



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ &
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάλυση και σχεδίαση ψηφιακού
Ηλεκτροκαρδιογράφου

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Χρήστος Χ. Χριστοδούλου

Επιβλέπων : Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιανουάριος 2006



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ &
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Ανάλυση και σχεδίαση ψηφιακού
Ηλεκτροκαρδιογράφου**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Χρήστος Χ. Χριστοδούλου

Επιβλέπων : Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 19^η Ιανουαρίου 2006.

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κ. Νικήτα
Αν. Καθηγήτρια ΕΜΠ

.....
Π. Μπούρκας
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιανουάριος 2006

.....
Χρήστος Χ. Χριστοδούλου

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

Copyright © Χρήστος Χ. Χριστοδούλου, 2006
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εργασία αυτή χωρίζεται ουσιαστικά σε πέντε τμήματα. Το πρώτο τμήμα ασχολείται με την ανατομία και τη φυσιολογία της καρδιάς, η οποία αποτελεί την πηγή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και απαρτίζεται από το πρώτο και το δεύτερο κεφάλαιο.

Το δεύτερο τμήμα, που είναι και το τρίτο κεφάλαιο, ασχολείται με το ηλεκτροκαρδιογράφημα και την ερμηνεία του, όπως επίσης και τους τρόπους με τους οποίους μπορούμε να το πάρουμε από τα διάφορα σημεία του ανθρώπινου σώματος.

Το τρίτο τμήμα αποτελείται από το τέταρτο και το πέμπτο κεφάλαιο στο οποίο εξετάζονται οι διάφορες πηγές παρεμβολών, που επηρεάζουν το ηλεκτροκαρδιογράφημα και αναφέρονται διάφορες μέθοδοι για την προστασία από τις παρεμβολές.

Το τέταρτο και πέμπτο τμήμα αναφέρονται στο αναλογικό και το ψηφιακό τμήμα του πειραματικού ηλεκτροκαρδιογράφου αντίστοιχα, καθώς και την θεωρία (περιληπτικά) πάνω στην οποία στηρίζονται τα διάφορα τμήματα του ηλεκτροκαρδιογράφου.

Λέξεις κλειδιά: ηλεκτροκαρδιογράφος, ανατομία και φυσιολογία της καρδιάς, φίλτρα, παρεμβολές

ABSTRACT

This work is mainly divided in five parts. The first part refers to the anatomy and physiology of the heart, which is the source of the electrocardiograph and it is consisted from the first and the second chapter.

The second part, which is the third chapter, refers to the electrocardiograph and the understanding of it. Also it examines the ways we can take out an electrocardiograph from a human body.

The third part is consisted from the fourth and the fifth chapter and examines the different sources of interferences that affect the electrocardiograph. Also it suggests ways to protect the electrocardiograph from all interferences.

The fourth and the fifth part are referred to the analog and digital part of the experimental electro cardiographer and also to the theory (briefly) that the different parts of the electro cardiographer are based on.

Key words: electro cardiographer, anatomy and physiology of the heart, filters, interferences

Περιεχόμενα

1. ANATOMIA ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	11
1.1 Θέση της καρδιάς.....	11
1.2 Μέγεθος και σχήμα της καρδιάς.....	12
1.3 Τα προστατευτικά καλύμματα της καρδιάς.....	12
1.3.1 Δομή των προστατευτικών καλυμμάτων της καρδιάς.....	13
1.3.2 Λειτουργία των προστατευτικών καλυμμάτων της καρδιάς.....	14
1.4 Δομή της καρδιάς.....	15
1.4.1 Τα τοιχώματα της καρδιάς.....	15
1.4.2 Οι θάλαμοι της καρδιάς.....	15
1.4.3 Οι βαλβίδες της καρδιάς.....	17
Λεξιλόγιο σχημάτων.....	20
2. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	22
2.1 Η καρδιά σαν αντλία.....	22
2.1.1 Το σύστημα μετάδοσης της καρδιάς.....	22
2.1.2 Το ηλεκτροκαρδιογράφημα ΗΚΓ.....	24
2.1.3 Ο καρδιακός κύκλος.....	27
Λεξιλόγιο σχημάτων.....	28
3. ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ.....	29
3.1 Φυσιολογικές τιμές τάσης και χρονικής διάρκειας για τα κύματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	29
3.2 Οι καρδιακές αρρυθμίες και η ηλεκτροκαρδιογραφική τους ερμηνεία...	31
3.2.1 Παθολογικοί ρυθμοί του φλεβόκομβου.....	31
3.3 Οι απαγωγές του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	33
3.3.1 Απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου.....	35
3.3.2 Μονοπολικές απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου.....	37
3.3.3 Απαγωγές του οριζοντίου επιπέδου.....	39
3.3.4 Το εξαξονικό σύστημα του Bailay των απαγωγών του μετωπιαίου επιπέδου.....	39
3.3.5 Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς.....	40

4. ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ.....	42
4.1 Παραμόρφωση συχνότητας.....	42
4.2 Κορεσμός ενισχυτή και παραμόρφωση ψαλιδισμού.....	43
4.3 Βρόγχοι γείωσης	44
4.4 Ελεύθεροι αγωγοί.....	46
4.5 Αλλοιώσεις λόγω ισχυρών ηλεκτρικών μεταβατικών φαινομένων.....	46
4.6 Παρεμβολές από ηλεκτρικές συσκευές.....	48
4.7 Άλλες πηγές ηλεκτρικών παρεμβολών.....	52
4.8 Σύνοψη και γραφική απεικόνιση των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών.	53
5. ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΑΠΟ ΤΙΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ.....	54
5.1 Κυκλώματα ψαλιδισμού.....	54
5.2 Άλλα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για την εξάλειψη των παρεμβολών.....	56
5.3 Θωράκιση από ηλεκτρικά και μαγνητικά μέσα.....	56
5.4 Εξάλειψη βρόγχων γείωσης.....	58
5.5 Σύστημα οδήγησης του κάτω δεξιού άκρου.....	58
6. ΔΟΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ	60
6.1 Το αναλογικό τμήμα του Ψηφιακού Ηλεκτροκαρδιογράφου.....	60
6.1.1 Ο ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier).....	60
6.1.2 Το ζωνοπερατό φίλτρο με αποκοπή στα 0.05Hz - 100Hz.....	60
6.1.3 Το φίλτρο σχισμής με αποκοπή στα 50Hz.....	61
6.1.4 Το κύκλωμα οδήγησης στο δεξί κάτω άκρο (Auxiliary Amplifier)...	61
6.2 Το ψηφιακό τμήμα του Ψηφιακού Ηλεκτροκαρδιογράφου.....	61
6.2.1 Ο επιλογέας των ακροδεκτών.....	61
6.2.2 Ο μικροελεγκτής	61
6.2.3 Ο Analog to Digital Converter.....	61
6.2.4 Το UART.....	62
6.2.5 Ο υπολογιστής	62
Το δομικό διάγραμμα του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου.....	63
Το σχηματικό διάγραμμα του αναλογικού τμήματος.....	64

7. Ο ΠΡΟΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΤΟΥ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	65
7.1 Θεωρία τελεστικών ενισχυτών.....	65
7.1.1 Οι ακροδέκτες του τελεστικού ενισχυτή.....	65
7.1.2 Ο ιδανικός τελεστικός ενισχυτής.....	66
7.1.3 Αναστρέφουσα συνδεσμολογία	67
7.1.4 Μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία.....	69
7.2 Ο ενισχυτής διαφορών.....	71
7.3 Ο ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier).....	73
7.4 Ο Προενισχυτής Βιοδυναμικού Σήματος.....	74
8. ΦΙΛΤΡΑ.....	75
8.1 Εισαγωγή.....	75
8.2 Σχήματα καμπύλων απόκρισης.....	75
8.3 Ορισμοί των βασικών παραμέτρων.....	76
8.3.1 Συχνότητα Αποκοπής (F_c).....	76
8.3.2 Κεντρική Συχνότητα (F_0).....	76
8.3.3. Συχνότητα Αποκοπής Ζώνης Διακοπής (F_s).....	77
8.3.4. Παράγοντας Επιλεκτικότητας (Q).....	77
8.3.5. Παράγοντας Σχήματος (Shape Factor, SF).....	77
8.3.6. Απώλεια Εισαγωγής (Insertion Loss, IL).....	77
8.4 Ενεργά Φίλτρα.....	77
8.5 Συναρτήσεις απόκρισης.....	78
8.5.1 Απόκριση Butterworth.....	78
8.5.2 Απόκριση Chebyshev.....	78
8.6. Σχεδίαση ενεργών φίλτρων.....	82
8.6.1 Μετατόπιση συχνότητας και σύνθετης αντίστασης.....	82
8.6.2 Σχεδίαση φίλτρων χαμηλής διέλευσης.....	82
8.6.3 Ζωνοπερατό φίλτρο με αποκοπή στα 0.05Hz - 100Hz.....	85
8.6.4 Σχεδίαση φίλτρου σχισμής (Notch Filter) στα 50Hz.....	85
8.6.5 Καμπύλες απόκρισης των φίλτρων.....	86

9. Ο ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗΣ.....	88
9.1 Ο σκοπός της χρήσης του μικροελεγκτή.....	88
9.2 Περιγραφή μικροελεγκτή.....	88
9.3 Διαδικασία προγραμματισμού του μικροελεγκτή.....	88
Διάγραμμα ροής.....	90
10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	93
10.1 Ελληνική βιβλιογραφία.....	93
10.2 Ξένη βιβλιογραφία.....	93

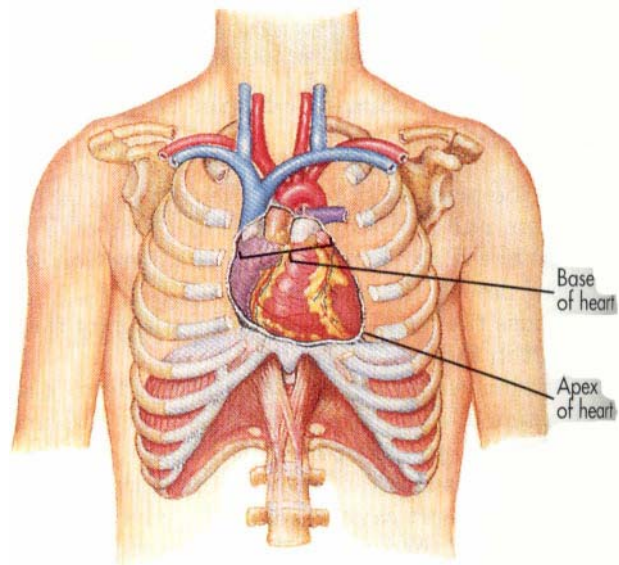
1. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

1.1 Θέση της καρδιάς

Η ανθρώπινη καρδιά είναι ένα μυϊκό όργανο που αποτελείται από τέσσερις θαλάμους και έχει σχήμα και μέγεθος σχεδόν σαν την κλειστή γροθιά ενός ανθρώπου. Βρίσκεται μέσα στο μεσοθωράκιο ή τη μεσαία περιοχή του θώρακα, ακριβώς πίσω από το σώμα του στέρνου, ανάμεσα στα σημεία σύνδεσης της δεύτερης και έκτης πλευράς. Περίπου τα δύο τρίτα της μάζας της καρδιάς βρίσκονται αριστερά της μεσαίας νοητής γραμμής του σώματος, ενώ το ένα τρίτο δεξιά.

Από την πίσω πλευρά, η καρδιά βρίσκεται απέναντι από τα σώματα του πέμπτου μέχρι τον όγδοο θωρακικό σπόνδυλο. Λόγω της τοποθέτησης ανάμεσα στο στήθος από μπροστά και στα σώματα των θωρακικών σπονδύλων από πίσω, μπορεί να συμπιεστεί εάν πιάσουμε το χαμηλό τμήμα του σώματος του στέρνου με την παλάμη μας. Η ρυθμική συμπίεση της καρδιάς με αυτόν τον τρόπο μπορεί να πετύχει την κυκλοφορία του αίματος σε περιπτώσεις καρδιακής ανακοπής και αν συνδυαστεί με τεχνητή αναπνοή, μπορεί να σώσει ζωές.

Η ανατομική θέση της καρδιάς μέσα στη θωρακική κοιλότητα φαίνεται στο σχήμα 1-1. Το κάτω όριο της καρδιάς που σχηματίζει ένα αμβλύ σημείο, γνωστό σαν «κορυφή», ακουμπά πάνω στο διάφραγμα, δείχνοντας προς τα αριστερά. Για να μετρήσουμε τους παλμούς της καρδιάς, πρέπει να τοποθετήσουμε το στηθοσκόπιο ακριβώς πάνω από την «κορυφή», η οποία βρίσκεται ανάμεσα στο κενό της πέμπτης και έκτης πλευράς, στη νοητή γραμμή από το μέσο της κλείδας.



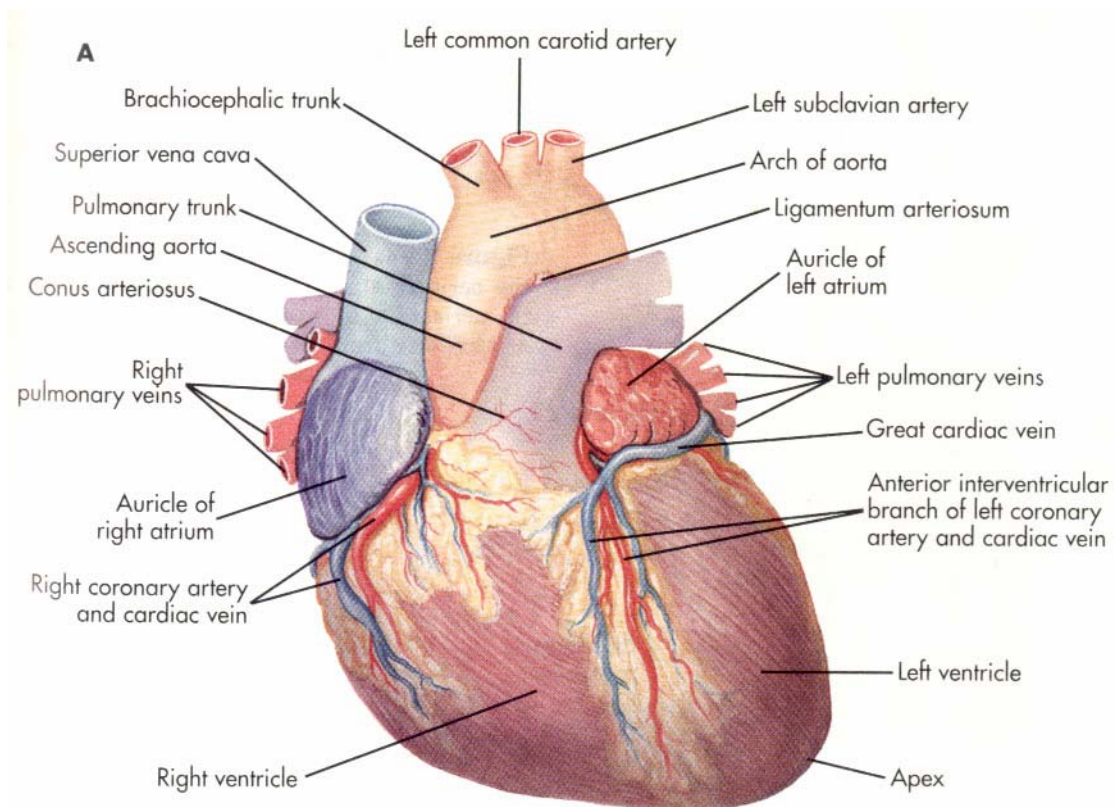
Σχήμα 1-1

Το πάνω όριο της καρδιάς, που είναι και η βάση της, βρίσκεται ακριβώς κάτω από τη δεύτερη πλευρά. Τα όρια, τα οποία δείχνουν το μέγεθος της καρδιάς, έχουν σημαντική κλινική σημασία, αφού αυξήσεις του μεγέθους της καρδιάς συνοδεύονται από συγκεκριμένου τύπου καρδιακές ασθένειες. Οπότε όταν πρέπει να γίνει διάγνωση πάνω σε καρδιακές δυσλειτουργίες, ο ιατρός εξετάζει τα όρια της καρδιάς. Τα κανονικά όρια της καρδιάς είναι συνάρτηση πολλών παραγόντων όπως η ηλικία, η σωματική διάπλαση και η κατάσταση της συστολής της καρδιάς.

