Στην περίπτωση του κύματος επαναπόλωσης, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα, όταν το ηλεκτρόδιο βλέπει τη μύτη του ανύσματος με τα θετικά φορτία, και αρνητικό έπαρμα, όταν βλέπει τη ουρά του ανύσματος με τα αρνητικά φορτία. Όταν δεν υπάρχουν διαφορές δυναμικού το ΗΚΓ εμφανίζει μία οριζόντια γραμμή, η οποία ονομάζεται ισοηλεκτρική γραμμή.



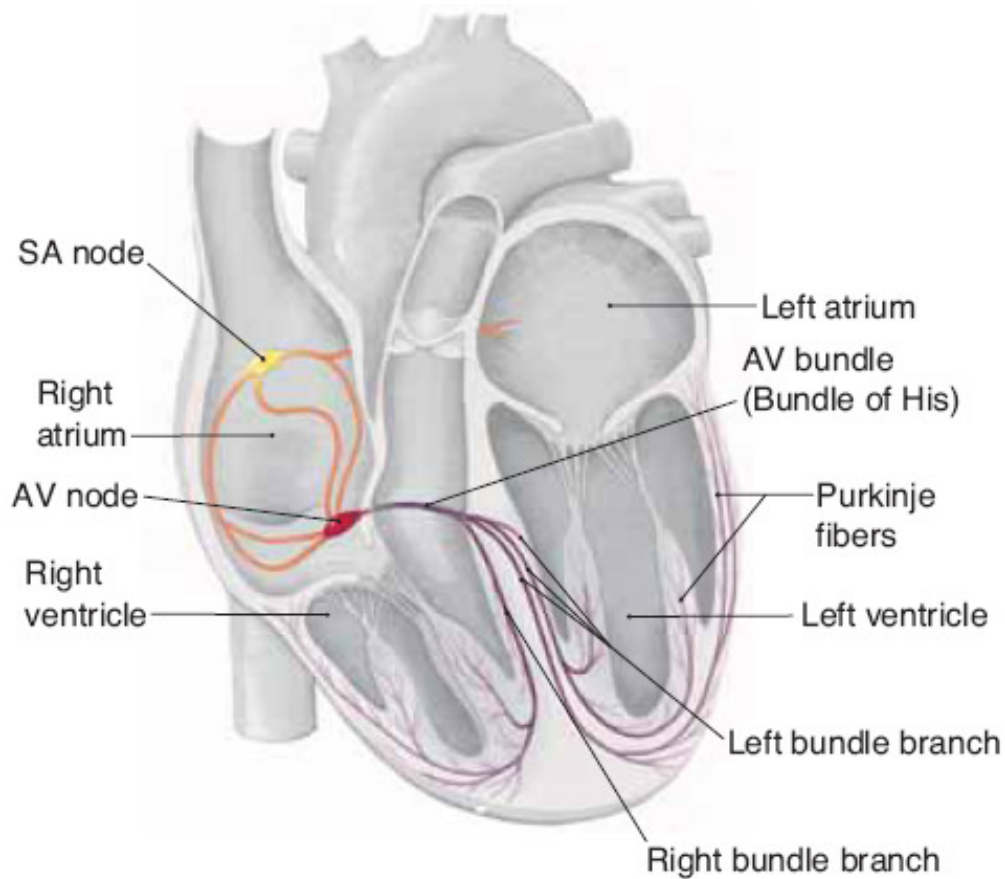
Σχήμα 2.4: Κατεύθυνση κυμάτων εκπόλωσης και επαναπόλωσης

## ***Η ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Το ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς αποτελείται από τα εξής μέρη: **τον φλεβοκολπικό και τον κολποκοιλιακό κόμβο, το κολποκοιλιακό δεμάτιο His (αριστερό και δεξιό μέρος του His) και τις ίνες του Purkinje**. Καθένα από αυτά τα συστήματα αποτελείται από καρδιακούς μύες οι οποίοι αν και μοιάζουν με τους υπόλοιπους σκελετικούς μύες του οργανισμού, διαφέρουν στη λειτουργία τους. Μία σημαντική διαφορά τους είναι ότι το ερέθισμα που προκαλεί τη σύσπαση του μυοκαρδίου, προκαλείται μέσα στις ίδιες τις καρδιακές μυικές ίνες, χωρίς κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Υπάρχουν δύο κατηγορίες μυοκαρδιακών ινών. Οι ίνες του λειτουργικού μυοκαρδίου που είναι υπεύθυνες για τη μηχανική συστολή της καρδιάς και οι ίνες του ερεθισματοαγωγού συστήματος που είναι υπεύθυνες για την παραγωγή και τη διάδοση της διεγέρσεως στη καρδιά. Η διαδικασία με την οποία προκαλείται η αυτόματη ρυθμική συστολή της καρδιάς ονομάζεται αυτοδιέγερση.

## ***Ο ΦΥΣΙΚΟΣ ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς είναι ο φλεβόκομβος και η θέση του βρίσκεται στο πάνω δεξιό μέρος της καρδιάς και συγκεκριμένα στο δεξιό κόλπο στη συμβολή μεταξύ άνω και κάτω κοίλης φλέβας. Αποτελείται από μια μικρή, ειδική ομάδα κυττάρων που παράγουν ηλεκτρικά σήματα σε κανονικά διαστήματα και τα μεταφέρουν στα υπόλοιπα τμήματα της καρδιάς. Η μεγαλύτερη αυτοδιέγερση εμφανίζεται από τις φλεβοκομβικές ίνες και αποτελεί την αιτία που ο φλεβόκομβος ελέγχει τη συχνότητα του παλμού της καρδιάς. Το σύστημα παραγωγής και διάδοσης των διεγέρσεων αποτελείται από δύο τμήματα, το φλεβοκομβικό και το κολποκοιλιακό τμήμα. Το φλεβοκομβικό τμήμα αποτελείται από τον βηματοδότη της καρδιάς, τον φλεβόκομβο. Αντίστοιχα, το κολποκοιλιακό τμήμα απαρτίζεται από μυικές ίνες ειδικής μορφής και περιλαμβάνει τον κολποκοιλιακό κόμβο, το κολποκοιλιακό δεμάτιο του His, τα μέρη του (αριστερό και δεξιό) και τις ίνες του Purkinje.

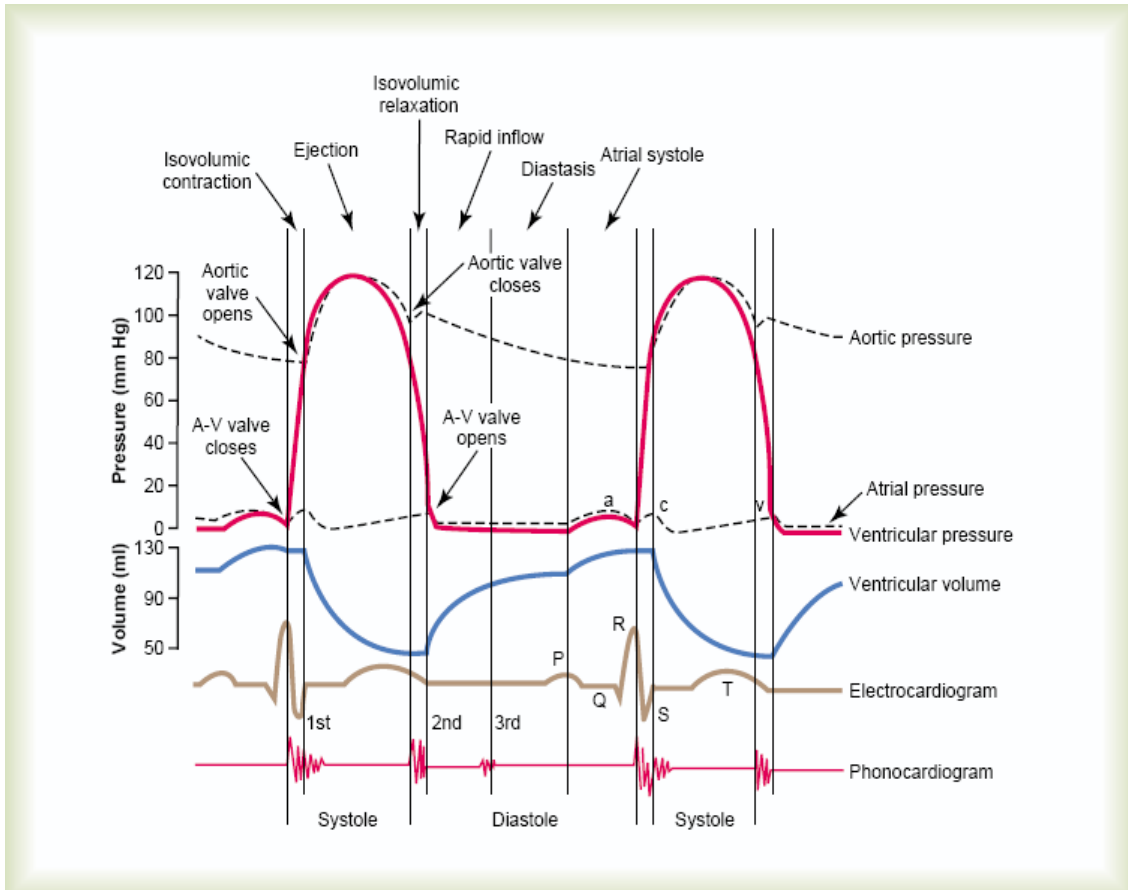


Σχήμα 2.5: Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Τα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από τον φλεβόκομβο, διαχέονται μέσω των διακομβικών οδών, κατά μήκος του δεξιού και του αριστερού κόλπου, προκαλώντας τη κολπική σύσπαση τους. Έπειτα αυτά τα σήματα αποστέλλονται στον κολποκοιλιακό κόμβο, ο οποίος αποτελεί και το σημείο σύνδεσης των κόλπων και των κοιλιών. Το σύστημα αγωγής της διέγερσης είναι οργανωμένο έτσι ώστε να καθυστερεί το σήμα για λίγο μέσα στον κολποκοιλιακό κόμβο (περίπου 0,1 sec) και μέσω του δεματίου να κατορθώνει να διεγείρει τις κοιλίες. Η καθυστέρηση αυτή έχει ως αποτέλεσμα τη συστολή των κόλπων πριν την ισχυρή κοιλιακή σύσπαση, ώστε να προλάβουν να γεμίσουν με αίμα οι κοιλίες και στη συνέχεια να προωθήσουν το αίμα στα αγγεία. Επιπλέον οι κόλποι ενεργούν ως προαντλίες για τις κοιλίες και οι κοιλίες με τη σειρά τους παρέχουν τη βασική πηγή ενέργειας για τη μετάβαση του αίματος μέσω του αγγειακού συστήματος στο υπόλοιπο σώμα.

## ***Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ***

Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας καρδιακής συστολής μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής, ονομάζεται καρδιακός παλμός ή καρδιακός κύκλος. Κάθε καρδιακός κύκλος ξεκινά με την αυτόματη παραγωγή δυναμικών δράσης στο φλεβόκομβο.



Σχήμα 2.6: Ο καρδιακός κύκλος

### ***ΣΥΣΤΟΛΗ-ΔΙΑΣΤΟΛΗ***

Ο καρδιακός κύκλος αρχικά αποτελείται από μια περίοδο χαλάρωσης που ονομάζεται διαστολή. Κατά τη διάρκεια της διαστολής, η καρδιά γεμίζει με αίμα και έπειτα ακολουθεί μια περίοδος σύσπασης που ονομάζεται συστολή. Το σχήμα δείχνει τα διαφορετικά γεγονότα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου για την αριστερή πλευρά της καρδιάς. Οι τρεις πρώτες καμπύλες δείχνουν τις αλλαγές πίεσης στην αορτή, στην αριστερή κοιλία και στο αριστερό κόλπο αντίστοιχα. Η τέταρτη καμπύλη απεικονίζει τις αλλαγές στον όγκο της αριστερής κοιλίας, η πέμπτη το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η έκτη καμπύλη ένα



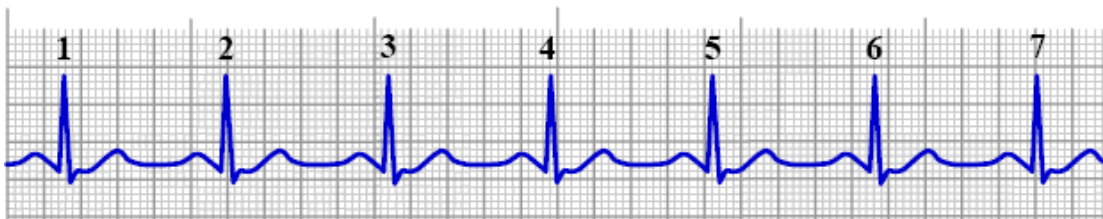
φωνοκαρδιογράφημα. Το φωνοκαρδιογράφημα είναι μια καταγραφή ήχων που παράγονται κυρίως από την καρδιά δια μέσου των καρδιακών βαλβίδων.

## ***Η ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ***

Η καρδιακή συχνότητα κυμαίνεται μεταξύ 60 και 100 παλμούς ανά λεπτό. Πάνω από 100 παλμούς ανά λεπτό έχουμε ταχυκαρδία και κάτω από 60 παλμούς ανά λεπτό έχουμε βραδυκαρδία.

Για να βρούμε τη συχνότητα μέσω του ηλεκτροκαρδιογραφήματος υπάρχουν δύο μέθοδοι. Μία απλή μέθοδος είναι να μετρήσουμε πόσα κύματα QRS υπάρχουν σε 30 μεγάλα τετράγωνα. Ο αριθμός που θα βρούμε δείχνει πόσα QRS υπάρχουν σε 6 δευτερόλεπτα, διότι

- τα 30 τετράγωνα =  $5 \times 30 = 150$  μικρά τετράγωνα =  $150 \times 0.04 \text{ sec} = 6 \text{ sec}$ .
- Οπότε, αφού βρούμε πόσα QRS υπάρχουν σε 6 sec πολλαπλασιάζουμε  $\times 10$  και βρίσκουμε πόσα QRS (παλμοί) υπάρχουν σε 60sec ή σε 1 λεπτό.



**7 QRS complexes in 6 seconds  $\times 10 = 70$  QRS complexes/minute**

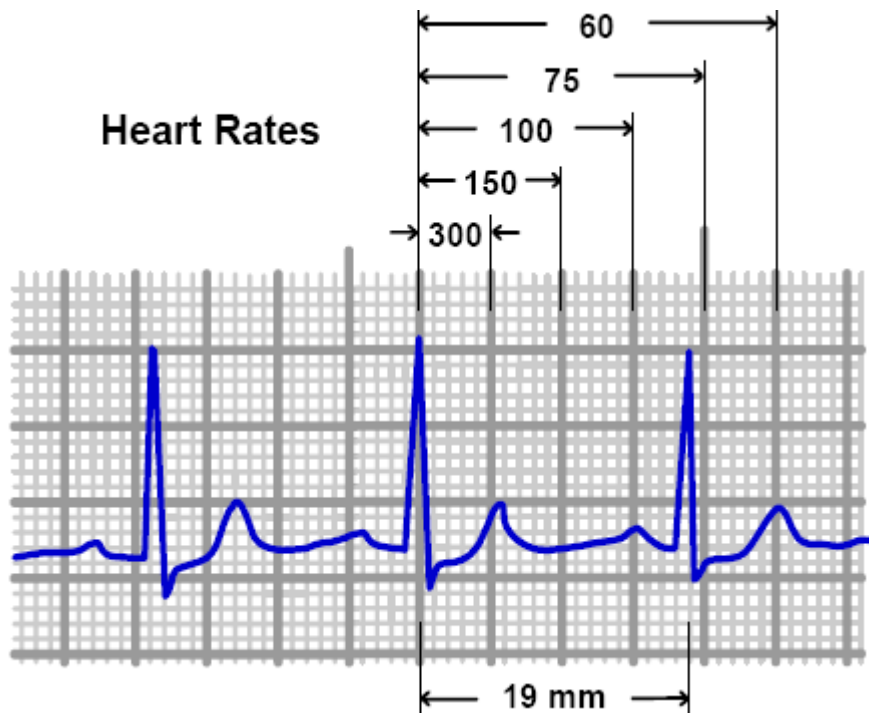
Σχήμα 2.7

Μία άλλη μέθοδος είναι να μετρήσουμε πόσα μεγάλα τετράγωνα υπάρχουν μεταξύ δύο διαδοχικών QRS. Έτσι, διαιρούμε τον αριθμό 300 με τον αριθμό των QRS που βρήκαμε.

**Παράδειγμα:** Έστω ότι έχουμε 2 QRS η συχνότητα είναι  $300:2 = 150/\text{min}$

Έστω ότι έχουμε 3 QRS  $300:3 = 100/\text{min}$

Έστω ότι έχουμε 4 QRS  $300:4 = 75 /\text{min}$



Σχήμα 2.8

### **ΤΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ**

Καθώς τα καρδιακά κύτταρα εκπολώνονται και επαναπολώνονται, κάποια ηλεκτρικά ρεύματα διαχέονται γύρω από τους ιστούς της καρδιάς και εξαπλώνονται σε ολόκληρο το σώμα, με αποτέλεσμα ένα μικρό ποσοστό από αυτά να φτάνουν και στην επιφάνεια του σώματος. Τα ηλεκτρικά αυτά ρεύματα μπορούν να μετρηθούν με ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε συγκεκριμένες θέσεις στην επιφάνεια του σώματος. Η καταγραφή αυτών των ρευμάτων επιτυγχάνεται μέσω ενός ειδικού μηχανήματος που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογραφός.

Η διαδικασία ξεκινά με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων πάνω στην επιφάνεια του δέρματος, σε διάφορες θέσεις της καρδιάς, ώστε να καταγραφούν τα ηλεκτρικά δυναμικά που παράγονται από αυτά τα ρεύματα. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας είναι ένα διάγραμμα στο οποίο καταγράφεται η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς και παρέχει σημαντικές πληροφορίες που αφορούν τη δομή, τη λειτουργία της, την καρδιακή συχνότητα, το ρυθμό και την παραγωγή και αγωγή της διέγερσης. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ένα κρίσιμο διαγνωστικό εργαλείο στην κλινική πράξη και είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την διάγνωση πολλών καρδιακών παθήσεων.

## **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΗΚΓ**

Ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα P, ένα στενό σύμπλεγμα QRS, ένα έπαρμα T, ένα τμήμα ST και ένα έπαρμα U . Το σύμπλεγμα QRS αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα τα Q, R, S που παράγονται από τη διέλευση της καρδιακής διέγερσης από τις κοιλίες. Πρέπει να σημειωθεί ότι το ΗΚΓ δεν μετρά απόλυτες τάσεις αλλά μεταβολές τάσεων σε σχέση με την ισοηλεκτρική γραμμή.

### **ΕΠΑΡΜΑ P**

Ο φλεβόμομβος ξεκινά την εκπόλωση των κόλπων, παράγοντας το έπαρμα P που είναι και το πρώτο κύμα στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Παρόλο που οι κόλποι είναι ανατομικά δύο εκκρινείς θάλαμοι, ηλεκτρικά ενεργούν σχεδόν σαν ένας. Οι κόλποι έχουν σχετικά μικρούς μύς και έτσι δημιουργούν ένα μικρό έπαρμα P.

Συνήθως χρειάζονται 0.08 με 0.1 δευτερόλεπτα της περιόδου για να εκπολωθούν τα κύτταρα των κόλπων και να ταξιδέψει το ερέθισμα μέσα στο κολποκοιλιακό κόμβο.

Τα φυσιολογικά επάρματα P μπορεί να έχουν μια ελαφριά εγκοπή ιδίως στις προκάρδιες απαγωγές. Μια εγκοπή μεγαλύτερη από 1 mm (0.04 δευτερόλεπτα) από κορυφή σε κορυφή είναι συνήθως παθολογική, π.χ μητροειδική στένωση.



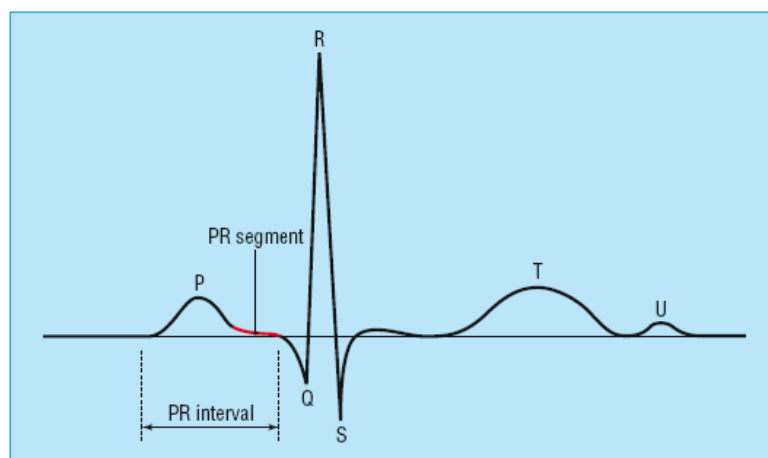
Σχήμα 2.9: Το έπαρμα P θετικό στις απαγωγές I και II

## ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΠΑΡΜΑΤΟΣ P

- Θετικό στις απαγωγές I και II και ανεστραμμένο στην απαγωγή aVr (πάντα αρνητικό)
- Το πλάτος του επάρματος P είναι 0.25 mV και η διάρκεια του είναι μικρότερη από 0.12 δευτερόλεπτα, όταν η ταχύτητα καταγραφής είναι 25mm/sec.
- Περισσότερο εμφανές στις απαγωγές II και V1
- Συνήθως διφασικό στην απαγωγή V1
- < 3 μικρά τετραγωνάκια στην διάρκεια
- > 2.5 μικρά τετραγωνάκια στο πλάτος

## ΔΙΑΣΤΗΜΑ P-Q Η P-R (ΧΡΟΝΟΣ ΑΓΩΓΗΣ)

Μετά το έπαρμα P, υπάρχει μια μικρή επιστροφή στην ισοηλεκτρική γραμμή με αποτέλεσμα να εμφανίζεται το τμήμα P-R. Στο διάστημα αυτό το ερέθισμα οδηγείται μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου, στο δεμάτιο του HIS και στις ίνες του Purkinje. Αυτό το διάστημα αντιπροσωπεύει τη χρονική καθυστέρηση από την έναρξη της κολπικής διέγερσης μέχρι την έναρξη της διέγερσης των κοιλιών κατά τη διαδικασία της εκπόλωσης. Μετράται από την εμφάνιση του επάρματος P μέχρι την αρχή του συμπλέγματος QRS και φυσιολογικά κυμαίνεται από 0.12 έως 0.20 δευτερόλεπτα. Ανωμαλίες του συστήματος αγωγής και διέγερσης μπορεί να οδηγήσουν σε καθυστέρηση μετάδοσης του ερεθίσματος, παρατείνοντας έτσι το διάστημα P-R.



Σχήμα 2.10: Το διάστημα P-R

## ***ΔΙΑΣΤΗΜΑ QS***

Το διάστημα QS αντιπροσωπεύει τη διάρκεια εκπόλωσης της κοιλίας.

## ***ΣΥΜΠΛΕΓΜΑ QRS***

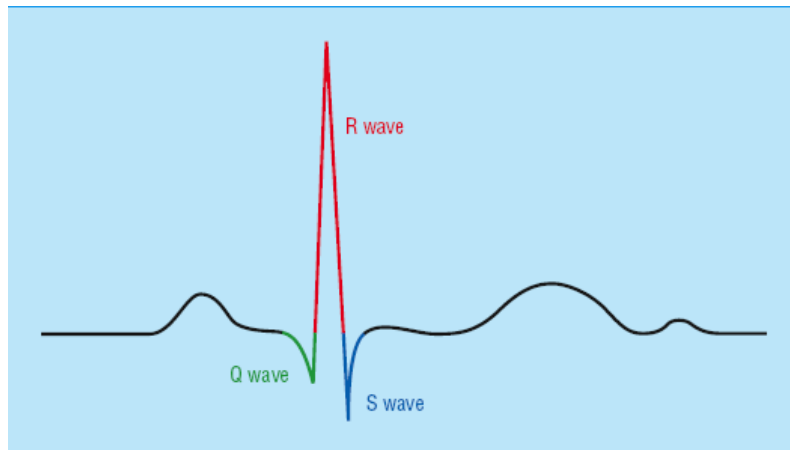
Το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει τον χρόνο από την έναρξη διέγερσης των κοιλιών μέχρι την πλήρη τους διέγερση (χρόνος ενδοκοιλιακής αγωγής).

**Αρνητικό έπαρμα Q** ονομάζουμε την πρώτη αρνητική απόκλιση του συμπλέγματος, αλλά δεν εμφανίζεται πάντα. Αν δεν υπάρχει θετική απόκλιση R μετά το Q, τότε το έπαρμα ονομάζεται QS.

**Υψηλό θετικό έπαρμα R** ονομάζεται η πρώτη θετική απόκλιση του συμπλέγματος QRS. Αν υπάρχει και άλλη θετική απόκλιση μετά το έπαρμα S, ονομάζεται R'.

**Αρνητικό έπαρμα S**, αντιπροσωπεύει τη μη διέγερση ορισμένων τμημάτων της αριστερής κοιλίας και του μεσοκοιλιακού διαφράγματος.

Φυσιολογικά η εκπόλωση των κοιλιών σε σχέση με την εκπόλωση των κόλπων γίνεται με πάρα πολύ γρήγορο και απότομο τρόπο.. Η χρονική καθυστέρηση στην εκπόλωση των κοιλιών οδηγεί σε παρατεταμένα χρονικά συμπλέγματα QRS, συνήθως μεγαλύτερα από 0.12 δευτερόλεπτα. Το κύμα της εκπόλωσης ταξιδεύει μέσω του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, του δεματίου του HIS και φτάνει στο κοιλιακό μυοκάρδιο μέσω του δικτύου των ιών Purkinje. Αρχικά εκπολώνεται η αριστερή πλευρά του διαφράγματος και στη συνέχεια διαδίδεται το ερέθισμα και προς τη δεξιά πλευρά. Εφόσον η απαγωγή V1 βρίσκεται προς τα δεξιά από το διάφραγμα, καταγράφει μια αρχική θετική απόκλιση ( έπαρμα R). Όταν όμως το κύμα εκπόλωσης οδεύει σε διαφορετική κατεύθυνση από τις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές, τότε η πρώτη απόκλιση καταγράφεται ως αρνητική. Έτσι τα μικρά μη-παθολογικά επάρματα Q εμφανίζονται συχνά κατά τις πλευρικές απαγωγές, συνήθως στις απαγωγές I, III, aVL, V5 και V6. Στις προκάρδιες απαγωγές η μορφολογία του QRS σταδιακά αλλάζει ανάλογα με το αν τα δυναμικά εκπόλωσης κινούνται στην ίδια ή σε διαφορετική κατεύθυνση με την απαγωγή, έτσι το σύμπλεγμα γίνεται κυρίως αρνητικό στην απαγωγή V1 και κατα κύριο λόγο θετικό στην απαγωγή V6.



Σχήμα 2.11: Το σύμπλεγμα QRS

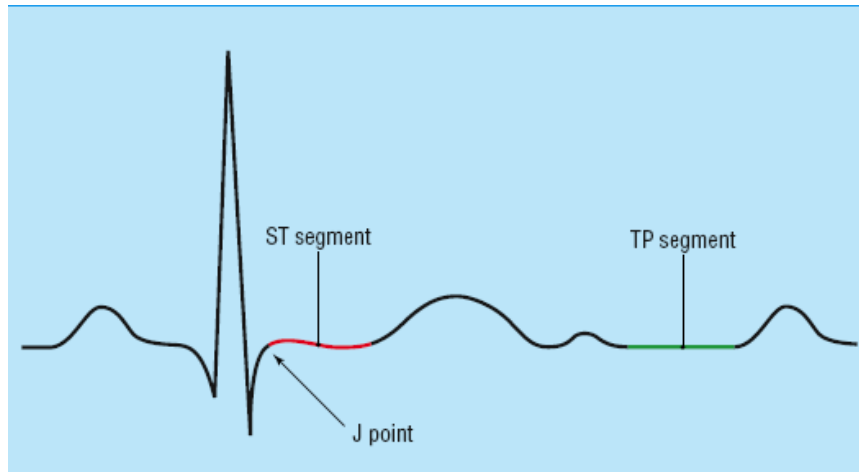
### **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΥΜΠΛΕΓΜΑΤΟΣ QRS**

- Η διάρκεια του συμπλέγματος QRS μετράται 0.10 δευτερόλεπτα και δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 2.5 μικρά τετραγωνάκια στο ηλεκτροκαρδιογραφικό διάγραμμα
- Το ύψος του επάρματος R είναι μεταβλητό και αυξάνεται σταδιακά σε όλες τις προκάρδιες απαγωγές, ενώ είναι συνήθως μικρότερο από 27 mm στις απαγωγές V5 και V6.
- Το έπαρμα S μειώνεται σε πλάτος σε όλο το προκάρδιο και συχνά απουσιάζει στις απαγωγές V5 και V6. Το βάθος του δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 30mm σε ένα φυσιολογικό άτομο και το άθροισμα των επαρμάτων R και S δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 40mm.

### **ΔΙΑΣΤΗΜΑ ST**

Το σύμπλεγμα QRS ολοκληρώνεται στο σημείο j ή στον κόμβο ST. Το τμήμα ST βρίσκεται μεταξύ του σημείου j και της αρχής του επάρματος T και αντιπροσωπεύει το χρονικό διάστημα από την πλήρη εκπόλωση των κοιλιών μέχρι τη έναρξη της επαναπόλωσης. Το τμήμα ST πρέπει να το παρατηρήσουμε σε σχέση με την ισοηλεκτρική γραμμή και θα πρέπει να στο ίδιο επίπεδο με το ακόλουθο τμήμα TP ( το οποίο φυσιολογικά είναι αρκετά επίπεδο), αν και μπορεί να εμφανίσει μια ελαφριά κλίση προς τα

πάνω, πριν ενωθεί με το έπαρμα T. Φυσιολογικά, μπορεί να είναι αρχικά ανυψωμένο 1 mm στις απαγωγές των άκρων και μέχρι 2 mm στις προκάρδιες απαγωγές. Το τμήμα ST είναι σημαντικό για τη διάγνωση καρδιακών παθήσεων, κατά την οποία το τμήμα ST μπορεί να αυξηθεί ή να μειωθεί.



Σχήμα 2.12: Διάστημα ST

### ***ΔΙΑΣΤΗΜΑ TP***

Το διάστημα TP αντιπροσωπεύει την χρονική περίοδο κατά την οποία όλη η εξωτερική επιφάνεια της καρδιάς είναι θετική και η οποία διακόπτεται μόλις αρχίσει η διέγερση των κόλπων.

### ***ΕΠΑΡΜΑ T***

Το έπαρμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιών και διαρκεί περισσότερο από την εκπόλωση. Αυτό το διάστημα υπολογίζει τη διάρκεια του δυναμικού δράσης των κοιλιών και κυμαίνεται από 0.2 έως 0.4 δευτερόλεπτα, ανάλογα με τον καρδιακό ρυθμό. Ακολουθεί την κατεύθυνση της κύριας απόκλισης του QRS και έτσι όταν η κύρια απόκλιση του QRS είναι θετική (προς τα πάνω), το έπαρμα T φυσιολογικά είναι θετικό. Παρομοίως, όταν η κύρια απόκλιση του QRS είναι αρνητική, φυσιολογικά και το T θα είναι, σ' αυτή την απαγωγή, αρνητικό. Συνεπώς το έπαρμα T εμφανίζεται αντεστραμμένο στις απαγωγές aVr, III και V1.

## ***ΔΙΑΣΤΗΜΑ QT***

Το διάστημα QT αντιπροσωπεύει τον χρόνο από την έναρξη διέγερσης του μυοκαρδίου των κοιλιών μέχρι την πλήρη επαναπόλωση του. Το διάστημα αυτό εξαρτάται από τη συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας και σε υψηλό καρδιακό ρυθμό, το δυναμικό δράσης των κοιλιών είναι μικρότερο, μειώνοντας έτσι και το διάστημα. Κυμαίνεται από 0.35 έως 0.45 δευτερόλεπτα και δεν πρέπει να υπερβαίνει το μισό του διαστήματος μεταξύ παρακείμενων επαρμάτων R (διάστημα R- R).

Επειδή τα παρατεταμένα διαστήματα Q-T μπορούν να χρησιμοποιηθούν για διάγνωση σε ορισμένους τύπους αρρυθμιών, είναι σημαντικό να προσδιοριστεί εάν το διάστημα είναι υπερβολικά μεγάλο στη διάρκεια του.

## ***ΕΠΑΡΜΑ U***

Το έπαρμα U είναι μια μικρή θετική απόκλιση που μερικές φορές εμφανίζεται ακριβώς μετά από το έπαρμα T. Πολλά ηλεκτροκαρδιογραφήματα δεν έχουν διακριτό έπαρμα U. Αντιπροσωπεύει την τελική φάση της επαναπόλωσης των κοιλιών μολονότι ο ακριβής μηχανισμός του δεν είναι γνωστός.

## ***ΔΙΑΣΤΗΜΑ PP***

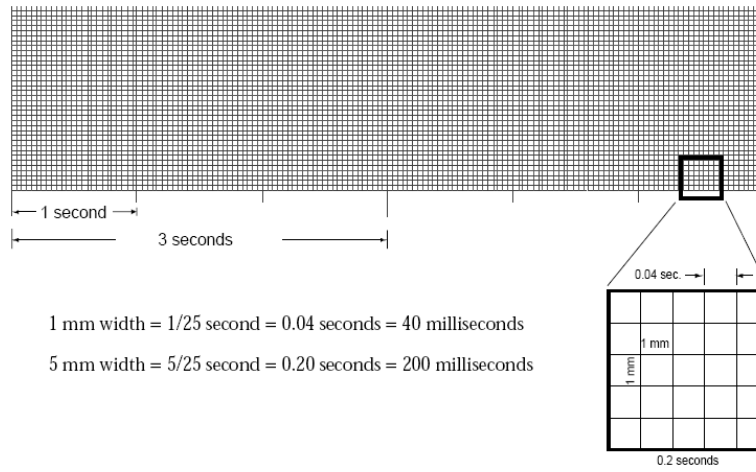
Το διάστημα PP αντιπροσωπεύει την διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

## ***ΤΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΙΚΟ ΧΑΡΤΙ ΤΟΥ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ***

Στον αναλογικό ηλεκτροκαρδιογράφο, το βιοδυναμικό σήμα καταγράφεται από την ακίδα του πάνω σε ένα μιλιμετρέ χαρτί με ταχύτητα καταγραφής συνήθως 25mm/sec.

Είναι ένα χιλιοστομετρικό χαρτί με μικρά τετράγωνα μήκους και ύψους 1 χιλιοστού (1 mm). Στον οριζόντιο άξονα μετρά τον χρόνο και κάθε χιλιοστό μήκους αντιπροσωπεύει 0,04 δευτερόλεπτα. Στον κάθετο άξονα μετρά την τάση και κάθε χιλιοστό ύψους αντιπροσωπεύει 0,1 mVolt. Πέντε μικρά τετράγωνα στο μήκος και πέντε μικρά τετράγωνα στο ύψος σχηματίζουν ένα μεγαλύτερο τετράγωνο (5x5 mm) με μήκος  $5 \times 0,04 = 0,2$  sec και ύψος  $5 \times 0,1 = 0,5$  mVolts ενώ 10 κάθετα χιλιοστά ( mm) είναι 1 mVolt.