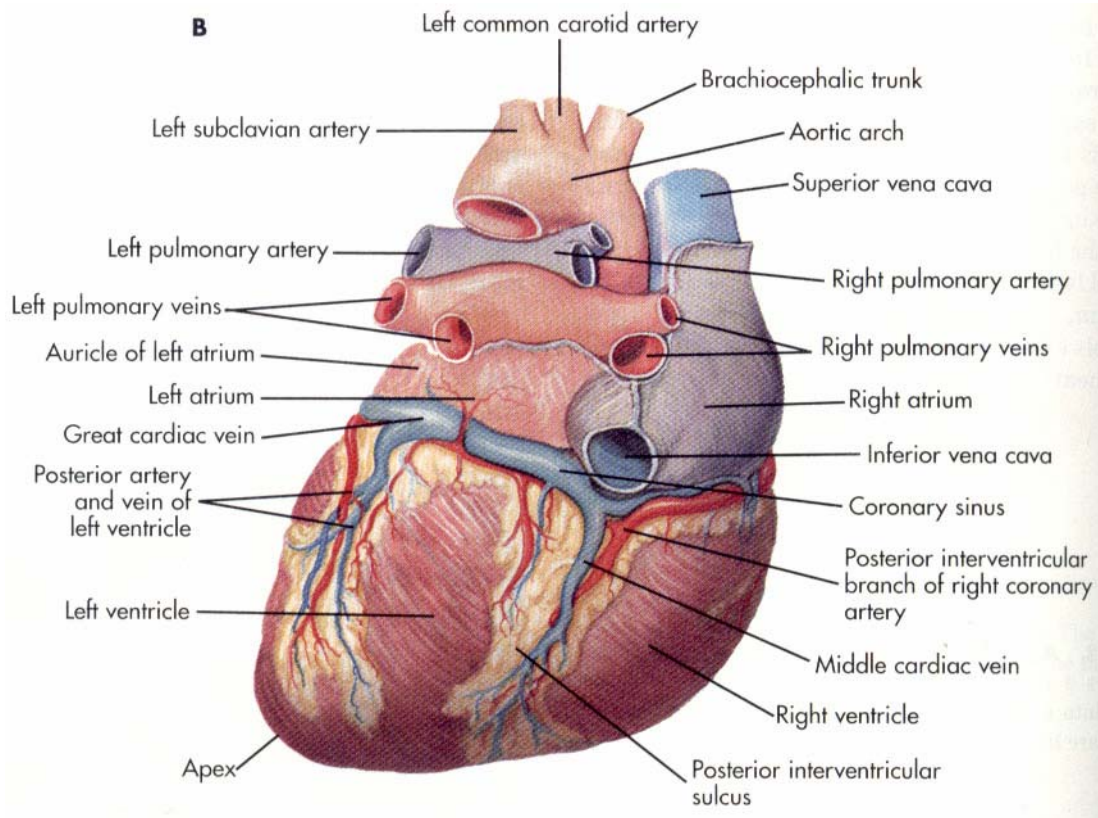
1.2 Μέγεθος και σχήμα της καρδιάς

Κατά τη γέννηση η καρδιά είναι εγκάρσια (πλατιά) και εμφανίζεται μεγάλη σε αναλογία με τη διάμετρο της κοιλότητας του στήθους. Στα βρέφη η καρδιά καταλαμβάνει το 1/130 του συνολικού βάρους του σώματος, σε σύγκριση με το 1/300 στους ενήλικες. Από την εφηβεία και μέχρι τα 25 χρόνια, η καρδιά παίρνει το κανονικό σχήμα και βάρος περίπου 310g για τους άνδρες και 225g για τις γυναίκες.

Στον ενήλικα το σχήμα της καρδιάς τείνει να μοιάσει σε αυτό του στήθους. Στα ψηλά και αδύνατα άτομα η καρδιά συχνά περιγράφεται σαν επιμηκυνμένη, σε αντίθεση με τα κοντά και πιο ογκώδη άτομα όπου έχει μεγαλύτερο πλάτος και περιγράφεται σαν εγκάρσια. Στα άτομα που έχουν μέσο ύψος και βάρος η καρδιά μπορεί να μην είναι ούτε μακριά ούτε εγκάρσια αλλά κάτι ενδιάμεσο. Η προσεγγιστικές διαστάσεις είναι: μήκος 12cm, πλάτος 9cm, ύψος 6cm. Το σχήμα 1-2 δείχνει λεπτομέρειες της καρδιάς και των κυριότερων αγγείων από την εμπρόσθια και οπίσθια όψη.



Σχήμα 1-2Α

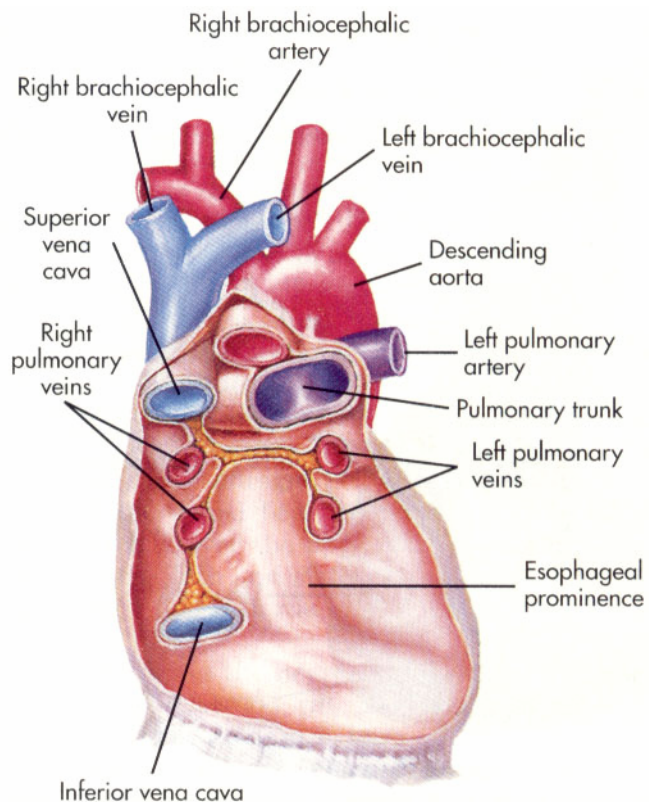


Σχήμα 1-2B

1.3 Τα προστατευτικά καλύμματα της καρδιάς

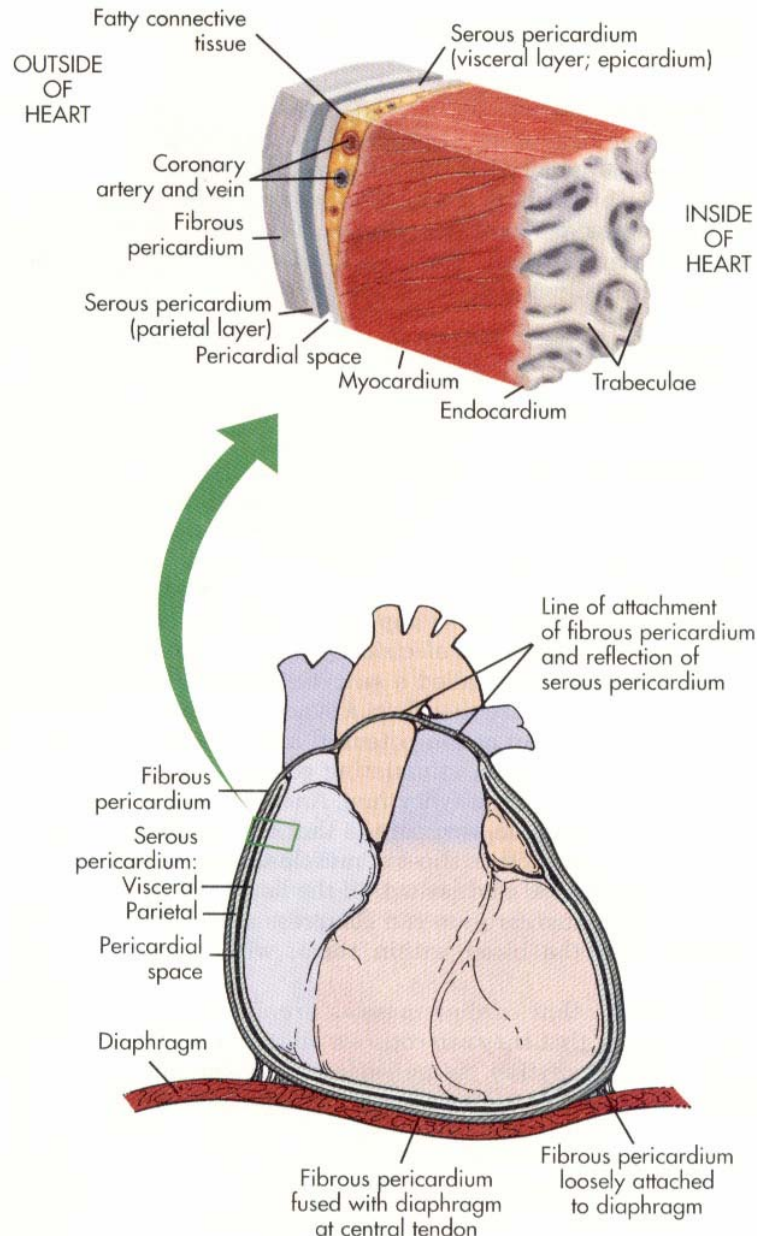
1.3.1 Δομή των προστατευτικών καλυμμάτων της καρδιάς

Η καρδιά έχει το δικό της ειδικό κάλυμμα, ένα ευρύχωρο και μη επεκτάσιμο σάκο που ονομάζεται περικάρδιο. Ο περικαρδιακό σάκος με απομακρυσμένη την καρδιά φαίνεται στο σχήμα 1-3. Το περικάρδιο αποτελείται από δύο μέρη: Το ινώδες μέρος και το ορώδες μέρος σχήμα 1-4. Ο σάκος είναι φτιαγμένος από λευκό ινώδη ιστό, αλλά είναι καλυμμένος με μια λεία, υγρή, ορώδη μεμβράνη, το τοιχωματικό στρώμα του ορώδους περικαρδίου. Το ίδιο είδος μεμβράνης καλύπτει όλη την εξωτερική επιφάνεια της



Σχήμα 1-3

καρδιάς. Το κάλυμμα αυτό είναι γνωστό σαν επικάρδιο. Ο ινώδης σάκος είναι προσκολλημένος στα μεγάλα αγγεία που φέρει η καρδιά στο πάνω μέρος της, αλλά όχι στην ίδια την καρδιά. Επιπλέον περικλείει χαλαρά την καρδιά αφήνοντας ένα μικρό κενό ανάμεσα στο εσωτερικό στρώμα που είναι προσκολλημένο στην καρδιά και στο τοιχωματικό στρώμα που είναι προσκολλημένο στην εσωτερική πλευρά του ινώδη σάκου. Το κενό αυτό ονομάζεται περικαρδιακό κενό και περιέχει 10-15ml λιπαντικό υγρό που ονομάζεται περικαρδιακό υγρό.



Σχήμα 1-4

1.3.2 Λειτουργία των προστατευτικών καλυμμάτων της καρδιάς

Ο ινώδης περικαρδιακός σάκος με το λείο εσωτερικό το οποίο λιπαίνεται καλά, παρέχει προστασία κατά των τριβών. Η καρδιά μπορεί να κινείται εύκολα μέσα στο ευρύχωρο κάλυμμα χωρίς κίνδυνο ενοχλήσεων από τριβές μεταξύ των δύο επιφανειών, για όσο καιρό μπορεί το ορώδες περικάρδιο να παραμένει σε κανονική κατάσταση και να παράγει λιπαντικό ορώδες υγρό.

1.4 Δομή της καρδιάς

1.4.1 Τα τοιχώματα της καρδιάς

Τρία ξεχωριστά στρώματα από ιστούς αποτελούν τα τοιχώματα της καρδιάς, σχήμα 1-4, στους κόλπους και στις κοιλίες: το επικάρδιο, το μυοκάρδιο και το ενδοκάρδιο.

Επικάρδιο

Το εξωτερικό στρώμα του καρδιακού τοιχώματος ονομάζεται επικάρδιο. Το επικάρδιο ουσιαστικά είναι το εσωτερικό στρώμα του ορώδους περικαρδίου που έχει ήδη περιγραφεί.

Μυοκάρδιο

Ο κύριος όγκος του καρδιακού τοιχώματος είναι το παχύ, συσταλτό, μεσαίο στρώμα που αποτελείται από ειδικά δομημένα καρδιακά μυώδη κύτταρα και ονομάζεται μυοκάρδιο.

Ενδοκάρδιο

Το εσωτερικό στρώμα του μυοκαρδιακού τοιχώματος είναι ένα λεπτό στρώμα από ενδοθηλιακούς ιστούς γνωστό σαν ενδοκάρδιο. Το ενδοθήλιο είναι ένας τύπος μεμβρανικού ιστού που καλύπτει το εσωτερικό της καρδιάς και των αιμοφόρων αγγείων.

Ειδικές πτυχές που σχηματίζονται από το ενδοκάρδιο, αποτελούν τα λειτουργικά εξαρτήματα των κύριων βαλβίδων, που ρυθμίζουν τη ροή του αίματος μέσα από τους θαλάμους της καρδιάς.

1.4.2 Οι θάλαμοι της καρδιάς

Το εσωτερικό της καρδιάς είναι χωρισμένο σε τέσσερις κοιλότητες ή καρδιακούς θαλάμους σχήμα 1-5. Οι δύο πάνω θάλαμοι ονομάζονται κόλποι και οι δύο κάτω θάλαμοι, κοιλίες. Οι αριστεροί θάλαμοι χωρίζονται από τους δεξιούς με μια προέκταση του τοιχώματος της καρδιάς που ονομάζεται διάφραγμα.

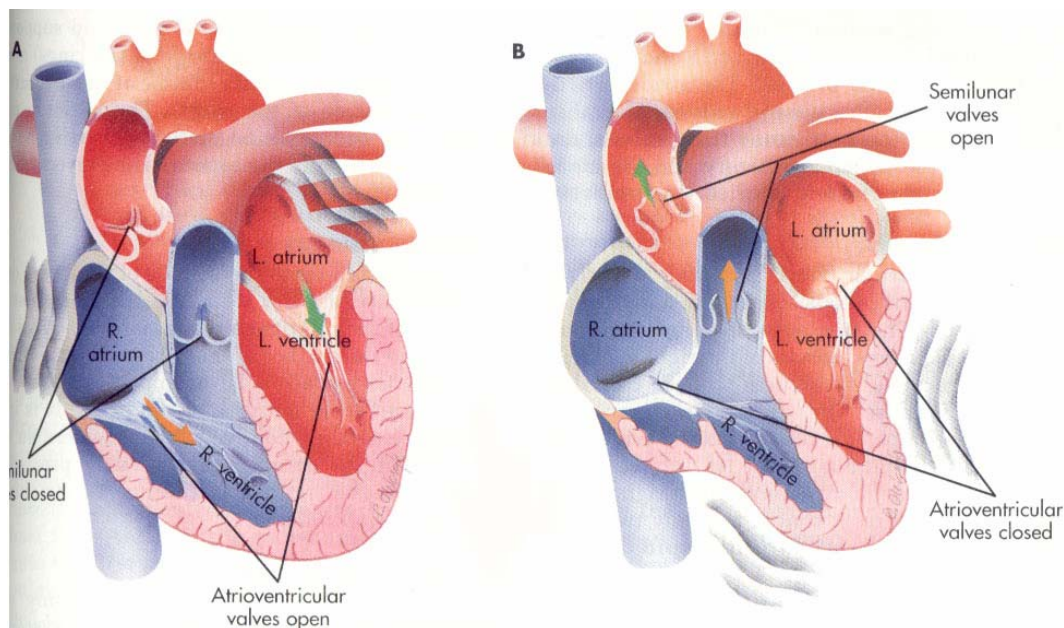
Κόλπος

Οι ανώτεροι θάλαμοι της καρδιάς (κόλποι) δέχονται αίμα από αγγεία που λέγονται φλέβες. Οι φλέβες είναι μεγάλα αιμοφόρα αγγεία που επιστρέφουν αίμα από τους διάφορους ιστούς, στην καρδιά έτσι ώστε το αίμα να τροφοδοτηθεί και πάλι προς τους ιστούς. Το σχήμα 1-6 δείχνει πως ο κόλπος εναλλακτικά χαλαρώνει και συστέλλεται για να δεχθεί αίμα το οποίο σπρώχνει προς τους χαμηλότερους θαλάμους. Επειδή ο κόλπος δεν χρειάζεται να παράγει μεγάλη πίεση για να μετακινήσει το αίμα σε τόσο μικρή απόσταση, το μυοκαρδιακό τοίχωμα κάθε κόλπου δεν είναι πολύ παχύ.

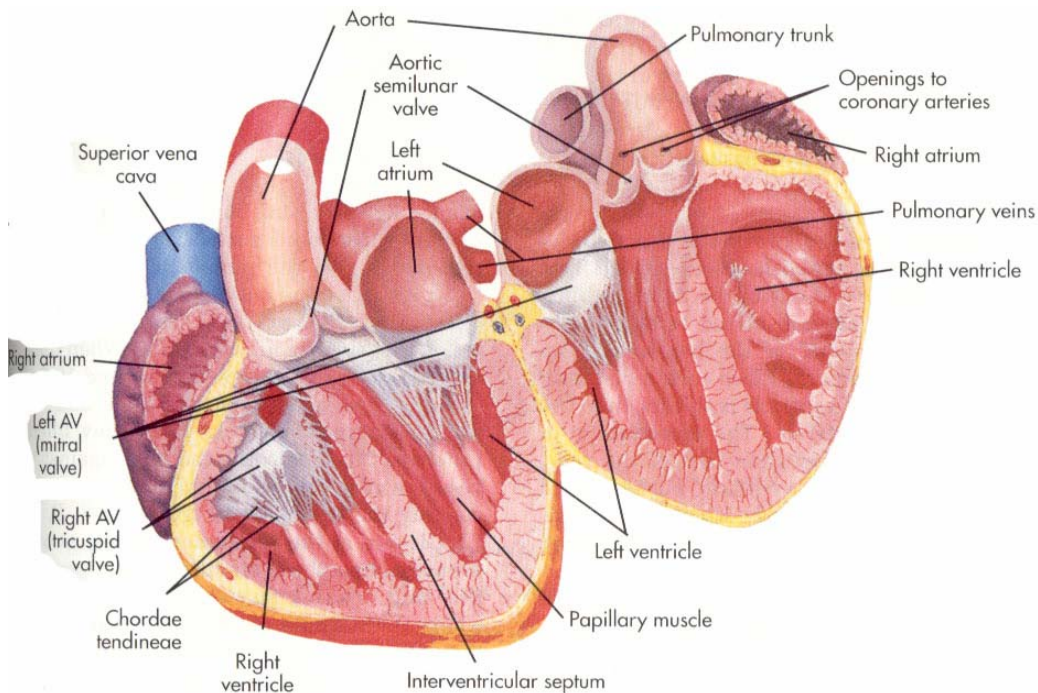
Κοιλίες

Οι κοιλίες είναι οι δύο χαμηλότεροι θάλαμοι της καρδιάς. Επειδή οι κοιλίες δέχονται αίμα από τον κόλπο και το αντλούν έξω από την καρδιά προς τις αρτηρίες, θεωρούνται ως οι πρωτεύοντες θάλαμοι τροφοδοσίας-άντλησης. Όμως για να αντληθεί το αίμα σε τέτοια απόσταση απαιτείται περισσότερη πίεση, γι' αυτό το μυοκάρδιο κάθε κοιλίας είναι πιο παχύ από αυτό του κάθε κόλπου. Το μυοκάρδιο της αριστερής κοιλίας είναι επίσης πιο παχύ από αυτό της δεξιάς, γιατί η αριστερή κοιλία σπρώχνει αίμα προς τα περισσότερα αγγεία του σώματος, σε αντίθεση με τη δεξιά κοιλία που σπρώχνει αίμα μόνο μέσα από τα αγγεία που εξυπηρετούν τους ιστούς ανταλλαγής αερίων των πνευμόνων.

Η διαδικασία της άντλησης των θαλάμων της καρδιάς φαίνεται στο σχήμα 1-6.



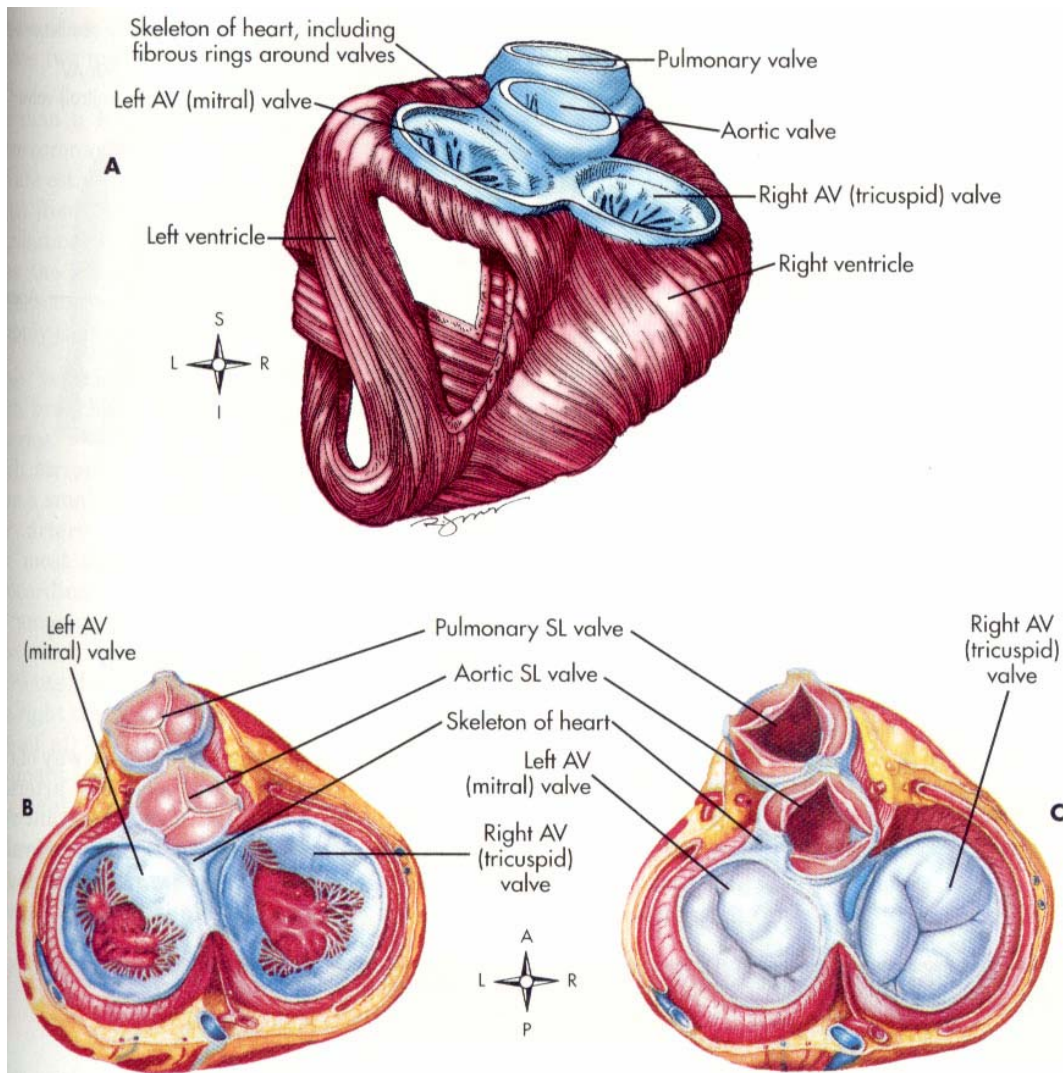
Σχήμα 1-6



Σχήμα 1-5

1.4.3 Οι βαλβίδες τις καρδιάς

Οι βαλβίδες της καρδιάς είναι μηχανικά μέρη τα οποία επιτρέπουν την ροή του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση. Τέσσερις είναι οι βασικές βαλβίδες για την κανονική λειτουργία της καρδιάς σχήμα 1-7, 1-6. Οι δύο από αυτές που ονομάζονται κολποκοιλιακές βαλβίδες, ελέγχουν τα στόμια ανάμεσα στον κόλπο και τις κοιλίες. Οι άλλες 2 βαλβίδες που ονομάζονται μηννοειδής βαλβίδες, βρίσκονται εκεί όπου ξεκινά η πνευμονική αρτηρία και η αορτή από την δεξιά και αριστερή κοιλία αντίστοιχα.



Σχήμα 1-7

Κολποκοιλιακές βαλβίδες

Η κολποκοιλιακή βαλβίδα που ελέγχει το δεξί κολποκοιλιακό στόμιο αποτελείται από τρεις γλοχίνες του ενδοκαρδίου γι' αυτό και ονομάζεται τριγλόχινη βαλβίδα. Η ελεύθερη άκρη του κάθε τμήματος είναι συνδεδεμένη στους θηλοειδείς μύες της δεξιάς κοιλίας με κάποια χορδοειδή τμήματα που ονομάζονται χορδοειδής τένοντες. Η βαλβίδα που ελέγχει το αριστερό κολποκοιλιακό στόμιο έχει παρόμοια κατασκευή με την δεξιά εκτός του ότι έχει δύο γλοχίνες οπότε και ονομάζεται διγλόχινη βαλβίδα.

Η κατασκευή και των δύο κολποκοιλιακών βαλβίδων επιτρέπει τη ροή του αίματος από τον κόλπο προς την κοιλία αλλά δεν επιτρέπει την ανάστροφη ροή. Η

κοιλιακή συστολή πιέζει το αίμα μέσα στην κοιλία δυνατά προς τις γλόχινες της βαλβίδας, οπότε κλείνοντας η βαλβίδα εξασφαλίζεται η κίνηση του αίματος προς τα πάνω στην πνευμονική αρτηρία και την αορτή καθώς η κοιλία συστέλλεται.

Μηνοειδής βαλβίδες

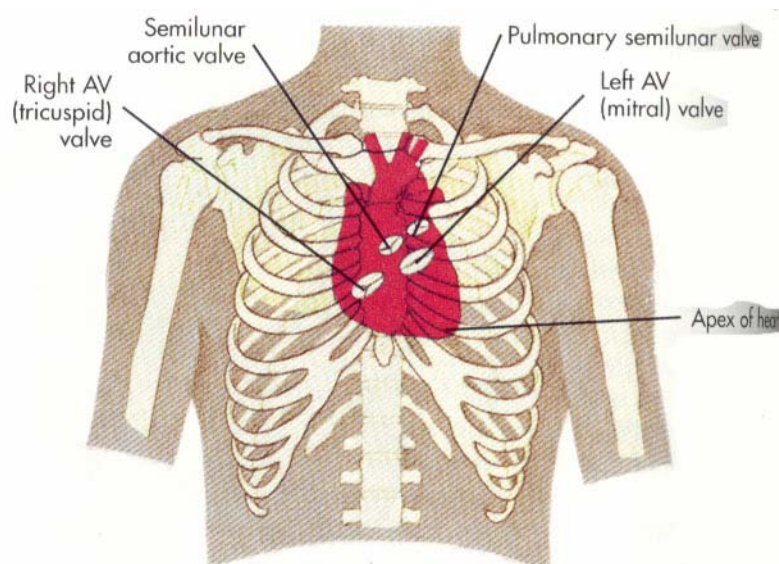
Οι μηνοειδής βαλβίδες αποτελούνται από γλόχινες σχήματος μισοφέγγαρου τα οποία είναι προεκτάσεις του εσωτερικού τμήματος της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής. Η μηνοειδής βαλβίδα στην είσοδο της πνευμονικής αρτηρίας ονομάζεται πνευμονική μηνοειδής βαλβίδα. Η μηνοειδής βαλβίδα στην είσοδο της αορτής ονομάζεται αορτική μηνοειδής βαλβίδα. Όταν αυτές οι βαλβίδες είναι κλειστές όπως στο σχήμα 1-6Α και το 1-7Β, το αίμα γεμίζει τα κενά ανάμεσα στις γλόχινες και τα τοιχώματα του αγγείου. Όταν το αίμα εισέρχεται, μετακινεί τις γλόχινες προς τα τοιχώματα του αγγείου και έτσι ανοίγουν οι βαλβίδες όπως φαίνεται στο σχήμα 1-6Β και 1-7C. Όπως και στις κολποκοιλιακές βαλβίδες έτσι και στις μηνοειδής η κίνηση του αίματος ανάστροφα δεν είναι εφικτή και επίσης όπως οι κολποκοιλιακές εμποδίζουν την κίνηση του αίματος από τις κοιλίες προς τον κόλπο, έτσι και οι μηνοειδής εμποδίζουν την κίνηση του αίματος από την πνευμονική αρτηρία και την αορτή προς τις κοιλίες.

Ο σκελετός της καρδιάς

Το σχήμα 1-7 δείχνει την δομή των ινών που ονομάζεται σκελετός της καρδιάς. Είναι μια ομάδα από συνδεδεμένους δακτυλίους που χρησιμεύουν σαν μια ημιάκαμπτη υποστήριξη για τις βαλβίδες της καρδιάς (στο εσωτερικό των δακτυλίων) και για την σύνδεση του καρδιακού μη του μυοκαρδίου (στο εξωτερικό των δακτυλίων). Ο σκελετός επίσης χρησιμεύει σαν ηλεκτρικό εμπόδιο ανάμεσα στο μυοκάρδιο του κόλπου και το μυοκάρδιο των κοιλιών.

Επιφανειακή προβολή

Όταν ακούμε τους ήχους της καρδιάς πάνω στην επιφάνεια του σώματος, όπως με το στηθοσκόπιο, πρέπει να έχουμε υπόψη μας τη σχέση ανάμεσα στις βαλβίδες της καρδιάς και την επιφάνεια του θώρακα. Στο σχήμα 1-8 φαίνεται αυτή η σχέση.



Σχήμα 1-8

Η ροή του αίματος μέσα στην καρδιά

Βλέποντας το σχήμα 1-6 μπορούμε να εντοπίσουμε τη διαδρομή της ροής του αίματος ξεκινώντας από τον δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα ρέει μέσα από τη δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα, στη δεξιά κοιλία. Από τη δεξιά κοιλία το αίμα ρέει μέσα από την πνευμονική μηννοειδή βαλβίδα, μέσα στο πρώτο τμήμα της πνευμονικής αρτηρίας. Στη συνέχεια η πνευμονική αρτηρία διακλαδίζεται στη δεξιά και αριστερή πνευμονική αρτηρία που οδηγεί το αίμα στους ιστούς ανταλλαγής αερίων των πνευμόνων. Από εκεί το αίμα ρέει μέσα στον αριστερό κόλπο. Ξεκινώντας από τον αριστερό κόλπο, το αίμα ρέει μέσα από την διγλόχινη βαλβίδα στην αριστερή κοιλία. Από την αριστερή κοιλία το αίμα περνώντας από την αορτική μηννοειδή βαλβίδα καταλήγει στην αορτή. Καθώς η αορτή διακλαδίζεται τροφοδοτεί όλους τους ιστούς εκτός από αυτούς των πνευμόνων. Καθώς το αίμα γυρίζει από τα πάνω τμήματα του σώματος επιστρέφει μέσω της άνω κοίλης φλέβας , ενώ για τα κάτω τμήματα επιστρέφει μέσω της κάτω κοίλης φλέβας, στον δεξιό κόλπο.

Λεξιλόγιο σχημάτων

Σχήμα 1-1

Base of the heart = βάση της καρδιάς

Apex of heart = κορυφή της καρδιάς

Σχήμα 1-2

Left common carotid artery = αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία

Brachiocephalic trunk = βραχιονοκεφαλικό στέλεχος

Super vena cava = άνω κοίλη φλέβα

Pulmonary trunk = πνευμονικό στέλεχος

Ascending aorta = ανιούσα αορτή

Conus arteriosus = κωνική αρτηρία

Right pulmonary veins = δεξιά πνευμονική φλέβα

Auricle of right atrium = το ώτιον του δεξιού καρδιακού κόλπου

Right coronary artery and cardiac vein = δεξιά στεφανιαία αρτηρία και καρδιακή φλέβα

Right ventricle = δεξιά κοιλία

Apex = κορυφή

Left ventricle = αριστερή κοιλία

Anterior interventricular branch of left coronary artery and cardiac vein = πρόσθια εσωκοιλιακή διακλάδωση της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας και καρδιακής φλέβας

Great cardiac vein = μεγάλη καρδιακή φλέβα

Left pulmonary veins = αριστερή πνευμονική φλέβα

Auricle of left atrium = το ώτιον του αριστερού καρδιακού κόλπου

Ligamentum arteriosum = αρτηριακός σύνδεσμος

Arch of aorta = τόξο της αορτής

Left subclavian artery = αριστερή υποκλείδια αρτηρία

Σχήμα 1-3

Right brachiocephalic artery = δεξιά βραχιονοκεφαλική αρτηρία

Right brachiocephalic vein = δεξιά βραχιονοκεφαλική φλέβα

Superior vena cava = άνω κοίλη φλέβα

Right pulmonary veins = δεξιές πνευμονικές φλέβες

Inferior vena cava = κάτω κοίλη φλέβα

Esophageal prominence = οισοφαγικό έπαρμα

Left pulmonary veins = αριστερές πνευμονικές φλέβες

Pulmonary trunk = πνευμονικό στέλεχος

Left pulmonary artery = αριστερή πνευμονική αρτηρία

Descending aorta = κατιούσα αορτή

Left brachiocephalic vein = αριστερή βραχιονοκεφαλική φλέβα

Σχήμα 1-4

Fatty connective tissue = λιπώδεις συνδετικός ιστός

Coronary artery and vein = στεφανιαία αρτηρία και φλέβα

Fibrous pericardium = ινώδες περικάρδιο

Serous pericardium (parietal layer) = ορώδες περικάρδιο (τοιχωματικό στρώμα)

Pericardial space = περικαρδιακό κενό

Myocardium = μυοκάρδιο

Endocardium = ενδοκάριο

Trabeculae = ινώδης δοκή

Serous pericardium (visceral layer, epicardium) = ορώδες περικάρδιο (σπλαχνικό-εσωτερικό στρώμα, επικάριο)

Σχήμα 1-5

Aorta = αορτή

Aortic semilunar valve = αορτική μηννοειδής βαλβίδα

Left atrium = αριστερός κόλπος

Superior vena cava = άνω κοίλη φλέβα

Right atrium = δεξιός κόλπος

Left AV valve = αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα

Right AV valve = δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα

Chordae tendineae = χορδικός τένοντας

Right ventricle = δεξιά κοιλία

Interventricular septum = ενδοκοιλιακό διάφραγμα

Papillary muscle = θηλοειδείς μύες

Left ventricle = αριστερή κοιλία

Right ventricle = δεξιά κοιλία

Pulmonary veins = πνευμονικές φλέβες

Right atrium = δεξιός κόλπος

Openings to coronary arteries = ανοίγματα στις στεφανιαίες αρτηρίες

Pulmonary trunk = πνευμονικό στέλεχος

Atrioventricular valves = κολποκοιλιακές βαλβίδες

Semilunar valves = μηννοειδείς βαλβίδες

Σχήμα 1-6

Skeleton of heart, including fibrous rings around valves = ο σκελετός της καρδιάς, συμπεριλαμβανομένων και των ινωδών δακτυλίων γύρω από τις βαλβίδες

Left AV valve = αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα

Left ventricle = αριστερή κοιλία

Right ventricle = δεξιά κοιλία

Right AV valve = δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα

Aortic valve = αορτική βαλβίδα

Pulmonary valve = πνευμονική βαλβίδα

Pulmonary SL valve = πνευμονική μηννοειδής βαλβίδα

Aortic SL valve = αορτική μηννοειδής βαλβίδα

Σχήμα 1-7

Right AV valve = δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα

Semilunar aortic valve = αορτική μηννοειδής βαλβίδα

Pulmonary semilunar valve = πνευμονική μηννοειδής βαλβίδα

Left AV valve = αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα

Apex of heart = κορυφή της καρδιάς

2. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

2.1 Η καρδιά σαν αντλία

Στο προηγούμενο κεφάλαιο μελετήσαμε την ανατομία της καρδιάς. Όπως είδαμε αποτελείται από τέσσερις θαλάμους και τις βαλβίδες τους που φτιάχνουν δύο αντλίες: την αριστερή αντλία και την δεξιά αντλία. Η αριστερή αντλία βοηθά το αίμα να μετακινηθεί στο συστηματικό κυκλοφορικό σύστημα (αυτό του σώματος, εκτός των πνευμόνων) και η δεξιά αντλία βοηθά την κίνηση του αίματος στο πνευμονικό κυκλοφορικό σύστημα.