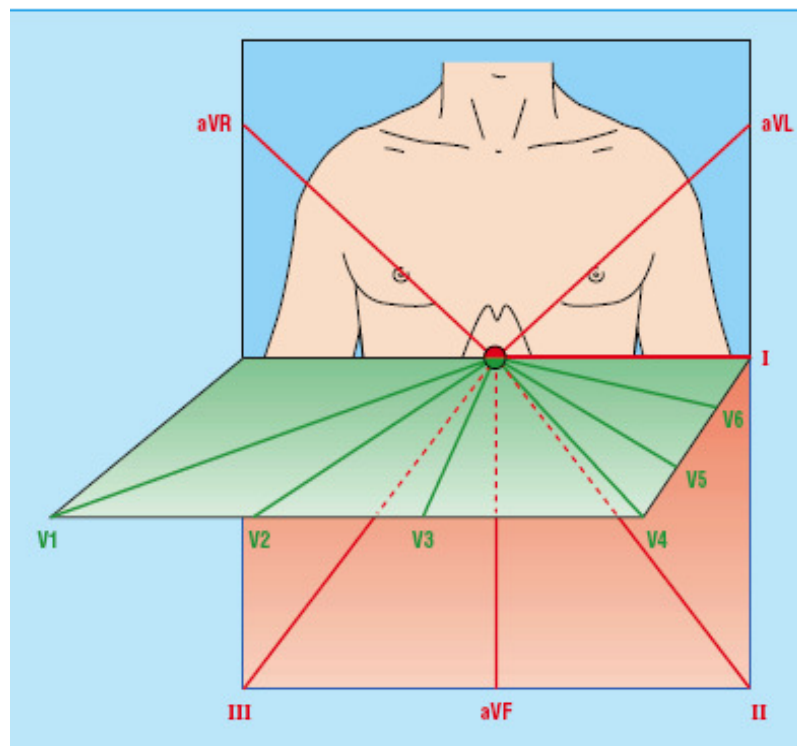




Σχήμα 2.13: Το χαρτί του αναλογικού καρδιογράφου

### 3. ΟΙ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ

Για να καταγράψουμε την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς χρειαζόμαστε έναν καταγραφέα, τον ηλεκτροκαρδιογράφο και τους αισθητήρες οι οποίοι θα ανιχνεύουν το ηλεκτρικό σήμα. Πλέον υπάρχουν συμβατικοί συνδυασμοί τοποθέτησης των αισθητηρίων και ονομάζονται ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές. Ανάλογα με τα σημεία του σώματος στα οποία θα τοποθετηθούν οι αισθητήρες διακρίνουμε δύο επίπεδα, το μετωπιαίο και το οριζόντιο εγκάρσιο επίπεδο στο ύψος της καρδιάς. Έτσι έχουμε τις απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου και τις απαγωγές του οριζοντίου επιπέδου. Επίσης διακρίνουμε δύο κατηγορίες όσον αφορά τις συνδέσεις των απαγωγών, τις βασικές διπολικές και τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές.

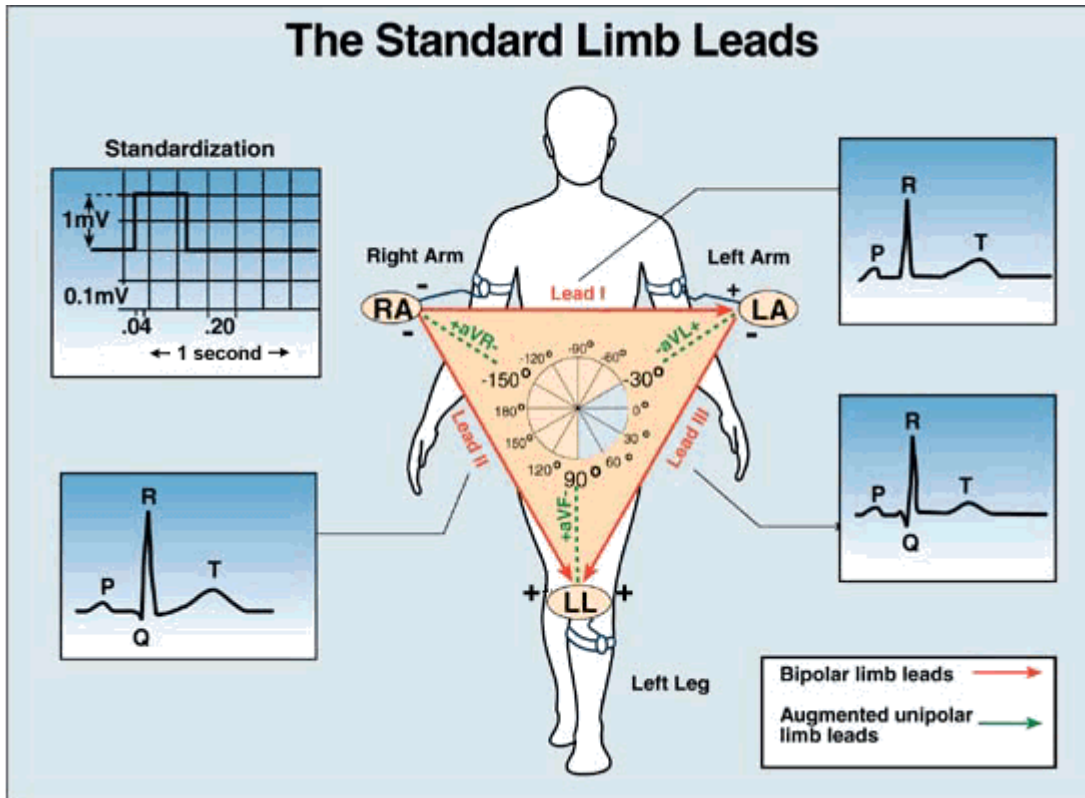


Σχήμα 3.1: Το οριζόντιο και μετωπιαίο επίπεδο

#### ***ΒΑΣΙΚΕΣ ΔΙΠΟΛΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΤΟΥ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ-ΤΡΙΓΩΝΟ ΕΙΝΤΗΟΒΕΝ***

Οι τρεις βασικές απαγωγές, όπως φαίνεται και στο σχήμα, αναφέρονται στη μεταξύ σύνδεση των άκρων του ανθρώπινου σώματος και του ηλεκτροκαρδιογράφου. Αυτές οι

απαγωγές καταγράφουν δυναμικά που παράγει η καρδιά ως προς το μετωπιαίο επίπεδο του σώματος. Αποτελούνται από δύο ηλεκτρόδια αντίθετης πολικότητας (θετικό και αρνητικό), ενώ το τρίτο ηλεκτρόδιο συνδέεται στη γείωση ώστε να ελαχιστοποιούνται οι παρεμβολές από άλλες ηλεκτρικές πηγές.



Σχήμα 3.2: Οι βασικές διπολικές απαγωγές

### Βασική διπολική απαγωγή I

Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο.

### Βασική διπολική απαγωγή II

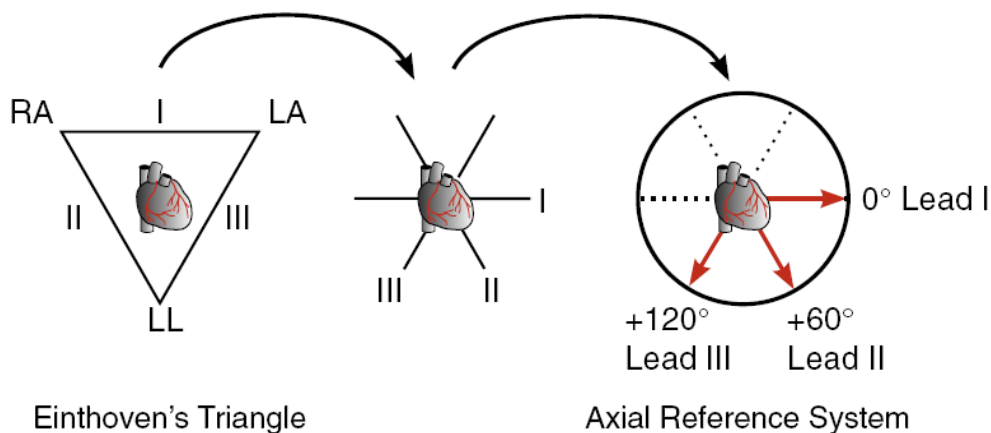
Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο.

### Βασική διπολική απαγωγή III

Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο.

### Τρίγωνο Einthoven

Στο σχήμα βλέπουμε σχεδιασμένο ένα ισόπλευρο τρίγωνο γνωστό ως τρίγωνο του Einthoven, του οποίου το κέντρο είναι η καρδιά και οι γωνίες του αναπαριστούν τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο. Σύμφωνα με το νόμο του Einthoven, αν γνωρίζουμε τα ηλεκτρικά δυναμικά δύο οποιονδήποτε ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών για κάποια χρονική στιγμή τότε με μια απλή πρόσθεση μπορούμε να βρούμε το δυναμικό της τρίτης απαγωγής.



Σχήμα 3.3: Τρίγωνο Einthoven

### **ΕΝΙΣΧΥΜΕΝΕΣ ΜΟΝΟΠΟΛΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΑΚΡΩΝ ΤΟΥ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ**

Οι απαγωγές aVR, aVL και aVF ονομάζονται ενισχυμένες διότι το σήμα που καταγράφουν χρειάζεται να ενισχυθεί από τον καρδιογράφο για να έχουν παρόμοιο μέγεθος με τις διπολικές απαγωγές I, II, III. Χρησιμοποιούν δύο ηλεκτρόδια για τον αρνητικό πόλο και ένα για τον θετικό. Σε αυτήν την περίπτωση τα ηλεκτρόδια συνδέονται στα άκρα του σώματος και ελέγχουν το καρδιακό άνυσμα μονοπολικά. Έτσι τα δύο άκρα του σώματος συνδέονται, μέσω ηλεκτρικών αντιστάσεων, με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με το θετικό πόλο του.

### Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή $aVL$

Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ του θετικού ηλεκτροδίου και ενός άλλου σημείου με μηδενικό δυναμικό. Το σημείο με το μηδενικό δυναμικό βρίσκεται μέσα στον ηλεκτροκαρδιογράφο και θεωρητικά βρίσκεται στο κέντρο του τριγώνου που σχηματίζουν τα τρία ηλεκτρόδια. Το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο.

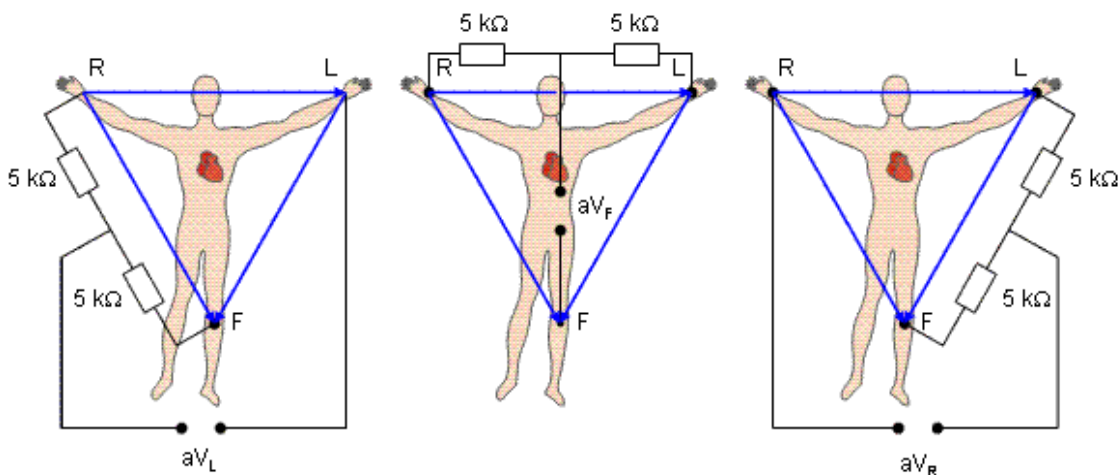
### Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή $aVF$

Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ του ηλεκτροδίου και ενός άλλου σημείου με γνωστό δυναμικό. Το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο.

### Ενισχυμένη μονοπολική Απαγωγή $aVR$

Καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ του ηλεκτροδίου και ενός άλλου σημείου με γνωστό δυναμικό. Το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το δεξί άνω άκρο.

Μια σημαντική διαφορά της ενισχυμένης απαγωγής  $aVR$  σε σχέση με τις άλλες απαγωγές είναι ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα που καταγράφουμε είναι ανεστραμμένο.



Σχήμα 3.4: Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές

## **ΣΧΕΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΔΙΠΟΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΜΟΝΟΠΟΛΙΚΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ**

Το διάγραμμα των τριών αξόνων της διπολικής και το διάγραμμα των τριών αξόνων της μονοπολικής απαγωγής μπορούν να συνδυαστούν μεταξύ τους έτσι ώστε οι άξονες τους να

τέμνονται σε ένα κοινό σημείο. Έτσι σχηματίζεται το εξαξονικό σύστημα μετωπιαίου επιπέδου. Το σύστημα χωρίζεται σε δύο τμήματα, όπου στο άνω τμήμα βρίσκονται οι αρνητικές μοίρες και στο κάτω τμήμα βρίσκονται οι θετικές. Ο διαχωρισμός των θετικών και αρνητικών μοιρών γίνεται αυθαίρετα χωρίς να παίζουν κάποιο ρόλο οι απαγωγές. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για τον πλήρη έλεγχο του καρδιακού ανύσματος στο μετωπιαίο επίπεδο. Παρόμοιο σύστημα υπάρχει και στο εγκάρσιο επίπεδο με τη μόνη διαφορά ότι όλες οι απαγωγές είναι μονοπολικές.

### ***ΠΡΟΚΑΡΔΙΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ ΤΟΥ ΟΡΙΖΟΝΤΙΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ***

Οι 6 προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές καταγράφουν δυναμικά της καρδιάς που οι κατευθύνσεις τους βρίσκονται πάνω στο οριζόντιο επίπεδο του σώματος (διαιρεί το σώμα σε πρόσθιο και οπίσθιο μισό). Είναι οι V1, V2, V3, V4, V5 και V6, οι οποίες είναι και αυτές μονοπολικές.

Οι απαγωγοί του οριζοντίου επιπέδου αποτελούνται από ένα θετικό ηλεκτρόδιο, το οποίο συνδέεται με το θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου και ένα αρνητικό ηλεκτρόδιο το οποίο μέσω αντιστάσεων συνδέεται με κάποιο από τα άκρα του σώματος (εκτός του δεξιού άκρου που συνδέεται στη γείωση).

**Απαγωγή V1**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 4<sup>ο</sup> μεσοπλεύριο διάστημα δεξιά από το στήρνο.

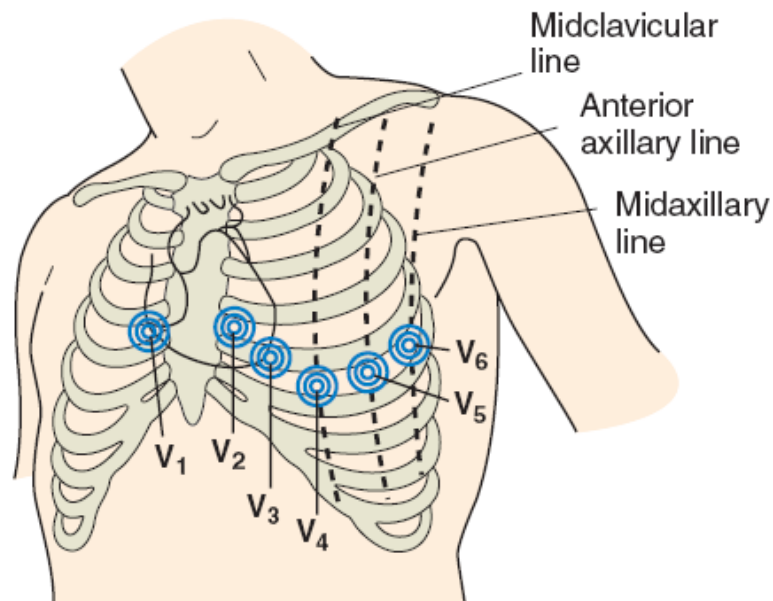
**Απαγωγή V2**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 4<sup>ο</sup> μεσοπλεύριο διάστημα αριστερά από το στήρνο.

**Απαγωγή V3**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται ανάμεσα στην απαγωγή V2 και V4.

**Απαγωγή V4**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 5<sup>ο</sup> μεσοπλεύριο διάστημα αριστερά της μεσοκλειδικής γραμμής.

**Απαγωγή V5**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 5<sup>ο</sup> μεσοπλεύριο διάστημα, αριστερά στη πρόσθια μασχαλιαία γραμμή.

**Απαγωγή V6**, το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 5<sup>ο</sup> μεσοπλεύριο διάστημα, αριστερά στη μέση μασχαλιαία γραμμή



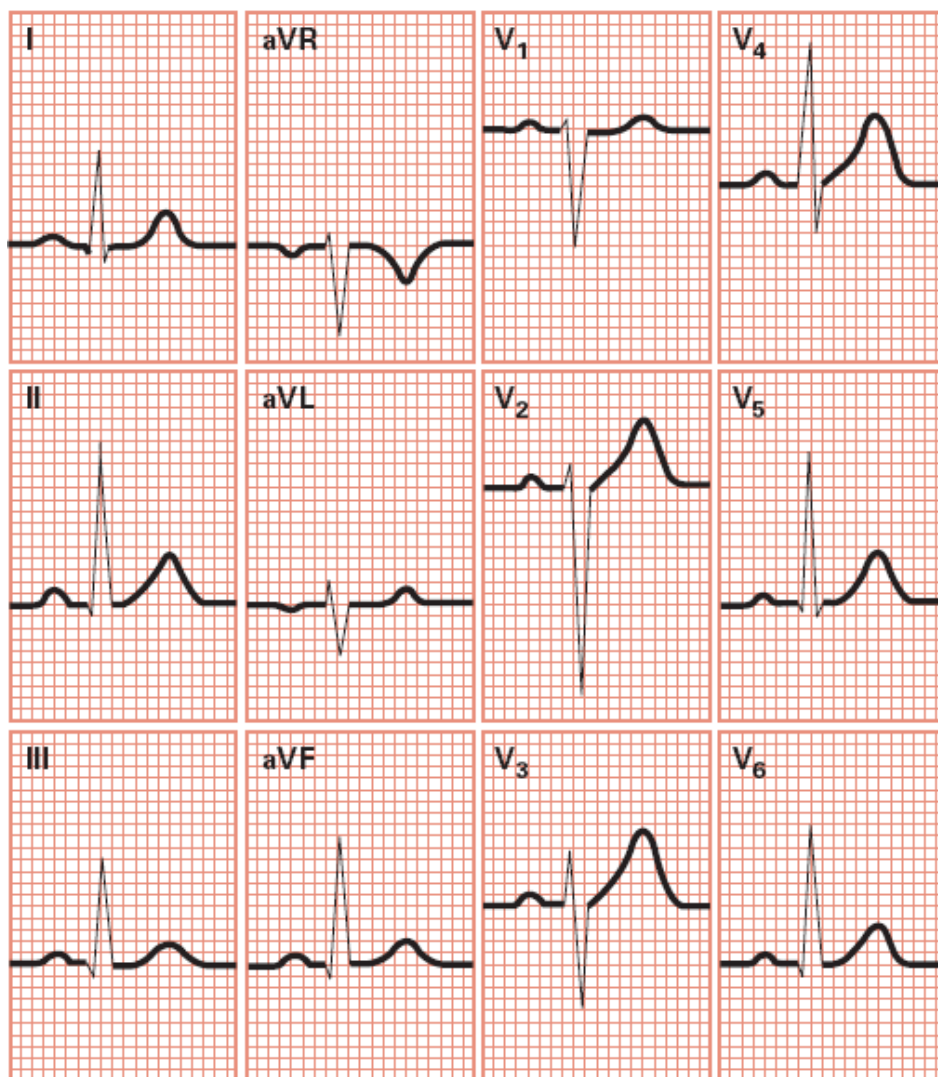
Σχήμα 3.5 Προκάρδιες απαγωγές

### **ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ 12-ΑΠΑΓΩΓΩΝ**

Στο σχήμα 3.6, βλέπουμε ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα 12-απαγωγών.

Για τις διπολικές απαγωγές I, II, III, συμπεραίνουμε ότι μοιάζουν μεταξύ τους και τα επάρματα P, T καθώς και το σύμπλεγμα QRS είναι θετικά. Εξίσου όμοιες με τις διπολικές I, II, III είναι και οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων με τη μόνη διαφορά ότι η απαγωγή aVR έχει ανεστραμμένη κυματομορφή

Επίσης, στις προκάρδιες απαγωγές, οι V1 και V2 έχουν αρνητικό QRS διότι το θωρακικό καλώδιο συνδέεται προς την βάση της καρδιάς, όπου υπάρχει ηλεκτραρνητικότητα, ενώ οι απαγωγές V4, V5, V6 έχουν θετικό QRS διότι το θωρακικό καλώδιο συνδέεται προς την κορυφή της καρδιάς, όπου υπάρχει ηλεκτροθετικότητα.



Σχήμα 3.6: Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα 12-απαγωγών

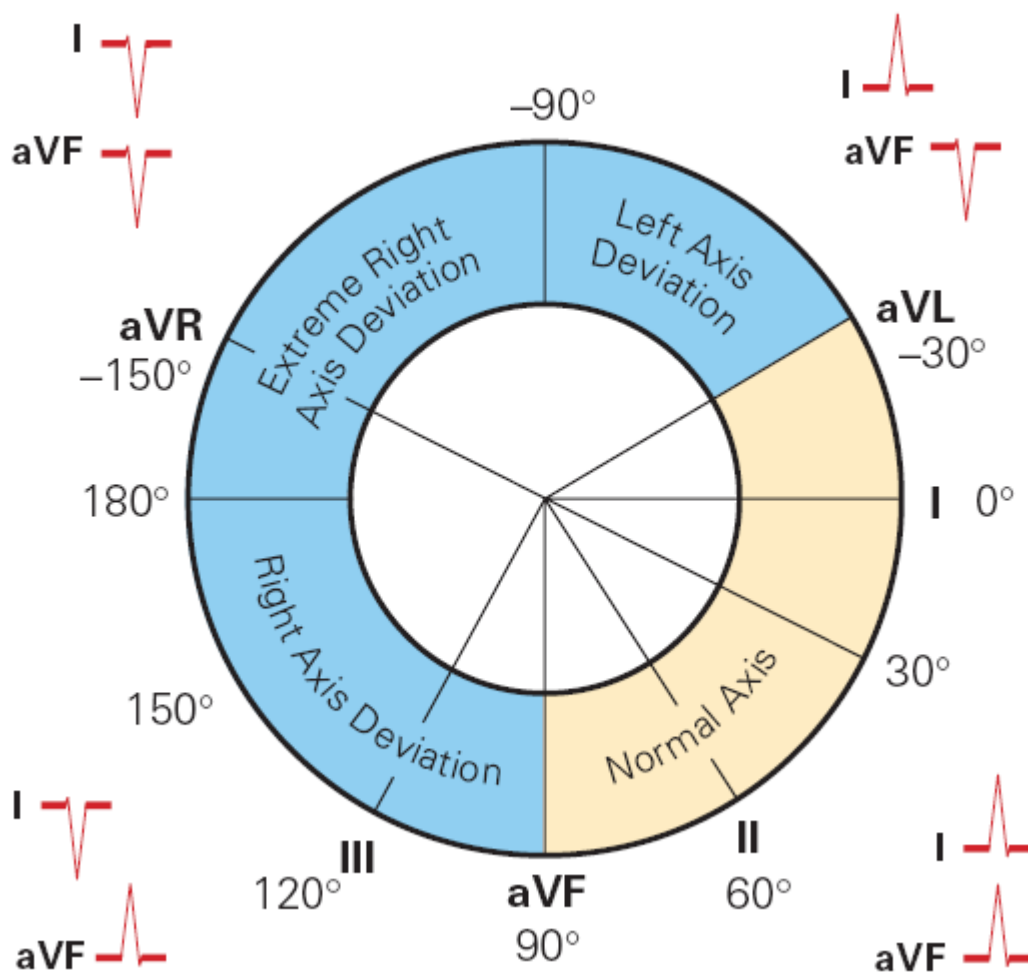
### ***Ο ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΑΞΟΝΑΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ***

Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς αποτελεί το συνολικό άθροισμα όλων των ηλεκτρικών ρευμάτων που παράγονται από το μυοκάρδιο των κοιλιών κατά τη διάρκεια της εκπόλωσης. Η ανάλυση του άξονα βοηθάει στο να προσδιορίσουμε την τοποθεσία και το βαθμό των καρδιακών παθήσεων, όπως είναι η κοιλιακή υπερτροφία, ο αποκλεισμός σκέλους ή αλλαγές στη θέση της καρδιάς στο στήθος. Η κατεύθυνση του συμπλέγματος QRS στις απαγωγές I και aVF καθορίζει το τεταρτημόριο του άξονα σε σχέση με την καρδιά.



Ο ηλεκτρικός άξονας αναφέρεται επίσης και ως μέσος άξονας του QRS και μετράται σε σχέση με ένα μηδενικό σημείο αναφοράς. Το μηδενικό σημείο αναφοράς κοιτάζει την καρδιά από την ίδια οπτική γωνία με την απαγωγή I. Θεωρητικά, ο μέσος άξονας του QRS μπορεί να βρίσκεται οπουδήποτε μεταξύ  $-180^{\circ}$  και  $180^{\circ}$ , αλλά φυσιολογικά κυμαίνεται μεταξύ από  $-30^{\circ}$  και  $90^{\circ}$ . Όταν βρίσκεται πέρα από  $-30^{\circ}$ , χαρακτηρίζεται ως αριστερή απόκλιση του άξονα, ενώ όταν είναι μεγαλύτερος από  $90^{\circ}$  χαρακτηρίζεται ως δεξιά απόκλιση του άξονα. Γενικά υπάρχουν πολλοί μέθοδοι για τον υπολογισμό του καρδιακού άξονα, αν και μερικές φορές μπορεί να αποδειχτεί εξαιρετικά δύσκολος ο προσδιορισμός του.

Η απλούστερη μέθοδος για τον υπολογισμό του καρδιακού άξονα είναι να χρησιμοποιηθούν οι απαγωγές των άκρων, I, II και III. Βέβαια πιο ακριβής εκτίμηση του άξονα μπορεί να επιτευχθεί εάν χρησιμοποιηθούν και οι έξι απαγωγές των άκρων. Έτσι το εξαζονικό σύστημα θα δείχνει τη θέση της κάθε απαγωγής στο μετωπιαίο επίπεδο.



Σχήμα 3.8: Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς στο μετωπιαίο επίπεδο

Στην κλινική πράξη, ο προσδιορισμός του μέσου άξονα QRS γίνεται με έναν από τους ακόλουθους κανόνες:

- Ο μέσος άξονας QRS θα πρέπει να βρίσκεται στη μέση, μεταξύ δύο απαγωγών που εμφανίζουν ψηλά επάρματα R περίπου ίσου ύψους.
- Ο μέσος άξονας QRS θα πρέπει να είναι κάθετος προς την απαγωγή με διαστικά QRS και να έχει κατεύθυνση προς τις άλλες απαγωγές που παρουσιάζουν ψηλά επάρματα R.

## 4. ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι ένα σημαντικό εργαλείο για τη μελέτη των αρρυθμιών. Κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας παρατηρείται μικρότερη ή μεγαλύτερη ανωμαλία της εικόνας που περιγράψαμε στο φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό.

Οι αρρυθμίες διακρίνονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τις υπερκοιλιακές στις οποίες η έκτοπη εστία είναι πάνω από τον κολποκοιλιακό κόμβο και στις κοιλιακές, όπου η έκτοπη εστία είναι κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο

### **ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΤΑΧΥΚΑΡΔΙΑ**

Ένας υγιής ενήλικας έχει καρδιακό ρυθμό σε κατάσταση ηρεμίας 60 με 100 παλμούς ανα λεπτό. Εάν η συχνότητα υπερβεί τους 100 παλμούς ανά λεπτό τότε μιλάμε για ταχυκαρδία.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνουμε στην περίπτωση αυτή είναι φυσιολογικό, εκτός από το γεγονός ότι η συχνότητα των συστολών της καρδιάς, όπως καθορίζεται από τα χρονικά διαστήματα που μεσολαβούν μεταξύ διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS, είναι μεγαλύτερη από 100 παλμούς ανά λεπτό.

Τα γενικά αίτια της ταχυκαρδίας είναι η σωματική άσκηση, το άγχος, ο πυρετός, η υποξαιμία, η υπογκαϊμία και η καρδιακή ανεπάρκεια.



Σχήμα 4.1: Ταχυκαρδία, απαγωγή ΙΙ

#### ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Γρήγορος > από 100 παλμούς /λεπτό

Ρυθμός : Κανονικός

Έπαρμα P: Φυσιολογικό

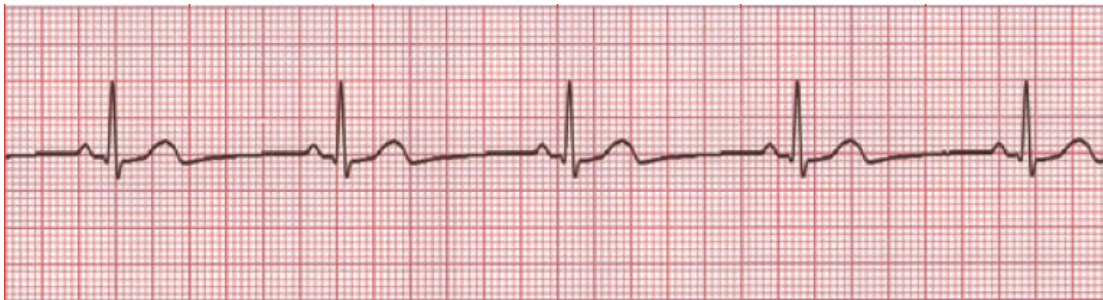
Διάστημα P-R: Φυσιολογικό (0.12-0.20 δευτερόλεπτα)

Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

## **ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΒΡΑΔΥΚΑΡΔΙΑ**

Φυσιολογικά ο φλεβόκομβος βηματοδοτεί την καρδιά με συχνότητα από 50-100 παλμούς ανά λεπτό. Εάν η συχνότητα κατεβεί κάτω από 50 παλμούς ανά λεπτό τότε μιλάμε για φλεβοκομβική βραδυκαρδία.

Η φλεβοκομβική βραδυκαρδία εμφανίζεται συχνά σε φυσιολογικά άτομα κατά τη διάρκεια του ύπνου και σε αθλητές.



Σχήμα 4.2: Βραδυκαρδία, απαγωγή II

### **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ**

Παλμός: αργός < από 60 παλμούς/λεπτό

Ρυθμός: Κανονικός

Έπαρμα P: Φυσιολογικό

Διάστημα P-R: Φυσιολογικό (0.12-0.20 δευτερόλεπτα)

Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

## **ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΗ ΑΡΡΥΘΜΙΑ**

Ο ρυθμός του φλεβόκομβου (φυσικού βηματοδότη της καρδιάς) αλλάζει ανάλογα με την αναπνοή ιδίως σε παιδιά και ηλικιωμένους.



Σχήμα 4.3: Φλεβοκομβική αρρυθμία, απαγωγή II

## ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Συνήθως κανονικός (60-100 παλμούς/λεπτό), αυξάνεται με την εισπνοή και μειώνεται με την εκπνοή

Ρυθμός: Μη - φυσιολογικός, μεταβάλλεται με την αναπνοή

Έπαρμα P: Φυσιολογικό

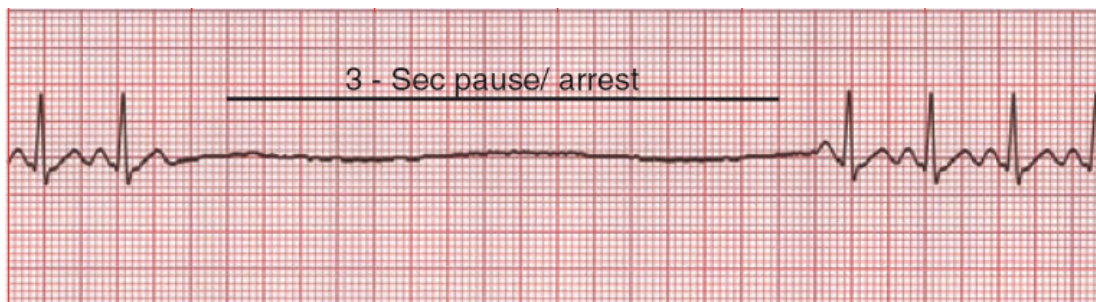
Διάστημα P-R: Φυσιολογικό (0.12-0.20 δευτερόλεπτα)

Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

## ***Ο ΚΟΛΠΟΚΟΙΛΙΑΚΟΣ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΣ***

Σε αυτήν την περίπτωση, η διέγερση από τον φλεβόκομβο αποκλείεται πριν εισέλθει στο μυοκάρδιο των κόλπων. Έτσι παρατηρείται ξαφνική παύση των κυμάτων P και αναστολή της λειτουργίας των κόλπων. Η ηλεκτρική δραστηριότητα ξαναρχίζει είτε με τον ρυθμό του φλεβόκομβου, είτε με χαμηλότερο ρυθμό που προέρχεται συνήθως από τον κολποκοιλιακό κόμβο, με συνέπεια να μη μεταβάλλεται το σύμπλεγμα QRS.

Συμπτώματα: η καρδιακή παροχή μπορεί να μειωθεί, προκαλώντας ζάλη και λιποθυμία.



Σχήμα 4.4: Κολποκοιλιακός αποκλεισμός, απαγωγή II

## ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Από κανονικός σε αργός, καθορίζεται από τη διάρκεια και τη συχνότητα του κολποκοιλιακού αποκλεισμού

Ρυθμός: Μη – φυσιολογικός, όταν εμφανίζεται μία παύση

Έπαρμα P: Φυσιολογικό εκτός από τις περιοχές που εμφανίζεται η παύση

Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

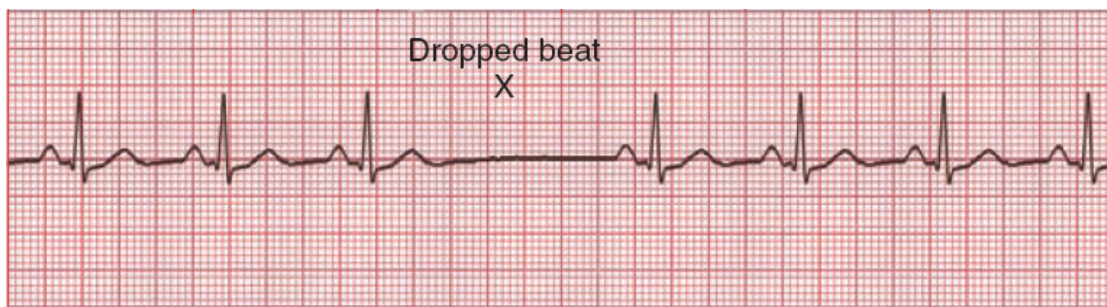
Διάστημα R-R: Φυσιολογικό (0.12-0.20 δευτερόλεπτα)

Το χρονικό διάστημα της παύσης δεν είναι ένα από τα πολλαπλά φυσιολογικά διαστήματα P-P

### ***Ο ΦΛΕΒΟΚΟΜΒΙΚΟΣ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΣ***

Ο φλεβοκομβικός αποκλεισμός εμφανίζεται σε μερικά από τα πολλαπλά διαστήματα P-P. Μετά την μείωση των παλμών, οι κύκλοι της περιόδου συνεχίζονται στον κατάλληλο χρόνο.

Συμπτώματα: η καρδιακή παροχή μπορεί να μειωθεί, προκαλώντας ζάλη και λιποθυμία.



Σχήμα 4.5: Ο φλεβοκομβικός αποκλεισμός, απαγωγή II

#### **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ**

Παλμός: Από κανονικός σε αργός, καθορίζεται από τη διάρκεια και τη συχνότητα του φλεβοκομβικού αποκλεισμού

Ρυθμός: Μη – φυσιολογικός, όταν εμφανίζεται ο φλεβοκομβικός αποκλεισμός

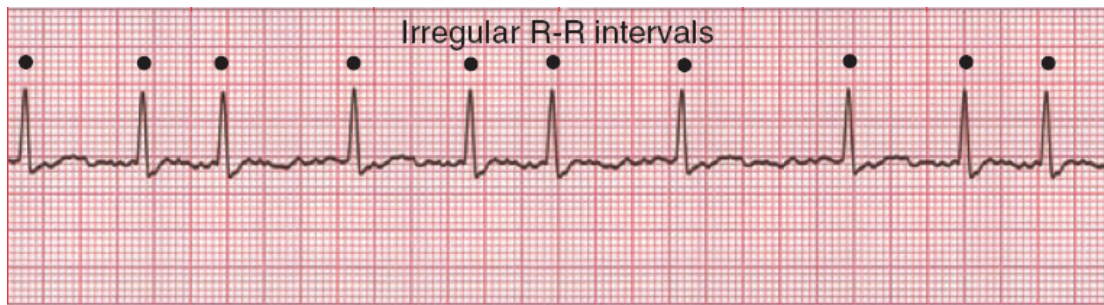
Έπαρμα P: Φυσιολογικό εκτός από τις περιοχές που εμφανίζονται οι παλμοί μειωμένοι

Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

Διάστημα R-R: Φυσιολογικό (0.12-0.20 δευτερόλεπτα)

### ***Η ΜΑΡΜΑΡΥΓΗ ΤΩΝ ΚΟΛΠΩΝ***

Μια συχνή αιτία μαρμαρυγής των κόλπων είναι η αύξηση του μεγέθους των κόλπων, εξαιτίας βλάβης των βαλβίδων της καρδιάς. Έτσι παρακωλύεται η φυσιολογική κένωση των κόλπων προς τις κοιλίες με αποτέλεσμα την υπέρμετρη στάση του αίματος μέσα στους κόλπους. Η μαρμαρυγή των κόλπων ανατάσσεται σε φυσιολογικό ρυθμό με ηλεκτροπληξία.



Σχήμα 4.6: Μαρμαρυγή των κόλπων, απαγωγή ΙΙ

#### ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Κολπικός : 350 παλμοί/λεπτό ή μεγαλύτερος, Κοιλιακός: αργός ή γρήγορος

Ρυθμός: Μη – φυσιολογικός

Έπαρμα P: Δεν είναι πραγματικά, η δραστηριότητα των κόλπων είναι χαοτική

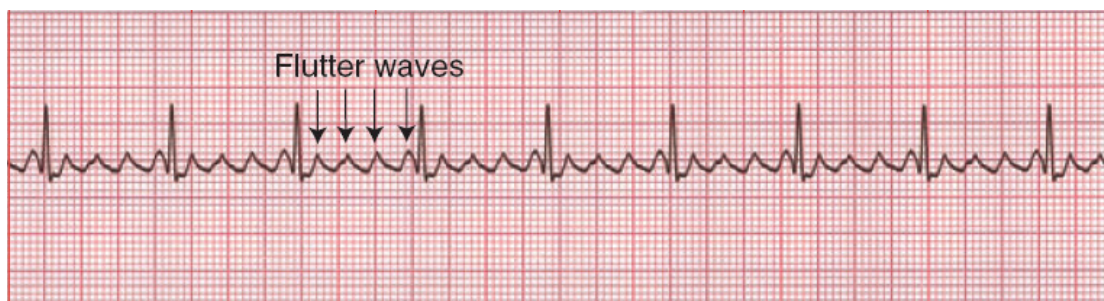
Σύμπλεγμα QRS: Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα)

Διάστημα R-R: Κανένα

#### ***Ο ΠΤΕΡΥΓΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΚΟΛΠΩΝ***

Ο πτερυγισμός των κόλπων προκαλείται από την κυκλική κίνηση διέγερσης στους κόλπους. Το ηλεκτρικό σήμα φέρεται σαν ένα μεγάλο μέτωπο κύματος πάντα προς μια μόνο κατεύθυνση, από πάνω προς τα κάτω, γύρω από τη μάζα του μυοκαρδίου των κόλπων.

Συμπτώματα : Η εμφάνιση του πτερυγισμού των κόλπων μπορεί να είναι η πρώτη ένδειξη της καρδιακής νόσου



Σχήμα 4.7: Ο πτερυγισμός των κόλπων, απαγωγή ΙΙ

## ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Κολπικός : 250-350 παλμοί/λεπτό ή μεγαλύτερος, Κοιλιακός: αργός ή γρήγορος

Ρυθμός: Συνήθως κανονικός αλλά μπορεί να μεταβάλλεται

Έπαρμα P: Τα κύματα πτερυγισμού έχουν οδοντωτή μορφή

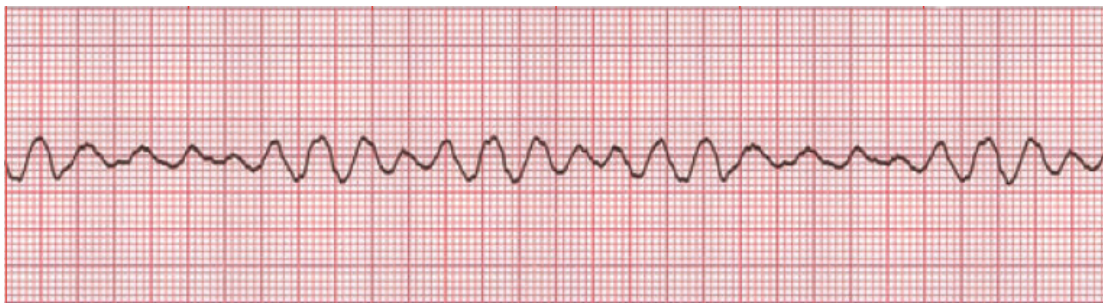
Σύμπλεγμα QRS: Συνήθως Φυσιολογικό (0.06-0.10 δευτερόλεπτα), αλλά μπορεί να διευρυνθεί εάν τα κύματα πτερυγισμού εμφανιστούν στο QRS.

Διάστημα R-R: Μεταβάλλεται

## ***Η ΜΑΡΜΑΡΥΓΗ ΤΩΝ ΚΟΙΛΙΩΝ***

Από όλες τις καρδιακές αρρυθμίες πιο σοβαρή περίπτωση είναι η μαρμαρυγή των κοιλιών, η οποία αν δεν αντιμετωπιστεί αμέσως είναι σχεδόν θανατηφόρα. Η χαοτική ηλεκτρική δραστηριότητα παρουσιάζεται όταν δεν υπάρχει εκπόλωση ή σύσπαση των κοιλιών. Οι διεγέρσεις τις καρδιάς αρχίζουν και φέρονται «τρελά», δηλαδή διεγείρουν διαδοχικά τα τμήματα του μυοκαρδίου και αφού φτάνουν στο σημείο της αφετηρίας τους, επαναλαμβάνουν την ίδια διαδρομή χωρίς τέλος. Έτσι πολλά τμήματα του μυοκαρδίου των κοιλιών συστέλλονται συγχρόνως, ενώ άλλα τμήματα βρίσκονται την ίδια στιγμή σε χαλάρωση.

Όπως φαίνεται και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, δεν υπάρχει καρδιακός παλμός ή καρδιακή παροχή.



Σχήμα 4.8: Η μαρμαρυγή των κοιλιών, απαγωγή II

## ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Παλμός: Απροσδιόριστος

Ρυθμός: Χαοτικός

Έπαρμα P: Κανένα

Σύμπλεγμα QRS: Κανένα

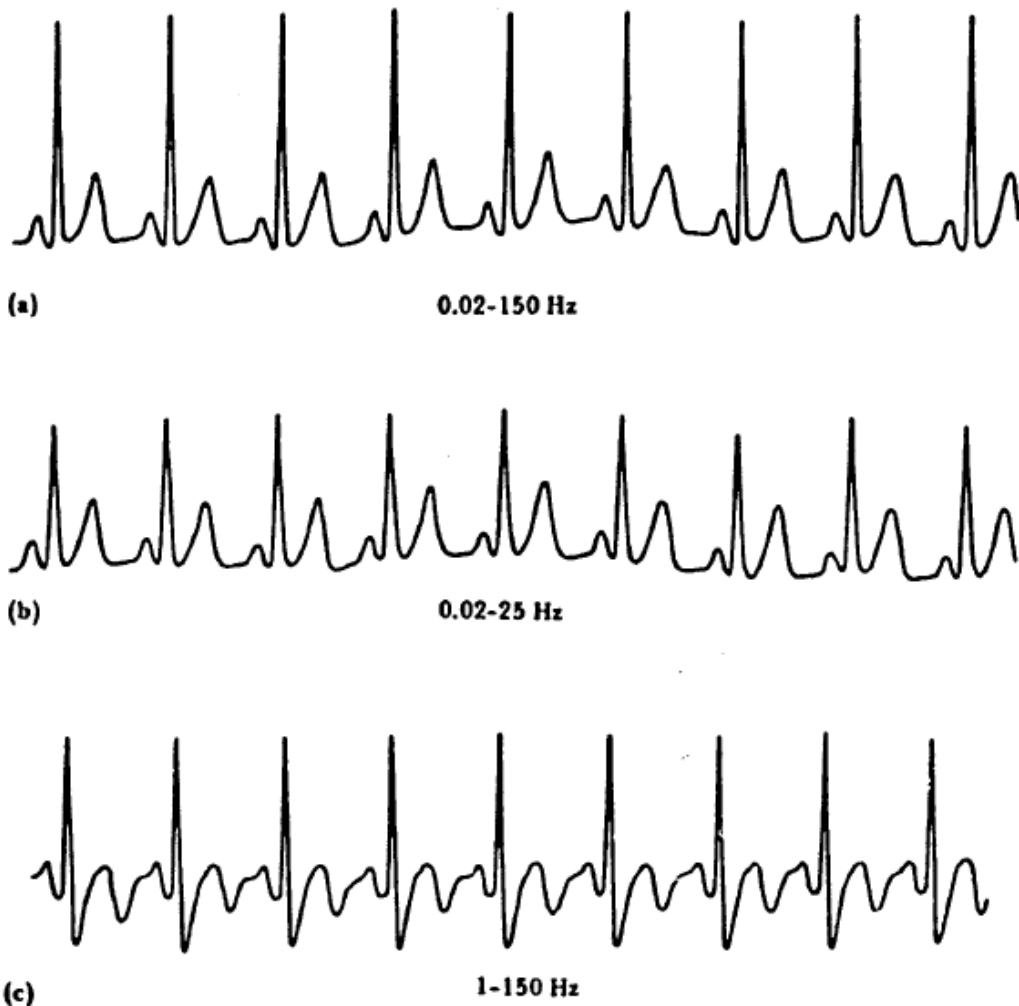
Διάστημα R-R: Κανένα



## 5. ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ.

### ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ

Όταν το σήμα εισέρχεται σε ένα κύκλωμα του οποίου το κέρδος ελαχιστοποιείται στις χαμηλές και στις υψηλές συχνότητες, τότε εμφανίζεται η παραμόρφωση συχνότητας. Επίσης εμφανίζεται όταν τα φίλτρα του κυκλώματος δεν λειτουργούν στην περιοχή των συχνοτήτων από 0.02 Hz σε 150 Hz.

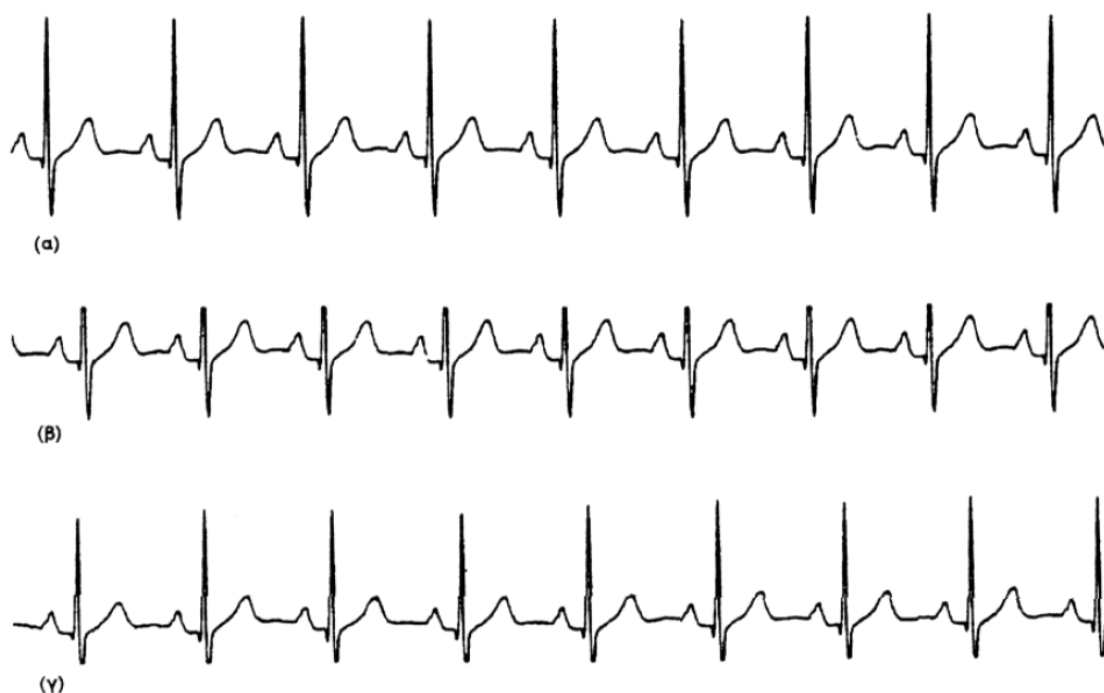


Σχήμα 5.1: Αποτελέσματα της παραμόρφωσης συχνότητας ενός σήματος ΗΚΓ.

(α) φυσιολογικό ΗΚΓ, (β) Παραμόρφωση υψηλών συχνοτήτων, (γ) Παραμόρφωση χαμηλών συχνοτήτων

## **ΚΟΡΕΣΜΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΚΑΙ ΨΑΛΙΔΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ**

Εάν υπάρχει μεγάλη τάση αντιστάθμισης στο σήμα εισόδου (ηλεκτρόδια) ή δεν υπάρχει σωστός συντονισμός των βαθμίδων ενίσχυσης τότε η έξοδος του ενισχυτή πηγαίνει στον κόρο και ψαλιδίζεται το σήμα. Το αποτέλεσμα στην έξοδο του κυκλώματος είναι ένα αλλοιωμένο σήμα.

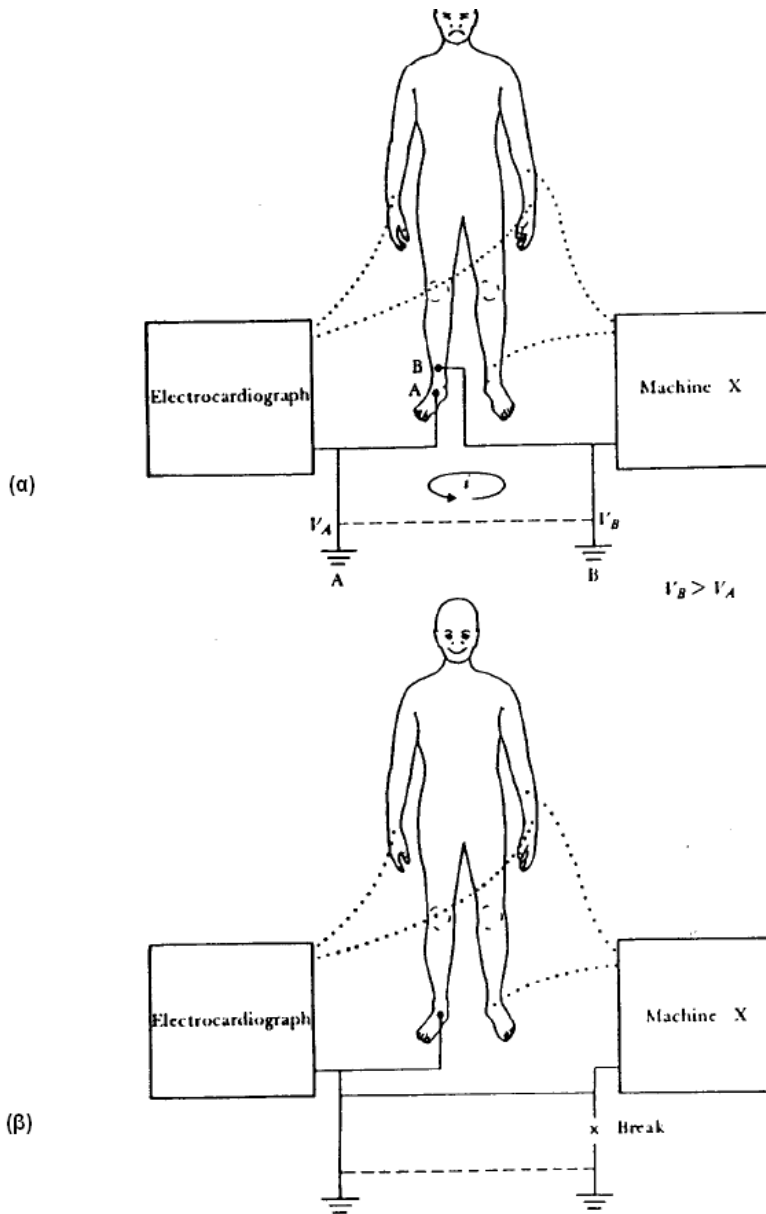


Σχήμα 5.2:

(α) μη παραμορφωμένο ΗΚΓ, (β) ψαλιδισμένο ΗΚΓ λόγω θετικού κορεσμού του ενισχυτή, (γ) ψαλιδισμένο ΗΚΓ λόγω αρνητικού κορεσμού του ενισχυτή

## **ΒΡΟΧΟΙ ΓΕΙΩΣΗΣ**

Οι βρόχοι γείωσης μπορούν να προκαλέσουν 50 Hz θόρυβο στην καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος εάν ο ασθενής είναι συνδεδεμένος ταυτόχρονα και με άλλη συσκευή αλλά έχει ξεχωριστό σύστημα γείωσης.



Σχήμα 5.3: Βρόχοι γείωσης μεταξύ ηλεκτροκαρδιογράφου και συσκευής X

Στο σχήμα 5.3(α) βλέπουμε ότι κάθε συσκευή είναι γειωμένη ξεχωριστά και επίσης συνδεδεμένη στον ασθενή, ώστε να υπάρχει μια κλειστή διαδρομή από τη γείωση A του ηλεκτροκαρδιογράφου στη γείωση B της συσκευής. Το δυναμικό του σημείου B μπορεί για οποιοδήποτε λόγο να γίνει μεγαλύτερο από το δυναμικό του σημείου A. Αυτό σημαίνει ότι θα κυκλοφορήσει ένα ρεύμα από τη γείωση B και μέσω του σώματος του ασθενή θα φτάσει στη γείωση του ηλεκτροκαρδιογράφου. Εάν ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος δεν είναι αρκετά μεγάλος τότε το σήμα που μετράμε θα παραμορφωθεί. Σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να προκληθεί και ηλεκτροπληξία του ασθενή λόγω αυτού του ρεύματος. Αντίθετα στο σχήμα 5.3(β) βλέπουμε έναν τρόπο που μπορούν να εξαιρεθούν

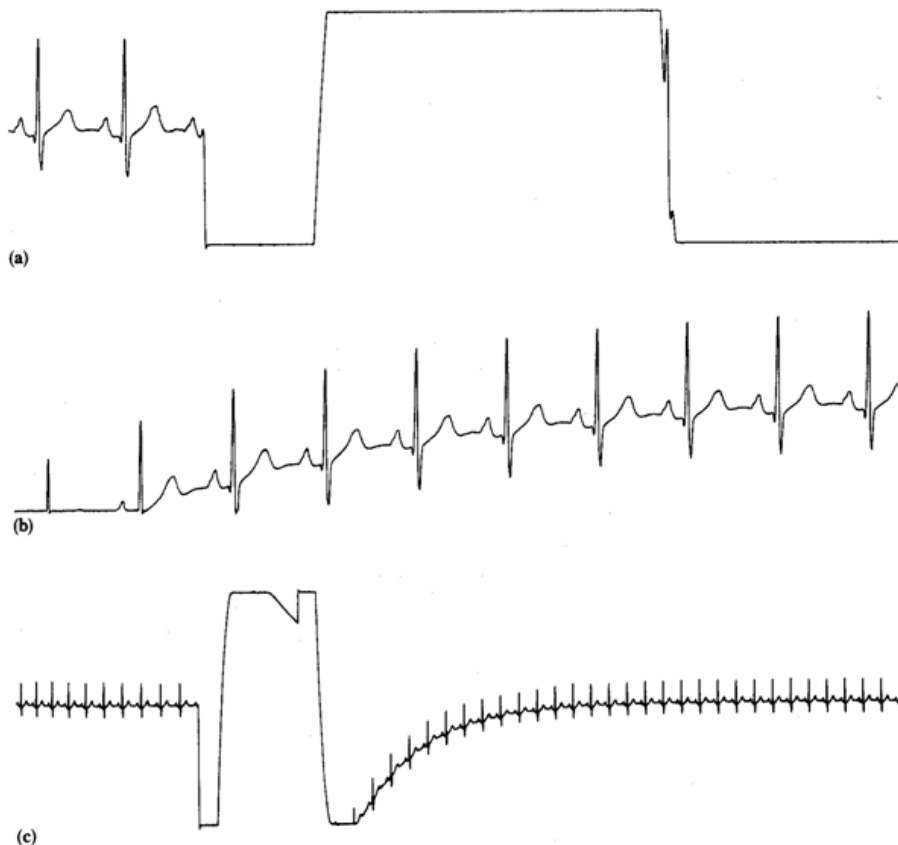
οι βρόχοι γείωσης, συνδέοντας τις δύο συσκευές με μια κοινή γείωση και έχοντας μόνο ένα κοινό σημείο με τον ασθενή. Σε αυτήν την περίπτωση ο ασθενής δεν κινδυνεύει να πάθει ηλεκτροπληξία.

### ***ΕΛΕΥΘΕΡΟΙ ΑΓΩΓΟΙ***

Γενικά, προβλήματα στην καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορούν να προκύψουν αν τα ηλεκτρόδια δεν κάνουν καλή επαφή με το σώμα του ασθενούς. Επίσης, στο κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου αν κάποιος αγωγός αποσυνδεθεί από τους ακροδέκτες που λαμβάνουν το βιοδυναμικό σήμα, τότε στο ελεύθερο πλέον άκρο του αγωγού μπορεί να εισαχθούν σχετικά υψηλές τιμές δυναμικού. Αυτές οι τιμές δυναμικού παράγονται από γραμμές τροφοδοσίας ή από άλλα ηλεκτρικά πεδία της γύρω περιοχής και προκαλούν υψηλή παραμόρφωση στο βιοδυναμικό σήμα.

### ***ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΛΟΓΩ ΙΣΧΥΡΩΝ ΜΕΤΑΒΑΤΙΚΩΝ ΦΑΙΝΟΜΕΝΩΝ***

Εδώ αναφερόμαστε στην καρδιακή απινίδωση, όπου εφαρμόζεται στο στήθος του ασθενούς ένας ηλεκτρικός παλμός υψηλής τάσης και έντασης και παρατηρούνται ισχυρά μεταβατικά δυναμικά κατά μήκος των ηλεκτροδίων. Σε αυτήν την περίπτωση προκαλείται μία απότομη απόκλιση στο ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως φαίνεται στο σχήμα 5.4. Οι ενισχυτικές βαθμίδες οδηγούνται στον κόρο λόγω του μεγάλου πλάτους παλμού που εφαρμόζεται στις εισόδους τους και παραμένουν εκεί για κάποια χρονική διάρκεια μέχρι να απομακρυνθούν τα φορτία και να επιστρέψει πάλι το σήμα στη στάθμη αναφοράς (baseline). Εκτός από την απινίδωση που αναφέραμε μπορεί να προκληθεί αλλοίωση σήματος λόγω τριβής των ηλεκτροδίων, δηλαδή να δημιουργηθεί στατικός ηλεκτρισμός και το ηλεκτροκαρδιογράφημα να εμφανίσει μεγαλύτερο πλάτος από το κανονικό. Επίσης κάποιες αλλοιώσεις μπορεί να προκληθούν από τη δημιουργία στατικού ηλεκτρισμού πάνω στον ασθενή και τη σταδιακή αποφόρτισή του. Παλαιότερα συνέβαιναν τέτοια φαινόμενα διότι ο χειριστής επέλεγε εξωτερικά με το διακόπτη τα διάφορα ηλεκτρόδια. Στις μέρες μας το φαινόμενο αυτό έχει εξαιρεθεί διότι στους ηλεκτροκαρδιογράφους της νέας γενιάς η μεταγωγή γίνεται αυτόματα .



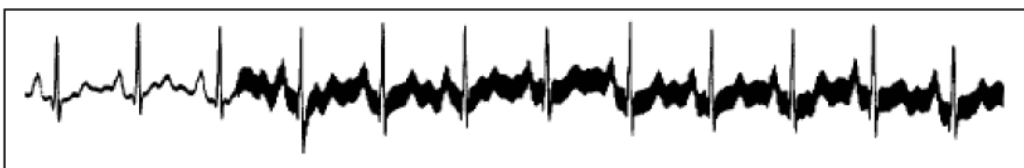
Σχήμα 5.4:

(α) η έναρξη του μεταβατικού φαινομένου, (β) Συνέχεια του φαινομένου και η αρχή της αποκατάστασης, (γ) Όμοια μετάβαση με μειωμένη ενίσχυση

## **ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ ΑΠΟ ΑΛΛΕΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ**

Οι σημαντικές παρεμβολές του ηλεκτροκαρδιογράφου προέρχονται συνήθως από το **δίκτυο τροφοδοσίας ηλεκτρικής ισχύος**. Εκτός από τον ηλεκτροκαρδιογράφο, ο οποίος βρίσκεται συνδεδεμένος με το ηλεκτρικό δίκτυο, προφανώς στον ίδιο χώρο συνδέονται και άλλες συσκευές στις γραμμές τροφοδοσίας. Οι γραμμές τροφοδοσίας δημιουργούν ηλεκτρικά πεδία, τα οποία μπορούν να συζευχθούν με τον ασθενή, τις απαγωγές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και τον ίδιο τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

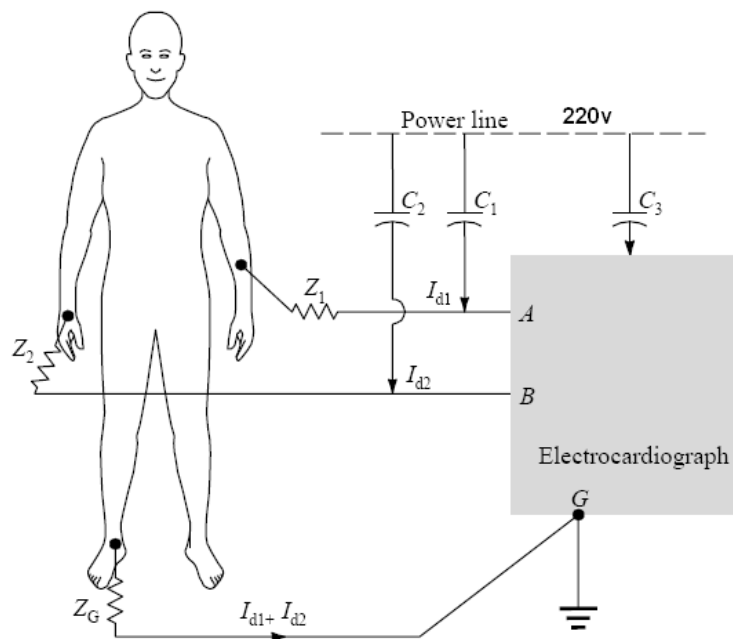
### *Power line interference*



Σχήμα 5.5, παρεμβολή από το δίκτυο τροφοδοσίας ηλεκτρικής ισχύος

## ΧΡΗΣΗ ΠΥΚΝΩΤΩΝ ΣΥΖΕΥΞΗΣ ΣΤΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΠΑΓΩΓΕΣ

Η υλοποίηση αυτών των συζεύξεων γίνεται με τη μορφή μικροσκοπικών πυκνωτών (χωρητική σύζευξη) και συνδέουν τις γραμμές μεταφοράς με τον ασθενή, τις απαγωγές και τον ηλεκτροκαρδιογράφο.



Σχήμα 5.6: Ηλεκτρικό πεδίο σύζευξης

Πιο αναλυτικά, σύμφωνα με το σχήμα 5.6, το ρεύμα μέσω του πυκνωτή  $C_3$  ρέει προς τη γείωση και δεν προκαλεί καμιά παρεμβολή. Ο πυκνωτής  $C_1$  και ο πυκνωτής  $C_2$  βρίσκονται μεταξύ των γραμμών μεταφοράς και των απαγωγών σήματος του ηλεκτροκαρδιογράφου. Το ρεύμα  $i_{d1}$  δεν ρέει προς τον ηλεκτροκαρδιογράφο, λόγω της μεγάλης αντίστασης εισόδου αλλά οδεύει προς τη γείωση μέσω των  $Z_1$  και  $Z_G$ . Η αντίσταση του σώματος είναι περίπου  $500\Omega$  και οι  $Z_1$ ,  $Z_2$  και  $Z_G$  συμβολίζουν τις αντιστάσεις επαφής των ηλεκτροδίων και του σώματος. Όμοια βλέπουμε ότι το ρεύμα  $i_{d2}$  δεν ρέει προς τον ηλεκτροκαρδιογράφο αλλά μέσω των  $Z_2$  και  $Z_G$  ρέει προς τη γείωση. Η τάση που ενισχύεται στο κύκλωμα είναι αυτή που εμφανίζεται μεταξύ των εισόδων A και B δηλαδή  $V_A - V_B$ , όπου  $V_A - V_B = i_{d1} \cdot Z_1 - i_{d2} \cdot Z_2$

Οι Huhta και Webster (1973) πρότειναν ότι εάν οι δύο απαγωγές βρίσκονται η μία πλάι στην άλλη τότε:  $i_{d1} \approx i_{d2}$

$$\text{Άρα : } V_A - V_B = i_{d_1} \cdot (Z_1 - Z_2)$$

Οι τιμές που έχουν μετρηθεί για καλώδιο μήκους 9m δίνουν ένα ρεύμα  $i_d \approx 6nA$ . Η αντίσταση επαφής ηλεκτροδίου – σώματος μπορεί να είναι της τάξης των 20kΩ οπότε:

$$V_A - V_B = (6nA) \cdot (20K\Omega) = 120\mu V$$

Βλέπουμε ότι η τιμή της τάσης είναι πολύ μεγάλη άρα θα αλλοιώνει σε σημαντικό βαθμό το σήμα. **Μπορούμε να μειώσουμε αυτή την παρεμβολή** εάν χρησιμοποιήσουμε θωρακισμένα καλώδια (ομοαξονικά καλώδια) και γειώσουμε το εξωτερικό πλέγμα τους στη γείωση του κυκλώματος.

### **ΣΥΝΔΕΣΗ ΤΟΥ ΠΥΚΝΩΤΗ ΣΥΖΕΥΞΗΣ ΜΕ ΤΟ ΣΩΜΑ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ**

Στο σχήμα 5.7, το ρεύμα μετατόπισης  $I_{db}$  ρέει διαμέσου της αντίστασης  $Z_G$  προς τη γη. Έτσι δημιουργείται μια πτώση τάσης που τελικά αποτελεί την τάση κοινού σήματος και εμφανίζεται σε όλο το σώμα,  $V_{cm} = i_{db} \cdot Z_G$ .

Με αντικατάσταση μάλιστα των τυπικών τιμών παίρνουμε:

$$V_{cm} = (0.2 \mu A) \cdot (50 K \Omega) = 10 m V$$

Σε ηλεκτρικό περιβάλλον με  $i_{db} > 1 \mu A$ , η  $V_{cm}$  μπορεί να είναι και μεγαλύτερη από 50mV. Οι πραγματικοί ενισχυτές έχουν πεπερασμένη αντίσταση εισόδου  $Z_{in}$ , οπότε έχουμε λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR). Έτσι η  $V_{cm}$  μειώνεται λόγω της εξασθένησης που εισάγουν τόσο η αντίσταση επαφής δέρματος και απαγωγής και η αντίσταση εισόδου  $Z_{in}$ .

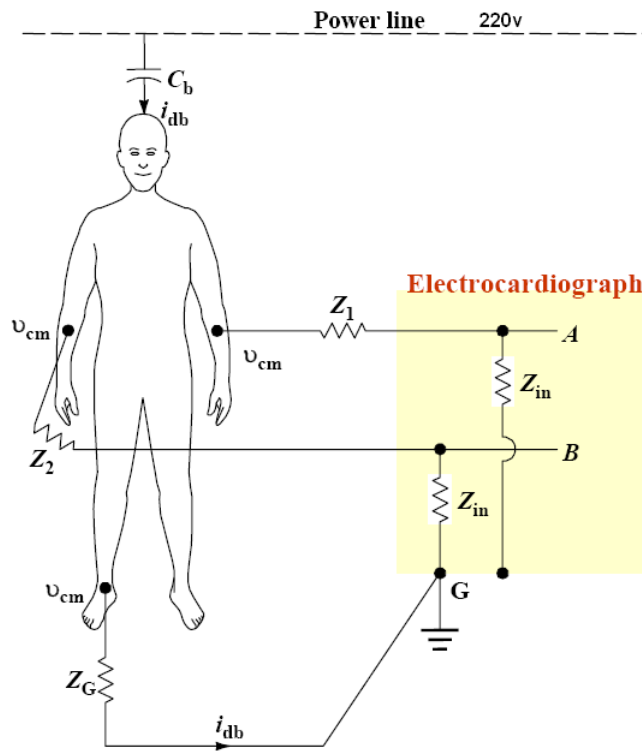
Έτσι έχουμε:

$$V_A - V_B = V_{cm} \cdot \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{IN}} \right)$$

Αντικαθιστώντας τυπικές τιμές έχουμε:

$$V_A - V_B = 10mV \cdot \left( \frac{20K\Omega}{5M\Omega} \right) = 40\mu V$$

**Το φαινόμενο αυτό μπορεί να αντιμετωπισθεί** χρησιμοποιώντας έναν ενισχυτή οργανολογίας με υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος, μεγάλη αντίσταση εισόδου και βελτιώνοντας όσο μπορούμε την αντίσταση επαφής δέρματος και απαγωγής.



Σχήμα 5.7: Σύνδεση του πυκνωτή σύζευξης με το σώμα του ασθενή

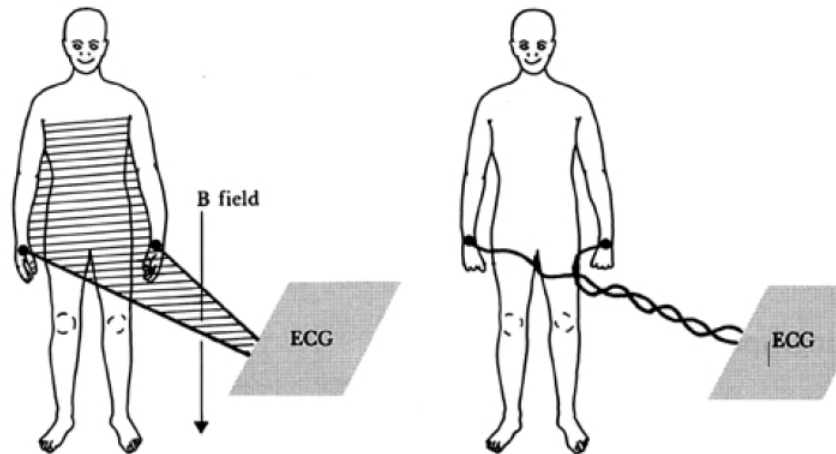
## ΜΑΓΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ

Μία άλλη πηγή παρεμβολών από τις γραμμές μεταφοράς είναι η μαγνητική επαγωγή. Το ηλεκτρικό ρεύμα στις γραμμές μεταφοράς δημιουργεί ένα μαγνητικό πεδίο στη γύρω περιοχή τους. Όταν το μαγνητικό πεδίο περάσει μέσα από έναν απλό βρόχο, που αποτελείται από τη συσκευή του ηλεκτροκαρδιογράφου, τον ασθενή και τα καλώδια των απαγωγών τότε εφαρμόζεται μία τάση και κυκλοφορεί ένα ρεύμα στο βρόχο. Η τιμή της τάσης είναι ανάλογη με την ισχύ του μαγνητικού πεδίου και του μεγέθους της επιφάνειας που περικλείει ο βρόχος.

Η μαγνητική παρεμβολή μπορεί να μειωθεί:

- Με την χρήση της μαγνητικής θωράκισης των πηγών του μαγνητικού πεδίου.
- Μία αρκετά δύσκολη λύση είναι να κρατήσουμε μακριά από τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία, τον ηλεκτροκαρδιογράφο και τα ηλεκτρόδια των απαγωγών του.
- Μειώνοντας την ενεργό διατομή του βρόχου.





Σχήμα 5.8: Μαγνητικές παρεμβολές

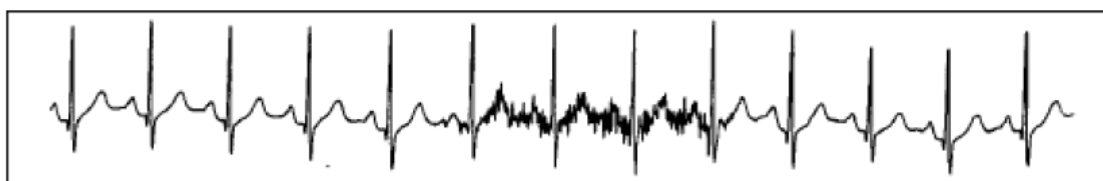
### **ΑΛΛΕΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΕΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ**

Το σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορεί να επηρεαστεί από άλλες ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές, οι οποίες προέρχονται από ηλεκτρικές συσκευές (ραδιοσυσκευές, τηλεοράσεις). Τα ραδιοκύματα (1 MHz - 500 MHz) λαμβάνονται από τον ασθενή και τις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές, όπου στην περίπτωση αυτή τόσο οι απαγωγές όσο και ο ασθενής συμπεριφέρονται σαν κεραίες και εμφανίζονται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα ως ηλεκτρικές παρεμβολές.

Το πρόβλημα αυτό μπορεί να αντιμετωπιστεί με φίλτρα, εφόσον το ωφέλιμο σήμα έχει εύρος ζώνης μικρότερο από 200Hz, διότι το φάσμα των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών είναι  $>1\text{MHz}$ .