Αρχικά θα επιστρέψουμε λίγο στο χώρο της ανατομίας για να δούμε πως λειτουργούν οι δύο αυτές αντλίες σαν μία μονάδα. Στη συνέχεια θα εξετάσουμε το ρόλο του συστήματος μετάδοσης των ηλεκτρικών ερεθισμάτων σε σχέση με τις συντονισμένες καρδιακές συστολές και τέλος θα δούμε πως αυτές οι καρδιακές συστολές παράγουν τον κύκλο άντλησης της καρδιάς.

2.1.1 Το σύστημα μετάδοσης της καρδιάς

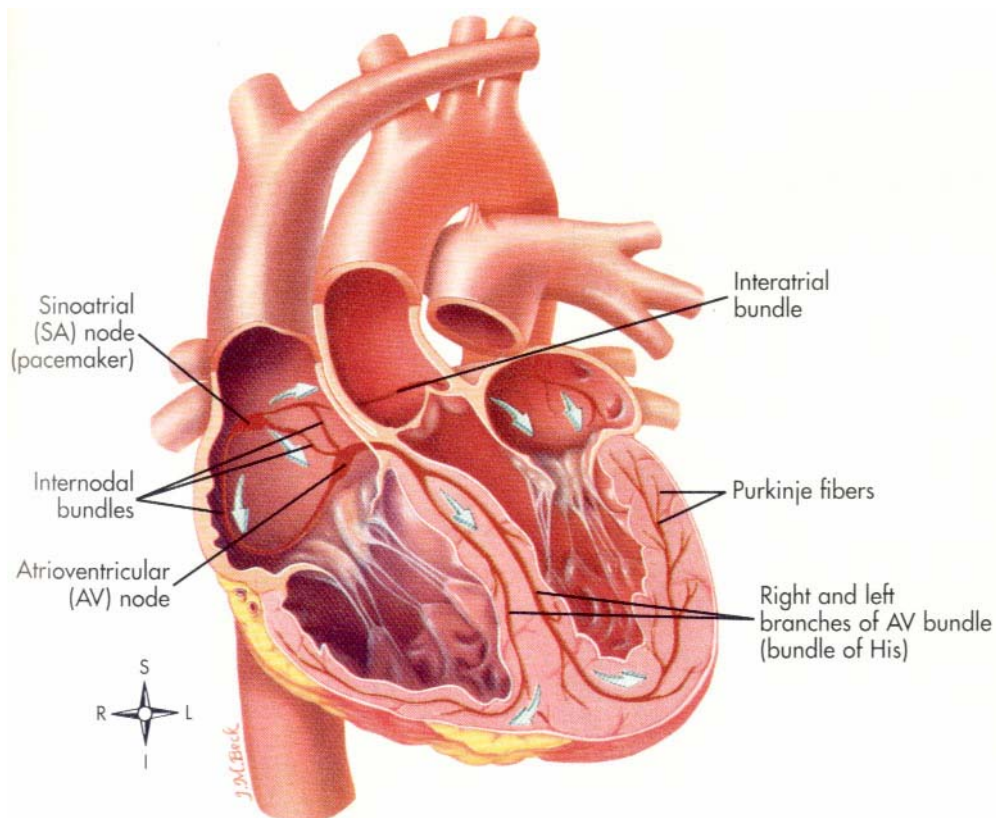
Το σύστημα μετάδοσης της καρδιάς αποτελείται από τέσσερα στοιχεία, το φλεβοκολπικό και κολποκοιλιακό κόμβο, την κολποκοιλιακή δέσμη και το σύστημα Purkinje. Κάθε ένα από αυτά τα στοιχεία αποτελείται από καρδιακούς μύες που έχουν τροποποιηθεί αρκετά στην κατασκευή, για να διαφέρουν στην λειτουργία από τους συνηθισμένους καρδιακούς μύες. Η ιδιαιτερότητα των συνηθισμένων καρδιακών μυών είναι η συστολή και όπως όλοι οι μύες, έτσι και αυτοί μπορούν να μεταδώσουν ερεθίσματα. Όμως τα στοιχεία του συστήματος μετάδοσης είναι πιο ειδικευμένα και δομικά και λειτουργικά από τους συνηθισμένους μυϊκούς ιστούς. Δεν είναι συσταλτοί, αντίθετα επιτρέπουν την παραγωγή ή τη γρήγορη μετάδοση των δυναμικών ενεργοποίησης μέσα από την καρδιά.

Τα κανονικά καρδιακά ερεθίσματα που ξεκινάνε τη μηχανική συστολή της καρδιάς ξεκινάνε από τον φλεβοκολπικό κόμβο ή αλλιώς βηματοδότη, ο οποίος βρίσκεται ακριβώς κάτω από το κολπικό επικάρδιο στην ένωση με την άνω κοίλη φλέβα σχήμα 2-1. Τα ειδικευμένα κύτταρα του βηματοδότη στον κόμβο έχουν έναν ενδογενή ρυθμό. Αυτό σημαίνει ότι χωρίς καμία διέγερση από νευρικό ερέθισμα από τον εγκέφαλο μπορούν μόνα τους να παράγουν ερεθίσματα σε κανονικά χρονικά διαστήματα. Ακόμα και αν απομακρύνουμε κύτταρα από τον βηματοδότη και τα τοποθετήσουμε σε ένα ουδέτερο διάλυμα, εντελώς απομακρυσμένα από νευρικό και ορμονικό έλεγχο, θα συνεχίσουν να δίνουν ρυθμό. Φυσικά μέσα σε μια ζωντανή καρδιά η νευρική και ορμονική σταθεροποίηση υφίσταται και ο φλεβοκολπικός κόμβος παράγει ερεθίσματα ανάλογα με τις εντολές που δέχεται.

Κάθε ερέθισμα που παράγεται στο φλεβοκολπικό κόμβο οδηγείται μέσω των μυϊκών ινών και στους δύο κόλπους. Ένα εσωκολπικό δεμάτιο από ίνες μετάδοσης, διευκολύνει την γρήγορη μετάδοση στον αριστερό κόλπο. Συνεπώς καθώς ο κόλπος διεγείρεται ξεκινά να συστέλλεται. Καθώς τα δυναμικά ενεργοποίησης εισέρχονται στον κολποκοιλιακό κόμβο μέσω τριών εσωκομβικών δεματίων από ίνες μετάδοσης, η μετάδοσή τους καθυστερεί σημαντικά, συνεπώς επιτυγχάνεται η πλήρης συστολή

και των δύο κολπικών θαλάμων πριν το ερέθισμα φτάσει στις κοιλίες. Αφού το ερέθισμα έχει περάσει αργά μέσα από τον κολποκοιλιακό κόμβο, η ταχύτητα μετάδοσής του αυξάνεται καθώς το ερέθισμα αναμεταδίδεται μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο προς τις κοιλίες. Σε αυτό το σημείο το δεμάτιο διακλαδίζεται και καταλήγει στις ίνες Purkinje, οι οποίες τερματίζουν την μετάδοση του ερεθίσματος μέσα στους μύες των δύο κοιλιών, έτσι ώστε να συστέλλονται ταυτόχρονα.

Συνεπώς ο φλεβοκολπικός κόμβος ξεκινά κάθε χτύπο της καρδιάς και ορίζει το βήμα της (είναι ο φυσιολογικός βηματοδότης της καρδιάς). Κάτω από την επίδραση του αυτόνομου και ενδοκρινολογικού ελέγχου, ο φλεβοκολπικός κόμβος θα δίνει ερεθίσματα συχνότητας 70 με 75 χτύπων το λεπτό, σε κατάσταση ξεκούρασης.



Σχήμα 2-1

Ωστόσο, αν για οποιονδήποτε λόγο ο φλεβοκολπικός κόμβος χάσει την ικανότητα να παράγει ερεθίσματα, η λειτουργία της βηματοδότησης αναλαμβάνεται από τους μη κανονικούς βηματοδότες, που είναι ο κολποκοιλιακός κόμβος και οι ίνες Purkinje. Όλοι οι μη κανονικοί βηματοδότες μπορούν να παράγουν ερεθίσματα αλλά με μικρότερη συχνότητα από αυτή του κανονικού. Για παράδειγμα ο κολποκοιλιακός κόμβος δίνει συχνότητα 40 με 60 παλμούς το λεπτό αν αναγκαστεί να αναλάβει τη δραστηριότητα του βηματοδότη.

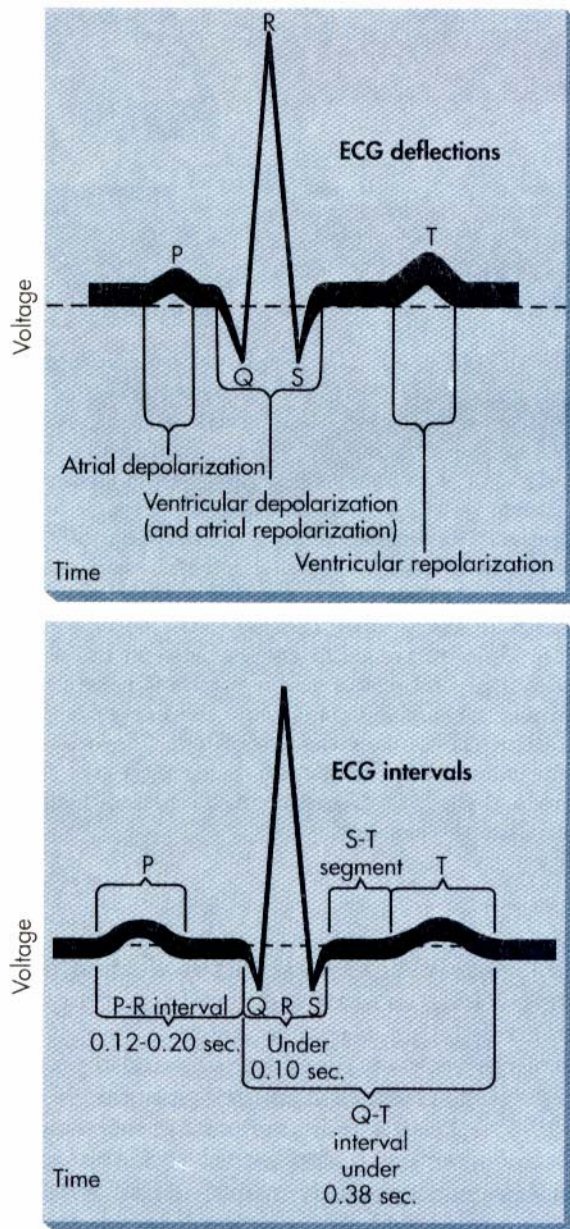
2.1.2 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Ηλεκτροκαρδιογραφία

Η μετάδοση του ερεθίσματος παράγει μικρά ηλεκτρικά ρεύματα μέσα στην καρδιά που διαχέονται μέσα από τους περιβάλλον ιστούς προς την επιφάνεια του σώματος. Αυτό το γεγονός έχει μεγάλη σημασία, γιατί από το δέρμα μπορούμε να καταγράψουμε την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με ένα όργανο που ονομάζεται καρδιογράφος.

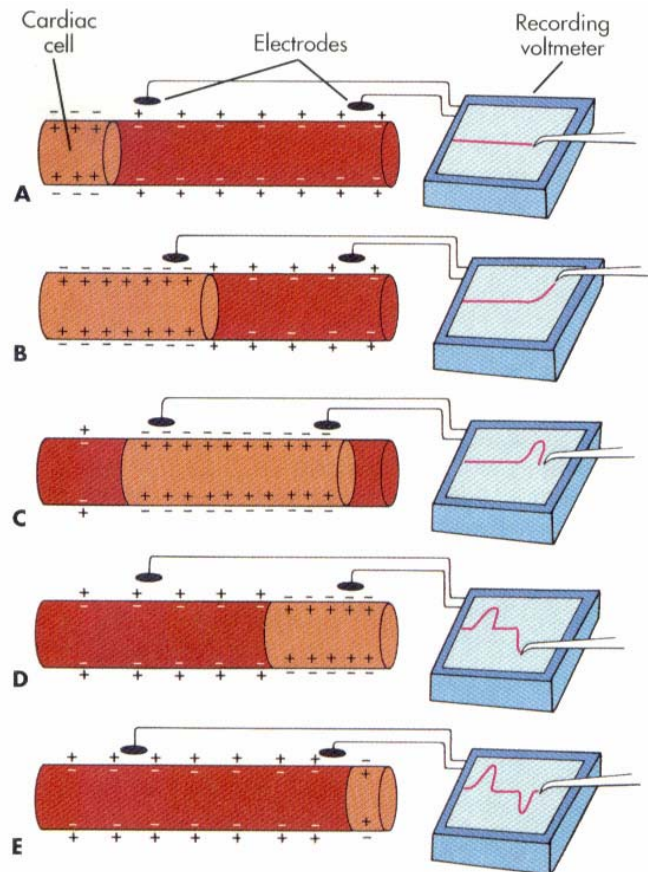
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, δηλαδή της μετάδοσης των ερεθισμάτων. Όμως δεν καταγράφει τις καρδιακές συστολές αλλά τα ηλεκτρικά σήματα που προηγούνται των συστολών. Για να παράγουμε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα, συνδέουμε τα ηλεκτρόδια ενός βολτομέτρου

– ηλεκτροκαρδιογράφου στα άκρα ή/και στο στήθος ενός ατόμου. Οι αλλαγές στην τάση, που αναπαριστούν αλλαγές της καρδιακής ηλεκτρικής δραστηριότητας, παρατηρούνται σαν αποκλίσεις μιας γραμμής σε ένα χαρτί ή ενός ίχνους σε μία οθόνη σχήμα 2-2. Το σχήμα 2-3 εξηγεί τη βασική θεωρία πάνω στην οποία βασίζεται ο ηλεκτροκαρδιογράφος. Για να απλοποιήσουμε τα πράγματα συνδέουμε τα δύο ηλεκτρόδια ενός βολτομέτρου σε μία μυϊκή ίνα. Προτού το δυναμικό ενεργοποίησης φτάσει σε οποιοδήποτε ηλεκτρόδιο, δεν υπάρχει καμία διαφορά στο δυναμικό ανάμεσα στα δύο ηλεκτρόδια, οπότε δεν καταγράφεται καμία αλλαγή σχήμα 2-3Α. Καθώς το δυναμικό φτάνει στο πρώτο ηλεκτρόδιο, η εξωτερική επιφάνεια γίνεται αρνητική οπότε το βολτόμετρο καταγράφει μια διαφορά δυναμικού, σαν μια απόκλιση της βελόνας προς τα πάνω σχήμα 2-3Β. Όταν το δυναμικό φτάσει και στο δεύτερο ηλεκτρόδιο τότε η διαφορά δυναμικού στα δύο ηλεκτρόδια γίνεται και πάλι μηδέν, οπότε η βελόνα επιστρέφει στην αρχική θέση σχήμα 2-3C. Καθώς το τέλος του δυναμικού ενεργοποίησης έχει περάσει από το πρώτο ηλεκτρόδιο, το δυναμικό στην επιφάνεια γίνεται θετικό, οπότε η βελόνα αποκλίνει προς την αντίθετη κατεύθυνση σχήμα 2-3D. Τέλος στο σχήμα 2-3Ε η



Σχήμα 2-2

βελόνα επανέρχεται στην αρχική θέση αφού η διαφορά δυναμικού είναι και πάλι μηδέν. Συνοπτικά θα μπορούσαμε να πούμε ότι η εκπόλωση του καρδιακού μη προκαλεί απόκλιση της γραμμής του γραφήματος και η επαναπόλωση προκαλεί απόκλιση προς την αντίθετη κατεύθυνση. Τα ηλεκτρόδια συνήθως βρίσκονται σε κάποια απόσταση από το μυοκάρδιο, όμως δοσμένο του όγκου του, δεν πρέπει να μας προκαλεί εντύπωση ότι ακόμα και με δερματικά ηλεκτρόδια μπορούν να ανιχνευθούν αλλαγές στην πολικότητα της καρδιάς.