Μία άλλη ηλεκτρική παρεμβολή που εμφανίζεται, αφορά τη μυική ηλεκτρική δραστηριότητα. Η μυική ηλεκτρική δραστηριότητα καταγράφεται από τα ηλεκτρόδια και συνθέτει το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Εμφανίζονται όμως συχνά παρεμβολές και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα ηλεκτρόδια καταγράφουν σήματα και από γειτονικούς μύες που συστέλλονται. Η μείωση αυτής της ηλεκτρομυογραφικής παρεμβολής είναι μια δύσκολη διαδικασία, δεδομένου ότι η συχνότητα της μυικής δραστηριότητας επικαλύπτει την συχνότητα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

#### ***EMG interference***



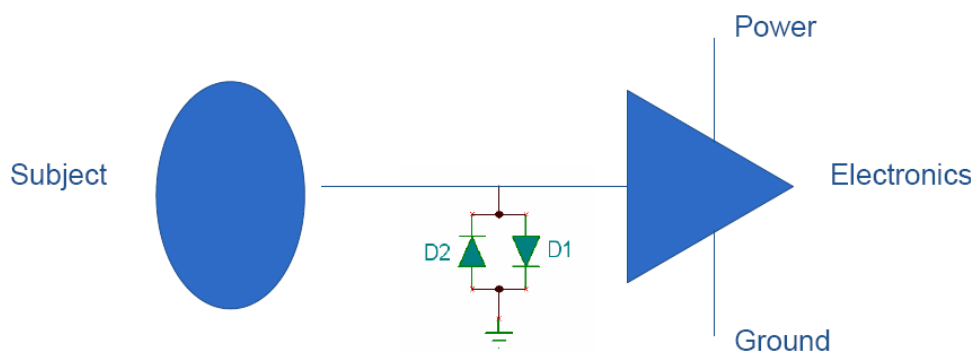
Σχήμα, 5.7: Ηλεκτρομυογραφική παρεμβολή

## 6. ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΤΩΝ ΕΥΑΙΣΘΗΤΩΝ ΚΥΚΛΩΜΑΤΩΝ

### ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΤΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ ΑΠΟ ΥΠΕΡΤΑΣΕΙΣ

Οι διόδους χρησιμοποιούνται συχνά για να διοχετεύσουν καταστροφικές υψηλές τάσεις μακριά από ευαίσθητες ηλεκτρονικές συσκευές, όπως είναι ο ηλεκτροκαρδιογράφος. Η διάοδος υπό κανονικές συνθήκες είναι ανάστροφης πολικότητας αλλά όταν η τάση αυξηθεί, γίνεται ορθής πολικότητας.

Πολλά ολοκληρωμένα κυκλώματα χρησιμοποιούν διόδους στις επαφές σύνδεσης για να προστατεύσουν τα ευαίσθητα τρανζίστορ τους από εξωτερικές υψηλές τάσεις. Στο σχήμα 6.1 βλέπουμε ότι όταν το δυναμικό είναι μεγαλύτερο από 0 volt (θετικό) τότε το υψηλό ρεύμα περνάει μέσα από τη διάοδο D1 και γειώνεται. Στην περίπτωση που το δυναμικό είναι μικρότερο από 0 volt (αρνητικό), τότε το υψηλό ρεύμα περνάει μέσα από τη διάοδο D2 και γειώνεται.



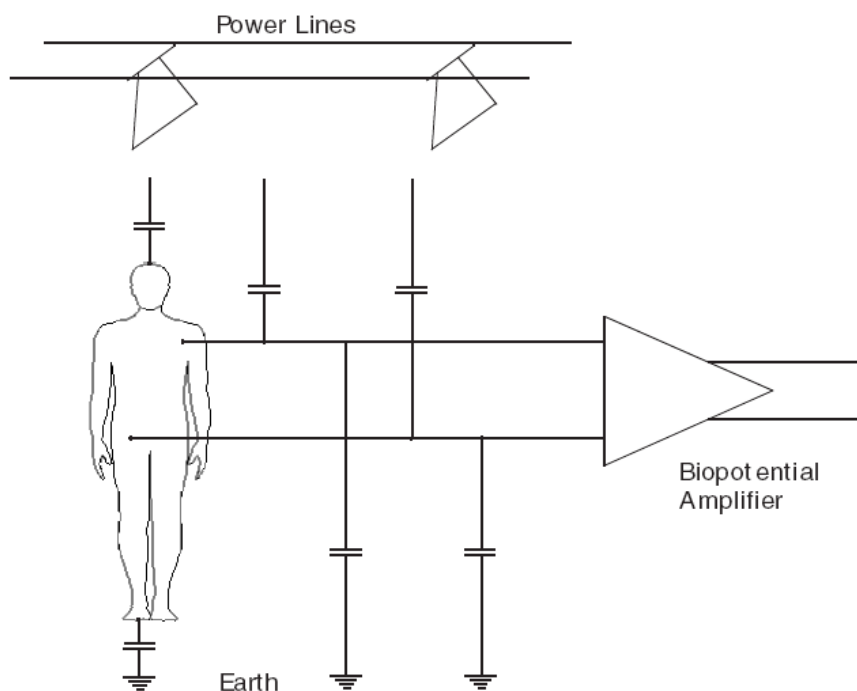
Σχήμα 6.1: Σύνδεση των διόδων προστασίας D1 και D2

### ΘΩΡΑΚΙΣΗ

Για να περιοριστεί και να αποκλειστεί η επαγωγική σύλληψη ηλεκτρομαγνητικού θορύβου πρέπει το μεταλλικό περίβλημα μιας συσκευής να συνδεθεί με την πραγματική γείωση. Αυτή η σύνδεση το μετατρέπει σε κλωβό Faraday (Faraday cage). Η σύνδεση θα πρέπει να είναι άμεση, με αγωγούς μεγάλης διατομής, και ποτέ μέσω της γείωσης της

ηλεκτρολογικής εγκατάστασης (που είναι σχεδόν πάντοτε επιβαρυνμένη με ρεύματα επιστροφής και επαγωγικά ρεύματα), αλλά με πραγματική γείωση αποκλειστικά κατασκευασμένη για τη δεδομένη μονάδα, κάτι όχι πάντοτε εφικτό στους συνηθισμένους χώρους μετρήσεων.

Η σύνδεση των μεταλλικών περιβλημάτων με την πραγματική γείωση απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή για να αποφευχθεί η δημιουργία βρόχων γειώσεων και παράσιτων χωρητικότητας. Ο ορθότερος τρόπος σύνδεσης είναι να υπάρχει ενιαίο περίβλημα μέσω θωρακισμένων καλωδίων, ενιαία σύνδεση θωράκισης, κοινού και πραγματική γείωση στη μονάδα της πηγής.



Σχήμα 6.2: Μια ηλεκτροστατική θωράκιση

## ***ΧΡΗΣΗ ΘΩΡΑΚΙΣΜΕΝΩΝ ΚΑΛΩΔΙΩΝ***

Το ηλεκτρικό σήμα μεταφέρεται από τη μια μονάδα στην άλλη (π.χ. από τα ηλεκτρόδια στον ενισχυτή) με ζεύγος καλωδίων. Εάν τα δύο καλώδια διαφέρουν σε μήκος και θέση ως προς μια πηγή θορύβου (π.χ. τις γραμμές τροφοδοσίας, μετασχηματιστές, κινητήρες), είναι βέβαιη η επαγωγική σύλληψη θορύβου από το κάθε καλώδιο. Λόγω του διαφορετικού πλάτους του θορύβου σε κάθε αγωγό, ο διαφορικός ενισχυτής δεν θα είναι σε θέση να εξουδετερώσει το θόρυβο. **Το πρόβλημα λύνεται** με χρήση πλεγμένου ζεύγους καλωδίων,

οπότε και οι δύο αγωγοί θα συλλαμβάνουν το θόρυβο, πρακτικά στον ίδιο βαθμό. Προτιμότερη λύση είναι η χρήση ομοαξονικού καλωδίου (coaxial cable) ή θωρακισμένου ζεύγους πλεγμένων καλωδίων (shielded twisted-pair cable). Κατά τη χρησιμοποίηση θωρακισμένων καλωδίων για τη μεταφορά υψίσυχνων σημάτων επιβάλλεται ο έλεγχος της συμβατότητας της σύνθετης αντίστασης του καλωδίου με εκείνη της εξόδου και εισόδου των συνδεόμενων μονάδων, ώστε να ισχύει η συνθήκη άριστης μεταφοράς ισχύος. Σε πολλές περιπτώσεις οι γειώσεις δύο μονάδων είναι τελείως ασύμβατες (π.χ. λόγω παρουσίας μεγάλης διαφοράς τάσης ή μεγάλων ρευμάτων επιστροφής). Στις περιπτώσεις αυτές επιβάλλεται πλήρης ηλεκτρολογική απομόνωση (isolation) μεταξύ των μονάδων και η μετάδοση της πληροφορίας μπορεί να πραγματοποιηθεί με επαγωγική ζεύξη (inductive coupling) ή με οπτική ζεύξη (optical coupling). Στην πρώτη περίπτωση η πληροφορία πρέπει να διαμορφώσει ένα υψίσυχο σήμα, ώστε να είναι δυνατή επαγωγική μεταφορά από ένα πηνίο στο άλλο, ενώ στη δεύτερη η πληροφορία πρέπει να υποστεί παλμική κωδικοποίηση. Η οπτική ζεύξη αποτρέπει τελείως κάθε επίδραση θορύβου περιβάλλοντος στη γραμμή μεταφοράς του σήματος.

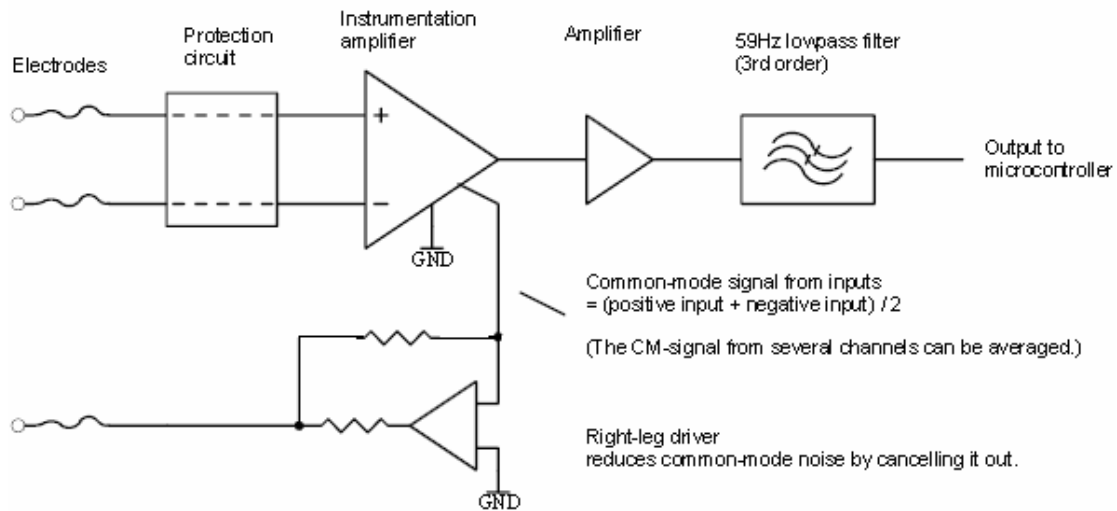
### ***ΕΞΑΛΕΙΨΗ ΒΡΟΧΩΝ ΓΕΙΩΣΗΣ***

Η εξάλειψη των τάσεων κοινού σήματος είναι σχετικά απλή διαδικασία και θα πρέπει όλες οι συσκευές που σχετίζονται με έναν ασθενή να γειώνονται σε ένα κοινό σημείο. Ο μηχανικός στην εγκατάσταση των συσκευών λήψης βιοδυναμικών σημάτων θα πρέπει να φροντίσει να υπάρχει μία και μοναδική διαδρομή γείωσης που να συνδέει τις συσκευές με τη γη. Επίσης θα πρέπει όλοι οι επιμέρους αγωγοί που διασυνδέουν τις συσκευές, να καταλήγουν σε ένα και μόνο σημείο (κόμβος γείωσης).

### ***ΣΥΣΤΗΜΑ ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΚΑΤΩ ΔΕΞΙΟΥ ΑΚΡΟΥ***

Στα φορητά συστήματα ηλεκτροκαρδιογράφων επειδή ο ασθενής δεν γειώνεται, χρησιμοποιείται το σύστημα οδήγησης του κάτω δεξιού άκρου. Σε αυτήν την περίπτωση, το δεξιό κάτω άκρο του ασθενή συνδέεται στην έξοδο ενός βοηθητικού κυκλώματος, που είναι ένας τελεστικός ενισχυτής. Το χαρακτηριστικό αυτού του κυκλώματος είναι ότι μειώνει τις παρεμβολές κοινού σήματος που δημιουργούνται από άλλες ηλεκτρικές συσκευές. Οι τάσεις των κοινών σημάτων στο σώμα του ασθενή ανιχνεύονται από δύο

αντιστάσεις, αντιστρέφονται, ενισχύονται και επανατροφοδοτούνται στο δεξί κάτω άκρο. Αυτή η αρνητική ανάδραση οδηγεί τα κοινά σήματα σε χαμηλές τάσεις και το ρεύμα που ρέει στο σώμα του ασθενή οδηγείται προς την έξοδο του τελεστικού ενισχυτή, όπου τελικά γειώνεται ο ασθενής.



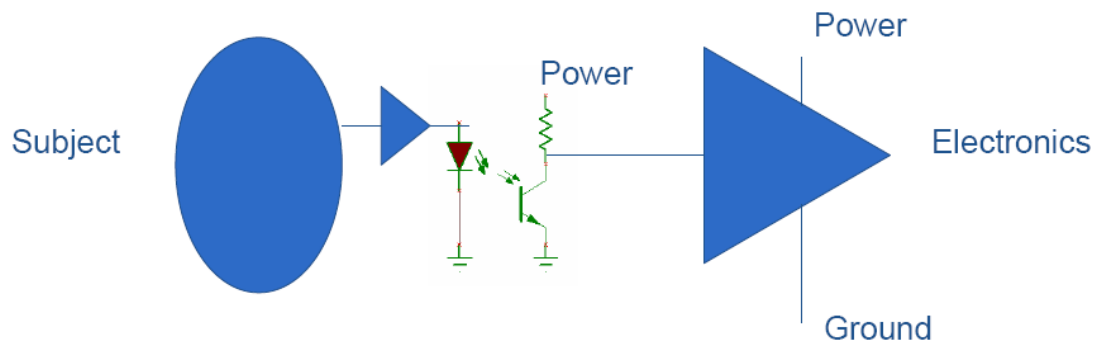
Σχήμα 6.3: Σύστημα οδήγησης κάτω δεξιού άκρου

Το συγκεκριμένο κύκλωμα μπορεί επίσης να παρέχει και ηλεκτρική προστασία, στην περίπτωση που κάποια υψηλή τάση εμφανιστεί μεταξύ του ασθενή και της γείωσης λόγω κάποιου ρεύματος διαρροής. Σε αυτήν την περίπτωση ο βοηθητικός τελεστικός ενισχυτής θα οδηγηθεί στον κόρο και ο ασθενής θα αποσυνδεθεί από την γείωση. Οι αντιστάσεις του βοηθητικού τελεστικού ενισχυτή θα πρέπει να είναι της τάξης των Megaohm ώστε να περιορίζουν το ρεύμα και να προστατεύουν τον ασθενή.

## ***ΚΥΚΛΩΜΑ ΑΠΟΜΟΝΩΣΗΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ***

Το κύκλωμα απομόνωσης εισόδου αποτελεί το βασικό στάδιο της ενισχυτικής βαθμίδας όπου καταγράφονται τα βιοδυναμικά σήματα και παρέχει ηλεκτρική απομόνωση (το κύκλωμα μπορεί να είναι είτε ένας οπτικός απομονωτής, είτε ένας μετασχηματιστής). Ο οπτικός απομονωτής, όπως φαίνεται και στο σχήμα αποτελείται από μία δίοδο led και ένα φωτοτρανζίστορ. Η λειτουργία του είναι η εξής: όταν εισέρχεται ένα ηλεκτρικό σήμα στην είσοδο του οπτικού απομονωτή, το led εκπέμπει φως, με αποτέλεσμα να ενεργοποιείται ο αισθητήρας (φωτοτρανζίστορ) και ένα αντίστοιχο ηλεκτρικό σήμα να δημιουργείται στην έξοδο του. Σε αντίθεση με τον μετασχηματιστή, ο οπτικός απομονωτής επιτρέπει την DC

σύζευξη και βοηθά στην εξάλειψη των βρόχων γείωσης που δημιουργούνται από υψηλές τάσεις



Σχήμα 6.4: Κύκλωμα απομόνωσης και προστασίας

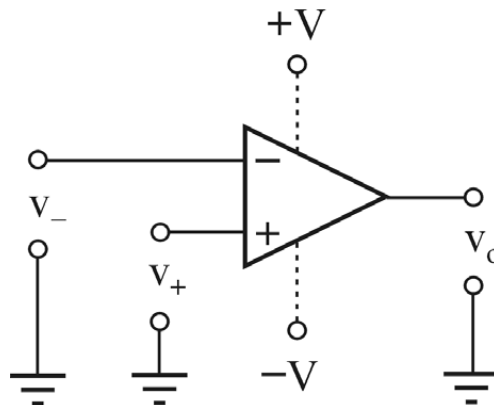
## 7. ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΙ ΕΝΙΣΧΥΤΕΣ

### ΓΕΝΙΚΑ

Γενικά, η χρήση ολοκληρωμένων κυκλωμάτων προϋποθέτει γνώση των χαρακτηριστικών καθώς και των περιορισμών τους, για ολόκληρες τις σειρές των στοιχείων αυτών, όταν αυτά εφαρμόζονται στη λύση κάποιου προβλήματος. Ξέχωρα από τα στοιχεία αυτά, υπάρχει κάποιο είδος ενισχυτών το οποίο βρίσκεται ευρεία εφαρμογή στην κατασκευή κυκλωμάτων για επεξεργασία σήματος. Ο ενισχυτής αυτός ονομάζεται τελεστικός ενισχυτής (Operational Amplifier), ο οποίος βρίσκεται σε μορφή ολοκληρωμένου κυκλώματος και είναι ένα απλό ηλεκτρονικό στοιχείο. Αποτελείται από δύο εισόδους, την μη αναστρέφουσα είσοδο, την αναστρέφουσα είσοδο και μία έξοδο. Παρά το ότι πολλοί από τους ενισχυτές αυτούς έχουν ειδικές εφαρμογές, οι περισσότεροι παρουσιάζουν κοινά χαρακτηριστικά, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο σχεδιασμό βασικών κυκλωμάτων και να σχετίζονται με οποιονδήποτε τελεστικό ενισχυτή.

### ΙΔΑΝΙΚΟΣ ΤΕΛΕΣΤΙΚΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ

Για την περιγραφή την απόκρισης του ιδανικού τελεστικού ενισχυτή θεωρούμε την τάση  $V_1$  στη μη αναστρέφουσα είσοδο, τη  $V_2$  στην αναστρέφουσα είσοδό του και τη  $V_o$  στην έξοδό του. Στην ιδανική περίπτωση, αν η διαφορά  $V_1 - V_2$  είναι θετική ( $V_1 > V_2$ ) τότε και η  $V_o$  είναι θετική. Αντίθετα, όταν η ίδια διαφορά είναι αρνητική ( $V_1 < V_2$ ) τότε η  $V_o$  είναι και αυτή αρνητική.



Σχήμα 7.1: Ιδανικός τελεστικός ενισχυτής

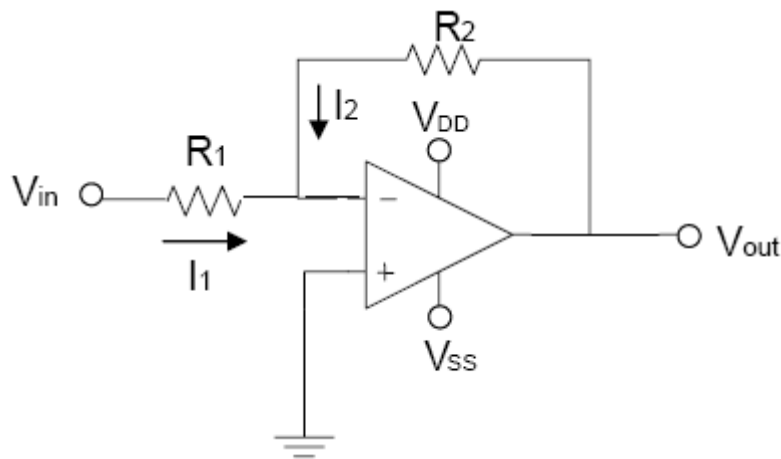
Ο ιδανικός τελεστικός ενισχυτής παρουσιάζει άπειρο κέρδος και σχεδόν μηδενική διαφορά τάσης μεταξύ των δύο εισόδων του. Αυτό σημαίνει ότι η έξοδος του φτάνει σε θετικό ή αρνητικό κορεσμό, δηλαδή φτάνει στο μέγιστο της τιμής της. Η τιμή της τάσης κορεσμού είναι τυπικά ίση με την τιμή της τάσης τροφοδοσίας του ενισχυτή. Επιπλέον, υπάρχουν και άλλα χαρακτηριστικά γνωρίσματα, όπως:

- άπειρη σύνθετη αντίσταση μεταξύ των εισόδων του και
- μηδενική σύνθετη αντίσταση εξόδου.

Συνοψίζοντας, ο τελεστικός είναι ένα στοιχείο που έχει δύο μόνο καταστάσεις εξόδου, την κατάσταση  $+V_{sat}$  και την  $-V_{sat}$ , δηλαδή τη θετική και την αρνητική τάση κορεσμού, ανάλογα με την αλγεβρική σχέση των δύο εισόδων του, όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Στην πράξη όμως, χρησιμοποιείται πάντα με κάποιο είδος ανάδρασης από την έξοδο προς την είσοδο.

### ***ΑΝΑΣΤΡΕΦΩΝ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ***

Η βασική συνδεσμολογία του αναστρέφοντος ενισχυτή παρουσιάζεται στο σχήμα . Η αντίσταση  $R_2$  χρησιμοποιείται ως ανάδραση μεταξύ της εξόδου και της αναστρέφουσας εισόδου του ενισχυτή και η αντίσταση  $R_1$  συνδέει την τάση  $V_{in}$  στο ίδιο σημείο. Το κοινό σημείο σύνδεσης ονομάζεται σημείο άθροισης.



Σχήμα 7.2: Αναστρέφων ενισχυτής

Γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι χωρίς την ανάδραση και χωρίς να είναι γειωμένη η μη αναστρέφουσα είσοδος του ενισχυτή, μια τάση εισόδου  $V_{in} > 0$  θα είχε σαν συνέπεια να οδηγείται η έξοδος σε αρνητικό κορεσμό, ενώ με  $V_{in} < 0$  η έξοδος οδηγείται σε θετικό



κορεσμό. Με την ανάδραση η έξοδος ρυθμίζεται έτσι ώστε η τάση στο σημείο άθροισης να ισούται με το επίπεδο τάσης στην μη αναστρέφουσα είσοδο του ενισχυτή. Αυτό οφείλεται στην ηλεκτρική σύνδεση που υπάρχει μεταξύ των δύο εισόδων του ενισχυτή με άπειρη όμως αντίσταση, στην οποία δε ρέει ρεύμα και συνεπώς δεν υπάρχει πτώση τάσης. Έτσι στην συγκεκριμένη περίπτωση η τάση στο σημείο άθροισης είναι μηδέν. Στην περίπτωση αυτή, λόγω του νόμου ρευμάτων του Kirchhoff το άθροισμα των ρευμάτων που συμβάλλουν στον κόμβο άθροισης πρέπει να είναι μηδέν, δηλαδή:  $I_1 + I_2 = 0$ . Από την παραπάνω σχέση και με το νόμο του Ohm προκύπτει ότι η συνάρτηση μεταφοράς του

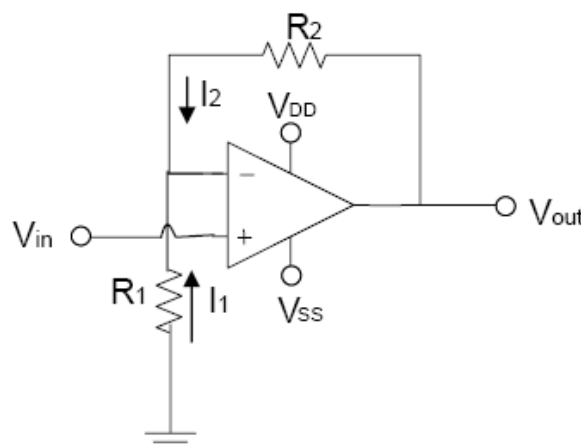
$$V_{OUT} = - \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{IN}$$

Έτσι το κύκλωμα είναι ένας αναστρέφων ενισχυτής με κέρδος  $R_2/R_1$ , το οποίο αντιστρέφει την πολικότητα του σήματος εισόδου, δηλαδή έχει διαφορά φάσης σε σχέση με την είσοδο ίση με  $180^\circ$ . Ο συγκεκριμένος ενισχυτής είναι επίσης και ένας εξασθενητής, αν οι αντιστάσεις ικανοποιούν τη σχέση  $R_2 < R_1$ .

### ***ΜΗ ΑΝΑΣΤΡΕΦΩΝ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ***

Γνωρίζοντας ότι στην γραμμική λειτουργία δεν υπάρχει διαφορά τάσης μεταξύ των εισόδων του τελεστικού και αθροίζοντας τα ρεύματα στο σημείο άθροισης, προκύπτει:  $I_1 + I_2 = 0$  ή  $V_{in}/R_1 + (V_{in}-V_{out})/R_2 = 0$  και λύνοντας ως προς  $V_{out}$ :

$$V_{out} = (1 + R_2/R_1) V_{in}$$



Σχήμα 7.3: Μη αναστρέφων ενισχυτής

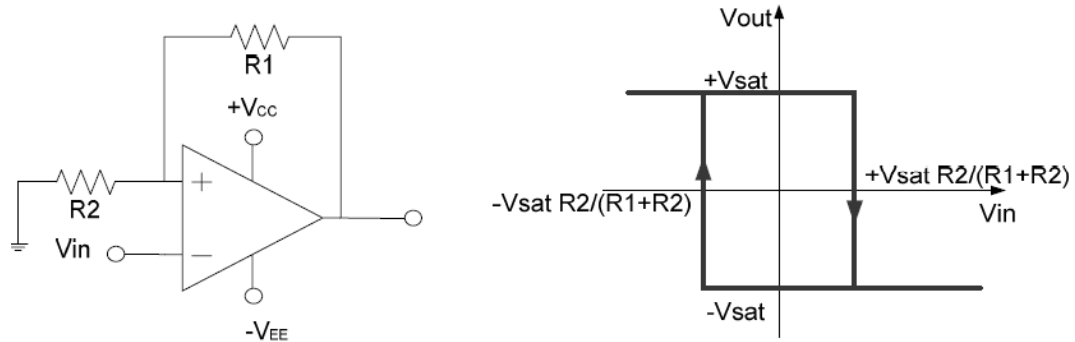
Η εξίσωση δείχνει ότι το κέρδος του μη αναστρέφοντος ενισχυτή εξαρτάται από το λόγο των αντιστάσεων ανάδρασης  $R_2$  και γείωσης  $R_1$  αλλά δεν μπορεί να είναι μικρότερο της μονάδας. Σημειώνεται ότι, επειδή η είσοδος συνδέεται απευθείας στη μη αναστρέφουσα είσοδο του τελεστικού, η σύνθετη αντίσταση εισόδου είναι πολύ μεγάλη.

## ***ΣΥΓΚΡΙΤΕΣ***

Η πιο σημαντική μορφή επικοινωνίας μεταξύ αναλογικής και ψηφιακής αναπαράστασης είναι ο συγκριτής, δηλαδή ένας τελεστικός ενισχυτής που απλά συγκρίνει δύο αναλογικές τάσεις στους ακροδέκτες εισόδου του. Η έξοδος του μπορεί να είναι λογικό 1 ή λογικό 0 ανάλογα με το αν η τάση εισόδου είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από 0V αντίστοιχα. Η τάση αναφοράς των 0V μπορεί να μεταβληθεί με την προσθήκη ενός διαιρέτη τάσης στη μη αναστρέφουσα είσοδο. Ο συγκριτής χρησιμοποιείται εκτενώς για την παραγωγή σημάτων ανίχνευσης και προειδοποίησης σε υπολογιστές ή σε ψηφιακά συστήματα διεργασιών. Το στοιχείο αυτό είναι επίσης ένα δομικό τμήμα των μετατροπέων αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και ορισμένων μετατροπέων ψηφιακού σήματος σε αναλογικό. Ο συγκριτής μπορεί να κατασκευαστεί από έναν τελεστικό ενισχυτή αρκεί να προκαθοριστεί ότι η έξοδός του θα είναι κατάλληλα ψαλιδισμένη ώστε να παρέχει τις απαιτούμενες λογικές καταστάσεις (σε +5V και 0V, για TTL λογικό 1 και 0 αντίστοιχα).

## **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΩΝ ΣΥΓΚΡΙΤΩΝ**

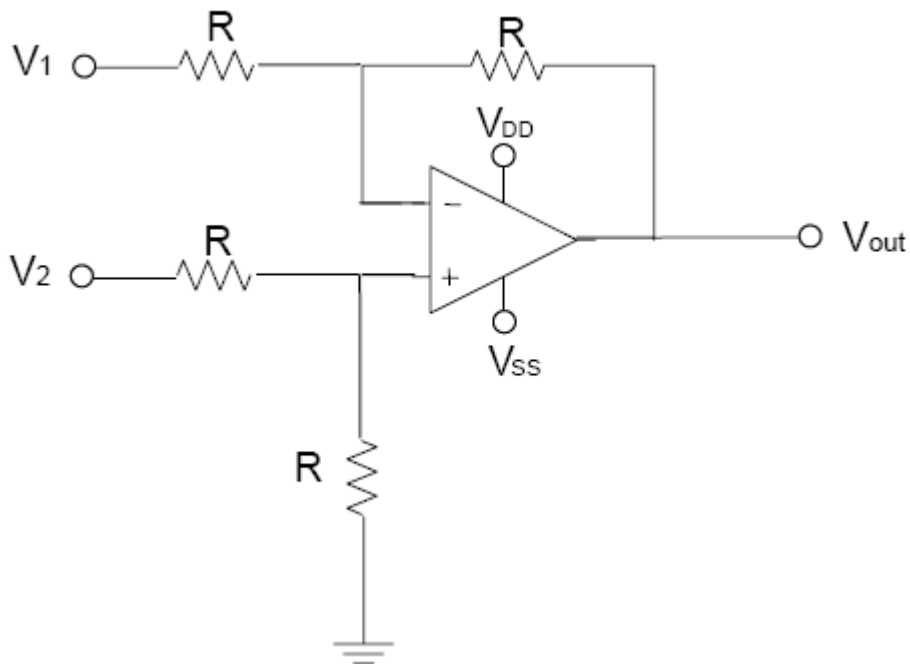
- Δεν υπάρχει αρνητική ανάδραση.
- Η απουσία της ανάδρασης σημαίνει ότι η αντίσταση εισόδου δεν παίρνει υψηλές τιμές.
- Μερικοί συγκριτές επιτρέπουν μικρά περιθώρια μεταβολής στην είσοδο, π.χ.  $\pm 5V$ .
- Παρέχουν διασύνδεση ανάμεσα στον αναλογικό και ψηφιακό πεδίο.



Σχήμα 7.4: Συγκριτής με θετική ανάδραση

### **ΔΙΑΦΟΡΙΚΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ**

Στην οργανολογία, είναι συχνά απαραίτητη η ενίσχυση μιας διαφοράς τάσεων, όπως π.χ. αυτής που λαμβάνεται στα άκρα μιας γέφυρας. Στο Σχήμα 7.4 βλέπουμε έναν τέτοιο ενισχυτή. Η τάση στη μη αναστρέφουσα είσοδο λόγω του διαιρέτη τάσης είναι  $V_2(R/(2R))$ , η οποία είναι και η τάση στον κόμβο άθροισης και επομένως η τάση εξόδου είναι:  $V_{out}=V_2-V_1$



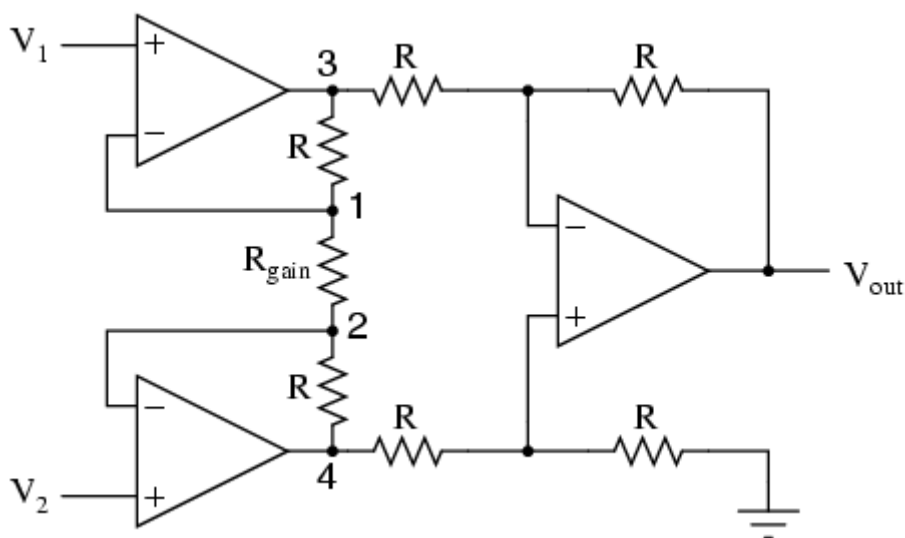
Σχήμα 7.4: Διαφορικός ενισχυτής

Σημαντικό μειονέκτημα του κυκλώματος αυτού είναι η χαμηλή αντίσταση εισόδου που είναι  $2R$  για την είσοδο  $V_2$  και  $R$  για την είσοδο  $V_1$ , αντίστοιχα. Με την τοποθέτηση ενός

ακόλουθου τάσης πριν από κάθε είσοδο, προκύπτει ένα κύκλωμα με μεγαλύτερη ευκολία επιλογής κέρδους και υψηλότερη αντίσταση εισόδων.

### **ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ**

Ο ενισχυτής οργανολογίας (instrumentation amplifier) είναι ένας διαφορικός τελεστικός ενισχυτής υψηλού κέρδους, με έξοδο ενός σημείου, υψηλή αντίσταση εισόδου και υψηλό λόγο απόρριψης κοινού ρυθμού (Common Mode Rejection Ratio-CMRR). Αυτό είναι το παρασιτικό σήμα που εμφανίζεται και στις δύο εισόδους μιας διαφορικής συσκευής, όπως ο ενισχυτής οργανολογίας. Η ποιότητα ενός ενισχυτή κρίνεται από την ικανότητά του να απορρίπτει σήματα κοινού ρυθμού. Ενισχυτής οργανολογίας χρησιμοποιείται για την ενίσχυση ασθενών σημάτων από αισθητήρια στα οποία μπορεί να υπάρχει ένα μεγάλο σήμα κοινού ρυθμού. Το κύκλωμα στο σχήμα παρουσιάζει ένα τυπικό ενισχυτή οργανολογίας. Το τμήμα εισόδου είναι μια έξυπνη διάταξη δύο ενισχυτών, που παρέχει υψηλό κέρδος χωρίς καμία ρύθμιση ακριβείας. Η διαφορική είσοδος χρησιμοποιείται για να οδηγεί ένα τυπικό διαφορικό ενισχυτή. Αυτός συνήθως λειτουργεί με μοναδιαίο κέρδος και χρησιμοποιείται για να δημιουργεί έξοδο ενός σημείου και απαλλαγή από το σήμα κοινού ρυθμού. Η ρύθμιση της μετατόπισης, γίνεται από τον ένα τελεστικό ενισχυτή. Οι τελεστικοί ενισχυτές εισόδου πρέπει να έχουν υψηλό λόγο απόρριψης κοινού ρυθμού και χρειάζεται προσοχή στην εκλογή τους. Υπάρχουν ολοκληρωμένοι ενισχυτές οργανολογίας όπου όλα τα στοιχεία τους, εκτός της αντίστασης  $R_1$  είναι εσωτερικά.