Σχήμα 2-3

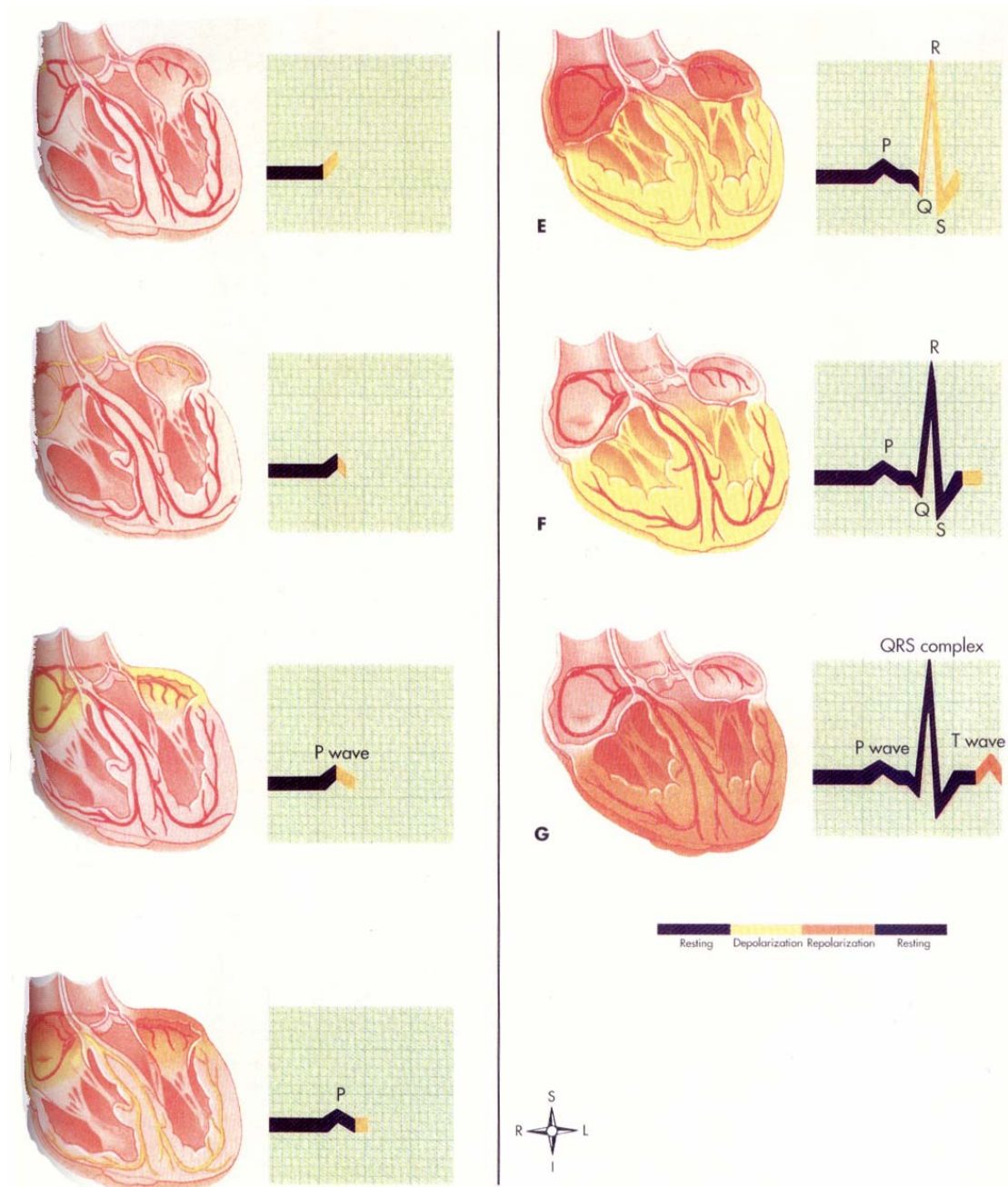
Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα

Σ' ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα διακρίνουμε τα εξής επάρματα και συμπλέγματα: το έπαρμα P, το σύμπλεγμα QRS και το έπαρμα T όπως φαίνεται στο σχήμα 2-4.

Το έπαρμα P: Απεικονίζει την εξάπλωση του ερεθίσματος από τον φλεβοκολπικό κόμβο προς τους κόλπους και αντιστοιχεί με την εκπόλωση των κόλπων σχήμα 2-4C.

Το σύμπλεγμα QRS: Προέρχεται από την εξάπλωση της διέγερσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών, δηλαδή αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κοιλιών. Αποτελείται από τρία επιμέρους επάρματα που αντιστοιχούν στην εκπόλωση διαφορετικών περιοχών των κοιλιών. Τα επάρματα αυτά είναι: το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S σχήμα 2-4E.

Το έπαρμα T: Παριστάνει την επαναπόλωση των κοιλιών, δηλαδή παράγεται όταν οι κοιλίες αναλαμβάνουν από την κατάσταση διέγερσης και επανέρχονται στην κατάσταση ηρεμίας σχήμα 2-4G.

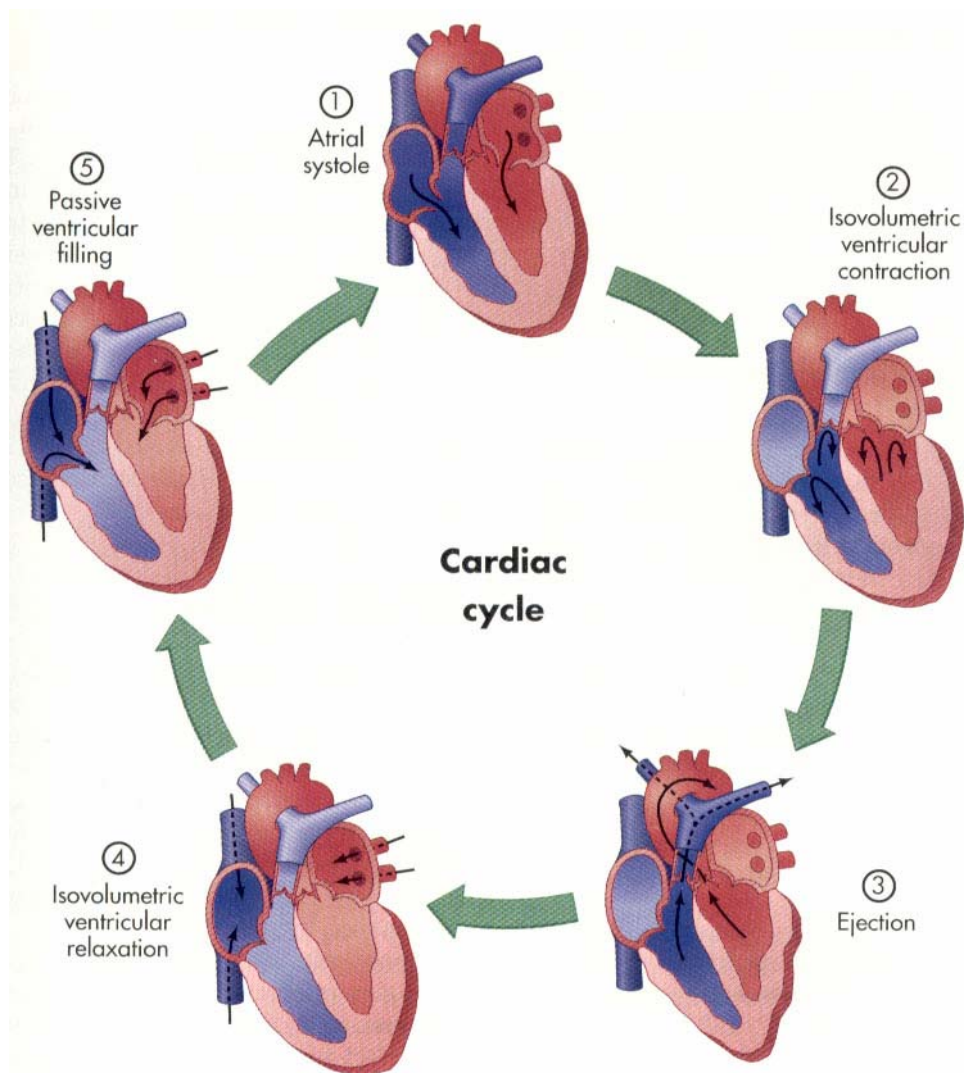


Σχήμα 2-4

Το έπαρμα P και το σύμπλεγμα QRS επειδή προέρχονται από την εκπόλωση των κόλπων και των κοιλιών αντίστοιχα ονομάζονται και επάρματα εκπολώσεως, ενώ το έπαρμα T που προέρχεται από την επαναπόλωση των κοιλιών ονομάζεται και έπαρμα επαναπολώσεως.

2.1.3 Ο καρδιακός κύκλος

Με τον όρο καρδιακός κύκλος εννοούμε έναν πλήρη χτύπο της καρδιάς, ο οποίος αποτελείται από μια συστολή και μία διαστολή των δύο κόλπων και των δύο κοιλιών. Αρχικά οι δύο κόλποι συστέλλονται ταυτόχρονα, στη συνέχεια καθώς ο κόλπος διαστέλλεται οι δύο κοιλίες συστέλλονται και διαστέλλονται. Αυτή η διαδικασία δίνει στην καρδιά τη δυνατότητα να λειτουργεί σαν αντλία. Τέλος ο κόλπος παραμένει σε διαστολή κατά τη διάρκεια της διαστολής των κοιλιών και μετά ο κύκλος αρχίζει από την αρχή σχήμα 2-5.



Σχήμα 2-5

Λεξιλόγιο σχημάτων

Σχήμα 2-1

Sinoatrial node (pacemaker) = φλεβοκολπικός κόμβος (βηματοδότης)

Internodal bundles = εσωκομβική δέσμη

Atrioventricular node = κολποκοιλιακοί κόμβοι

Right and left branches of AV bundle = δεξιά και αριστερή διακλάδωση της κολποκοιλιακής δέσμης

Purkinje fibers = ίνες Purkinje

Interatrial bundle = εσωκολπική δέσμη

Σχήμα 2-2

ECG deflections = ηλεκτροκαρδιογραφικές αποκλίσεις

Atrial depolarization-repolarization = κολπική εκπόλωση και επαναπόλωση

Ventricular depolarization-repolarization = κοιλιακή εκπόλωση και επαναπόλωση

Interval = διάστημα – κενό

Σχήμα 2-3

Cardiac cell = καρδιακό κύτταρο

Electrodes = ηλεκτρόδια

Recording voltmeter = βολτόμετρο καταγραφής

Σχήμα 2-5

Atrial systole = αρτηριακή συστολή

Isovolumetric ventricular contraction = κοιλιακή συστολή

Ejection = αποβολή

Isovolumetric ventricular relaxation = κοιλιακή διαστολή

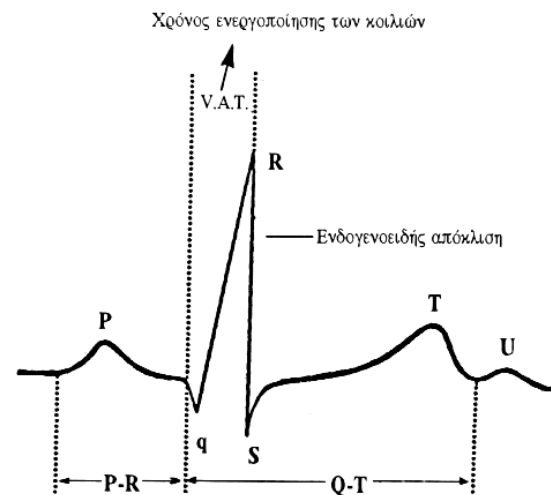
Passive ventricular filling = παθητικό κοιλιακό γέμισμα

3. ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ

3.1 Φυσιολογικές τιμές τάσης και χρονικής διάρκειας για τα κύματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Οι μετρήσεις στο καρδιογράφημα μπορεί να αφορούν το πλάτος ή τη διάρκεια των διαφόρων σημάτων (P, QRS, ST, T).

Πρέπει να σημειωθεί εδώ ότι για την περιγραφή του πλάτους οποιουδήποτε κύματος ή συμπλέγματος, είναι απαραίτητο να καθορίσουμε αν αυτό είναι αρνητικό ή θετικό. Έτσι δεχόμαστε ότι ένα κύμα είναι θετικό όταν βρίσκεται πάνω από την γραμμή αναφοράς του καρδιογραφήματος (ισοηλεκτρική γραμμή), αρνητικό όταν βρίσκεται κάτω από αυτή τη γραμμή, ισοηλεκτρικό όταν βρίσκεται πάνω στη γραμμή και διφασικό όταν ένα μέρος του είναι πάνω και ένα άλλο κάτω από την γραμμή αναφοράς.



Σχήμα 3-1

Παρακάτω παρουσιάζονται τα σημεία που έχουν κλινικό ενδιαφέρον στο ηλεκτροκαρδιογράφημα και οι αντίστοιχες φυσιολογικές τιμές τους.

Το κύμα P

Είναι ένα μικρό θετικό ή αρνητικό σήμα ακριβώς πριν από το QRS. Ένα φυσιολογικό κύμα P έχει πλάτος μικρότερο ή ίσο με 0.25 mV και διάρκεια λιγότερο από 0.12 sec. Οποιαδήποτε μεγαλύτερη τιμή στο πλάτος ή στην διάρκεια σημαίνει καρδιακή ανωμαλία.

Το διάστημα PR

Πρόκειται για το διάστημα από την αρχή του κύματος P μέχρι την αρχή του συμπλέγματος QRS. Στους ενήλικες η φυσιολογική του τιμή είναι από 0.12 sec μέχρι 0.2 sec.

Η μορφολογία και ονοματολογία του QRS

Το βασικό εδώ είναι ότι δεν περιέχουν όλα τα συμπλέγματα QRS και τα τρία σημεία Q, R και S. Κάνουμε λοιπόν τις εξής συμβάσεις: όταν η αρχική απόκλιση του QRS είναι αρνητική καλείται κύμα Q. Η πρώτη θετική απόκλιση που ακολουθεί καλείται κύμα R. Μια αρνητική απόκλιση που ακολουθεί το κύμα R καλείται κύμα S. Τότε το σύμπλεγμα αποτελείται και από τα τρία είδη κυμάτων. Αν ολόκληρο το QRS είναι θετικό καλείται κύμα R, ενώ αν είναι ολόκληρο αρνητικό καλείται κύμα QS. Μερικές φορές το QRS μπορεί να αποτελείται από δύο ή τρεις επιπλέον αποκλίσεις και τότε τα επιπλέον κύματα καλούνται 'R αν είναι θετικά και 'S να είναι αρνητικά.

Η διάρκεια του QRS

Η χρονική διάρκεια του QRS παριστάνει το χρόνο που χρειάζεται για να μεταδοθεί το ερέθισμα διαμέσου των κοιλιών και συνήθως είναι το πολύ 0.1 sec.

Το τμήμα ST

Παρουσιάζεται στο τέλος του QRS και πριν το κύμα T. Το φυσιολογικό ST είναι συνήθως ισοηλεκτρικό, αλλά μπορεί να είναι και ελαφρώς αυξημένο ή καταπιεσμένο. Η αρχή του τμήματος ST καλείται σημείο J.

Το κύμα T

Ένα φυσιολογικό κύμα T έχει ασύμμετρο σχήμα, δηλαδή η κορυφή του είναι πιο κοντά προς το τέλος του κύματος σε σχέση με την αρχή του. Όπως προαναφέρθηκε, συνήθως η τιμή τάσης του T κυμαίνεται από 0.2 mV μέχρι 0.3 mV.

Το διάστημα QT

Το διάστημα αυτό μετριέται από την αρχή του QRS μέχρι το τέλος του κύματος T. Παριστάνει το διάστημα της επαναπόλωσης των κοιλιών και οι φυσιολογικές τιμές εξαρτώνται από τον καρδιακό ρυθμό. Συχνά είναι δύσκολο να μετρηθεί όταν είναι μακρύ, γιατί το τέλος του κύματος T μπορεί να συγχωνευθεί με το κύμα U.

Το κύμα U

Είναι μια μικρή απόκλιση που μερικές φορές φαίνεται μετά το κύμα T. Φυσιολογικά η κατεύθυνσή του είναι ίδια με αυτή του κύματος T. Η ακριβής σημασία του κύματος U δεν είναι πλήρως γνωστή.

Η καρδιακή συχνότητα

Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας προκύπτει εύκολα από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ως το αντίστροφο του χρόνου μεταξύ δύο διαδοχικών παλμών. Ο μέσος φυσιολογικός χρόνος μεταξύ δύο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου 0.83 sec, οπότε η φυσιολογική καρδιακή συχνότητα έχει μέση τιμή περίπου 72 καρδιακούς παλμούς ανά λεπτό. Καρδιακή συχνότητα μεγαλύτερη από 100 παλμούς ανά λεπτό αντιστοιχεί στην περίπτωση της ταχυκαρδίας, ενώ συχνότητα μικρότερη των 60 παλμών ανά λεπτό αντιστοιχεί σε βραδυκαρδία.

Θα πρέπει να τονιστεί εδώ ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει μόνο τις ηλεκτρικές δραστηριότητες της καρδιάς, δηλαδή δεν εξετάζει την μηχανική λειτουργία της καρδιάς, το πόσο καλά η καρδιά επικοινωνεί και λειτουργεί ως αντλία. Έτσι ένας ασθενής με μη φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί να έχει φυσιολογική μηχανική καρδιακή λειτουργία και αντίστροφα.

Ένα ακόμα επίσης σημαντικό σημείο είναι ότι το καρδιογράφημα δεν καταγράφει όλα τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούμενα στην επιφάνεια του σώματος μετράνε μόνο τα ρεύματα στην περιοχή της τοποθέτησής τους. Υπάρχουν επίσης κάποιες περιοχές της καρδιάς «ηλεκτρικά σιωπηλές». Για παράδειγμα το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν είναι αρκετά ευαίσθητο για να καταγράψει την εκπόλωση των κυττάρων του φλεβόκομβου, συμβαίνει λίγο πριν το κύμα P. Ακόμα, δεν καταγράφει την επαναπόλωση των κόλπων, ούτε την διάδοση του ερεθίσματος μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο. Τέλος πρέπει κανείς να θυμάται ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από αμέτρητα καρδιακά κύτταρα. Από τα παραπάνω προκύπτει τελικά ότι ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα δεν σημαίνει πάντα ότι όλες οι μυϊκές ίνες εκπολώνονται και επαναπολώνονται φυσιολογικά.

3.2 Οι καρδιακές αρρυθμίες και η ηλεκτροκαρδιογραφική τους ερμηνεία

Ορισμένες από τις περισσότερο βασανιστικές δυσλειτουργίες της καρδιάς δεν οφείλονται σε παθολογικές βλάβες του μυοκαρδίου, αλλά σε παθολογικούς ρυθμούς της καρδιακής λειτουργίας. Σε μερικές περιπτώσεις η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από όσο απαιτείται για την άντληση του απαιτούμενου ποσού αίματος. Σε άλλες περιπτώσεις, το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ των διαδοχικών συστολών της καρδιάς είναι τόσο βραχύ, ώστε να μην επαρκεί για την πλήρωση των κοιλιών, ενώ σε άλλες περιπτώσεις οι συστολές των κόλπων εμφανίζουν πλήρη αποσυγχρονισμό ως προς τις συστολές των κοιλιών, με αποτέλεσμα οι κόλποι να μην λειτουργούν πλέον ως εναυσματικές αντλίες για τις κοιλίες.

Τα αίτια των διαφόρων αρρυθμιών της καρδιάς είναι συνήθως μία ή και συνδυασμός από τις ακόλουθες ανωμαλίες του συστήματος παραγωγής και αγωγής διεγέρσεων της καρδιάς:

1. Παθολογικός ρυθμός του βηματοδότη.
2. Μετατόπιση του βηματοδότη από τον φλεβόκομβο σε άλλα σημεία της καρδιάς.
3. Αποκλεισμός, σε διάφορα σημεία, της μετάδοσης της διέγερσης μέσα από την καρδιά.
4. Παθολογικές οδοί της μετάδοσης της διέγερσης μέσα από την καρδιά.
5. Αυτόματη παραγωγή διεγέρσεων, σχεδόν από οποιοδήποτε σημείο της καρδιάς.

3.2.1 Παθολογικοί ρυθμοί του φλεβόκομβου

Η ταχυκαρδία

Με τον όρο ταχυκαρδία εννοείται ο ταχύς ρυθμός της καρδιάς, που κατά τον συνήθη ορισμό, πρέπει να είναι συχνότερος από 100 συστολές ανά λεπτό. 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 περίπου 150 συστολές ανά λεπτό αντί του φυσιολογικού των 72 συστολών ανά λεπτό.

Τα τρία γενικά αίτια της ταχυκαρδίας είναι, η αυξημένη θερμοκρασία του σώματος, η διέγερση της καρδιάς με τα συμπαθητικά νεύρα και τοξικές καταστάσεις.

Η βραδυκαρδία

Με τον όρο βραδυκαρδία εννοείται η ελαττωμένη συχνότητα καρδιακής λειτουργίας, που κατά τον συνήθη ορισμό, πρέπει να είναι μικρότερη από 60 συστολές ανά λεπτό.

Ο φλεβόκομβικός – κολποκοιλιακός αποκλεισμός

Σε σπάνιες περιπτώσεις, η διέγερση από τον φλεβόκομβο αποκλείεται πριν εισέλθει στο μυοκάρδιο των κόλπων. Κατά τη διάρκεια αυτού του φαινομένου παρατηρείται αιφνίδια παύση των κυμάτων P, με επακόλουθο την αναστολή της λειτουργίας των κόλπων. Μολαταύτα, οι κοιλίες αναλαμβάνουν με καινούργιο ρυθμό, ο οποίος συνήθως προέρχεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο, με συνέπεια τη μη μεταβολή της διαμόρφωσης του συμπλέγματος QRS.

Η μαρμαρυγή των κοιλιών

Η βαρύτερη από όλες τις καρδιακές αρρυθμίες είναι η μαρμαρυγή των κοιλιών, η οποία εφόσον δεν αντιμετωπίζεται αμέσως, είναι σχεδόν σε όλες τις περιπτώσεις θανατηφόρα.

Η μαρμαρυγή των κοιλιών οφείλεται σε διεγέρσεις τις καρδιάς, οι οποίες φέρονται «τρελά» προς διάφορες κατευθύνσεις, μέσα στη μάζα του μυοκαρδίου και διεγείρουν πρώτα το ένα τμήμα του μυοκαρδίου, ύστερα το άλλο και μετά το άλλο και τελικά φτάνουν στο σημείο της αφετηρίας τους, για να επαναλάβουν την ίδια διαδρομή χωρίς τέλος. Όταν συμβαίνει αυτό πολλά τμήματα του μυοκαρδίου των κοιλιών συστέλλονται συγχρόνως, ενώ άλλα τμήματα βρίσκονται την ίδια στιγμή σε χαλάρωση. Έτσι δεν υπάρχει ποτέ πλήρως συντονισμένη συστολή ολόκληρου του μυοκαρδίου των κοιλιών, πράγμα που απαιτείται για την αντλητική λειτουργία της καρδιάς. Πιθανά αίτια αυτού του φαινομένου είναι:

1. Αιφνίδια επίδραση ηλεκτρικού ρεύματος στην καρδιά.
2. Ισχαιμία του μυοκαρδίου, του ειδικού συστήματος αγωγής της διέγερσης ή και των δύο.

Και στις δύο περιπτώσεις, είναι δυνατόν να εμφανιστεί αμέσως ένα σύστημα διεγέρσεων επανεισόδου, με αποτέλεσμα οι διεγέρσεις που προκαλούν συστολή να φέρονται γύρω γύρω κατά κύκλους, μέσα στο μυοκάρδιο. Αυτό το φαινόμενο συχνά χαρακτηρίζεται και ως κυκλική κίνηση ή κίνηση ιπποδρομίου.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα κατά την μαρμαρυγή των κοιλιών

Στην μαρμαρυγή των κοιλιών, το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι πολύ παράδοξο και δεν εμφανίζει καμία τάση για κανονικό ρυθμό οποιουδήποτε τύπου. Στις αρχικές φάσεις της μαρμαρυγής των κοιλιών σχετικά μεγάλες μάζες μυοκαρδίου συστέλλονται συγχρόνως και αυτό προκαλεί ισχυρά αλλά μη κανονικά κύματα στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Εντούτοις, μέσα σε λίγα μόνο δευτερόλεπτα οι αδρές συστολές των κοιλιών εξαφανίζονται και το ηλεκτροκαρδιογράφημα αλλάζει μορφή και εμφανίζει ακανόνιστα κύματα με χαμηλό δυναμικό. Έτσι, κατά τη μαρμαρυγή των κοιλιών δεν μπορεί πλέον να διακρίνεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καμία επαναληπτική μορφή, εκτός από το γεγονός ότι τα ηλεκτρικά δυναμικά μεταβάλλονται συνεχώς και σπασμωδικά, γιατί τα ηλεκτρικά ρεύματα στην καρδιά ρέουν προς τη μία και την άλλη κατεύθυνση και σπάνια επαναλαμβάνουν μια συγκεκριμένη διαδρομή.

Η ηλεκτρική απινίδωση των κοιλιών

Μολονότι ένα ασθενές εναλλασσόμενο ηλεκτρικό ρεύμα προκαλεί σχεδόν πάντοτε μαρμαρυγή των κοιλιών, ένα πολύ ισχυρό ηλεκτρικό ρεύμα, που εφαρμόζεται στις κοιλίες για βραχύ χρονικό διάστημα, είναι δυνατόν να σταματήσει τη μαρμαρυγή, με την πρόκληση ανερέθιστης περιόδου συγχρόνως σε όλο το μυοκάρδιο. Αυτό κατορθώνεται με τη διοχέτευση ισχυρού ρεύματος, μέσα από ηλεκτρόδια, που τοποθετούνται σε δύο πλευρές της καρδιάς. Το ρεύμα διαπερνά τις περισσότερες ίνες των κοιλιών, με αποτέλεσμα τη σύγχρονη εγκατάσταση ανερέθιστης περιόδου.

Η μαρμαρυγή των κόλπων

Υπενθυμίζεται ότι εκτός από τη σύνδεση με το κολποκοιλιακό δεμάτιο, η μάζα του μυοκαρδίου των κόλπων διαχωρίζεται εντελώς από τη μάζα του μυοκαρδίου των κοιλιών, που είναι μονωμένα μεταξύ τους με ινώδη συνδετικό ιστό. Γι' αυτό το λόγο, η μαρμαρυγή των κοιλιών συχνά παρατηρείται εντελώς ανεξάρτητα από τη

μαρμαρυγή των κόλπων. Επίσης συχνά παρατηρείται μαρμαρυγή των κόλπων ανεξάρτητα από τη μαρμαρυγή των κοιλιών, η δε κατάσταση ονομάζεται μαρμαρυγή των κόλπων.

Ο μηχανισμός της μαρμαρυγής των κόλπων είναι πανομοιότυπος με εκείνη των κοιλιών, εκτός από το γεγονός ότι η σχετική διεργασία συμβαίνει στη μάζα του μυοκαρδίου των κόλπων αντί των κοιλιών. Μια πολύ συχνή αιτία μαρμαρυγής των κόλπων είναι η αύξηση του μεγέθους των κόλπων, εξαιτίας βλάβης των βαλβίδων της καρδιάς, που παρακωλύουν τη φυσιολογική κένωση των κόλπων προς τις κοιλίες, είτε και από ανεπάρκεια των κοιλιών, με αποτέλεσμα την υπέρμετρη στάση του αίματος μέσα στους κόλπους. Να συμπληρώσουμε ακόμα ότι η μαρμαρυγή των κόλπων ανατάσσεται σε φυσιολογικό ρυθμό με ηλεκτροπληξία όπως και στην περίπτωση της μαρμαρυγής των κοιλιών.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα κατά την μαρμαρυγή των κόλπων

Πολλά μικρά κύματα εκπόλωσης επεκτείνονται σε όλες τις κατευθύνσεις μέσα στο μυοκάρδιο των κόλπων, κατά τη μαρμαρυγή των κόλπων. Επειδή αυτά τα κύματα είναι ασθενή και επειδή πολλά από αυτά εμφανίζουν αντίθετη πολικότητα σε μια οποιαδήποτε δεδομένη χρονική στιγμή, συνήθως αλληλοεξουδετερώνονται σχεδόν πλήρως. Κατά συνέπεια, στο ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι δυνατόν να μην παρατηρούνται κύματα P από τους κόλπους, είτε να παρατηρείται υψηλής συχνότητας και χαμηλού δυναμικού κυματοειδής εγγραφή. Εξάλλου τα συμπλέγματα QRS-T είναι απόλυτα φυσιολογικά, εκτός από την περίπτωση παρουσίας παθολογικής βλάβης των κοιλιών.

Ο πτερυγισμός των κόλπων

Ο πτερυγισμός των κόλπων αποτελεί μια άλλη κατάσταση, η οποία προκαλείται από κυκλική κίνηση διέγερσης στους κόλπους. Παρόλα αυτά, διαφέρει από τη μαρμαρυγή των κόλπων κατά το ότι το ηλεκτρικό σήμα φέρεται σαν ένα μεγάλο μέτωπο κύματος πάντα προς μια μόνο κατεύθυνση, γύρω από τη μάζα του μυοκαρδίου των κόλπων. Το μέτωπο του κύματος συνήθως ακολουθεί διαδρομή από πάνω προς τα κάτω, γύρω από τις εκβολές της άνω και της κάτω κοίλης φλέβας.

Η καρδιακή στάση

Μια τελική βαριά ανωμαλία του συστήματος της ρυθμικότητας και αγωγής της διέγερσης της καρδιάς, είναι η καρδιακή στάση, η οποία είναι το αποτέλεσμα της αναστολής όλων των αυτόματων ρυθμικών διεργασιών της καρδιάς.

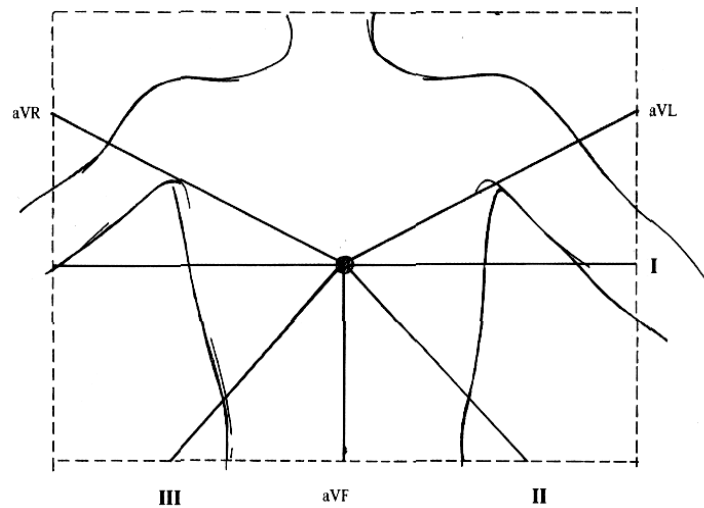
Μετά από πρόσκαιρη καρδιακή παύση, η καρδιοπνευμονική αναβίωση είναι συνήθως επιτυχής για την αποκατάσταση του φυσιολογικού ρυθμού της καρδιακής λειτουργίας. Ωστόσο, σε μερικούς ασθενείς, η βαριά μυοκαρδιοπάθεια οδηγεί σε μόνιμη καρδιακή στάση, η οποία είναι φανερό ότι επιφέρει αμέσως το θάνατο, σε πολλές περιπτώσεις όμως, τα ρυθμικά ηλεκτρικά ερεθίσματα, που προέρχονται από εμφυτευόμενο ηλεκτρονικό βηματοδότη της καρδιάς, χρησιμοποιούνται με επιτυχία για να κρατήσουν τον ασθενή στη ζωή για πολλά χρόνια.

3.3 Οι απαγωγές του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

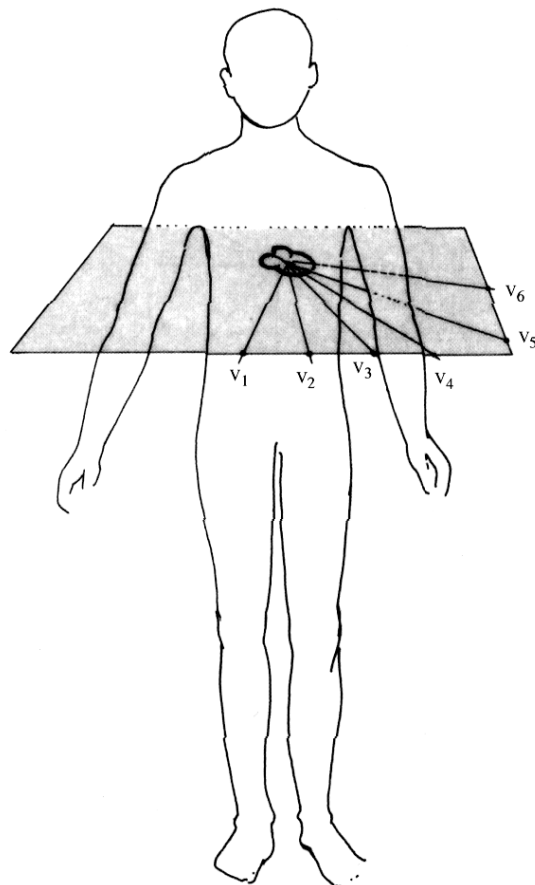
Τα ηλεκτρόδια του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετούνται σε συγκεκριμένες περιοχές του ανθρώπινου σώματος απ' όπου έχει αποδειχθεί ότι η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς καταγράφεται με μεγάλη αξιοπιστία. Ανάλογα δε, με την τοποθέτηση αυτών των ηλεκτροδίων η καταγραφή της ηλεκτρικής αυτής δραστηριότητας μπορεί να γίνει σε δύο διαφορετικά επίπεδα: το *μετωπιαίο* και το *οριζόντιο*. Έτσι λοιπόν ανάλογα με το επίπεδο ως προς το οποίο καταγράφεται η

ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, οι απαγωγές του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος διακρίνονται σε: απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου και απαγωγές του οριζοντίου επιπέδου ή προκάρδιες απαγωγές.

Μια άλλη διάκριση των απαγωγών του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι σε: *κλασσικές διπολικές απαγωγές* που είναι τρεις και καταγράφουν τα δυναμικά που παράγονται από την καρδιά ως προς το μετωπιαίο επίπεδο του σώματος και σε *μονοπολικές απαγωγές* οι οποίες είναι συνολικά εννέα, τρεις για την καταγραφή των δυναμικών ως προς το μετωπιαίο επίπεδο και έξι για την καταγραφή αυτών ως προς το οριζόντιο επίπεδο σχήμα 3-2 και 3-3.