Σχήμα 7.5: Ο ενισχυτής οργανολογίας

Για την ενίσχυση σημάτων που καταγράφονται από αισθητήρια, χρησιμοποιείται συγκεκριμένα ο ενισχυτής οργανολογίας και όχι απλοί τελεστικοί ενισχυτές για τους εξής λόγους:

- Ο τελεστικός ενισχυτής είναι κατάλληλος για τη διασύνδεση αισθητηρίων χαμηλής εμπέδησης με μετατροπείς και άλλα στοιχεία, όχι όμως για ασθενή σήματα από υψηλής εμπέδησης αισθητήρια.
- Ιδιαίτερα στα αισθητήρια είναι πολύ συνήθης η ύπαρξη σημάτων κοινού ρυθμού, λόγω της κατασκευής αυτών.
- Ο ενισχυτής οργανολογίας ενισχύει την κάθε είσοδο, και δίνει στην έξοδο το διαφορικό σήμα ενισχυμένο και απαλλαγμένο από το σήμα κοινού ρυθμού.

### ***ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΕΝΙΣΧΥΤΩΝ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ***

Επειδή οι ενισχυτές οργανολογίας είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι σε εφαρμογές ακριβείας χαμηλής ταχύτητας, γενικά εστιάζουμε σε σφάλματα DC, όπως η τάση offset, το ρεύμα πόλωσης και ο θόρυβος χαμηλής συχνότητας, κυρίως στις αρμονικές των γραμμών συχνότητας των 50Hz. Πρέπει επίσης να εκτιμηθούν τα σφάλματα που υπεισέρχονται από τις μεγάλες αλλαγές στην θερμοκρασία, αλλαγές που είναι απρόβλεπτες και θορυβώδεις. Είναι, επίσης σημαντικό να θυμάται κανείς ότι η επιρροή πηγών σφάλματος διαφέρει από εφαρμογή σε εφαρμογή. Σε εφαρμογές θερμοστοιχείων, για παράδειγμα, η αντίσταση πηγής του αισθητηρίου είναι πολύ χαμηλή (τυπικά όχι μεγαλύτερη από μερικά ohms έστω κι αν υπάρχει μακρύ καλώδιο ανάμεσα στον αισθητήρα και τον ενισχυτή). Κατά συνέπεια, σφάλματα ρεύματος πόλωσης και θορύβου μπορούν να θεωρηθούν αμελητέα όταν συγκρίνονται με σφάλματα εισόδου τάσης. Σε κάθε συσκευή που λειτουργεί με κέρδος μεγαλύτερο της μονάδας, η απόλυτη τιμή του σφάλματος είναι μεγαλύτερη στην έξοδο παρά στην είσοδο. Για παράδειγμα, ο θόρυβος στην έξοδο είναι το κέρδος επί το θόρυβο στην είσοδο. Έτσι, πρέπει να αναφέρεται εάν αυτός αφορά την είσοδο (RTI) ή την έξοδο (RTO). Τα PPM είναι ένας δημοφιλής τρόπος προσδιορισμού σφαλμάτων, είναι καθαρός αριθμός και επομένως το σφάλμα θα πρέπει να είναι ανάλογο με κάποιο μέγεθος.

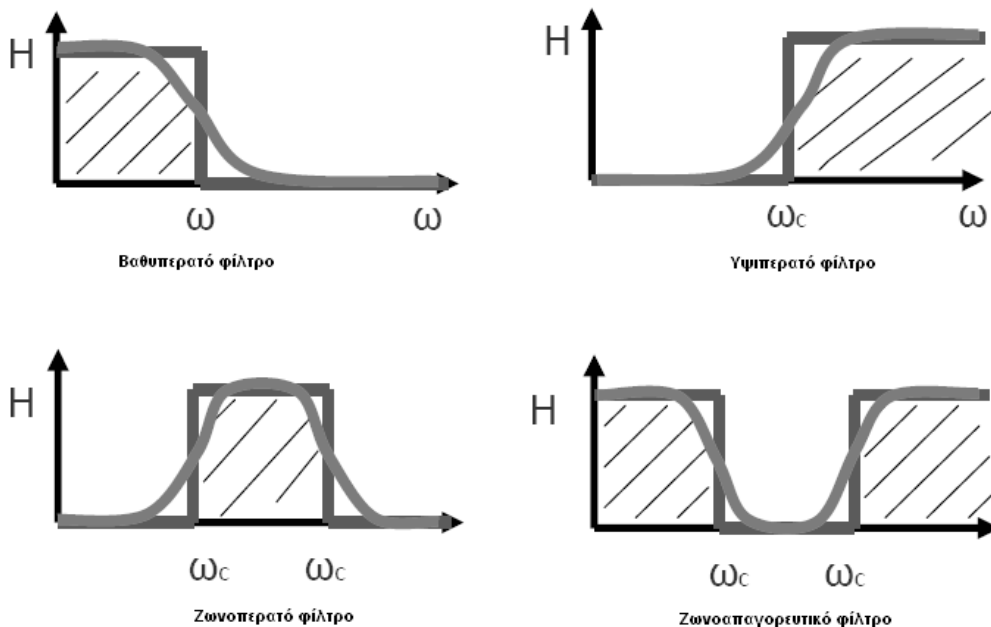
## 8. ΦΙΛΤΡΑ

Φίλτρο είναι ένα κύκλωμα που επιτρέπει τη διέλευση σημάτων σε μία ορισμένη ζώνη συχνοτήτων ενώ εξασθενεί και στην ιδανική περίπτωση μηδενίζει όλα τα σήματα εκτός της ζώνης αυτής. Η περιγραφή ενός φίλτρου γίνεται συνήθως στο πεδίο της συχνότητας, όπου περιγράφεται με την απόκριση πλάτους  $|H(\omega)|$  ή και με την απόκριση φάσης  $\angle H(\omega)$ . Τα αναλογικά δίκτυα των φίλτρων μπορεί να είναι ενεργά ή παθητικά. Τα παθητικά περιλαμβάνουν αντιστάσεις, πηνία και πυκνωτές ενώ τα ενεργά χρησιμοποιούν τελεστικούς ενισχυτές. Κατά τα τελευταία χρόνια η διαδικασία του φιλτραρίσματος όπως και άλλες επεξεργασίες σημάτων γίνονται και με ψηφιακές μεθόδους. Το ψηφιακό φίλτρο είναι ένας αλγόριθμος με τον οποίο μία σειρά αριθμών στην είσοδο μετασχηματίζεται σε μία άλλη σειρά αριθμών στην έξοδο. Ανάλογα με τη λειτουργία τους τα φίλτρα ταξινομούνται στις ακόλουθες κατηγορίες:

- **Βαθυπερατά** (Low Pass) όπου η ζώνη διέλευσης αρχίζει από τη συχνότητα  $\omega = 0$  μέχρι την  $\omega = \omega_c$ . Η συχνότητα  $\omega_c$  ονομάζεται συχνότητα αποκοπής.
- **Υψιπερατά** φίλτρα (High Pass) τα οποία είναι συμπληρωματικά των βαθυπερατών διότι η ζώνη συχνοτήτων από τη συχνότητα  $\omega = 0$  μέχρι την  $\omega = \omega_c$  είναι η ζώνη απαγόρευσης ενώ από τη συχνότητα  $\omega = \omega_c$  μέχρι το άπειρο είναι η ζώνη διέλευσης.
- **Ζωνοπερατά** (Bandpass) όπου οι συχνότητες μεταξύ των συχνοτήτων αποκοπής  $\omega_{c1}$  και  $\omega_{c2}$  επιτρέπεται να περάσουν.
- **Ζωνοαπογορευτικά** (Bandstop) όπου οι συχνότητες μεταξύ των συχνοτήτων αποκοπής  $\omega_{c1}$  και  $\omega_{c2}$  αποκόπτονται ενώ οι άλλες περνούν.

Τα ιδανικά φίλτρα, εξαιτίας της συνάρτησης μεταφοράς τους λέγονται και φίλτρα τοίχου (brickwall filters). Ωστόσο, στην πραγματικότητα δεν είναι δυνατή η υλοποίηση τέτοιων φίλτρων. Τα πραγματικά φίλτρα προσεγγίζουν τα ιδανικά αυξάνοντας την τάξη του φίλτρου, η οποία καθορίζεται από την τάξη των πολυωνύμων της συνάρτησης μεταφοράς του φίλτρου, ή αλλιώς από το αριθμό των στοιχείων χωρητικότητας και αυτεπαγωγής. Τόσο στα ιδανικά όσο και στα πραγματικά φίλτρα οι συχνότητες  $\omega_c$  είναι γνωστές ως

συχνότητες αποκοπής. Στα μεν ιδανικά φίλτρα η συχνότητα αυτή είναι η συχνότητα πέρα ή πριν της οποίας συμβαίνει διέλευση της εισόδου, ενώ διαφορετικά η έξοδος είναι μηδενική. Στα πραγματικά όμως φίλτρα η συχνότητα αποκοπής ορίζεται ως η συχνότητα, στην οποία η ισχύς εξόδου είναι η μισή της ισχύος εισόδου. Πρακτικά αυτό σημαίνει η έξοδος είναι υποβιβασμένη κατά 3db της εισόδου ή απλούστερα ότι το πλάτος της συνάρτησης μεταφοράς είναι το  $\sqrt{\frac{2}{2}}$  του μέγιστου πλάτους της συνάρτησης μεταφοράς. Ένα RC φίλτρο έχει 6db/oct μείωση του πλάτους. Είναι δυνατόν να κατασκευαστούν φίλτρα με πολλά RC τμήματα. π.χ. 12 db/oct με δύο τμήματα RC, 18 db/oct με τρία κ.λ.π. Αυτός είναι ένας συνηθισμένος τρόπος περιγραφής των φίλτρων σε σχέση με τη συχνότητα αποκοπής. Μία άλλη ορολογία που συνηθίζεται είναι η αναφορά στον αριθμό των πόλων. Έτσι ένα φίλτρο 3 πόλων σημαίνει ότι έχει 3 δίκτυα RC συνδεδεμένα σε σειρά μεταξύ τους ή ένα άλλο φίλτρο με παρόμοια συμπεριφορά. Η λέξη πόλος συναντάται στη θεωρία κυκλωμάτων και σχετίζεται με τη συνάρτηση μεταφοράς. Απαιτείται όμως κάποια προσοχή κατά τη σύνδεση πολλών δικτύων RC. Ο λόγος είναι ότι κάθε τμήμα RC θα φορτώσει το προηγούμενό του και θα αλλάξει τη συμπεριφορά του. Για αυτό θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν τελεστικοί ενισχυτές ή τρανζίστορ σαν απομονωτές στα ενδιάμεσα στάδια.



Σχήμα 8.1: Συναρτήσεις μεταφοράς ιδανικών και πραγματικών φίλτρων

## **ΤΥΠΟΙ ΦΙΛΤΡΩΝ**

Έστω ότι για μια συγκεκριμένη εφαρμογή απαιτείται ένα βαθυπερατό φίλτρο με επίπεδη ζώνη διέλευσης και γρήγορη μετάβαση, από τη ζώνη διέλευσης στη ζώνη απαγόρευσης. Ο μέγιστος ρυθμός μέσα στη ζώνη απαγόρευσης είναι  $6n$  dB/octave όπου  $n$  είναι ο αριθμός των πόλων. Για την υλοποίηση ενός πόλου απαιτείται ένας πυκνωτής ή μία αυτεπαγωγή. Είναι προφανές ότι ο σχεδιασμός του φίλτρου μπορεί να βελτιστοποιηθεί ώστε η ζώνη διέλευσης να είναι κατά το δυνατόν πιο επίπεδη, σε βάρος της ταχείας διέλευσης από τη ζώνη διέλευσης, στη ζώνη απόρριψης. Εναλλακτικά είναι δυνατόν να επιτραπεί κάποια διακύμανση στη ζώνη διέλευσης και κατά συνέπεια να επιτευχθεί βελτίωση στο ρυθμό μετάβασης από τη ζώνη διέλευσης, στη ζώνη απόρριψης. Ο χρόνος ανύψωσης και αποκατάστασης είναι οι σημαντικότεροι παράγοντες που απασχολούν ένα σχεδιαστή φίλτρων.

## **ΦΙΛΤΡΑ ΤΥΠΟΥ IIR**

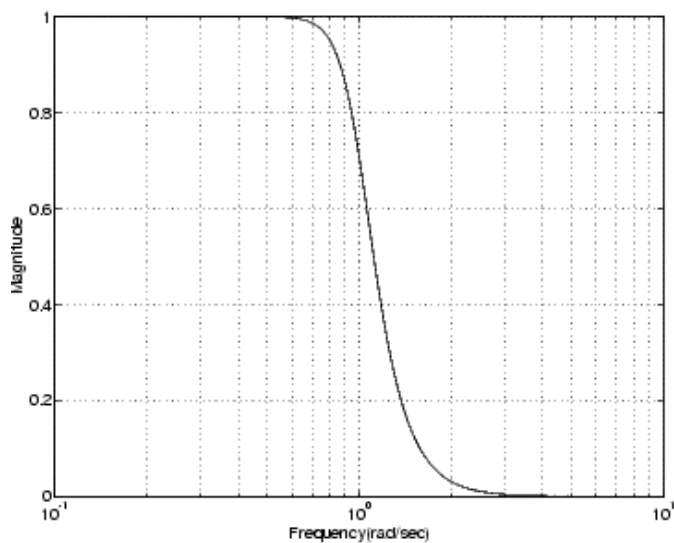
### **ΦΙΛΤΡΑ BUTTERWORTH**

Τα φίλτρα Butterworth παράγουν την πιο επίπεδη ζώνη διέλευσης σε βάρος όμως της γρήγορης μετάβασης από τη ζώνη διέλευσης στη ζώνη απόρριψης. Επίσης έχουν φτωχή χαρακτηριστική φάσης. Ωστόσο, επειδή τα φίλτρα αυτά είναι απλά στην κατανόηση και την υλοποίηση, είναι κατάλληλα για εφαρμογές όπως η ακουστική επεξεργασία. Έτσι μπορεί να θεωρηθεί γενικά καλό φίλτρο με επαρκές ποσοστό μείωσης. Η απόκριση πλάτους ενός φίλτρου Butterworth είναι:

$$H = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_c}\right)^{2n}}}$$

όπου  $n$  είναι ο αριθμός των πόλων (βαθμός του φίλτρου) και  $f_c$  η συχνότητα αποκοπής.





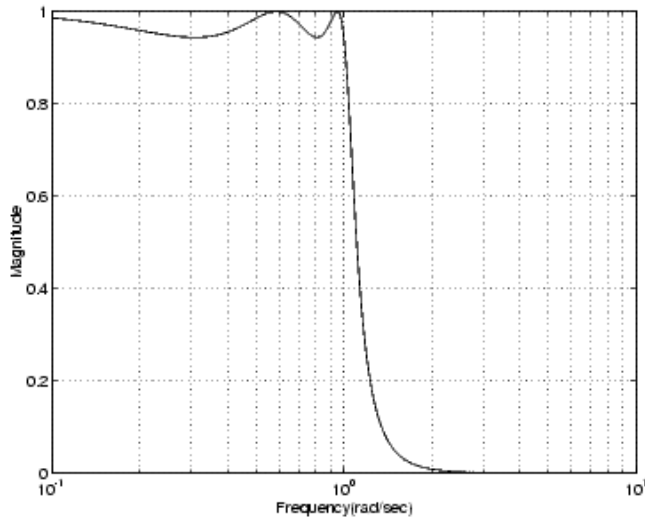
Σχήμα 8.2: Απόκριση συχνότητας φίλτρου butterworth

### ***ΦΙΛΤΡΑ CHEBYSHEV***

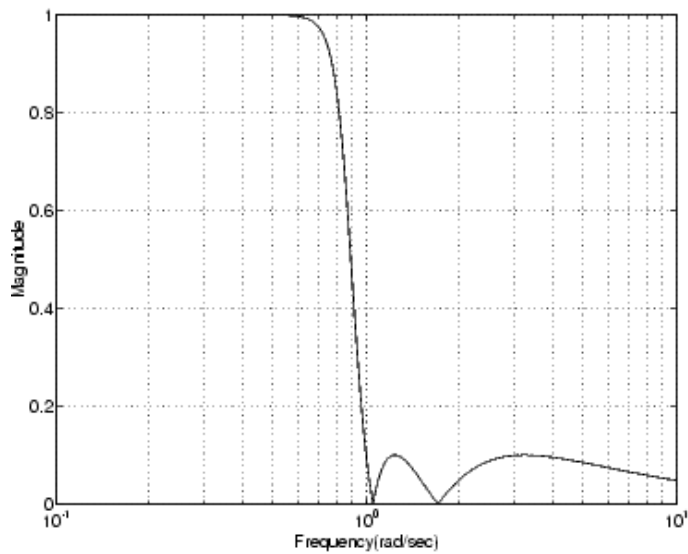
Τα φίλτρα Chebyshev επιτρέπουν κάποια διακύμανση στη ζώνη διέλευσης, η οποία τα καθιστά ακατάλληλα για τα ακουστικά συστήματα. Ωστόσο έχουν πολύ καλύτερη απόκριση στη μετάβαση από τη ζώνη διέλευσης στη ζώνη απόρριψης και γι' αυτό είναι καλύτερα για εφαρμογές στις οποίες η ζώνη συχνοτήτων περιλαμβάνει μόνο μια συχνότητα ενδιαφέροντος (π.χ., η παραγωγή ενός κύματος ημιτόνου από ένα τετραγωνικό κύμα φιλτράροντας τις αρμονικές). Τα φίλτρα Chebyshev προδιαγράφονται από τον αριθμό των πόλων και τη διακύμανση στη ζώνη διέλευσης. Η απόκριση πλάτους των φίλτρων αυτού του τύπου είναι:

$$H = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \epsilon^2 \cdot C_n \cdot \left(\frac{f}{f_c}\right)^{2n}}}$$

όπου  $C_n$  είναι το πολυώνυμο Chebyshev βαθμού  $n$  και  $\epsilon$  σταθερά που προσδιορίζει τη διακύμανση στη ζώνη διέλευσης.



Σχήμα 8.3: Απόκριση συχνότητας φίλτρου chebychev 1

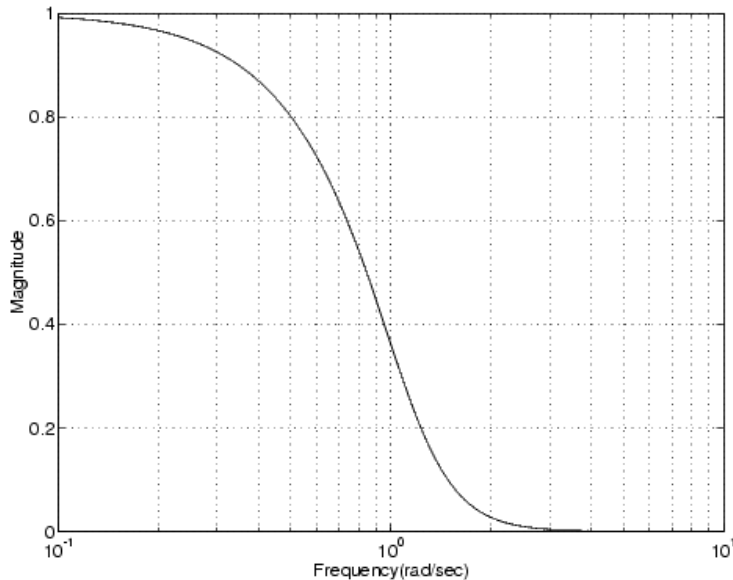


Σχήμα 8.4: Απόκριση συχνότητας φίλτρου chebychev 2

### ***ΦΙΛΤΡΑ BESSEL***

Σε περιπτώσεις όπου το σχήμα της κυματομορφής είναι υψίστης σημασίας είναι επιθυμητό ένα φίλτρο γραμμικής φάσης. Το φίλτρο Bessel έχει μέγιστη επίπεδη καθυστέρηση χρόνου στη ζώνη διέλευσης αντίθετα με το Butterworth που έχει μέγιστη επίπεδη απόκριση πλάτους. Ένα φίλτρο Bessel δίνει μια σταθερή καθυστέρηση διάδοσης του φάσματος συχνότητας εισόδου. Επομένως, εφαρμόζοντας ένα τετραγωνικό κύμα, αποτελούμενο από μία θεμελιώδη και πολλές αρμονικές, στην είσοδο ενός φίλτρου Bessel παράγεται ένα τετραγωνικό κύμα χωρίς υπερανύψωση, δηλαδή, όλες οι συχνότητες καθυστερούν κατά

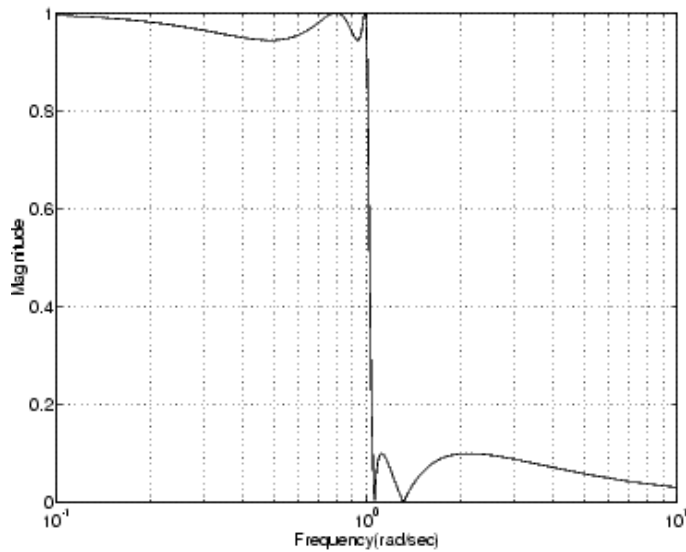
την ίδια ποσότητα. Άλλοι τύποι φίλτρων, εξαιτίας της καθυστέρησης που εισάγουν σε σχέση με τη συχνότητα, καθυστερούν τις αρμονικές από διαφορετικές ποσότητες. Το αποτέλεσμα είναι μια περανύψωση της κυματομορφής εξόδου.



Σχήμα 8.5: Απόκριση συχνότητας φίλτρου Bessel

## **ΕΛΛΕΙΠΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ**

Όταν ο παράγοντας επιλογής φίλτρου είναι το πόσο απότομη είναι η μεταβατική ζώνη, τότε μπορεί να επιλεγεί ένα ελλειπτικό φίλτρο. Τα φίλτρα αυτού του τύπου είναι παρόμοια στην απόκριση με τα φίλτρα τύπου Chebyshev και έχουν ζώνη συχνοτήτων με κυμάτωση και αυστηρή μείωση εις βάρος της κυμάτωσης στη ζώνη αποκλεισμού συχνοτήτων. Δηλαδή παρουσιάζουν το μειονέκτημα της τεράστιας διακύμανσης τόσο στη ζώνη διέλευσης όσο και στη ζώνη απαγόρευσης.



Σχήμα 8.6: Απόκριση συχνότητας ελλειπτικών φίλτρων

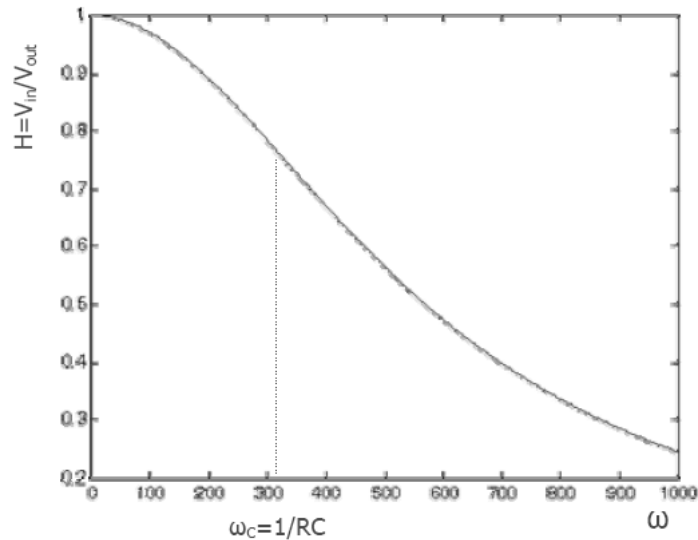
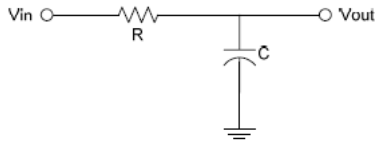
### **ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ RC**

Ο συνδυασμός αντιστάσεων και πυκνωτών κάνει δυνατό το σχηματισμό διαιρετών τάσης εξαρτωμένων από τη συχνότητα επειδή η αντίσταση του πυκνωτή  $Z_c = -j/\omega c$  εξαρτάται από τη συχνότητα. Τέτοια κυκλώματα έχουν την ιδιότητα να επιτρέπουν τη διέλευση ορισμένων συχνοτήτων ενώ απορρίπτουν άλλες.

### **ΒΑΘΥΠΕΡΑΤΑ ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ**

Το σχήμα 8.2 δείχνει ένα διαιρέτη τάσης σχηματιζόμενο από ένα πυκνωτή και μία

αντίσταση. Ο νόμος του Ohm δίνει : 
$$V_{out} = \frac{1}{\sqrt{1+(\omega \cdot R \cdot C)^2}} \cdot V_{in}$$



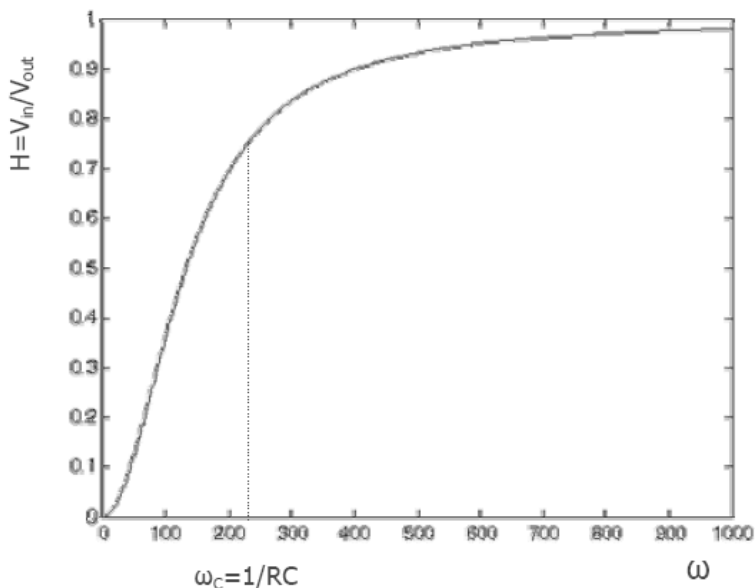
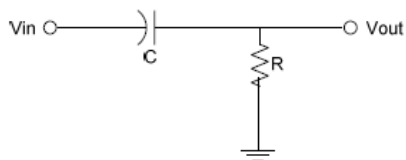
Σχήμα 8.2: Βαθυπερατό παθητικό φίλτρο

Μπορούμε να παρατηρήσει κανείς ότι στις χαμηλές συχνότητες η έξοδος προσεγγίζει την είσοδο ενώ στις υψηλές τείνει προς το μηδέν. Δηλαδή είναι ένα χαμηλοπερατό φίλτρο. Η συχνότητα αποκοπής σ' αυτή τη περίπτωση είναι  $f = 1/2\pi RC$ . Τέτοια φίλτρα είναι χρήσιμα στη πράξη σε εφαρμογές όπως απόρριψη της παρεμβολής στους δέκτες από γειτονικούς σταθμούς.

### **ΥΨΙΠΕΡΑΤΑ ΠΑΘΗΤΙΚΑ ΦΙΛΤΡΑ**

Η αντίθετη συμπεριφορά με αυτήν που περιγράφηκε παραπάνω είναι δυνατόν να επιτευχθεί απλά αλλάζοντας τη θέση των στοιχείων R και C, όπως φαίνεται στο σχήμα . Η σχέση εισόδου-εξόδου σ' αυτή τη περίπτωση είναι:

$$V_{out} = \frac{\omega \cdot R \cdot C}{\sqrt{1 + (\omega \cdot R \cdot C)^2}} \cdot V_{in}$$



Σχήμα 8.3: Υψιπερατό παθητικό φίλτρο

## ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΕΝΑ ΚΥΚΛΩΜΑΤΑ

Όταν οι πυκνωτές συνδυάζονται με πηνία μπορούν να σχηματιστούν κυκλώματα με πολύ απότομες χαρακτηριστικές συχνότητας, π.χ. μία απότομη κορυφή στην απόκριση του δικτύου σε κάποια συγκεκριμένη συχνότητα. Θεωρώντας το δίκτυο του Σχήματος, η

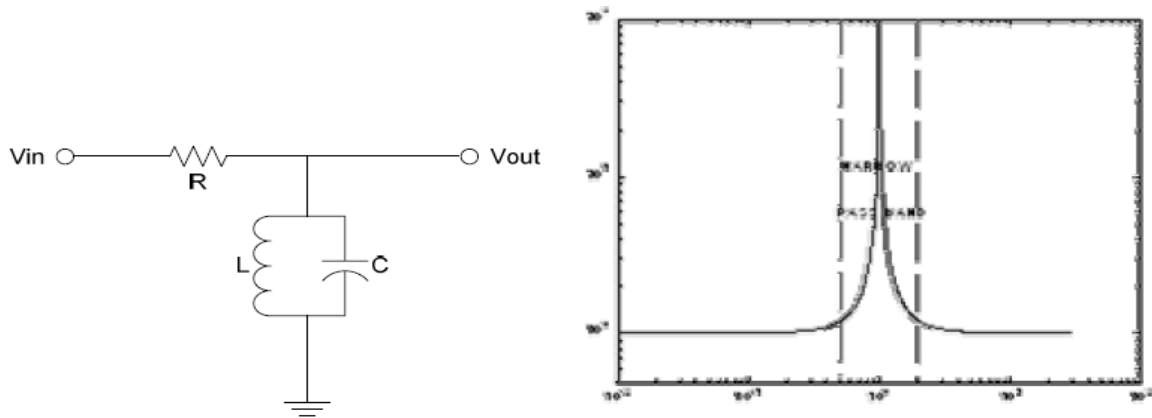
σύνθετη αντίσταση του συνδυασμού LC είναι :  $Z_{LC} = j \cdot \frac{\omega^2 \cdot L \cdot C - 1}{\omega \cdot C}$

Αυτή σε συνδυασμό με την αντίσταση R σχηματίζει ένα διαιρέτη τάσης. Εξαιτίας της αντίθετης συμπεριφοράς του πηνίου και του πυκνωτή, η αντίσταση του παράλληλου

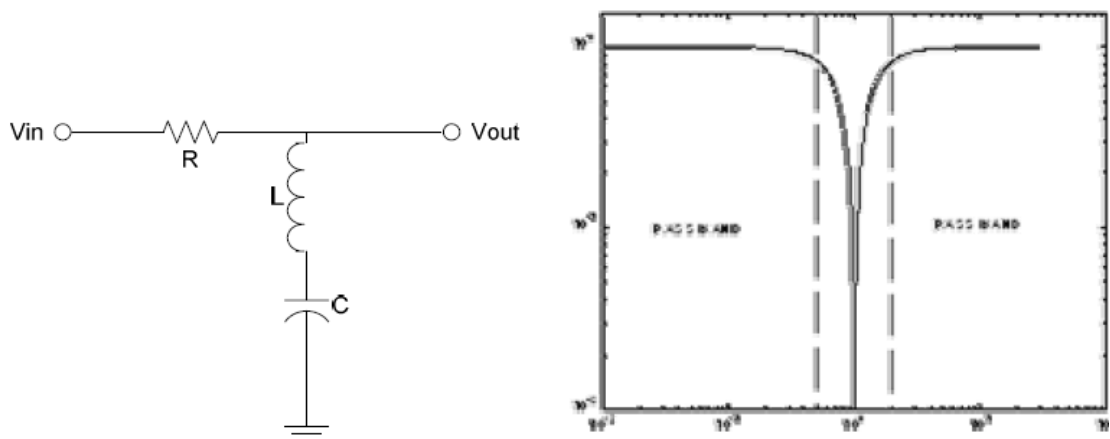
συνδυασμού LC τείνει στο άπειρο στη συχνότητα  $f_0 = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)}$  δίνοντας ένα μέγιστο

στην απόκριση του δικτύου σ' αυτό το σημείο. Στην πραγματικότητα οι απώλειες στο πηνίο και στο πυκνωτή περιορίζουν την οξύτητα του μέγιστου αλλά ο προσεκτικός σχεδιασμός μπορεί να κάνει τις απώλειες πολύ μικρές. Ο συντελεστής ποιότητας, είναι το μέτρο της οξύτητας της χαρακτηριστικής της απόκρισης του δικτύου και είναι ίσος με τη συχνότητα

συντονισμού  $f_0$  διαιρούμενη με το εύρος ζώνης 3db. Τέτοια δίκτυα χρησιμοποιούνται στις τηλεπικοινωνίες για επιλογή κάποιας συχνότητας.



Σχήμα 8.4: Συντονισμένο κύκλωμα επιλογής συχνότητας



Σχήμα 8.5: Συντονισμένο κύκλωμα παγίδας συχνότητας

## **ΕΝΕΡΓΑ ΦΙΛΤΡΑ RC**

Ενεργά είναι τα φίλτρα στα οποία για την υλοποίησή τους εκτός των παθητικών στοιχείων χρησιμοποιούνται και τελεστικοί ενισχυτές. Ο τελεστικός ενισχυτής αποδείχθηκε ένα χρήσιμο στοιχείο για την πραγματοποίηση ενεργών φίλτρων λόγω ορισμένων

πλεονεκτημάτων που προσφέρει, όπως μεγάλη αντίσταση εισόδου, χαμηλή αντίσταση εξόδου, μικρό μέγεθος και χαμηλό κόστος. Οι τύποι φίλτρων που αναφέρθηκαν παραπάνω (Butterworth, Chebychev, Bessel και Ελλειπτικά) ισχύουν και για τα ενεργά φίλτρα. Γενικά τα ενεργά φίλτρα παρουσιάζουν πλεονεκτήματα όπως :

- Μειωμένο μέγεθος, βάρος και επομένως παρασιτικές επιδράσεις.
- Αυξημένη αξιοπιστία και βελτιωμένη απόδοση.
- Απλούστερη σχεδίαση απ' ό,τι τα παθητικά φίλτρα, από τα οποία μπορούν να υλοποιηθούν σε μεγαλύτερο εύρος και με κέρδος τάσης.
- Χαμηλό κόστος του τελεστικού ενισχυτή.

Ενώ μειονεκτούν σε σχέση με τα παθητικά φίλτρα στα εξής:

- Περιορισμένο εύρος ζώνης, (τυπικά έως 100 kHz, ενώ τα παθητικά φίλτρα μπορούν να φτάσουν έως 500 MHz)
- Απαιτούν σταθερή τάση τροφοδοσίας
- Αυξημένη ευαισθησία στις παραμέτρους του κυκλώματος που οφείλεται σε περιβαλλοντικές αλλαγές.