Σχήμα 3-2

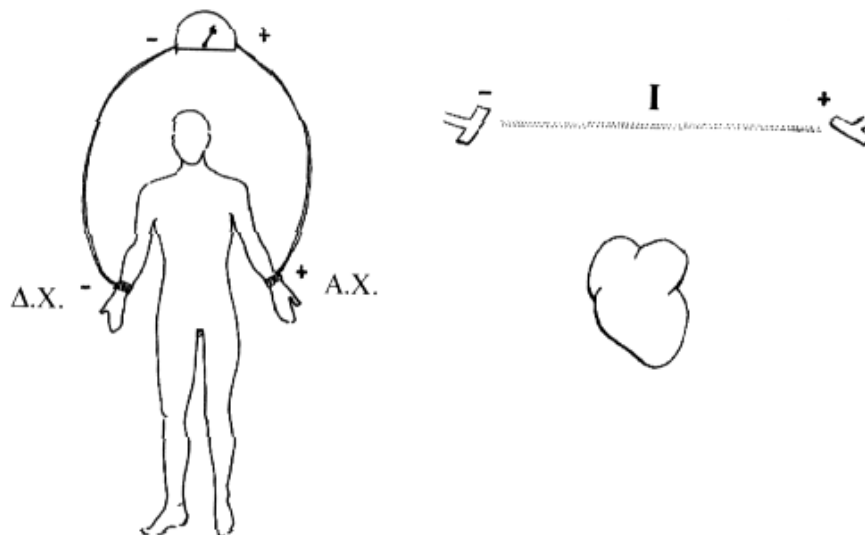


Σχήμα 3-3

3.3.1 Απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου

Κλασσική διπολική απαγωγή I

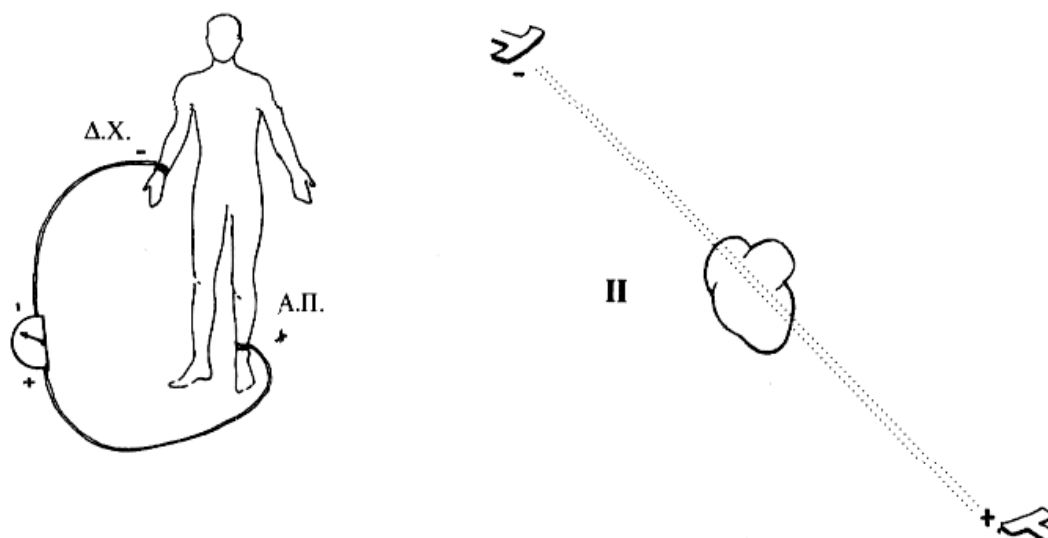
Για να καταγράψει ο ηλεκτροκαρδιογράφος την απαγωγή αυτή πρέπει να τοποθετήσουμε το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξί χέρι και το θετικό στο αριστερό χέρι σχήμα 3-4.



Σχήμα 3-4

Κλασσική διπολική απαγωγή II

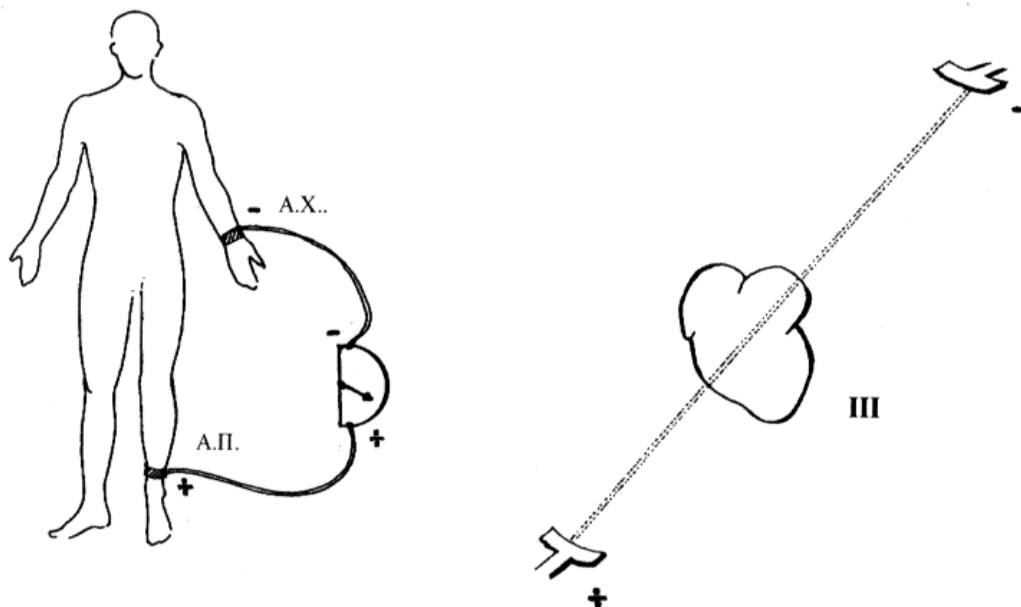
Για να καταγράψει ο ηλεκτροκαρδιογράφος την απαγωγή αυτή πρέπει να τοποθετήσουμε το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξί χέρι και το θετικό στο αριστερό πόδι σχήμα 3-5.



Σχήμα 3-5

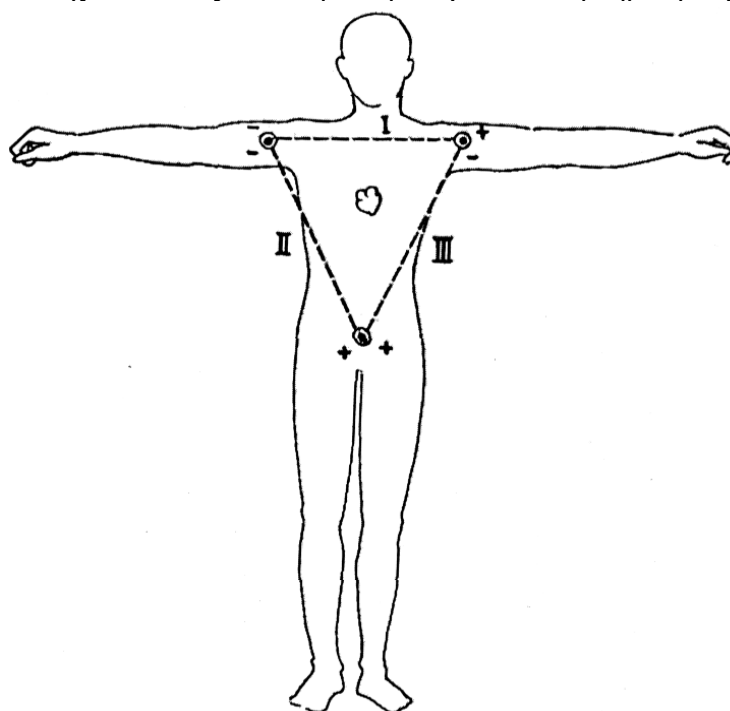
Κλασσική διπολική απαγωγή III

Για την απαγωγή αυτή το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό χέρι και το θετικό στο αριστερό πόδι σχήμα 3-6. Εάν με τρεις νοητές ευθείες συνδέσουμε το αρνητικό με το θετικό ηλεκτρόδιο της απαγωγής I και ομοίως για τις απαγωγές II



Σχήμα 3-6

και III, τότε σχηματίζεται ένα ισόπλευρο τρίγωνο γνωστό με το όνομα τρίγωνο του Einhtoven που είναι ο πρώτος που το περιέγραψε σχήμα 3-7. Το κέντρο του ισοπλεύρου αυτού τριγώνου θεωρείται ότι είναι η καρδιά, ενώ οι κορυφές του βρίσκονται αντίστοιχα στον δεξιό και αριστερό ώμο και στην ηβική σύμφυση.



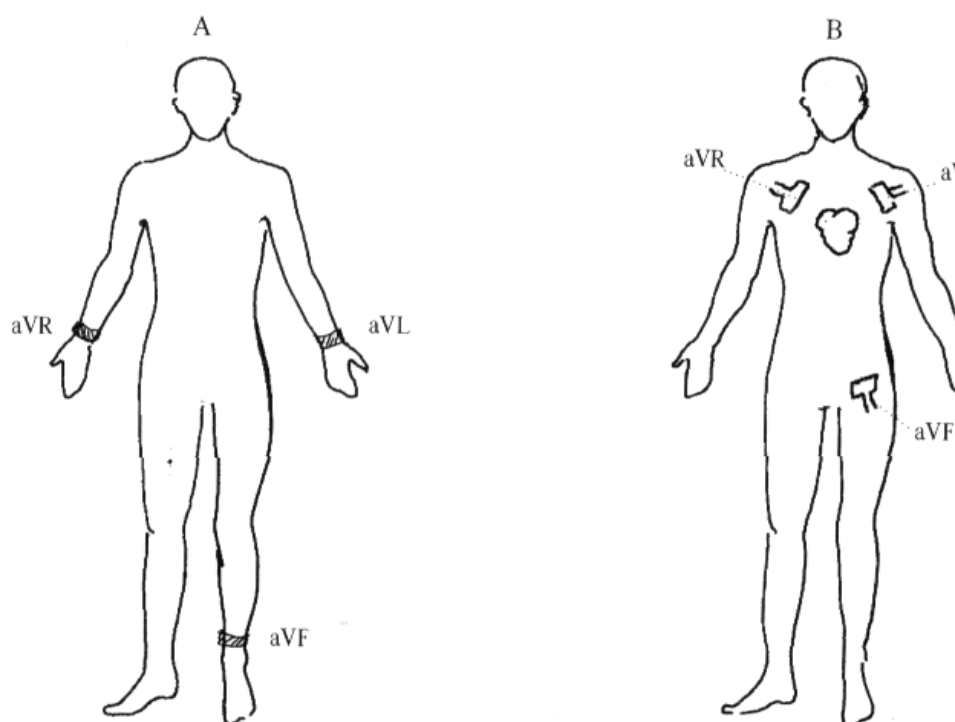
Σχήμα 3-7

3.3.2 Μονοπολικές απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου.

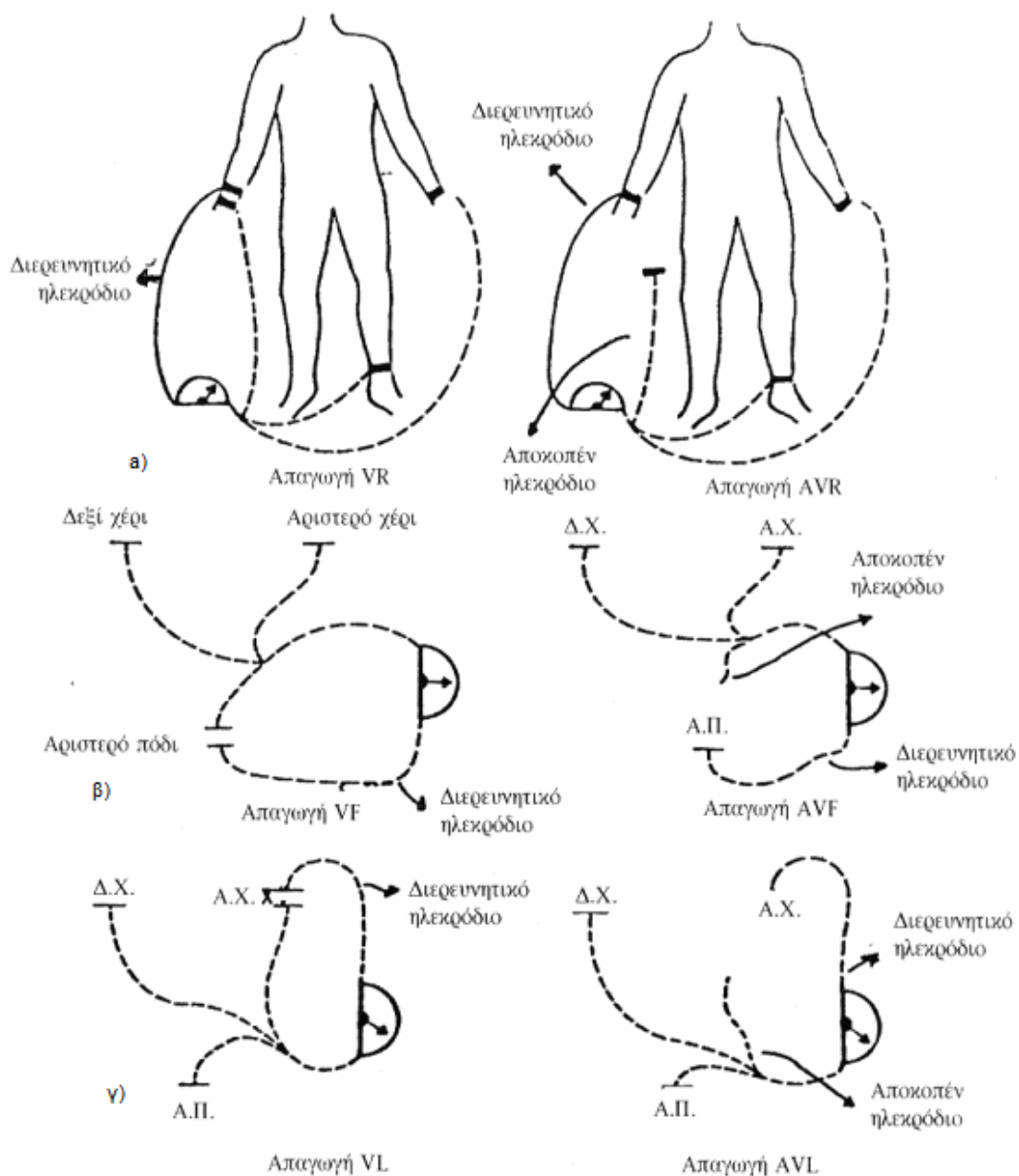
aVR: Είναι η αυξημένη μονοπολική απαγωγή του δεξιού χεριού. Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξί χέρι σχήμα 3-9Α και 3-8.

aVL: Είναι η αυξημένη μονοπολική απαγωγή του αριστερού χεριού. Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό χέρι σχήμα 3-9Γ και 3-8.

aVF: Είναι η αυξημένη μονοπολική απαγωγή του αριστερού ποδιού. Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό πόδι σχήμα 3-9Β και 3-8.



Σχήμα 3-8



Διαγραμματική απεικόνιση της προέλευσης των απαγωγών aVR, aVL, aVF. Στην αριστερή στήλη απεικονίζονται από πάνω προς τα κάτω οι απαγωγές VR, VF και VL. Στην δεξιά απεικονίζονται με την ίδια σειρά οι aVR, aVF, aVL. Προσέξτε ότι για να πάρουμε τις aVR, aVF, aVL αποσυνδέουμε από το άκρο που έχουμε βάλει το διερευνητικό ηλεκτρόδιο, το ηλεκτρόδιο που συνδέεται με το αντίστοιχο άκρο και που ενώνεται μαζί με τα ηλεκτρόδια των άλλων άκρων για να σχηματίσει το αδιάφορο ηλεκτρόδιο.

Σχήμα 3-9

3.3.3 Απαγωγές του οριζοντίου επιπέδου

Είναι μονοπολικές απαγωγές και τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην προκάρδια χώρα σχήμα 3-3.

V1: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 4^ο μεσοπλεύριο διάστημα δεξιά παραστερνικά.

V2: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 4^ο μεσοπλεύριο διάστημα αριστερά παραστερνικά.

V4: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο 5^ο μεσοπλεύριο διάστημα αριστερά επί της μεσοκλειδικής γραμμής.

V3: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο μέσον της νοητής ευθείας, που συνδέει την V2 με την V4.

V5: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται αριστερά επί της πρόσθιας μασχαλιαίας γραμμής στην ίδια οριζόντια γραμμή με την V4

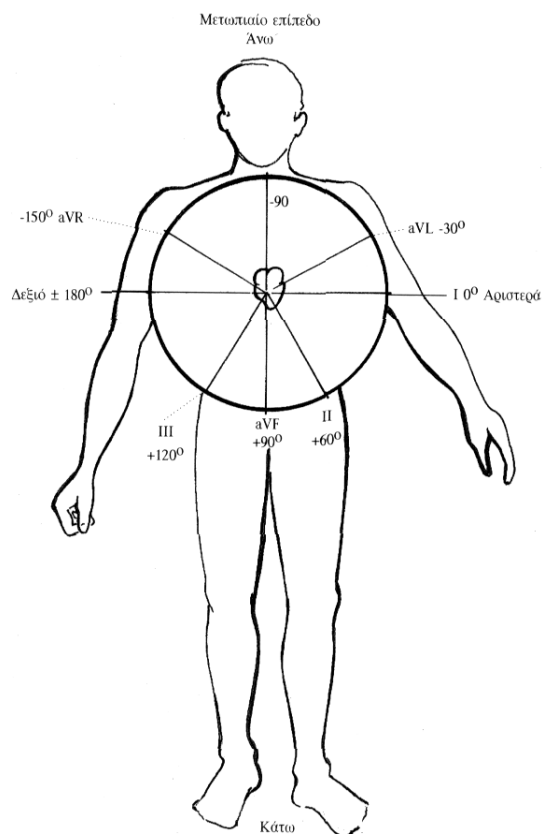
V6: Το θετικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται αριστερά επί της μέσης μασχαλιαίας γραμμής στην ίδια οριζόντια γραμμή με την V4 και την V5.

3.3.4 Το εξαξονικό σύστημα του Bailay των απαγωγών του μετωπιαίου επιπέδου.

Οι απαγωγές του μετωπιαίου επιπέδου σχηματίζουν ένα σύστημα έξι αξόνων σε ένα θεωρητικό κύκλο, που βρίσκεται στο μετωπιαίο επίπεδο του σώματος, έχει σαν κέντρο την καρδιά και χωρίζεται σε δύο ημισφαίρια: το άνω ημισφαίριο που έχει τις αρνητικές μοίρες και το κάτω που έχει τις θετικές. Θα πρέπει να γίνει κατανοητό ότι:

A. Η επιλογή των θετικών μοιρών στο κάτω ημισφαίριο και των αρνητικών στο άνω, είναι αυθαίρετη και δεν έχει καμία σχέση με τον αρνητικό πόλο των απαγωγών.