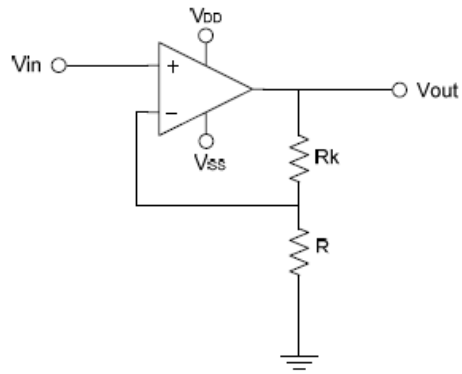
## ΦΙΛΤΡΑ ΠΗΓΗΣ ΤΑΣΗΣ ΕΛΕΓΧΟΜΕΝΑ ΑΠΟ ΤΑΣΗ

Εδώ βλέπουμε το κύκλωμα μίας πηγής τάσης ελεγχόμενο από τάση, το οποίο αποτελεί τη βασική μονάδα υλοποίησης κάθε ενεργού φίλτρου (σχήμα 8.6) . Από το διαιρέτη τάσης στα

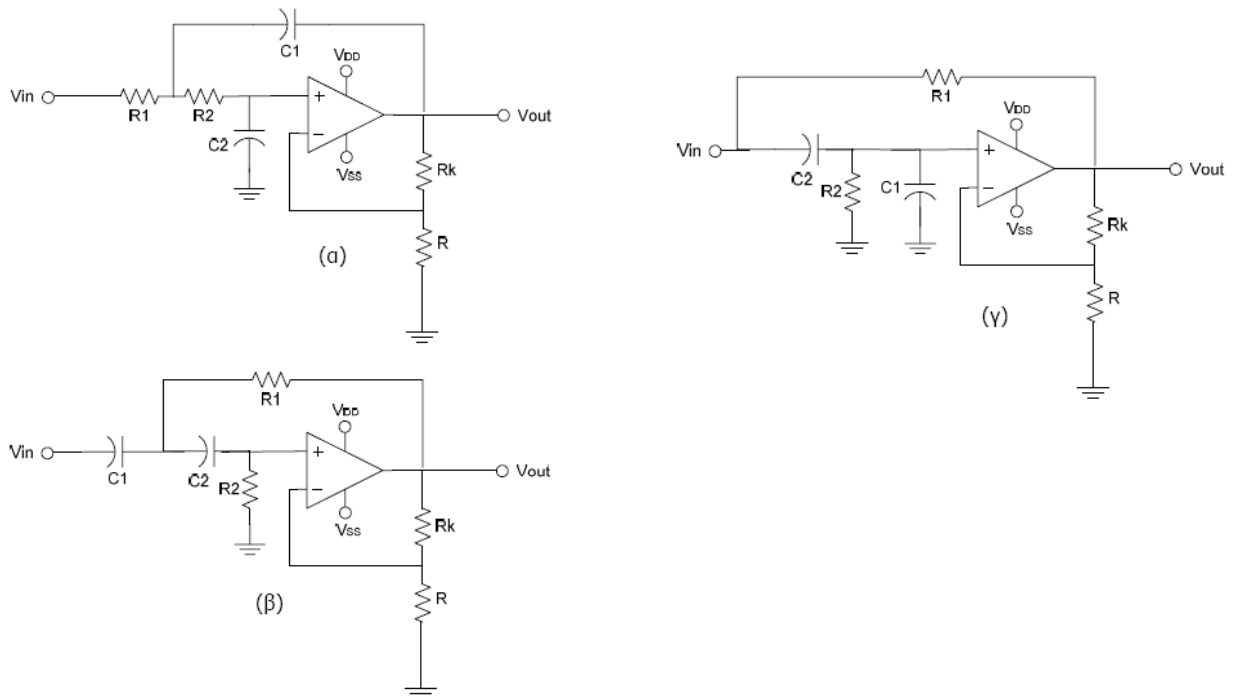
δεξιά του κυκλώματος προκύπτει ότι το κέρδος του είναι:  $K = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = 1 + \frac{R_K}{R}$

Στο σχήμα 8.7 παρουσιάζονται τα κυκλώματα για βαθυπερατό, υψιπερατό και ζωνοπερατό φίλτρο. Οι αντιστάσεις στις εξόδους των τελεστικών ενισχυτών σχηματίζουν ένα μη αναστρέφοντα ενισχυτή τάσης που μαζί με τις υπόλοιπες αντιστάσεις και πυκνωτές προσδιορίζουν την απόκριση του φίλτρου. Επίσης, τα κυκλώματα είναι δίκτυα δύο πόλων και με κατάλληλη επιλογή των στοιχείων R και C μπορεί να είναι τύπου Butterworth, Bessel ή Chebychev. Τέτοια φίλτρα μπορούν να συνδεθούν σε σειρά για να δημιουργήσουν φίλτρα μεγαλύτερης τάξης.





Σχήμα 8.6: Βασικό κύκλωμα πηγής τάσης ελεγχόμενο από τάση



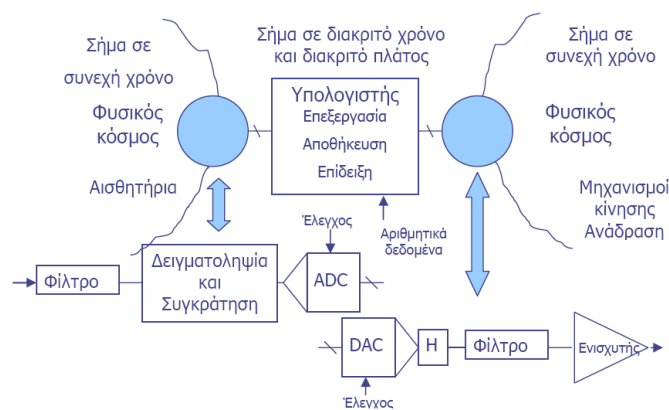
Σχήμα 8.7:

(α) ενεργό βαθυπερατό φίλτρο, (β) ενεργό υπερπερατό φίλτρο, (γ) ενεργό ζωνοπερατό φίλτρο

## 9. ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ

Στην σύγχρονη βιοιατρική τεχνολογία η πλειονότητα των σημάτων παράγεται από μετρητικά όργανα των οποίων η λειτουργία ελέγχεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή που καταγράφει τα σήματα, τα επεξεργάζεται και τα παρουσιάζει σε κατάλληλη μορφή στον γιατρό. Η λήψη, η επεξεργασία και παρουσίαση των βιοιατρικών σημάτων γίνεται δυνατή τόσο με την ύπαρξη του κατάλληλου υλικού αλλά όσο και την ανάπτυξη του κατάλληλου λογισμικού.

Το αναλογικό σήμα είναι το ηλεκτρικό σήμα που μεταφέρει την πληροφορία σχετικά με την θερμοκρασία, πίεση κ.ά. Το σήμα αυτό είναι η έξοδος ενός κατάλληλου μεταλλάκτη (transducer) που μετατρέπει τις βιολογικές μετρήσεις σε ηλεκτρικά σήματα. Στο πρώτο στάδιο έχουμε συνήθως ένα αναλογικό φίλτρο για τον περιορισμό του εύρους συχνοτήτων του σήματος. Ο μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (Analog to Digital Converter) μετατρέπει το συνεχές αναλογικό σήμα σε ψηφιακό και έπειτα ο μικροεπεξεργαστής (DSP) με το κατάλληλο λογισμικό το επεξεργάζεται. Στη συνέχεια, το επεξεργασμένο σήμα μπορεί να μετατραπεί ξανά σε αναλογικό με τη χρήση ενός μετατροπέα (DAC) και έπειτα από επεξεργασία μέσω ενός αναλογικού φίλτρου να παρουσιασθεί σε μία απεικονιστική οθόνη.



Σχήμα 9.1: Σύστημα επεξεργασίας ιατρικού σήματος

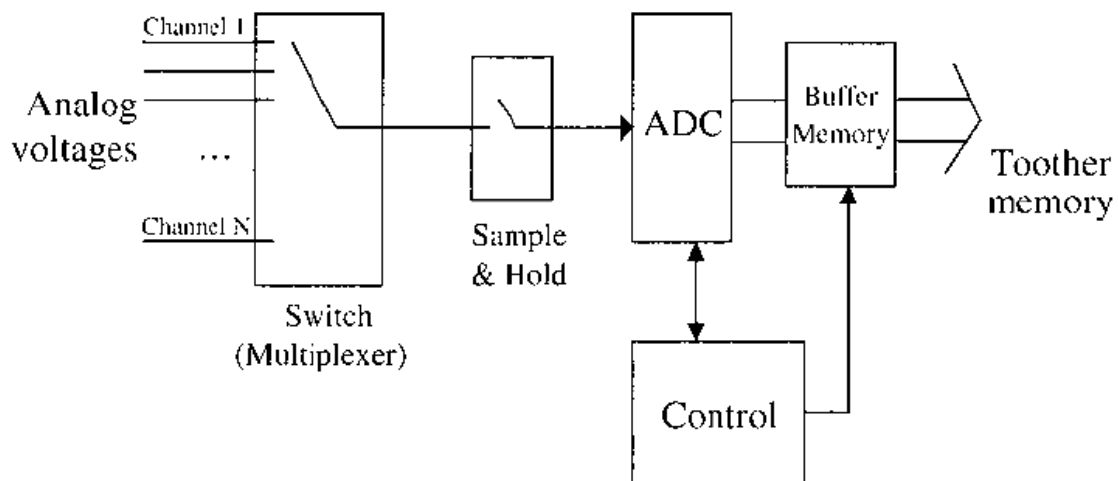
### ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΨΗΦΙΑΚΟ

Τα περισσότερα βιοιατρικά σήματα είναι σήματα συνεχούς χρόνου ή σήματα των οποίων το πλάτος μεταβάλλεται με τον χρόνο και ονομάζονται αναλογικά σήματα. Για να

επεξεργασθούμε τα αναλογικά σήματα με ψηφιακά μέσα, όπως είναι ο υπολογιστής πρέπει να τα μετατρέψουμε σε ψηφιακή μορφή, δηλαδή σε μία ακολουθία αριθμών δυαδικής μορφής. Η διαδικασία ονομάζεται μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (Analog to Digital Converter ).

Με την αυξανόμενη χρήση της ψηφιακής λογικής και των υπολογιστών στον έλεγχο διεργασιών, είναι ανάγκη να χρησιμοποιηθεί ένας μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό για να παρέχει ψηφιακά κωδικοποιημένη έξοδο. Η συνάρτηση μεταφοράς ενός μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό μπορεί να εξαχθεί, αν υποτεθεί ότι ως είσοδος παρέχεται κάποια αναλογική τάση και ο μετατροπέας παράγει μια ψηφιακή έξοδο, τέτοια ώστε, να προκύπτει η ίδια αναλογική τάση:

$V_x = V_{ref}[b_12^{-1} + b_22^{-2} + \dots + b_n2^{-n}]$ , όπου  $V_x$  η αναλογική τάση εισόδου,  $V_{ref}$  η τάση αναφοράς και  $b_1, b_2, \dots, b_n$  τα  $n$  ψηφία εξόδου. Οι περισσότεροι ADCs είναι διαθέσιμοι στη μορφή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως έχουν στις διάφορες εφαρμογές. Για να μπορεί να γίνει εκτίμηση των χαρακτηριστικών των μετατροπέων αυτών θα πρέπει πρώτα να εξεταστούν ορισμένες βασικές τεχνικές, που χρησιμοποιούνται για να εκτελέσουν αυτού του είδους τη μετατροπή. Υπάρχουν διάφορα τεχνάσματα μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό που διαφέρουν στη ταχύτητα, ακρίβεια, κλπ. Ένας ADC είναι κατασκευαστικά πιο σύνθετος από έναν DAC, ο οποίος επιπλέον, χρησιμοποιείται ως κατασκευαστικό τμήμα για μερικούς τύπους ADC.

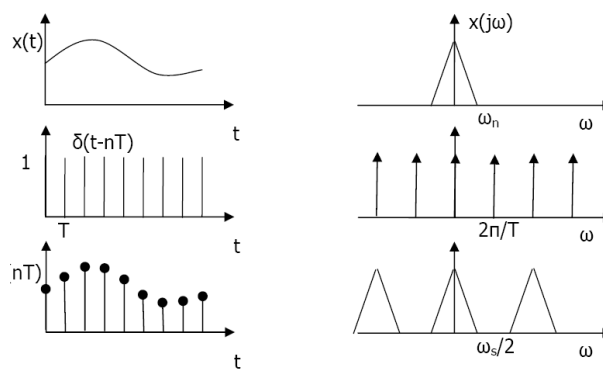


Σχήμα 9.2: Μπλόκ διάγραμμα της διαδικασίας

## ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑ (SAMPLING)

Είναι η μετατροπή ενός σήματος συνεχούς χρόνου σε σήμα διάκριτου χρόνου (discrete time signal) με την λήψη δειγμάτων του αναλογικού σήματος σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές ή στιγμές διάκριτου χρόνου. Αν το αναλογικό σήμα είναι το  $x(t)$ , όπου  $t$  είναι ο συνεχής χρόνος, τότε το σήμα διάκριτου χρόνου που θα προκύψει με δειγματοληψία κάθε  $T$  χρονικές στιγμές θα είναι  $x(nT)$ , όπου  $n$  είναι ο αριθμός των δειγμάτων  $T$ . Συνήθως, το σήμα διάκριτου χρόνου συμβολίζεται ως  $x(n)$  και επειδή ουσιαστικά πρόκειται για ακολουθίες πραγματικών αριθμών συμβολίζονται και ως:  $\{x(n)\}$ ,  $-\infty < n < \infty$

όπου το  $x(n)$  αποτελεί το δείγμα της ακολουθίας (ή του σήματος) τη χρονική στιγμή  $n$ .

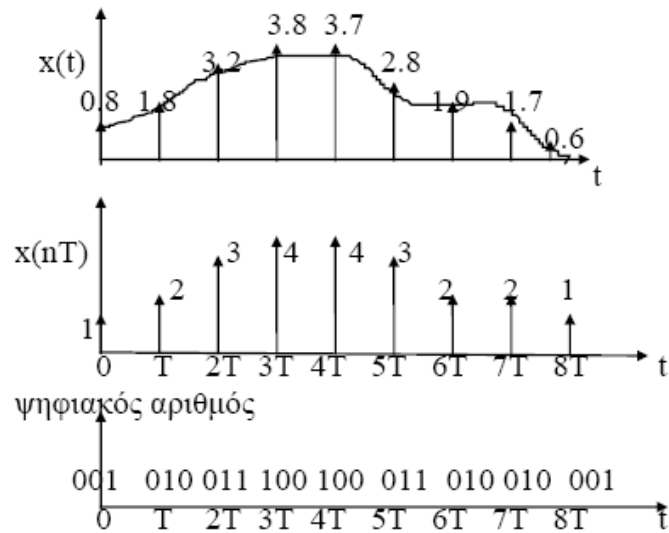


Σχήμα 9.3: Δειγματοληψία στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας

## ΚΒΑΝΤΙΣΜΟΣ (QUANTIZATION)

Η διαδικασία της μετατροπής ενός συνεχούς σήματος σε ψηφιακό περιλαμβάνει τη διαδικασία της κβαντοποίησης, σύμφωνα με την οποία το ψηφιακό σήμα αποθηκεύεται με κάποια πεπερασμένη ακρίβεια. Δηλαδή ενώ η δειγματοληψία μετατρέπει ένα συνεχές χρονικά σήμα σε σήμα διακριτού χρόνου, η διαδικασία της κβαντοποίησης μετατρέπει ένα σήμα συνεχούς πλάτους σε σήμα διακριτού πλάτους. Γενικά ένας μετατροπέας, είτε αναλογικού σήματος σε ψηφιακό είτε ψηφιακού σήματος σε αναλογικό, χαρακτηρίζεται από τον αριθμό των ψηφίων που χρησιμοποιεί για τη διαδικασία της κωδικοποίησης. Δεδομένης της καθολικής χρήσης του δυαδικού κώδικα, ένας μετατροπέας  $n$  ψηφίων μπορεί να δώσει  $2^n$  διαφορετικές τιμές. Συνεπώς το βήμα κβαντοποίησης  $q$  είναι:  $q = FS/2^n$

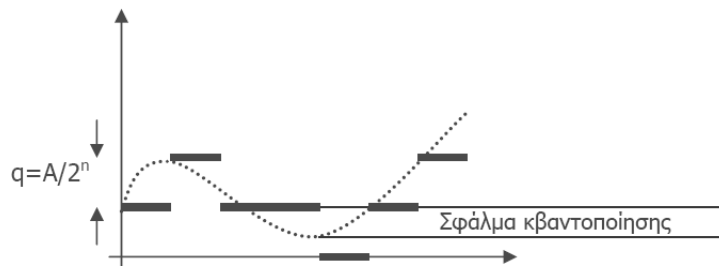
όπου  $FS$  είναι η πλήρης κλίμακα (Full Scale-FS), δηλαδή η μέγιστη τιμή εισόδου.



Σχήμα 9.4: Κβαντισμός και κωδικοποίηση

Η ενεργός τιμή του σφάλματος κβαντοποίησης μπορεί να αποδειχθεί ότι είναι  $E_{rms} = \frac{q}{\sqrt{12}}$

Όπως φαίνεται στο σχήμα 9.5, το σφάλμα κβαντοποίησης συχνά θεωρείται σαν θόρυβος στα ψηφιακά συστήματα.



Σχήμα 9.5: Σφάλμα κβαντοποίησης

## **ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ (CODING)**

Η επόμενη διαδικασία, που ακολουθεί αυτήν του κβαντισμού, είναι η κωδικοποίηση του ψηφιακού σήματος. Οι πιο γνωστοί κώδικες είναι οι: BCD, Gray, κ.ά. Ο αριθμός των ψηφίων που χρησιμοποιούνται για κάθε ένα από τα δείγματα είναι σταθερός και ονομάζεται εύρος δείγματος. Αυτό καθορίζει τις τιμές που μπορεί να λάβουν τα δείγματα. Έτσι με εύρος δείγματος 12 ψηφίων, το σήμα μπορεί να έχει  $2^{12} = 4096$  διαφορετικές στάθμες.

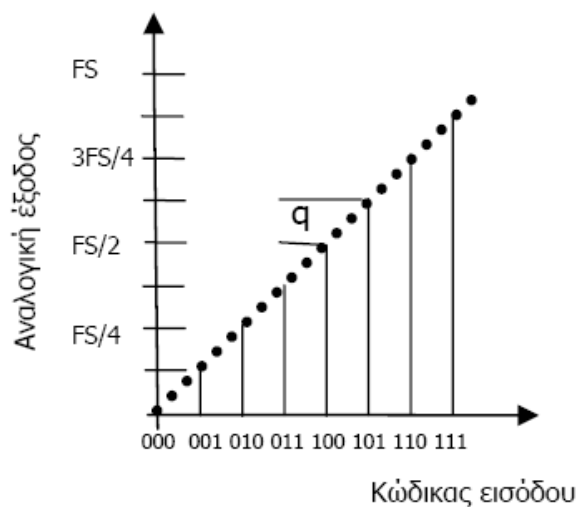
## ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟ

Οι μετατροπείς ψηφιακού σήματος σε αναλογικό (Digital to Analog Converters - DACs) είναι συσκευές με τις οποίες οι υπολογιστές επικοινωνούν με τον εξωτερικό κόσμο. Χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές όπως στα αναλογικά συστήματα προβολής, στην ψηφιακή παραγωγή αναλογικών σημάτων, στον ψηφιακό έλεγχο συστημάτων κ.λ.π. Ένας DAC δέχεται ψηφιακή πληροφορία και τη μετατρέπει σε αναλογική τάση. Η ψηφιακή πληροφορία έχει τη μορφή ενός δυαδικού αριθμού με καθορισμένο αριθμό ψηφίων. Ο DAC μετατρέπει μια ψηφιακή λέξη σε αναλογική τάση καθορίζοντας μια κλίμακα τέτοια ώστε η αναλογική τάση στην έξοδό του να είναι 0 όταν όλα τα ψηφία είναι 0 και μέγιστη όταν όλα τα ψηφία είναι 1. Αυτά μπορούν να αναπαρασταθούν μαθηματικά χρησιμοποιώντας ένα δυαδικό αριθμό, του οποίου η λέξη αναπαριστά ένα κλασματικό αριθμό. Έτσι η έξοδος του DAC μπορεί να καθοριστεί χρησιμοποιώντας τη σχέση σαν κλίμακα κάποιας τάσης αναφοράς:  $V_x = V_{ref} [b_1 2^{-1} + b_2 2^{-2} + \dots + b_n 2^{-n}]$ , όπου  $V_x$  η αναλογική τάση εξόδου,  $V_{ref}$  η τάση αναφοράς και  $b_1, b_2, \dots, b_n$  η δυαδική λέξη  $n$  ψηφίων. Η ελάχιστη τάση είναι 0 και η μέγιστη καθορίζεται από το μέγεθος της ψηφιακής λέξης γιατί, όταν όλα τα ψηφία είναι 1, το δεκαδικό ισοδύναμο προσεγγίζει τη  $V_x$  όσο ο αριθμός των ψηφίων αυξάνεται. Έτσι για μία λέξη 4 ψηφίων το μέγιστο είναι:

$$V_{max} = V_{ref}[2^{-1} + 2^{-2} + 2^{-3} + 2^{-4}] = 0,9375V_{ref}$$

ενώ για λέξη 8 ψηφίων:

$$V_{max} = V_{ref}[2^{-1} + 2^{-2} + 2^{-3} + 2^{-4} + 2^{-8}] = 0,9961V_{ref}.$$

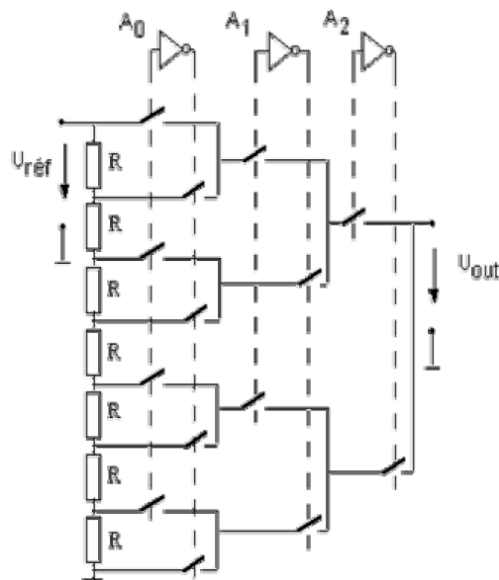


Σχήμα 9.6: Συνάρτηση μεταφοράς ενός DAC τριών ψηφίων

Η συνάρτηση μεταφοράς ενός ιδανικού DAC τριών ψηφίων φαίνεται στο σχήμα 9.6. Κάθε ψηφιακή λέξη παράγει μία μόνο αναλογική έξοδο σε σύνολο  $2^n$  διαφορετικών συνδυασμών συμπεριλαμβανόμενου και του μηδενός, όπου  $n$  είναι ο αριθμός ψηφίων του DAC. Οι περισσότερες τεχνικές υλοποίησης των DACs είναι παράλληλου τύπου, που σημαίνει ότι όλα τα ψηφία αλλάζουν πρακτικά ταυτόχρονα με την εφαρμογή μιας λέξης εισόδου. Σε μερικές περιπτώσεις η λήψη της ψηφιακής λέξης γίνεται σειριακά, δηλαδή τα ψηφία λαμβάνονται το ένα μετά το άλλο. Στην περίπτωση αυτή χρειάζεται είτε ένας μετατροπέας σειριακών λέξεων δεδομένων σε παράλληλες, με απομονωτή στην έξοδό του, είτε ένας σειριακός μετατροπέας.

### **ΠΟΤΕΝΣΙΟΜΕΤΡΙΚΟΙ DAC**

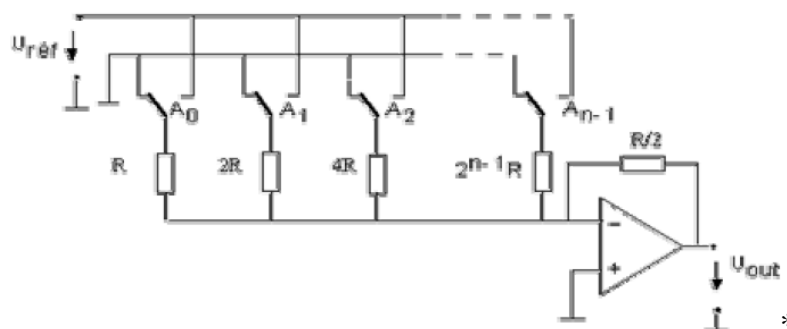
Η απλούστερη υλοποίηση ενός DAC φαίνεται στο σχήμα 9.7. Ονομάζεται ποτενσιομετρικός DAC, γιατί βασίζει τη λειτουργία του στην αρχή ενός διαιρέτη τάσης (στην αριστερή πλευρά του σχήματος) και όλες οι δυνατές στάθμες υλοποιούνται από αυτόν τον διαιρέτη. Η ψηφιακή λέξη εφαρμόζεται στις θέσεις A1, A2 και A3, οι οποίες ελέγχουν μία σειρά από διακόπτες. Όπως είναι φανερό στο σχήμα η επιλογή της εξόδου γίνεται με αποκωδικοποίηση.



Σχήμα 9.7: Ποτενσιομετρικοί DAC

## **DAC ΣΤΑΘΜΙΣΜΕΝΟΥ ΑΘΡΟΙΣΜΑΤΟΣ**

Ο ποτενσιομετρικός DAC αν και απλός απαιτεί πολύ υλικό για την υλοποίησή του. Έτσι για την υλοποίηση ενός DAC με ανάλυση  $n$  ψηφία απαιτούνται  $n$  αντιστάσεις και  $2(2n-1)$  διακόπτες. Μία υλοποίηση απλούστερης πολυπλοκότητας παρουσιάζεται στο σχήμα. Τα ψηφιακά σήματα εισόδου μετατρέπονται σε σήματα ελέγχου για τους διακόπτες  $A_0, A_1, \dots, A_{n-1}$ . Οι διακόπτες αυτοί επιτρέπουν ή απαγορεύουν τη διέλευση ρεύματος από τις αντιστάσεις ακριβείας ενός κλιμακωτού δικτύου, που τροφοδοτείται με μία σταθερή τάση ακριβείας. Συνέπεια του γεγονότος ότι οι αντιστάσεις του δικτύου είναι σταθμισμένες είναι και τα αντίστοιχα ρεύματα να είναι επίσης σταθμισμένα, δηλαδή  $I/2, I/2^2, \dots, I/2^n$ . Ο αθροιστής αθροίζει τα σταθμισμένα ρεύματα, που οι διακόπτες επιτρέπουν τη διέλευσή τους. Έτσι, ανάλογα με τη βαθμίδα εξόδου που χρησιμοποιείται, μπορούμε να έχουμε μετατροπέα που έχει σαν έξοδο ρεύμα. Το ρεύμα εξόδου του δικτύου είναι το ρεύμα του μετατροπέα. Επίσης, μπορούμε να έχουμε μετατροπέα που έχει έξοδο τάση, αν το ρεύμα εξόδου του δικτύου εφαρμοστεί σε ένα τελεστικό ενισχυτή και μετατραπεί σε τάση εξόδου.



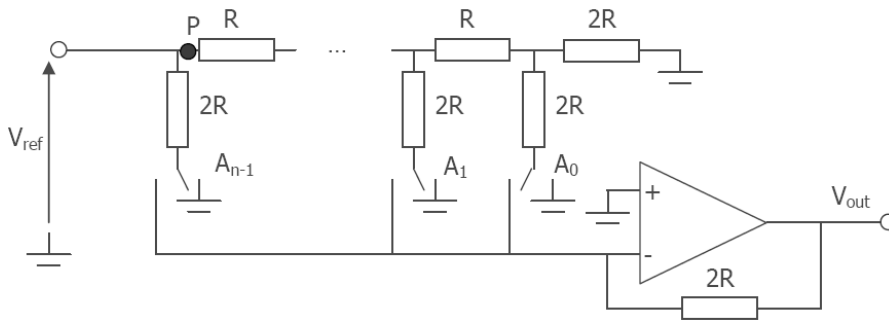
Σχήμα 9.8: DAC σταθμισμένου αθροίσματος

## **DAC ΚΛΙΜΑΚΑΣ R-2R**

Είναι γνωστό ότι η υλοποίηση ενός καθρέπτη ρεύματος είναι σύνθετη σχεδιαστικά και συνεπώς ακριβή. Το δίκτυο των  $n$  διαφορετικών αντιστάσεων παρουσιάζει μεγάλη ανοχή σε μεταβολές των αντιστάσεων αυτών, λόγω θερμοκρασίας. Δηλαδή, έστω και μικρή μεταβολή της θερμοκρασίας συμβάλλει στην αλλοίωση της γραμμικότητας του δικτύου. Για την επίλυση του τελευταίου αυτού προβλήματος προτάθηκε μία τεχνική γνωστή σαν

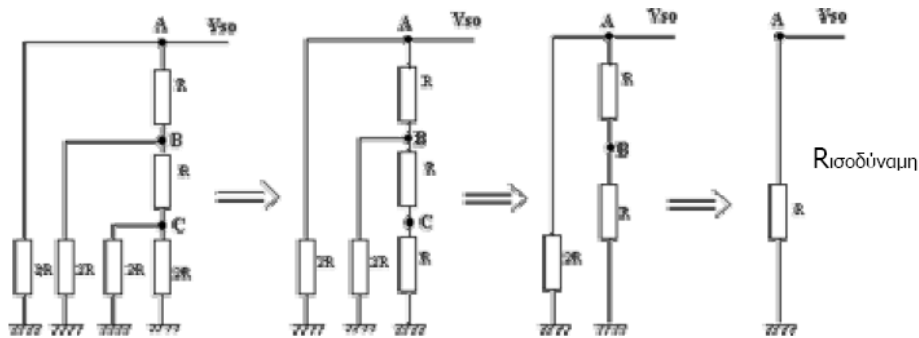


μέθοδος κλιμακωτού δικτύου R-2R, η οποία είναι και η πλέον δημοφιλής για την υλοποίηση DAC. Το κάτω άκρο κάθε αντίστασης 2R συνδέεται μ' ένα ηλεκτρονικό διακόπτη δύο δρόμων που συνδέει την αντίσταση είτε στη γείωση, είτε στον κόμβο άθροισης του δικτύου. Η λειτουργία του δικτύου R-2R στηρίζεται στη δυαδική διαίρεση του ρεύματος καθώς αυτό διαρρέει το δίκτυο.



Σχήμα 9.9: Τεχνική υλοποίησης DAC με χρήση κλιμακωτού δικτύου

Μία προσεκτικότερη εξέταση του κλιμακωτού δικτύου δείχνει ότι δεξιά του σημείου P η μετρούμενη αντίσταση είναι 2R. Αυτό γίνεται κατανοητό παρατηρώντας πώς προκύπτει το ισοδύναμο κύκλωμα στο σχήμα 9.10.



Σχήμα 9.10: Ισοδύναμη αντίσταση δικτύου R-2R.

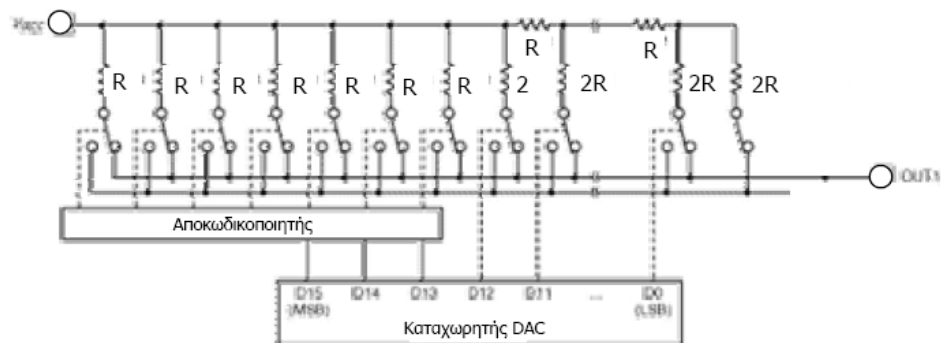
Επομένως η είσοδος αναφοράς στο κλιμακωτό δίκτυο έχει αντίσταση R. Στην είσοδο το ρεύμα χωρίζεται σε δύο ίσα μέρη διότι συναντά ίσες αντιστάσεις και προς τις δύο κατευθύνσεις. Παρόμοια το ρεύμα που συνεχίζει να διαρρέει το κλιμακωτό δίκτυο διαιρείται σε δύο ίσα μέρη στο κόμβο κάθε αντίστασης. Το αποτέλεσμα είναι δυαδικά ζυγισμένα ρεύματα να διαρρέουν τις αντιστάσεις 2R του κλιμακωτού δικτύου. Αν υποθέσουμε ότι όλα τα ψηφία είναι λογικό 1, τότε το ρεύμα εξόδου θα είναι:

$$I_{OUT} = \frac{V_{REF}}{R} \cdot \left[ \frac{1}{2} + \frac{1}{2^2} + \dots + \frac{1}{2^n} \right] = \frac{V_{REF}}{R} \cdot \left[ 1 - \frac{1}{2^n} \right]$$

Τέλος το ρεύμα εξόδου μέσω ενός τελεστικού ενισχυτή μετατρέπεται σε τάση. Ενώ αν κάποια είσοδος είναι στην τιμή λογικό 0, δεν καταλήγει στον αθροιστή, με αποτέλεσμα να μην αθροίζεται. Με την τεχνική αυτή υλοποιούνται DACs υψηλής ταχύτητας και μεγάλης διακριτικότητας.

### **ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗΣ**

Για τη μείωση της επιφάνειας ολοκλήρωσης σε ένα μονολιθικό DAC αλλά και για την ελαχιστοποίηση των αιχμών που μπορεί να παρουσιάσει ένας πιο γραμμικός DAC, αναπτύχθηκε η τεχνική της τμηματοποίησης. Η αρχή λειτουργίας της συνδυάζει τις αρχές του ποτενσιομετρικού DAC και αυτού κλίμακας R-2R. Τα πλέον σημαντικά ψηφία δεν ελέγχονται απευθείας, αλλά με έναν αποκωδικοποιητή, όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα. Με την τεχνική της τμηματοποίησης ο μετατροπέας παρουσιάζει μονοτονικότητα στα πλέον σημαντικά ψηφία, με αποτέλεσμα απότομες μεταβολές σε αυτά να μην προκαλούν αιχμές στην έξοδο.



Σχήμα 9.11: Τεχνική τμηματοποίησης

### **DAC ΤΥΠΟΥ ΠΟΛΛΑΠΛΑΣΙΑΣΤΗ**

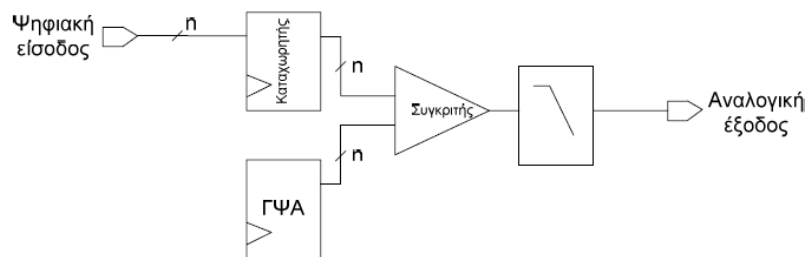
Σε αυτό τον τύπο του DAC η έξοδος ισούται με το γινόμενο μιας τάσης εισόδου και ενός ψηφιακού κώδικα εισόδου. Οι DACs τύπου πολλαπλασιαστή (Multiplying DACs-MDACs) δίνουν τη δυνατότητα μετρήσεων λόγων (ratiometric measurements). Αν κάποιο αισθητήριο, όπως π.χ. ένα θερμίστορ που είναι ένα αισθητήριο μεταβλητής αντίστασης

τροφοδοτείται από τη τάση αναφοράς ενός DAC οι τυχόν διακυμάνσεις στη τάση αναφοράς δε θα επηρεάσουν τη μέτρηση. Αυτή είναι μία έξυπνη τεχνική διότι επιτρέπει μέτρηση και έλεγχο με ακρίβεια μεγαλύτερη από την ευστάθεια των τάσεων αναφοράς ή των τροφοδοτικών. Έτσι ευκολύνονται οι απαιτήσεις για τα κυκλώματα τροφοδοσίας και ακριβούς τάσης αναφοράς.

Η αρχή των αναλογικών μετρήσεων (ratiometric principle) χρησιμοποιείται στην απλούστερη μορφή της στο κλασικό κύκλωμα της γέφυρας, στο οποίο δύο λόγιοι ρυθμίζονται ώστε να είναι ίσοι μηδενίζοντας το διαφορικό σήμα ανάμεσα στις δύο εξόδους των διαιρετών τάσης.

## ΣΤΟΧΑΣΤΙΚΟΙ DAC

Μία άλλη τεχνική μετατροπής ψηφιακού σήματος σε αναλογικό είναι η στοχαστική μετατροπή. Ο τρόπος αυτός μετατροπής παρουσιάζεται στο Σχήμα 9.12. Το βασικό δομικό στοιχείο στην τεχνική αυτή είναι μία γεννήτρια ψευδοτυχαίων αριθμών. Η μετατροπή πραγματοποιείται ως εξής: Η ψηφιακή είσοδος  $n$  ψηφίων διατηρείται στον καταχωρητή όσο χρόνο χρειάζεται η γεννήτρια ψευδοτυχαίων αριθμών να ολοκληρώσει ένα πλήρη κύκλο, δηλαδή να διέλθει από όλες τις  $2^n$  διαφορετικές καταστάσεις. Κάθε μία από τις  $2^n$  αυτές καταστάσεις συγκρίνεται με την ψηφιακή είσοδο. Ο συγκριτής παράγει υψηλή έξοδο τόσες φορές όσες υποδεικνύει η ψηφιακή είσοδος. Ένα χαμηλοπερατό φίλτρο ολοκληρώνει τις εξόδους του συγκριτή παράγοντας την αναλογική είσοδο, η οποία είναι έτσι ανάλογη της ψηφιακής εισόδου.