B. Όλοι οι θετικοί πόλοι των απαγωγών εκτός από έναν βρίσκονται σε ένα τεταρτημόριο του κύκλου και μάλιστα αυτό που περιλαμβάνεται μεταξύ των -30° έως $+120^{\circ}$. Οι θετικοί πόλοι των απαγωγών θεωρούνται σαν τα «μάτια» του ηλεκτροκαρδιογράφου που «βλέπουν» την ηλεκτρική

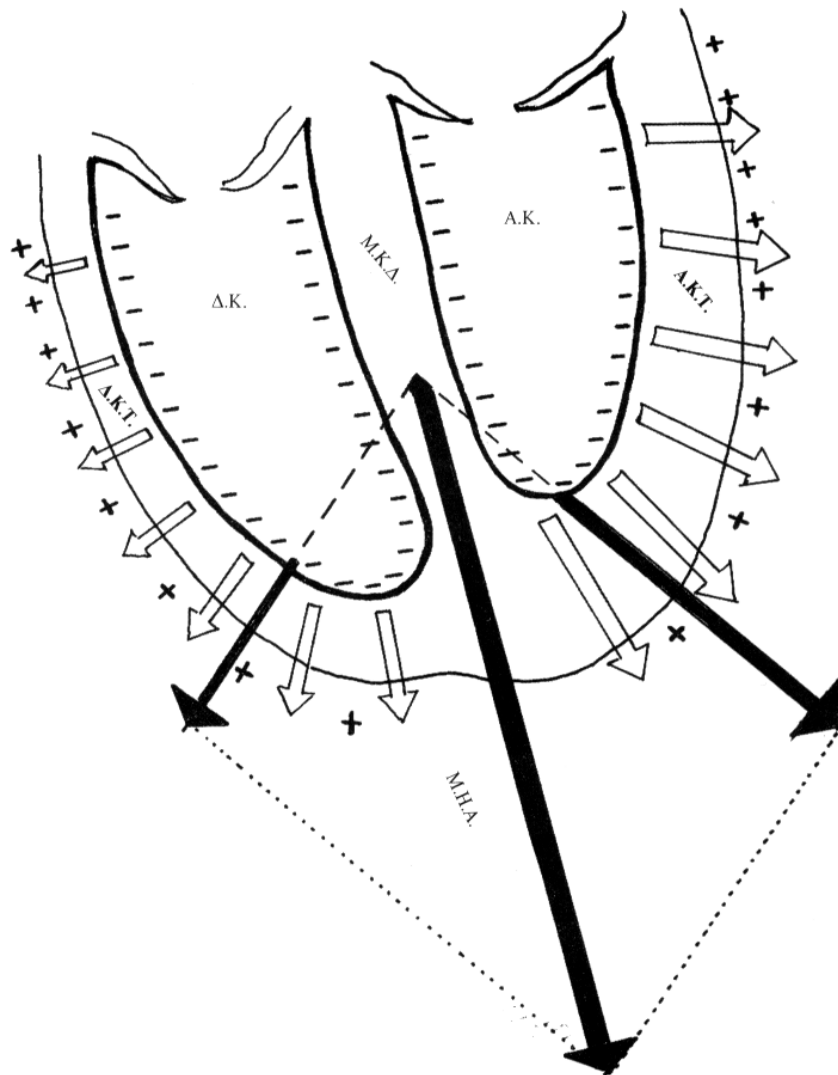


Σχήμα 3-10

δραστηριότητα της καρδιάς υπό διαφορετική γωνία. Έτσι η aVR «βλέπει» την διέγερση υπό γωνία -150° , η aVL υπό γωνία -30° , η I υπό γωνία 0° , η II υπό γωνία $+60^\circ$, η aVF υπό γωνία $+90^\circ$ και η III υπό γωνία $+120^\circ$ σχήμα 3-10.

3.3.5 Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς

Η ηλεκτρική διέγερση μπορεί να παρασταθεί με ένα άνυσμα. Δηλαδή ένα μέγεθος που χαρακτηρίζεται από τα εξής: α) Την *ευθεία* πάνω στην οποία επενεργεί που ονομάζεται *διεύθυνση*, β) Το ποσό του μεγέθους (στην περίπτωση των δυναμικών της καρδιάς η μέτρηση γίνεται σε mV) και γ) Την *φορά* προς τα που δηλαδή κατευθύνεται.



Σχηματική παρουσίαση του Μέσου Ηλεκτρικού Άξονα της καρδιάς (ΜΗΑ). Δ.Κ.: δεξιά κοιλία, Α.Κ.: αριστερή κοιλία, ΜΚΔ: μεσοκοιλιακό διάφραγμα, ΔΚΤ: δεξιό κοιλιακό τοίχωμα, ΑΚΤ: αριστερό κοιλιακό τοίχωμα.

Σχήμα 3-11

Έχουμε πει ότι κατά τη λειτουργία της καρδιάς παράγονται ηλεκτρικά δυναμικά που οφείλονται στην εκπόλωση και επαναπόλωση των μυοκαρδιακών ινών. Τα ηλεκτρικά αυτά δυναμικά μπορούν να παρασταθούν με διανύσματα τα οποία έχουν μήκος ίσο με το δυναμικό που παράγεται, διεύθυνση ανάλογα με την ευθεία που

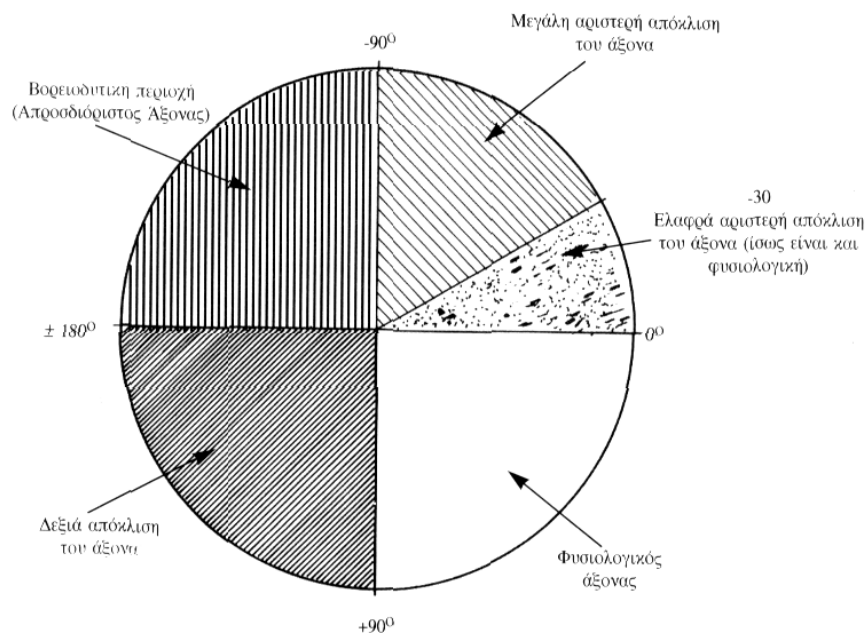
επενεργούν και φορά, πάντα κάτω από φυσιολογικές συνθήκες, από το ενδοκάρδιο προς το επικάρδιο, διότι η εκπόλωση γίνεται πρώτα στο ενδοκάρδιο και ύστερα στο επικάρδιο.

Η καρδιά σαν μυώδες όργανο αποτελείται από μεγάλο αριθμό μυϊκών ινών κάθε μία από τις οποίες, όταν εκπολώνεται, παράγει το δικό της διάνυσμα διέγερσης σχήμα 3-11. Έτσι έχουμε κάθε χρονική στιγμή ρεύματα ποικίλης φοράς και διεύθυνσης που είναι τόσα πολλά σε αριθμό όσα και οι μυϊκές ίνες που διεγείρονται. Όλα αυτά τα δυναμικά λοιπόν θα ήταν αδύνατον να καταγραφούν από τον καρδιογράφο.

Ουσιαστικά ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει την προβολή της συνισταμένης όλων αυτών των διανυσμάτων στις διάφορες απαγωγές. Η συνισταμένη όλων αυτών των διανυσμάτων ονομάζεται **μέσος ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς**.

Η φορά του μέσου ηλεκτρικού άξονα της καρδιάς είναι προς τα αριστερά και κάτω. Η γραφική παράσταση αυτού πάνω στο εξαξονικό σύστημα του Bailay θα γίνει με ένα διάνυσμα που έχει σαν αρχή το κέντρο του κύκλου, μήκος ανάλογα με το μέγεθος του συνιστάμενου δυναμικού και φορά που καθορίζεται από την συνισταμένη των κοιλιακών συμπλεγμάτων QRS των απαγωγών του μετωπιαίου επιπέδου.

Όταν το διάνυσμα του μέσου ηλεκτρικού άξονα βρίσκεται στον κύκλο του Bailay σχήμα 3-12 μεταξύ των 0° και 90° με ανώτερο όριο τις -30° τότε λέμε ότι ο άξονας είναι φυσιολογικός. Όταν βρίσκεται μεταξύ των -30° και -90° τότε λέμε ότι έχουμε αριστερή απόκλιση του άξονα. Εάν βρίσκεται μεταξύ των $+90^\circ$ και $+180^\circ$ λέμε ότι έχουμε δεξιά απόκλιση του άξονα. Τέλος όταν βρίσκεται μεταξύ των -90° και -180° λέμε ότι ο άξονας είναι απροσδιόριστος. Η περιοχή αυτή του κύκλου ονομάζεται βορειοδυτική και όταν ο άξονας βρίσκεται σ' αυτή την περιοχή δεν ξέρουμε εάν προήλθε από την υπερβολική αριστερή απόκλιση ή από την υπερβολική δεξιά απόκλιση γι' αυτό και ονομάζεται απροσδιόριστο και είναι δείγμα σοβαρότατης καρδιοπάθειας.

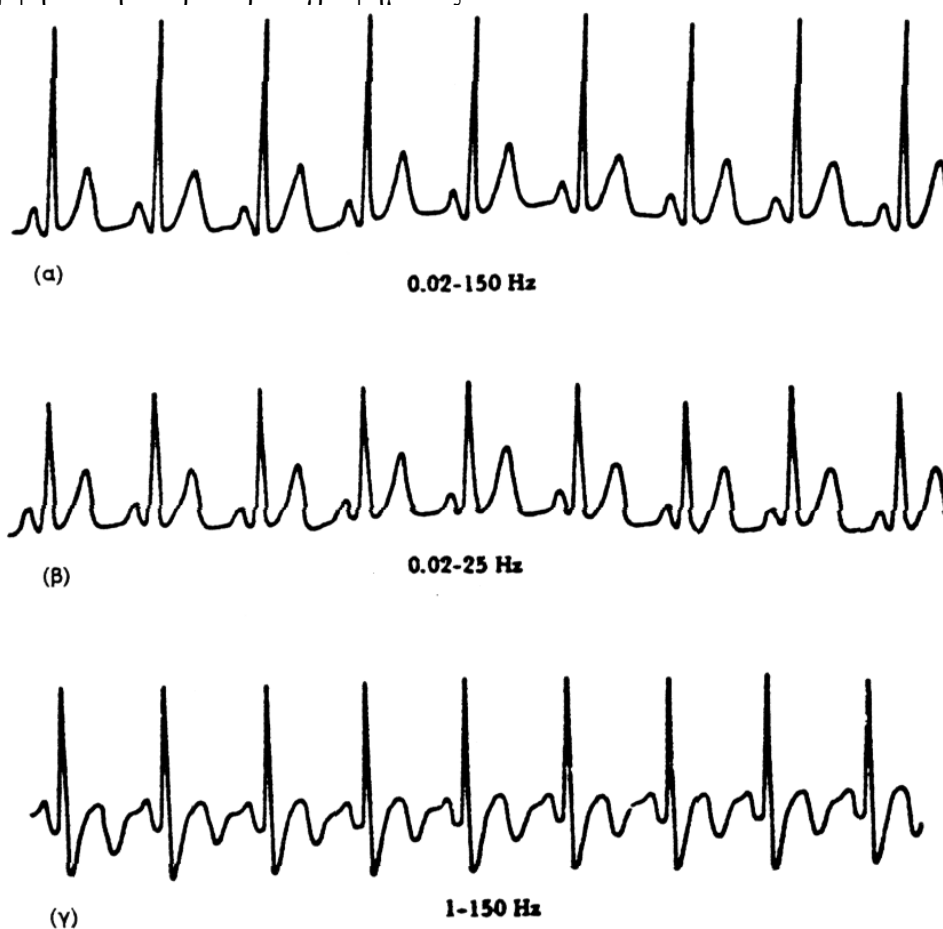


Σχήμα 3-12

4. ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ

4.1 Παραμόρφωση συχνότητας

Όλοι οι ηλεκτροκαρδιογράφοι δεν ικανοποιούν τις προδιαγραφές απόκρισης συχνότητας που πρέπει να πληρούνται. Όταν αυτό συμβαίνει, έχουμε την περίπτωση παραμόρφωσης συχνότητας όπως αυτή εμφανίζεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα του σχήματος 4-1 όπου φαίνεται πως η παραμόρφωση συχνότητας μπορεί να αλλοιώσει τη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



Σχήμα 4-1

Το σχήμα 4-1α απεικονίζει ένα κανονικής μορφής ηλεκτροκαρδιογράφημα, όπως το βλέπουμε σε μία συσκευή με απόκριση συχνότητας από 0.02 – 150 Hz.

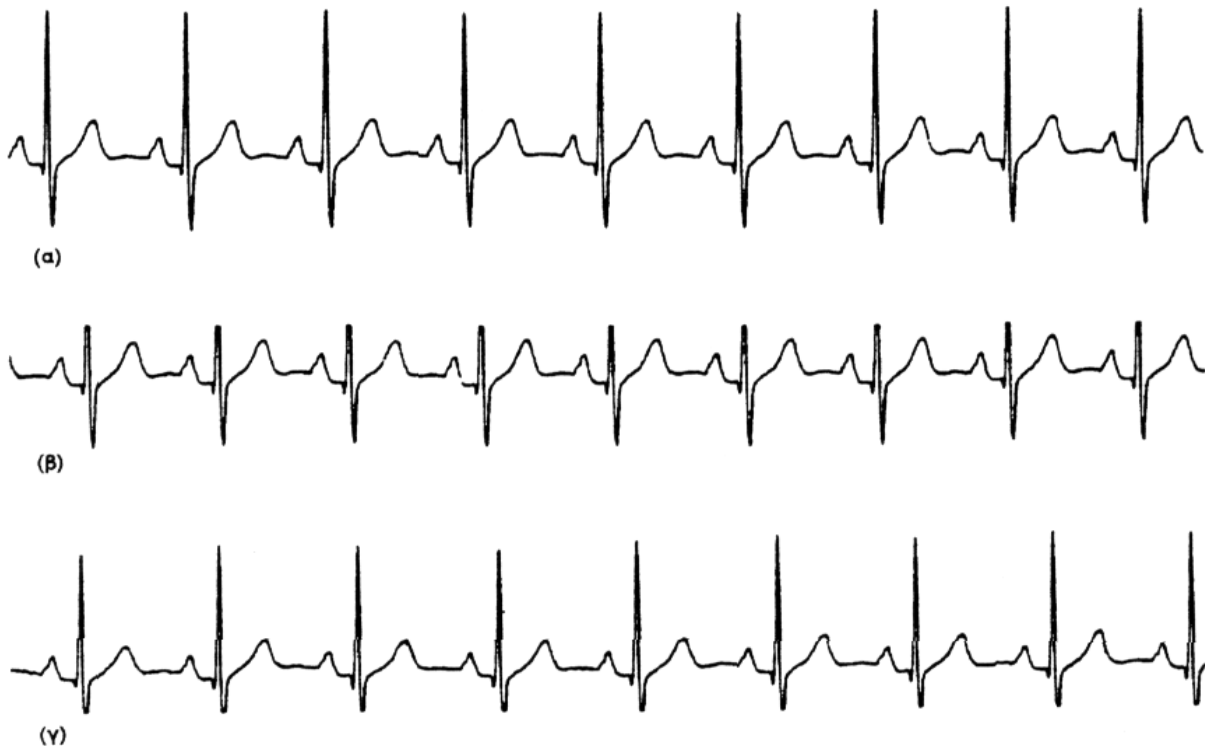
Το σχήμα 4-1β δείχνει το ίδιο ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως καταγράφηκε από συσκευή με απόκριση συχνότητας 0.02 – 25 Hz. Στην περίπτωση αυτή έχουμε τη λεγόμενη παραμόρφωση υψηλών συχνοτήτων, η οποία αποκόπτει και στρογγυλεύει τις υψηλές άκρες της κυματομορφής μειώνοντας ταυτόχρονα το πλάτος του συμπλέγματος QRS.

Το σχήμα 4-1γ απεικονίζει το ίδιο ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως καταγράφηκε από μία συσκευή με απόκριση συχνότητας από 1 – 150 Hz. Αξίζει να παρατηρήσουμε την παραμόρφωση στη βάση της στάθμης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (baseline), όπου πλέον παύει να είναι οριζόντια μετά από την καταγραφή κάθε ολοκληρωμένης

καρδιακής λειτουργίας. Φαίνεται επίσης ότι μονοφασικά κύματα απεικονίζονται εδώ σαν διφασικά. Όλα τα παραπάνω φαινόμενα μπορούν να περιγραφούν με το γενικό τίτλο: *παραμόρφωση χαμηλών συχνοτήτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.*

4.2 Κορεσμός ενισχυτή και παραμόρφωση ψαλιδισμού

Υψηλές τιμές τάσης αντιστάθμισης στα ηλεκτρόδια ή κακώς συντονισμένες βαθμίδες ενισχυτών, μπορούν να προκαλέσουν ψαλιδισμούς του σήματος, αλλά και να οδηγήσουν τον ενισχυτή του ηλεκτροκαρδιογράφου στον κόρο αλλοιώνοντας σημαντικά την παραγόμενη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