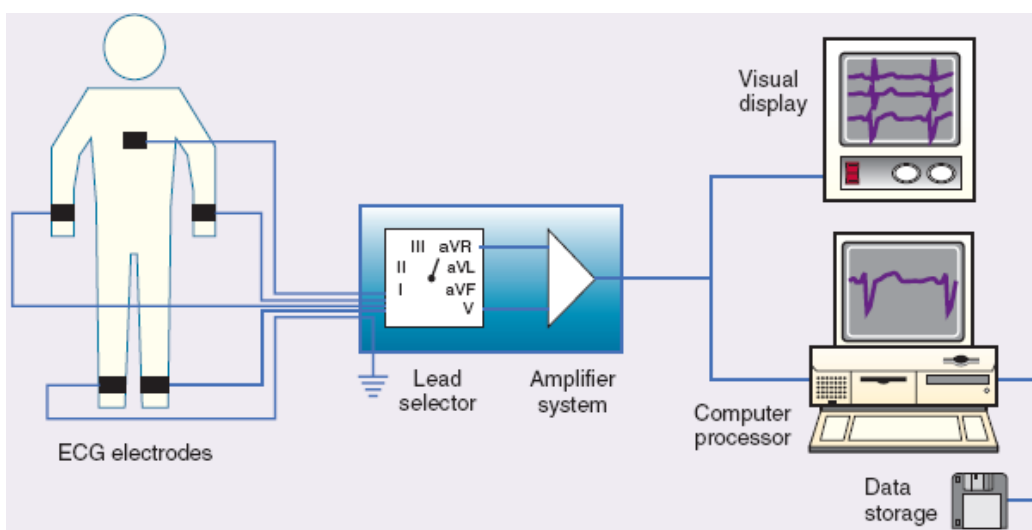
Σχήμα 9.12: Στοχαστικός DAC

## 10. Ο ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ

### ΓΕΝΙΚΑ

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ηλεκτρονική συσκευή, η οποία αναπαριστά και καταγράφει το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Χρησιμοποιείται κυρίως για τον έλεγχο του καρδιακού ρυθμού (διάγνωση καρδιακών αρρυθμιών), της κατάστασης του μυοκαρδίου και της καρδιακής συχνότητας. Στην πραγματικότητα είναι μια πολύ χρήσιμη συσκευή σε περιπτώσεις παθήσεων του κυκλοφορικού και τραυμάτων των θωρακικών τοιχωμάτων. Όμως η σχεδίαση ενός ηλεκτροκαρδιογράφου είναι αρκετά απαιτητική διότι είναι ένα όργανο που πρέπει να καταγράφει πολύ μικρά ηλεκτρικά σήματα τα οποία εκτός από το ωφέλιμο σήμα, περιέχουν και διάφορες συνιστώσες θορύβου. Ένας ηλεκτροκαρδιογράφος, όπως βλέπουμε και στο σχήμα 10.1 αποτελείται από κάποια μέρη:

- Τα ηλεκτρόδια, τα οποία καταγράφουν την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς.
- Έναν επιλογέα ακροδεκτών, ώστε να μπορούμε να επιλέγουμε τον τύπο της απαγωγής που θα χρησιμοποιήσουμε
- Το σύστημα ενίσχυσης των ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων.
- Την απεικόνιση του σήματος σε υπολογιστή ή παλμογράφο για περαιτέρω επεξεργασία και αποθήκευση.



Σχήμα 10.1: Τα βασικά μέρη ενός ηλεκτροκαρδιογράφου

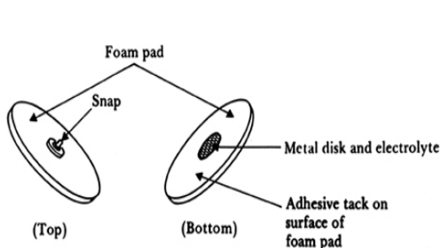
Η βαθμίδα του συστήματος ενίσχυσης περιλαμβάνει:

- τα κυκλώματα προστασίας και ασφάλειας, τα οποία απομονώνουν τις υπερτάσεις στις εισόδους του ηλεκτροκαρδιογράφου.
- Τον προενισχυτή του βιοδυναμικού σήματος, ο οποίος λαμβάνει τα διαφορικά σήματα εισόδου και τα ενισχύει.
- Το κύκλωμα απομόνωσης, το οποίο είναι ένα ζωνοπερατό φίλτρο στα 50Hz ώστε να επιτυγχάνεται η αποκοπή των παρεμβολών του δικτύου.
- Το κύκλωμα οδήγησης δεξιού κάτω άκρου, το οποίο χρησιμοποιείται για την εξάλειψη των παρεμβολών του κοινού σήματος.

## **ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ**

Τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση των βιοηλεκτρικών δυναμικών που προκαλούνται από τα μυϊκά και νευρικά κύτταρα. Γενικά τα ηλεκτρόδια είναι τύπου άμεσης επαφής και χρησιμοποιούνται για να μετατρέπουν το ρεύμα των ιόντων, το οποίο ρέει μέσα στο σώμα, σε ηλεκτρικό ρεύμα ώστε να μεταφέρεται μέσω καλωδίων στις εισόδους του ηλεκτροκαρδιογράφου

Τα βιοδυναμικά ηλεκτρόδια συνήθως είναι κατασκευασμένα από κάποιο μέταλλο (π.χ ασήμι) και βρίσκονται σε επαφή με το δέρμα μέσω ενός ηλεκτρολύτη (αγώγιμο gel), το οποίο μπορεί να αποτελείται από χλωριούχο νάτριο και άλλα ιόντα (ή από ένα απλό αλατούχο διάλυμα) ώστε να δημιουργείται καλή επαφή μεταξύ τους. Τα ζεύγη ηλεκτροδίων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μέτρηση της διαφοράς δυναμικού σε δύο σημεία του σώματος, τα οποία παρουσιάζουν διαφορετική συγκέντρωση ιόντων. Η μετακίνηση του ηλεκτροδίου κατά τη διάρκεια της καταγραφής παράγει ανεπιθύμητα σήματα, τα οποία αλλοιώνουν το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Γι' αυτό το λόγο το άτομο που εξετάζεται πρέπει να παραμένει ακίνητο και ήρεμο. Επίσης οι απαγωγές των ηλεκτροδίων είναι κατασκευασμένες από θωρακισμένο καλώδιο (π.χ μικροφώνου) ώστε να προστατεύεται το σήμα από παρεμβολές και να μην υφίσταται τόσο μεγάλη εξασθένηση.

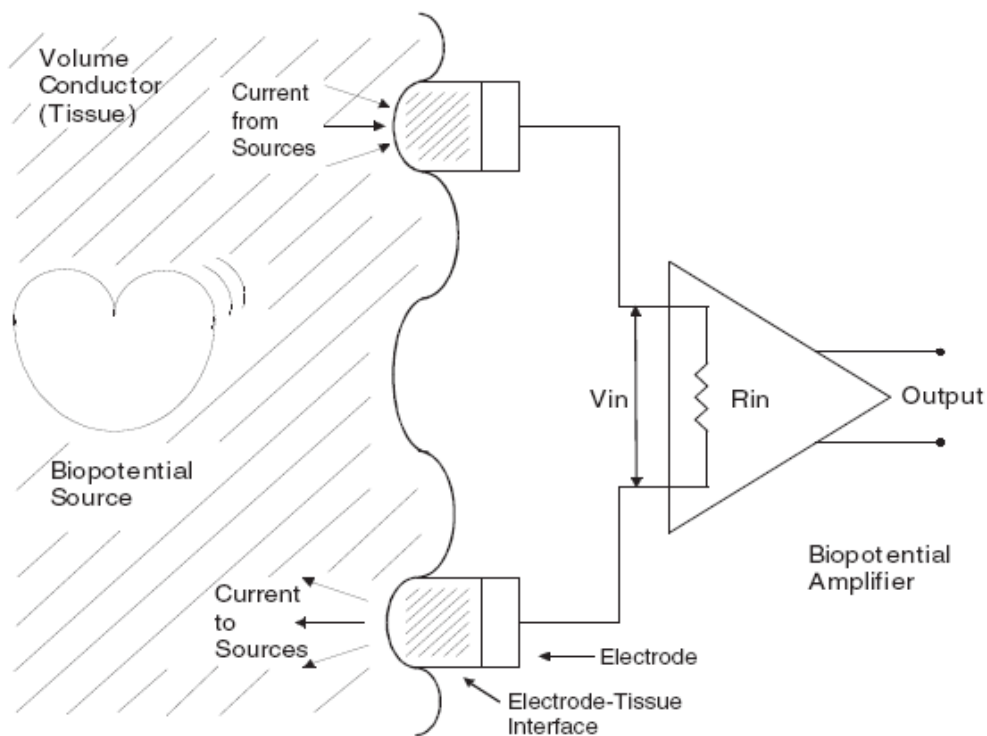


Σχήμα 10.2: Ηλεκτρόδια

## ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ

### ΤΟ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟ ΣΗΜΑ

Τα βιοιατρικά σήματα είναι σήματα που χρησιμοποιούνται στην ιατρική και τη βιολογία για την εξαγωγή πληροφοριών για το υπό εξέταση βιοιατρικό σύστημα. Ειδικότερα, τα βιοδυναμικά σήματα (ηλεκτρικά σήματα) μας πληροφορούν για τη λειτουργία και την ανατομία ενός ανθρώπινου οργάνου, όπως είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα που μας πληροφορεί για τη λειτουργία της καρδιάς.



Σχήμα 10.3, λήψη βιοδυναμικού σήματος

### Ο ΠΡΟΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΤΟΥ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ

Ο ενισχυτής οργανολογίας είναι ένας ισοσταθμισμένος διαφορικός ενισχυτής, ο οποίος χρησιμοποιείται ως προενισχυτική βαθμίδα εισόδου και πραγματοποιεί την πρώτη ενίσχυση του βιοδυναμικού σήματος. Η βαθμίδα αυτή πρέπει να χαρακτηρίζεται από πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου, πολύ υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR) και να παρέχει μεγάλο κέρδος τάσης. Ο ενισχυτής οργανολογίας μπορεί να υλοποιηθεί είτε με τη

χρήση ενός διαφορικού ενισχυτή που θα αποτελείται από 3 τελεστικούς ενισχυτές ακριβείας, είτε από ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα (chip), το οποίο θα είναι ένας ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier). Στο κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου ο ενισχυτής οργανολογίας είναι ο AD623, ο οποίος χρησιμοποιείται σε εφαρμογές ιατρικών οργάνων μέτρησης χαμηλής ισχύος.

Οι κυματομορφές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι ηλεκτρικά σήματα με πολύ μικρό πλάτος, περίπου 1mV (peak to peak) και το εύρος ζώνης συχνοτήτων τους κυμαίνεται στην περιοχή των 0.05 με 100 Hz .

Το πλάτος των κυματομορφών εξαρτάται από τις θέσεις των ηλεκτροδίων στο σώμα και την αντίσταση που υπάρχει μεταξύ των ηλεκτροδίων και της επιφάνειας του σώματος. Για να καταγράψουμε αυτά τα σήματα θα πρέπει να τα ενισχύσουμε μέσω ενός ενισχυτή με υψηλό κέρδος.

### **ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑΣ AD623**

- Υψηλή αντίσταση εισόδου, τυπική τιμή 2 GΩ ( γενικά πρέπει να είναι >10 MΩ). Η υψηλή αντίσταση εισόδου επιτρέπει την καλή απόκριση του συστήματος στις χαμηλές συχνότητες και την απαιτούμενη χαμηλή ισχύ εισόδου.
- Υψηλός λόγος απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), πάνω από 90dB
- Χαμηλές τάσεις αντιστάθμισης εισόδου και εξόδου
- Παραμένουσα τάση εισόδου μικρότερη από 0.1mV
- Ακρίβεια κέρδους 0,1% (G = 1), χωρίς εξωτερική αντίσταση
- Το κέρδος των διαφορικών σημάτων εισόδου ρυθμίζεται από μία εξωτερική αντίσταση  $R_G$  (μεταξύ των pin 1 και 8) και υπολογίζεται από την εξίσωση,  
$$R_G = \frac{100K\Omega}{(G-1)}$$
. Από την σχέση υπολογίζουμε ότι για να έχει ο ενισχυτής κέρδος 1000 φορές (60 dB), πρέπει η αντίσταση  $R_G$  να έχει τιμή 100Ω
- Περιορισμένο εύρος ζώνης συχνοτήτων (Bandwidth)

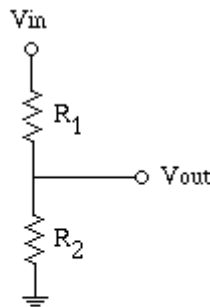
Το κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου λειτουργεί με μονοπολική τροφοδοσία στα +5V , τα οποία παρέχει ο υπολογιστής, μέσω του καλωδίου USB στο USB-MOD3. Έτσι το USB-

MOD3 τροφοδοτεί με τη σειρά του το υπόλοιπο κύκλωμα από τα pins 4 και 13 (+VBUS). Τα ολοκληρωμένα κυκλώματα, όπως ο συγκριτής LM311, ο μικροελεγκτής PIC16F84 και ο απομονωτής 74HC245 τροφοδοτούνται κατευθείαν από τα +VBUS, ενώ τα ολοκληρωμένα κυκλώματα, AD623, LM358 καθώς και το αναλογικό κύκλωμα τροφοδοτούνται μέσω ενός χαμηλοπερατού φίλτρου που σχηματίζουν το πηνίο RF με τιμή  $1mH$  και ο πυκνωτής παράκαμψης  $100\mu F$ . Αυτό το φίλτρο εξαλείφει οποιαδήποτε ψηφιακή μεταγωγή του θορύβου από τα αναλογικά +5V της τροφοδοσίας.

Τα θωρακισμένα καλώδια (απαγωγές) συνδέονται με τον ηλεκτροκαρδιογράφο μέσω των βυσμάτων CON1 και CON2 και τροφοδοτούνται μέσω των πυκνωτών σύζευξης  $1\mu F$  και των αντιστάσεων σε σειρά  $3.9K\Omega$  στις εισόδους του AD623.

Στις εισόδους του ενισχυτή οργανολογίας (pins 2 και 3) υπάρχουν δύο πυκνωτές παράκαμψης από  $1nF$  (χρησιμοποιούνται ώστε να γειωθούν οι αντίστοιχοι κόμβοι) και οι αντιστάσεις πόλωσης εισόδου  $220K\Omega$  (input bias resistors), οι οποίες ρυθμίζουν το δυναμικό του κυκλώματος σε ένα προκαθορισμένο επίπεδο.

Για να βεβαιωθούμε ότι ο ενισχυτής οργανολογίας μπορεί να αποδώσει τη μέγιστη απαραμόρφωτη τάση εξόδου και ότι ο μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) που δειγματοληπτεί τα ενισχυμένα σήματα μπορεί να αντέξει μεγαλύτερη διακύμανση του σήματος, συνδέουμε το σήμα εισόδου αναφοράς (pin5) σε μια χαμηλής αντίστασης πηγή των +2.5V. Αυτή η πηγή παρέχεται από έναν διαιρέτη τάσης αποτελούμενο από δύο αντιστάσεις των  $3K\Omega$ .



$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_{in}$$

Σχήμα 10.4: Διαιρέτης τάσης

Αντικαθιστώντας στον τύπο βρίσκουμε:

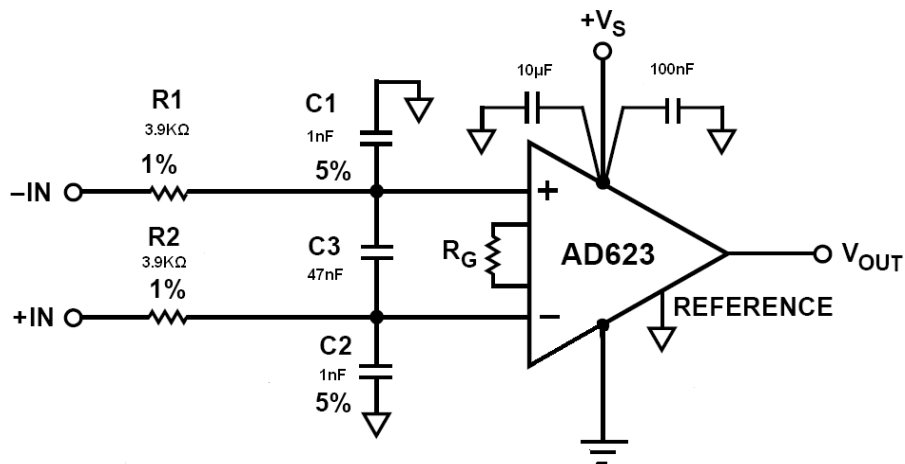
$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in} = \frac{3K\Omega}{3K\Omega + 3K\Omega} \cdot 5V = 2.5V$$



Έτσι ρυθμίζεται το μηδενικό σήμα εξόδου του ενισχυτή στα +2.5V .

## ΒΑΘΥΠΕΡΑΤΑ ΦΙΛΤΡΑ

Για τη σωστή λειτουργία του κυκλώματος, θα πρέπει να λάβουμε υπόψη ότι εκτός από τα σήματα διαφοράς δυναμικού που μας ενδιαφέρουν, λαμβάνουμε και σήματα θορύβου. Οι πηγές των σημάτων θορύβου μπορεί να είναι εξωτερικές και μπορεί να ωφείλονται από τη συχνότητα του δικτύου της δεή (50Hz), από τις ραδιοσυχνότητες (RF) και από τα μαγνητικά πεδία. Ο θόρυβος μπορεί να εμφανιστεί από τα ηλεκτρόδια των απαγωγών ή και από το σώμα του εξεταζόμενου ασθενή. Ο λόγος της χρήσης των πυκνωτών παράκαμψης 1nF στις εισόδους του ενισχυτή και του πυκνωτή 47 nF, ο οποίος βρίσκεται μεταξύ των δύο εισόδων είναι να διατηρούν την απόρριψη κοινού σήματος στις χαμηλές συχνότητες.



Σχήμα 10.5: Ο ενισχυτής οργανολογίας AD623

Το πρώτο φίλτρο που σχηματίζεται είναι ένα βαθυπερατό φίλτρο RC από την αντίσταση R1 και τον πυκνωτή C1 (όμοια για την αντίσταση R2 και τον πυκνωτή C2), το οποίο έχει -3dB εύρος ζώνης με συχνότητα αποκοπής:

$$F_c = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot C_1)} = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot 3.9 \cdot 10^3 \Omega \cdot 1 \cdot 10^{-9})} = 40.80 \text{ KHz}$$

Οι αντιστάσεις R1 και R2 αν και επιλέχθηκαν να έχουν μεγάλη τιμή ώστε να απομονώνουν τις εισόδους του κυκλώματος από τους πυκνωτές, δεν είναι όμως εξίσου ικανές να μειώσουν και τον θόρυβο του κυκλώματος.

Το δεύτερο βαθυπερατό φίλτρο αποτελείται από τις αντιστάσεις  $R_1 + R_2$  και τον πυκνωτή  $C_3$ , το οποίο έχει  $-3dB$  εύρος ζώνης με συχνότητα αποκοπής:

$$F_c = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot (R_1 + R_2) \cdot (C_3))} = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot (3.9 \cdot 10^3 \Omega + 3.9 \cdot 10^3 \Omega) \cdot (47 \cdot 10^{-9} F))} = 434.138 Hz$$

Η τυπική dc τάση αντιστάθμισης αλλάζει σε σχέση με τη συχνότητα και θα είναι μικρότερη από  $1.5 \mu V$ , ενώ ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος θα είναι πολύ καλύτερος, πάνω από  $71 dB$ .

Το υπόλοιπο τμήμα του ηλεκτροκαρδιογραφου όσον αφορά την ενίσχυση και τα φίλτρα βασίζεται σε έναν διπλό χαμηλής ισχύος τελεστικό ενισχυτή, τον LM358.

Η έξοδος του ενισχυτή οργανολογίας AD623 τροφοδοτεί την είσοδο του πρώτου τελεστικού μέσω ενός παθητικού βαθυπερατού φίλτρου RC. Το φίλτρο αποτελείται από τις αντιστάσεις  $8.2K\Omega$  και  $1.8K\Omega$  συνδεδεμένες σε σειρά και τον πυκνωτή  $1\mu F$ .

$$F = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot (8.2 \cdot 10^3 + 8.2 \cdot 10^3) \cdot 1 \cdot 10^{-6})} = 16 Hz$$

Έτσι έχουμε μια γωνιακή συχνότητα ( στο σημείο  $-3dB$  ) στα  $16 Hz$  και μια εξασθένηση περίπου  $-9dB$  στα  $50 Hz$ .

Ο πρώτος τελεστικός ενισχυτής του LM358 χρησιμοποιείται ώστε να δώσει επιπλέον ενίσχυση στα ηλεκτροκαρδιογραφικά σήματα από δύο ή τέσσερις φορές ρυθμίζοντας τον διακόπτη S1, ο οποίος καθορίζει και το λόγο της αρνητικής ανάδρασης.

Στη θέση LO του διακόπτη η ενίσχυση του LM358 θα επί 2 ενώ στη θέση HI του διακόπτη το κέρδος του ενισχυτή θα είναι επί 4. Το συνολικό κέρδος του σήματος για τις δύο θέσεις του διακόπτη είναι επομένως 2000 και 4000 αντιστοίχως.

Ο δεύτερος τελεστικός ενισχυτής του LM358 χρησιμοποιείται για να παρέχει επιπλέον φιλτράρισμα στις χαμηλές συχνότητες, ώστε να μειωθεί οποιοσδήποτε θόρυβος που τυχόν έχει παραμείνει. Έχουμε λοιπόν ένα ενεργό βαθυπερατό φίλτρο το οποίο αποτελείται από τις συνδεδεμένες σε σειρά αντιστάσεις  $11K\Omega$ ,  $2.7K\Omega$  και τον πυκνωτή  $1\mu F$ , με γωνιακή συχνότητα στα  $12 Hz$  και επιπλέον εξασθένηση περίπου  $-21dB$  στα  $50 Hz$ .

$$F = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot (11 \cdot 10^3 + 2.7 \cdot 10^3) \cdot (1 \cdot 10^{-6}))} = 12 Hz$$

Παρόλα αυτά, ο τελεστικός ενισχυτής έχει μοναδιαίο κέρδος για τις χαμηλές συχνότητες των ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων. Έτσι στην έξοδο του δεύτερου τελεστικού

(LM358), που είναι το pin 7 καταλήγουμε με σχετικά καθαρό και ενισχυμένο σήμα είτε 2000 ή 4000 φορές ανάλογα με τη θέση του διακόπτη.

## **ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΣΕ ΨΗΦΙΑΚΟ**

Η επόμενη βαθμίδα περιλαμβάνει την μετατροπή των αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά (ADC) και την επιστροφή τους πίσω στον υπολογιστή μέσω του καλωδίου και της θύρας USB. Οι δύο αυτές διεργασίες ελέγχονται μέσω ενός μικροελεγκτή PIC16F84A, ο οποίος λειτουργεί στα 4MHz. Η μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό γίνεται χρησιμοποιώντας έναν συγκριτή (LM311), ο οποίος συγκρίνει τα ενισχυμένα ηλεκτροκαρδιογραφικά σήματα με μια προγραμματισμένη τάση αναφοράς. Η τάση αναφοράς παράγεται από τον PIC16F84A και τον MC74HC245A, ο οποίος είναι ένας διάυλος αμφίδρομης επικοινωνίας και περιέχει οκτώ ψηφιακούς απομονωτές.

## **ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΩΤΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ R-2R**

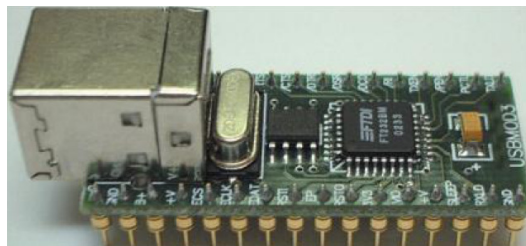
Το ολοκληρωμένο κύκλωμα 74HC245 οδηγεί το δυαδικό κλιμακωτό δίκτυο R-2R, το οποίο αποτελείται από τις αντιστάσεις 10KΩ και 20KΩ. Ο συνδυασμός του 74HC245 και του κλιμακωτού δικτύου σχηματίζει ένα απλό μετατροπέα ψηφιακού σήματος σε αναλογικό (DAC), όπου ο μικροελεγκτής μπορεί να παράγει κάθε ένα από τα 256 διαφορετικά επίπεδα τάσης μεταξύ των 0V και 5V στη θετική είσοδο (pin 2) του συγκριτή (LM311), παρέχοντας έτσι τις διαφορετικές τιμές των 8 ψηφίων στις εξόδους του. Για τις εξόδους του μικροελεγκτή έχει επιλεγθεί η θύρα I/O B η οποία αντιστοιχεί στα pins 6-13 ενώ για τις εισόδους του η θύρα I/O A. Η έξοδος του συγκριτή συνδέεται με το pin 3 του μικροελεγκτή, το οποίο αποτελεί το 4-ψηφίο της θύρας εισόδου A. Αυτή η σύνδεση επιτρέπει στον μικροελεγκτή να ελέγχει την έξοδο του συγκριτή και να σχηματίζει ένα **απλό αλγόριθμο διαδοχικής προσέγγισης ADC**. Έτσι ο μικροελεγκτής παράγει μια ακολουθία τάσεων, την στέλνει στο pin 2 του συγκριτή και μεταβάλλει την ακολουθία σύμφωνα με την έξοδο του συγκριτή, δηλαδή με το αν η τάση του DAC είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από το βιοδυναμικό σήμα που εισέρχεται στο pin 3 (του συγκριτή). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, ο μικροελεγκτής να μπορεί γρήγορα να μηδενίσει όταν δεν υπάρχει βιοδυναμικό σήμα κατά την διάρκεια κάθε ακολουθίας δειγμάτων, τα οποία δείγματα φτάνουν στον μικροελεγκτή σε μόλις 48μsec. Όταν έχει ληφθεί πλέον κάθε ψηφιακό δείγμα ο μικροελεγκτής το στέλνει σε σειριακή μορφή (38,400bps) από τη θύρα I/O A1

(pin18) στο pin 27 (RxD) της μονάδας USB-MOD3. Στη μονάδα USB-MOD3 το δείγμα ανασχηματίζεται και έπειτα στέλνεται στον υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία και αποθήκευση μέσω του καλωδίου και της θύρας USB.

### USB-MOD3

Το USB-MOD3 είναι δεύτερης γενιάς, χαμηλού κόστους ολοκληρωμένο κύκλωμα και χρησιμοποιείται για την μεταφορά σειριακών δεδομένων στον υπολογιστή μέσω της θύρας USB. Ο ρυθμός μετάδοσης του είναι έως 1000 baud (RS232) και 3000kbaud (RS422/RS485). Τα σήματα ελέγχου του USB-MOD3 είναι τα εξής:

- Στο pin 25,  $\overline{CTS}$  το USB-MOD3 λαμβάνει σήμα ελέγχου για το αν η είσοδος του μπορεί να δεχτεί δεδομένα.
- Στο pin 26,  $\overline{RTS}$  το USB-MOD3 στέλνει σήμα ελέγχου ότι μπορεί να ξεκινήσει η διαδικασία μεταφοράς των δεδομένων.
- Στο pin 27, RxD, το USB-MOD3 λαμβάνει σειριακά τα δεδομένα.
- Στο pin 28, TxD, το USB-MOD3 στέλνει σειριακά τα δεδομένα. Για να μπορεί να είναι ευκρινές οπτικά τότε στέλνει και τότε λαμβάνει δεδομένα μέσω της θύρας usb, συνδέουμε δύο led.
- Άρα, στο pin 17, TXLD τοποθετούμε ένα led το οποίο θα αναβοσβήνει κάθε φορά που θα στέλνει δεδομένα.
- Αντίστοιχα στο pin 15, RXLD το led θα αναβοσβήνει κάθε φορά που θα λαμβάνει δεδομένα.

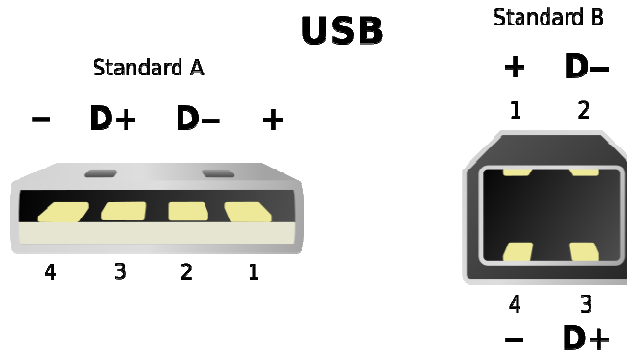


Σχήμα 10.6: USB-MOD3

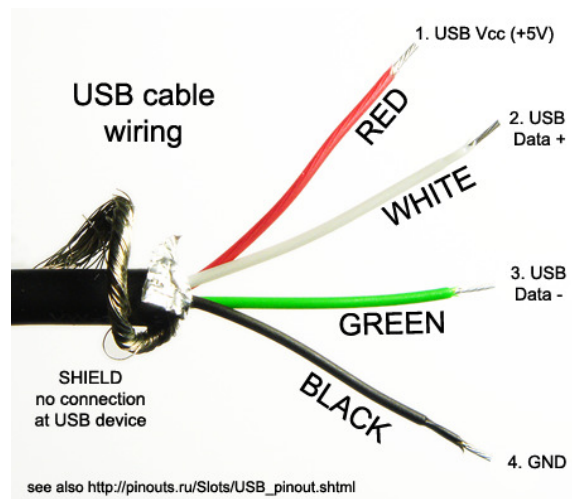
### ΘΥΡΑ USB (UNIVERSAL SERIAL BUS)

Το USB, είναι ένα σύστημα διαύλου, το οποίο χρησιμοποιείται για την επικοινωνία ενός υπολογιστή με περιφερειακά συστήματα. Περιλαμβάνει 4 σήματα, τα δύο συνδέονται στη

τροφοδοσία (+VCC) και στη γείωση (0V), ενώ τα άλλα δύο είναι για τη μεταφορά και τη λήψη σειριακών δεδομένων.



## ΚΑΛΩΔΙΟ USB



## Ο ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗΣ

### ΣΚΟΠΟΣ ΧΡΗΣΗΣ ΤΟΥ ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗ

Ο μικροελεγκτής έχει προγραμματιστεί για να λαμβάνει μια ακολουθία από 8192 δείγματα σε κάθε χρονική στιγμή, σε καθένα από τους τρεις ρυθμούς μετάδοσης: 500, 1000 ή 2000 ανά δευτερόλεπτο. Ο ρυθμός μετάδοσης ελέγχεται εξ'όλοκλήρου από το πρόγραμμα της Visual Basic στον υπολογιστή και στέλνει έναν κώδικα ελέγχου στον μικροελεγκτή όταν επιλέγουμε το πλήκτρο έναρξη δειγματοληψίας. Έτσι ο κώδικας ελέγχου στέλνεται μέσω του καλωδίου USB, λαμβάνεται από το USB-MOD3 και έπειτα στέλνεται στον μικροελεγκτή μέσω του pin28 (TxD), το οποίο συνδέεται στο bit 0 της θύρας I/O A.

## ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΕ ΚΩΔΙΚΑ ASSEMBLY

List P=16F84

Include''P16F84.inc''

INCF 0x5, W, ACCESS

IORWF PORTD, F, ACCESS

ANDWF PORTD, F, ACCESS

RRCF 0x15, W, ACCESS

IORWF PORTD, F, ACCESS

ANDWF 0xf85, W, ACCESS

IORWF 0x85, W, BANKED

RRCF 0x1, W, ACCESS

XORWF 0x5, W, ACCESS

INCF 0x12, W, ACCESS

ADDWFC 0x31, W, ACCESS

XORWF 0x5, W, ACCESS

INCF 0x12, W, ACCESS

ADDWFC 0x39, W, ACCESS

ADDWFC 0x3f, W, ACCESS

RRCF 0x43, W, ACCESS

DECF 0x11, F, ACCESS

COMF 0x3, W, BANKED

INCF 0x12, W, ACCESS

XORWF 0x5, W, ACCESS

INCF 0x1d, W, ACCESS

ADDWFC 0x31, W, ACCESS

XORWF 0x5, W, ACCESS

INCF 0x1d, W, ACCESS

ADDWFC 0x39, W, ACCESS

ADDWFC 0x3f, W, ACCESS

ADDWFC 0x4e, W, ACCESS

RRCF 0x40, W, ACCESS

RRCF PORTA, W, ACCESS

ADDWFC 0x62, W, ACCESS

ADDWFC 0xf8f, W, ACCESS

ADDWFC SSPBUF, W, ACCESS  
ANDLW 0x95  
INCF 0x29, W, ACCESS  
ANDLW 0x94  
INCF 0x27, W, ACCESS  
INCF 0x12, W, ACCESS  
TBLRD\*  
RRCF 0x4, W, ACCESS  
ANDLW 0x93  
INCF 0x3b, W, ACCESS  
TBLRD\*  
MOVLB 0x3  
RRCF 0x8, W, ACCESS  
COMF 0x5, W, ACCESS  
INCF 0x48, W, ACCESS  
ANDWF 0x3, W, ACCESS  
INCF 0x49, W, ACCESS  
IORWF 0x3, W, ACCESS  
RETLW 0x91  
ADDWFC 0x39, W, ACCESS  
ANDLW 0x92  
INCF 0x44, W, ACCESS  
TBLRD\*  
RRCF 0x31, W, ACCESS  
DECF 0x11, F, ACCESS  
COMF 0x3, W, BANKED  
INCF 0x55, W, ACCESS  
RRCF 0x1, W, ACCESS  
TBLRD\*  
RRCF 0x32, W, ACCESS  
DECF 0x11, F, ACCESS  
COMF 0x3, W, BANKED  
INCF 0x5b, W, ACCESS  
BLRD\*

RRCF 0x35, W, ACCESS  
DECF 0x11, F, ACCESS  
COMF 0x3, W, BANKED  
INCF 0x61, W, ACCESS  
RRCF 0x3, W, ACCESS  
TBLRD\*  
ANDWF 0x86, F, BANKED  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0x68, W, ACCESS  
IORWF 0x86, F, BANKED  
ANDWF 0x6, F, BANKED  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0x6d, W, ACCESS  
IORWF 0x6, F, BANKED  
ANDWF 0xf86, F, ACCESS  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0x72, W, ACCESS  
IORWF 0xf86, F, ACCESS  
ANDWF 0x6, F, ACCESS  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0x77, W, ACCESS  
IORWF 0x6, F, ACCESS  
ANDWF 0x86, W, BANKED  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0x7c, W, ACCESS  
IORWF 0x86, W, BANKED  
ANDWF 0x6, W, BANKED  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF PORTB, W, ACCESS  
IORWF 0x6, W, BANKED  
ANDWF 0xf86, W, ACCESS  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF 0xf86, W, ACCESS  
IORWF 0xf86, W, ACCESS



ANDWF 0x6, W, ACCESS  
COMF 0x5, F, ACCESS  
INCF LATC, W, ACCESS  
IORWF 0x6, W, ACCESS  
SUBLW 0x6  
TBLRD\*  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x10, W, ACCESS  
INCF TRISD, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF 0xf97, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0xf90, W, ACCESS  
INCF 0xf9b, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF PIE1, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x10, W, BANKED  
INCF PIR2, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF 0xfa3, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x90, W, BANKED  
INCF EECON2, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF EEADR, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x10, F, ACCESS  
INCF TXREG, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF SPBRG, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0xf90, F, ACCESS  
INCF TMR3H, W, ACCESS

ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF 0xfb5, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x10, F, BANKED  
INCF 0xfb9, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF CCPR2L, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
COMF 0x90, F, BANKED  
INCF CCPR1H, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
INCF ADFCON1, W, ACCESS  
ADDWFC ADRESL, W, ACCESS  
ADDWFC SSPCON1, W, ACCESS  
TBLRD\*  
IORWF 0xf85, W, ACCESS  
ADDWFC 0x39, W, ACCESS  
TBLRD\*  
ANDWF 0xf85, W, ACCESS  
ADDWFC 0x39, W, ACCESS  
TBLRD\*  
RRCF 0x3a, W, ACCESS  
ANDLW 0x96  
INCF PR2, W, ACCESS  
SUBLW 0x98  
XORWF 0x3, W, BANKED  
TBLRD\*  
RRCF 0x1, W, ACCESS  
DECF 0x18, F, ACCESS  
COMF 0x3, W, BANKED  
INCF TMR0H, W, ACCESS  
RRCF 0x1, W, ACCESS  
INCF STATUS, W, ACCESS  
RRCF 0x4, W, ACCESS

INCF POSTDEC2, W, ACCESS  
RRCF 0x6d, W, ACCESS  
INCF POSTINC2, W, ACCESS  
RRCF PIR2, W, ACCESS  
ANDLW 0x96  
INCF FSR1H, W, ACCESS  
ANDLW 0x97  
INCF PLUSW2, W, ACCESS  
TBLRD\*

## ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΕ ΔΕΚΑΕΞΑΔΙΚΗ ΜΟΡΦΗ

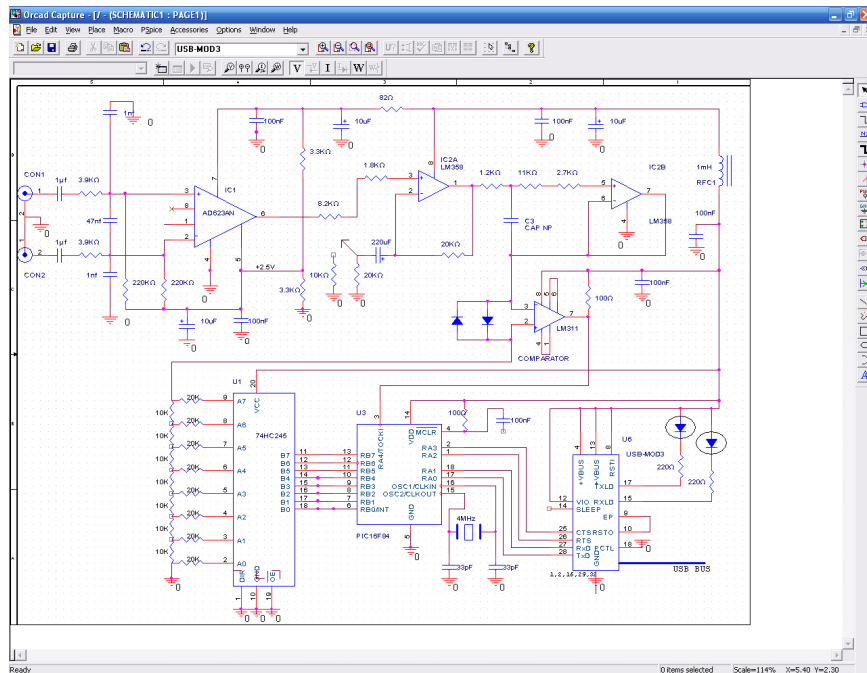
:020000040000FA  
:020000000528D1  
:08000800052883128601850121  
:100010008B018316860115308500831285148511A6  
:1000200001309800051812283120051812283920AF  
:100030003F2043301106031D122805181D283120CA  
:1000400005181D2839203F204E2040309400803074  
:10005000950062208F20C920950B2928940B272812  
:100060001228000000000000000000000000000056  
:10007000080004309300930B3B28000008000301A4  
:100080009101830108309200051C48280314492877  
:100090000310910C3920920B4428080031301106CE  
:1000A000031D552801309800080032301106031D49  
:1000B0005B289801080035301106031D61280330C4  
:1000C00098000800860186170000051E6828861320  
:1000D00006170000051E6D28061386160000051E73  
:1000E0007228861206160000051E7728061286154D  
:1000F0000000051E7C28861106150000051E8128BB  
:10010000061186140000051E8628861006140000BD  
:10011000051E8B2806100608900086010800C320E3  
:100120000000101C9528C6209728C3200000901CB2

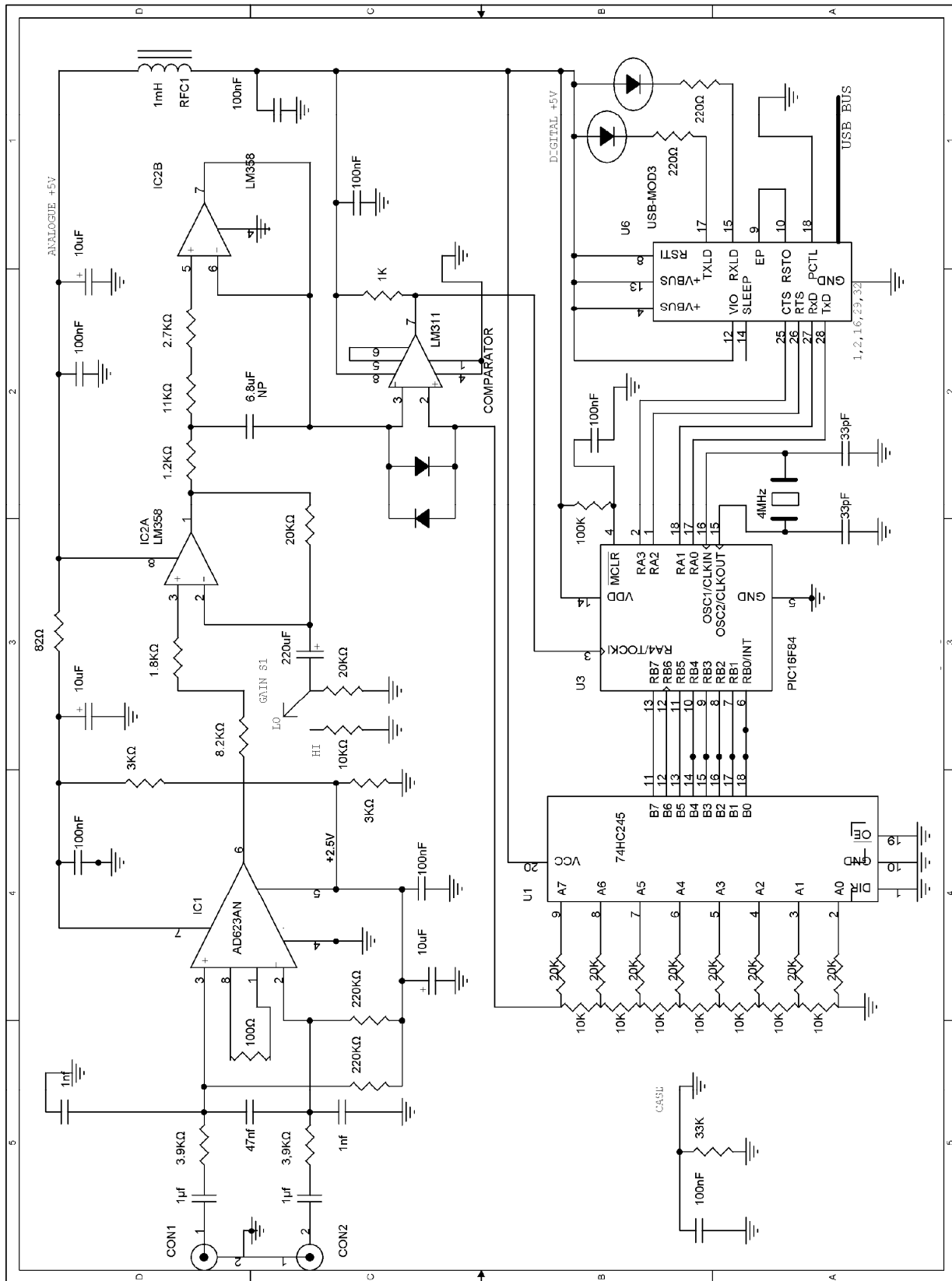
:100130009B28C6209D28C3200000101DA128C62092  
:10014000A328C3200000901DA728C620A928C320EB  
:100150000000101EAD28C620AF28C3200000901E4E  
:10016000B328C620B528C3200000101FB928C62018  
:10017000BB28C3200000901FBF28C620C128C32071  
:100180000000C62008008510392008008514392099  
:1001900008003A309600960BCB2800009808031907  
:1001A000080001301806031DD7280130D828043074  
:1001B00000009700DD286D30DE28A130000000002F  
:0E01C00000009600960BE228970BDB28080043  
:02400E00F23F7F  
:00000001FF

## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ

### ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ

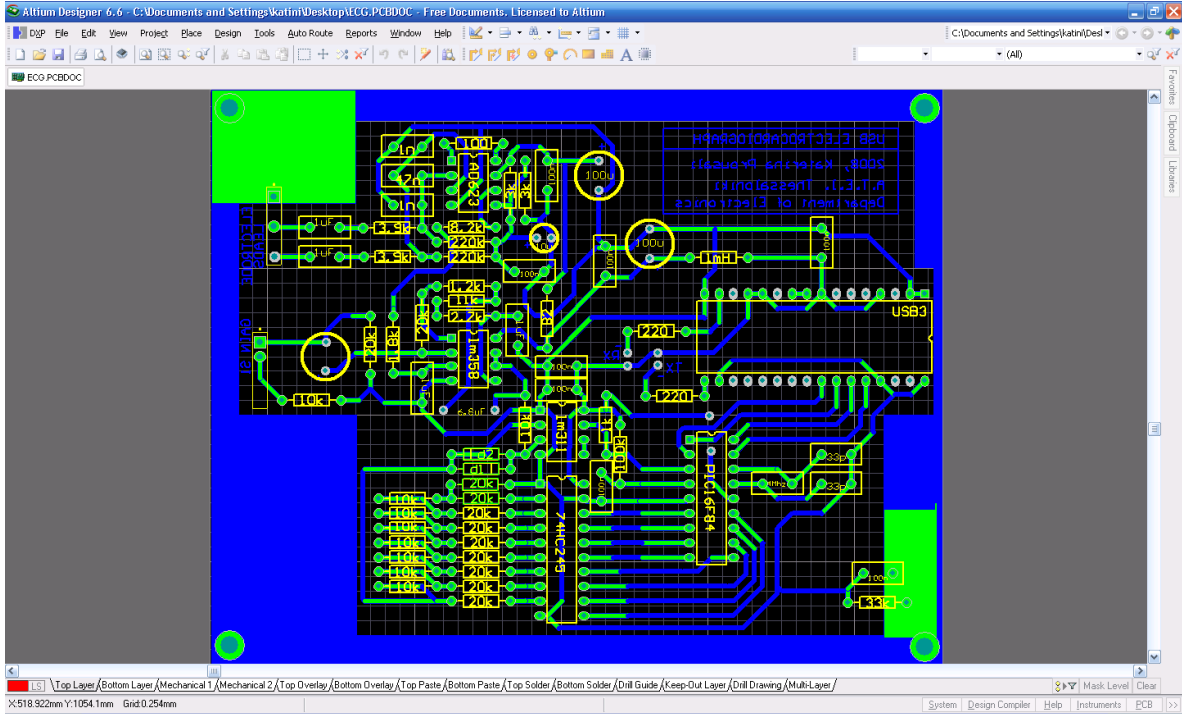
Αρχικά, αφού έχει ολοκληρωθεί η μελέτη, σχεδιάζουμε σε κατάλληλη εφαρμογή το κύκλωμα του ηλεκτροκαρδιογράφου που θα υλοποιήσουμε. Η εφαρμογή που χρησιμοποιήθηκε για τη σχεδίαση του κυκλώματος είναι το Orcad Family Release 9.2.





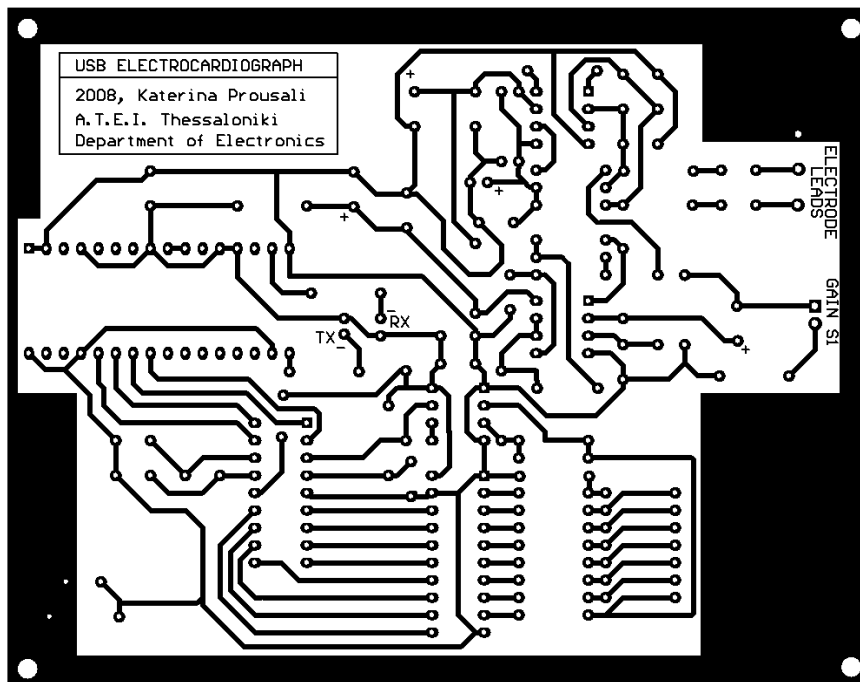
## ΣΧΕΔΙΑΣΗ PCB

Στη συνέχεια αποτυπώνουμε το κύκλωμα σε μορφή PCB. Το πρόγραμμα το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη σχεδίαση του PCB είναι το Altium Designer 6.



## ΕΚΤΥΠΩΣΗ ΔΙΑΦΑΝΕΙΑΣ

Εκτυπώνουμε το PCB σε διαφάνεια με σκοπό τη χρήση της για τη δημιουργία του τυπωμένου κυκλώματος σε πλακέτα με φωτοευαίσθητη επιφάνεια.

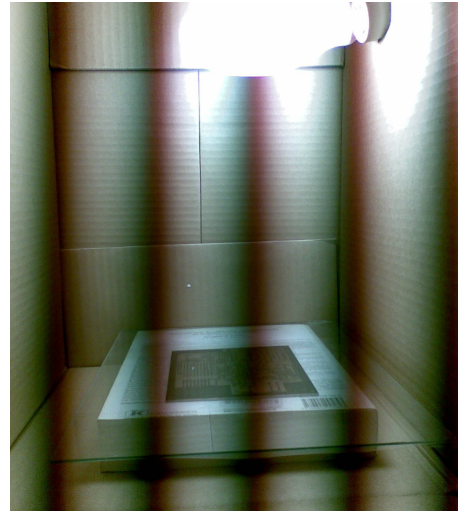


## ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΥΠΕΡΙΩΔΕΣ ΦΩΤΙΣΜΟ

Η έκθεση σε υπεριώδες φως γίνεται με σκοπό να φωτιστούν τα σημεία εκείνα της φωτοευαίσθητης επιφάνειας που πρέπει να αφαιρεθούν, ώστε στη συνέχεια να διαμορφωθούν κατάλληλα οι αγωγοί στην πλακέτα.

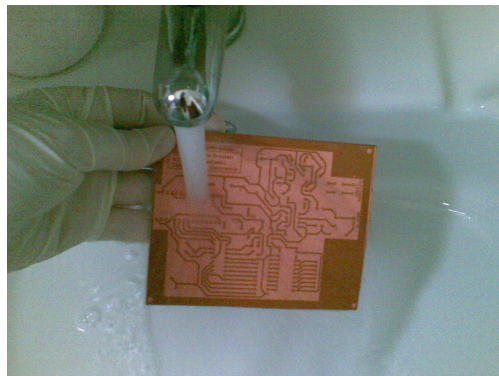
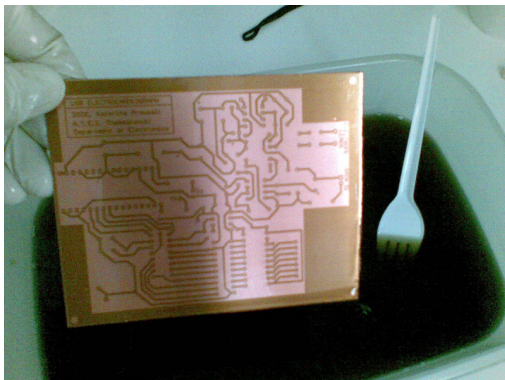
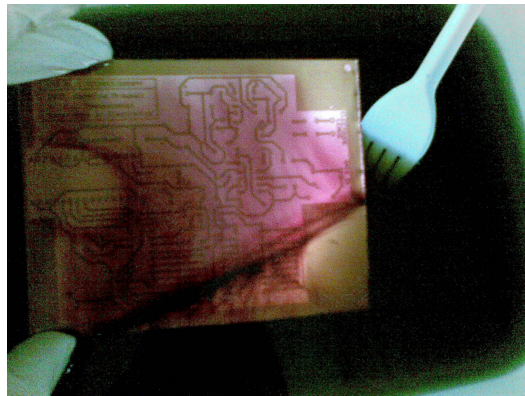
Ο χρόνος της έκθεσης ποικίλει ανάλογα με τον τύπο της λυχνίας και της πλακέτας.

Για το σκοπό μας εκθέσαμε την πλακέτα σε λυχνία 125 Watt για 8-10 λεπτά.

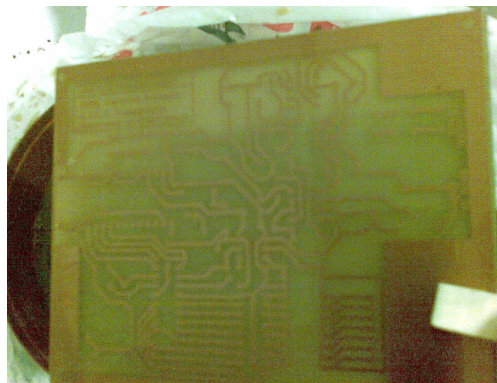
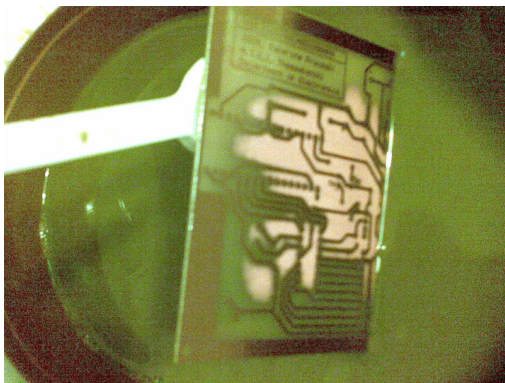


## ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΧΑΛΚΩΣΗ

Η εμφάνιση της πλακέτας γίνεται με ένα ειδικό διάλυμα, το οποίο περιέχει 7-10gr καυστική σόδα (NaOH) και ένα λίτρο νερό. Το διάλυμα αυτό αφαιρεί το τμήμα της επιφάνειας που έχει φωτιστεί, ώστε να αφηθεί εκτεθειμένος ο χαλκός.

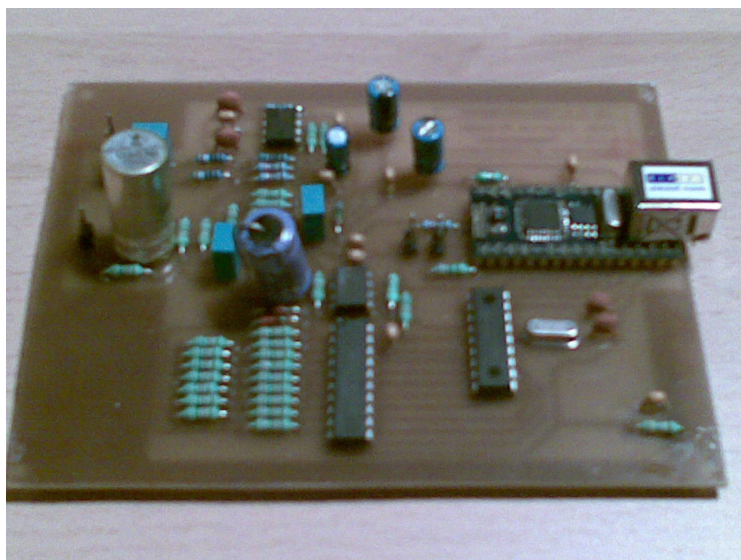


Μετά την εμφάνιση της πλακέτας περνάμε στο στάδιο της αποχάλκωσης. Η αποχάλκωση επιλέγεται να γίνει με διάλυμα ένυδρου χλωριούχου σιδήρου σε θερμοκρασία 30-40 °C. Το διάλυμα αυτό αφαιρεί τον εκτεθειμένο χαλκό, με τελικό αποτέλεσμα την ύπαρξη μόνο των χάλκινων αγωγών στην πλακέτα μας.



### **ΔΙΑΤΡΗΣΗ ΚΑΙ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΥΛΙΚΩΝ**

Σε αυτό το στάδιο τρυπάμε την πλακέτα με οδηγό τα pads (νησίδες) του χαλκού και προσαρμόζουμε τα υλικά. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι έτοιμος για λειτουργία.





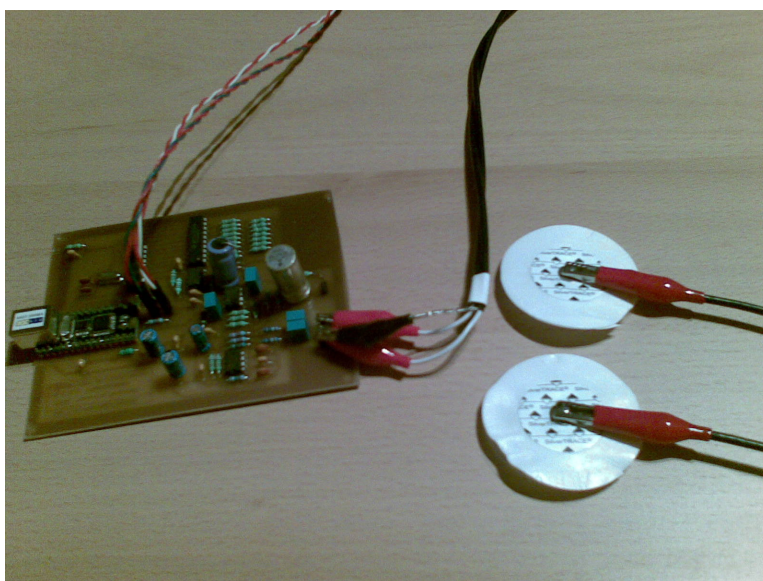
## ΣΥΝΔΕΣΗ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ Η/Υ

Εφόσον λοιπόν η πλακέτα μας είναι έτοιμη, συνδέουμε το κύκλωμα σε μια USB θύρα ενός Η/Υ. Εγκαθιστούμε κατάλληλο πρόγραμμα οδήγησης, ώστε να προσομοιώσουμε τη USB αυτή με COM θύρα έτσι ώστε να την ελέγχουμε από την εφαρμογή που θα μας παρουσιάζει τα samples που θα λαμβάνει και θα στέλνει ο ηλεκτροκαρδιογράφος μας.

Στη συνέχεια θα χρησιμοποιήσουμε μία εφαρμογή που έχει δημιουργηθεί σε visual basic και η οποία λαμβάνει τα samples από τη θύρα COM (USB) και μας τα απεικονίζει σε μορφή καρδιογραφήματος

## ΔΟΚΙΜΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

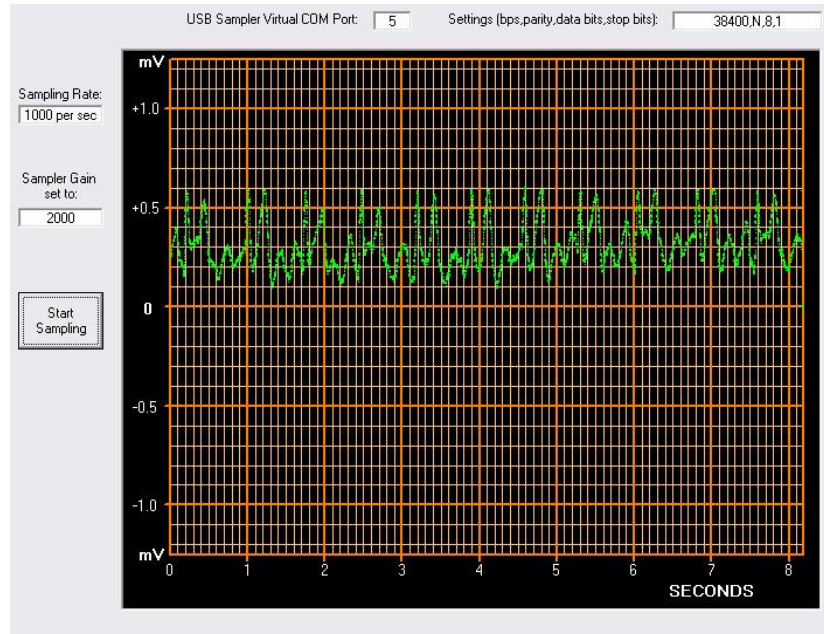
Τέλος είμαστε έτοιμοι να συνδέσουμε τα ηλεκτρόδια στο κύκλωμα και αυτά με τη σειρά τους τα εφάπτουμε στα κατάλληλα σημεία στο σώμα ενός ανθρώπου. Αφού γίνουν οι συνδέσεις όλων των ηλεκτροδίων λαμβάνουμε το καρδιογράφημα.



## ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ – ΛΗΨΗ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ

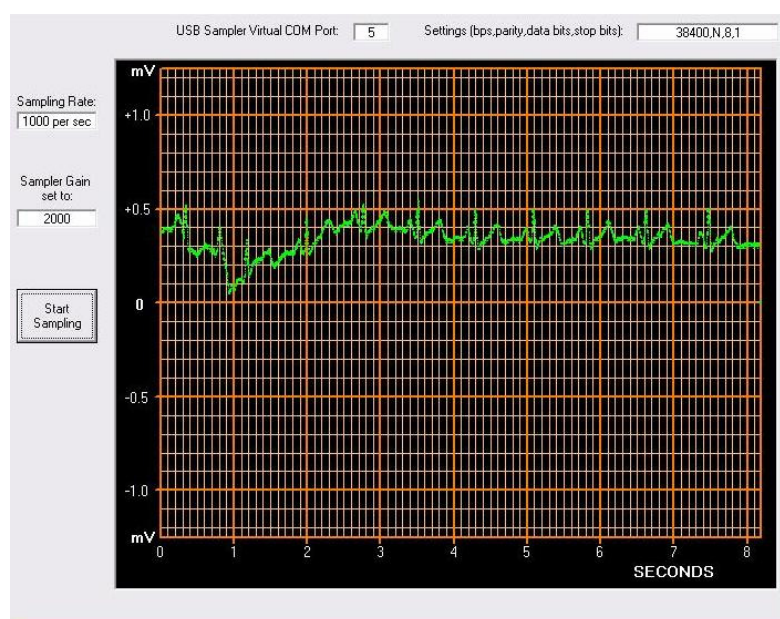
Για το αρτιότερο αποτέλεσμα είναι απαραίτητη η σωστή σύνδεση των ηλεκτροδίων στα κατάλληλα σημεία του ανθρώπινου σώματος. Ιδανική περίπτωση είναι η σύνδεση όλων των ηλεκτροδίων στα κατάλληλα σημεία, κάτι για το οποίο απαιτείται γνώση και εμπειρία. Με τη σύνδεση αυτή θα λάβουμε το ιδανικότερο σήμα και θα έχουμε μια ακριβέστατη απεικόνιση της καρδιακής λειτουργίας στην οθόνη του ηλεκτροκαρδιογράφου.

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, υπάρχουν και εναλλακτικοί τρόποι σύνδεσης των ηλεκτροδίων, με χρήση μόνο δύο εξ' αυτών. Έτσι μπορούμε να συνδέσουμε ένα ηλεκτρόδιο σε κάθε καρπό (Βασική διπολική απαγωγή I) και να λάβουμε το ακόλουθο αποτέλεσμα:

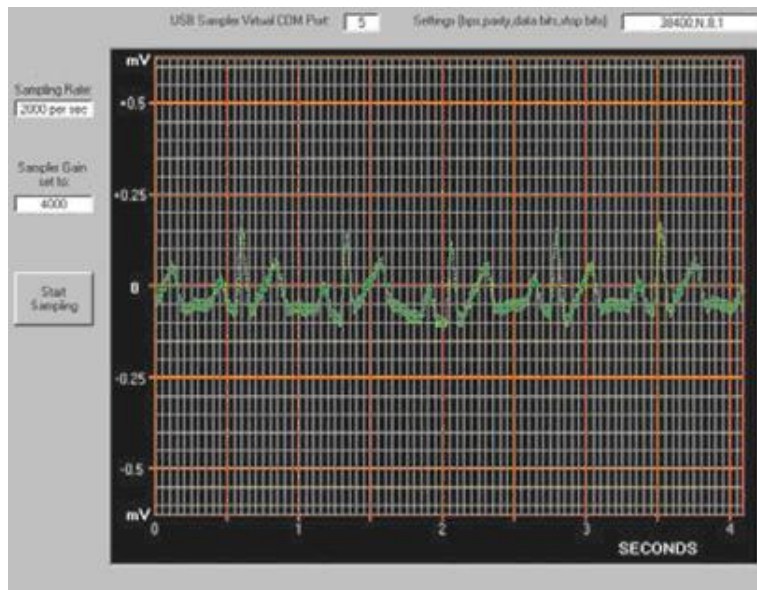


Παρατηρούμε ότι δεν είναι ιδανικό καρδιογράφημα. Ο λόγος είναι η μη ακριβής τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Παρόλα αυτά μπορούμε να δούμε ξεκάθαρα τα καρδιακά σήματα που λαμβάνονται.

Μία δεύτερη τοποθέτηση ηλεκτροδίων (Βασική διπολική απαγωγή II), μας δίνει ένα ορθό αποτέλεσμα:



Παρατηρούμε ότι μια μετατόπιση στην αρχή της δειγματοληψίας γίνεται εμφανής  
Τέλος, ρυθμίζοντας το κέρδους (gain) έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα:



Είναι λοιπόν σαφές ότι πέρα από τη σωστή λειτουργία του κυκλώματος απαιτείται και σωστή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ώστε να λάβουμε το ιδανικό αποτέλεσμα

## ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Μετά την μελέτη της φυσιολογίας της καρδιάς, των ηλεκτρικών σημάτων που παράγει και τον τρόπο που μπορούμε να τα λάβουμε και να τα αξιοποιήσουμε, καταφέραμε να κατασκευάσουμε συσκευή καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος και να λάβουμε αλλά και να μεταδώσουμε τα καρδιακά σήματα μέσω σειραϊκής (USB) σύνδεσης, σε Η/Υ όπου και απεικονίζονται ως καρδιογράφημα.

Μέσα από τη μελέτη και την κατασκευή, έγινε κατανοητή η σχέση της καρδιάς με τον ηλεκτρισμό και ο τρόπος που αξιοποιούνται ηλεκτρονικές διατάξεις για τη μελέτη της λειτουργίας ενός ανθρώπινου οργάνου, της καρδιάς.

Η λειτουργία του συστήματος, αν και απλή, απαιτεί γνώση για την κατάλληλη διασύνεση του ανθρωπίνου σώματος έτσι ώστε το αποτέλεσμα να είναι σωστό και να έχουμε ορθή απεικόνιση της καρδιακής λειτουργίας.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **The ECG made easy** , John.R.Hampton, 6<sup>η</sup> Έκδοση
2. **ECG Notes, Interpretation and management guide**, Shirley.A.Jones, F.A.Davis Company Press, Philadelphia 2005
3. **Introduction to medical electronics applications**, D.Jennings-A.Flint-B.C.H Turton-L.D.M Nokes, Publisher Edward Arnold,Great Britain,1995
4. **Only EKG book you'll ever need**, Malcom S.Thaler M.D, Lippincott Williams&Wilkins 2007
5. **Essentials of anatomy and physiology**, Valerie.C.Scanlon, Tina Sanders, F.A.Davis Company Press, Philadelphia 2007
6. **ABC of Clinical Electrocardiography**, Francis Morris, June Edhouse, William J.Brady, John Camm, BMJ Publishing Group 2003
7. **Goldberger: Clinical electrocardiography : A simplified approach, 6<sup>η</sup> Έκδοση**
8. **Cardiovascular Physiology Concepts**, Richard E.Klabunde, Published by Lippincott Williams and Wilkins 2005
9. **Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology and Devices**, Paul.A.Iaizzo, Humana Press, 2005
10. **Textbook of medical physiology**, Arthur.C.Guyton, John.E.Hall, Elsevier Saunders Press, 2006
11. **Braunwald's Heart Disease: A textbook of Cardiovascular Medicine**, W.B.Saundersw Company 2001
12. **Everyday Practical Electronics**, Νοέμβριος 2007, Vol.36, No.11
13. **Biomedical technology and devices handbook**, James Moore, George Zouridakis, CRC Press, 2004
14. **The circuits and filters handbook**, Wai Kai Chen, CRC Press,2003
15. **Operational amplifiers**, George Clayton, Steve Winder, 2003

1. <http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiology>
2. [http://emed.med.uoa.gr/application/syllabus\\_I/aimoforo/didaktiko/05\\_kardia/](http://emed.med.uoa.gr/application/syllabus_I/aimoforo/didaktiko/05_kardia/)
3. [http://www.rwjuh.edu/health\\_information/adult\\_cardiac\\_anatomy.html](http://www.rwjuh.edu/health_information/adult_cardiac_anatomy.html)
4. [http://www.rwjuh.edu/health\\_information/adult\\_cardiac\\_valves.html](http://www.rwjuh.edu/health_information/adult_cardiac_valves.html)
5. <https://eee.uci.edu/clients/staagepe/bio9D/PowerPoint/lec02atherob.ppt>
6. [http://staff.kfupm.edu.sa/MC/medasen/heart\\_secret.htm](http://staff.kfupm.edu.sa/MC/medasen/heart_secret.htm)
7. [http://www.harunyahya.com/books/science/blood\\_heart/blood\\_heart\\_11.php](http://www.harunyahya.com/books/science/blood_heart/blood_heart_11.php)
8. <http://mpl.med.uoa.gr/ekpaideytiko-yliko/i-y-stin-iatrik/stoi3c7eia-lpsis-kai-epeksergasias-iatriks-eikonas-a-meros.pdf>
9. [http://en.wikipedia.org/wiki/Image:ECG\\_principle\\_slow.gif](http://en.wikipedia.org/wiki/Image:ECG_principle_slow.gif)
10. <http://www.eelab.usyd.edu.au/ELEC3801/notes/ecg.pdf>
11. [http://www.engineering.uiowa.edu/~bme080/lecture\\_notes/HeartHO.pdf](http://www.engineering.uiowa.edu/~bme080/lecture_notes/HeartHO.pdf)
12. <http://www.univie.ac.at/cga/courses/BE513/EKG/Default.htm>
13. [http://www.jhu.edu/nthakor/teaching/prt/Lecture%207\\_Electrodes\\_Ch\\_5.ppt#256,1,](http://www.jhu.edu/nthakor/teaching/prt/Lecture%207_Electrodes_Ch_5.ppt#256,1,)  
Lecture 7 Biopotential Electrodes (Ch. 5)
14. <http://robotics.pme.duth.gr/pubs/Books/book%20measurements.pdf>
15. <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:USB.svg>
16. [http://www.chem.uoa.gr/courses/organologia/PDF/Ch03\\_1xxy.pdf](http://www.chem.uoa.gr/courses/organologia/PDF/Ch03_1xxy.pdf)
17. [http://www.hst.aau.dk/~vval04/Papers/report\\_master.pdf](http://www.hst.aau.dk/~vval04/Papers/report_master.pdf)
18. <http://www.rgi.tut.fi/edu/bem/04best/pdf/noise.pdf>
19. <http://www.alkhateeb.com/Courses/EE471/ECG.ppt>
20. <http://users.rowan.edu/~polikar/CLASSES/ECE404/Lecture11.pdf>
21. <http://magnmat.physics.auth.gr/documents/Shielding2001.pdf>
22. <http://www.eee.metu.edu.tr/~ngencer/ee416/Biopotential%20electrodes%201.pdf>
23. <http://lookfwd.doit4me.gr/ge99149/electronics/pcb.htm>
24. [http://www.electronics-lab.com/articles/pcb\\_gr/index.html](http://www.electronics-lab.com/articles/pcb_gr/index.html)
25. <http://www.jhu.edu/nthakor/teaching/prt/>
26. [http://www.academics.utep.edu/LinkClick.aspx?fileticket=D1RuOkgwKbI%3D&ta](http://www.academics.utep.edu/LinkClick.aspx?fileticket=D1RuOkgwKbI%3D&tabid=26267&mid=69674)  
bid=26267&mid=69674
27. [http://tech.eccn.com/adi/cast/ECG\\_HardwareSpec.pdf](http://tech.eccn.com/adi/cast/ECG_HardwareSpec.pdf)
28. [http://farm1.static.flickr.com/210/491567854\\_3f4e965d6f\\_o.gif](http://farm1.static.flickr.com/210/491567854_3f4e965d6f_o.gif)
29. <http://sub.allaboutcircuits.com/images/03046.png>
30. <http://matlab.izmiran.ru/help/toolbox/signal/filterd5.html>
31. [http://www.courses.rochester.edu/manderson/bme230/Lecture\\_Notes/27\\_ecg.htm](http://www.courses.rochester.edu/manderson/bme230/Lecture_Notes/27_ecg.htm)
32. <http://www.alkhateeb.com/Courses/EE471/ECG.ppt>
33. <http://www.utdallas.edu/~dinesh/teaching/BIOMED/ECG.pdf>
34. [http://www.chem.uoa.gr/courses/organologia/PDF/Ch05\\_1xxy.pdf](http://www.chem.uoa.gr/courses/organologia/PDF/Ch05_1xxy.pdf)
35. <http://www.alldatasheet.com/>
36. <http://www.active-robots.com/products/accessories/usb-modules.shtml>
37. <http://www.epemag.wimborne.co.uk/downloads.html>
38. <http://www.ftdichip.com/Drivers/VCP.htm>

## **ΦΥΛΛΑΔΙΑ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΩΝ**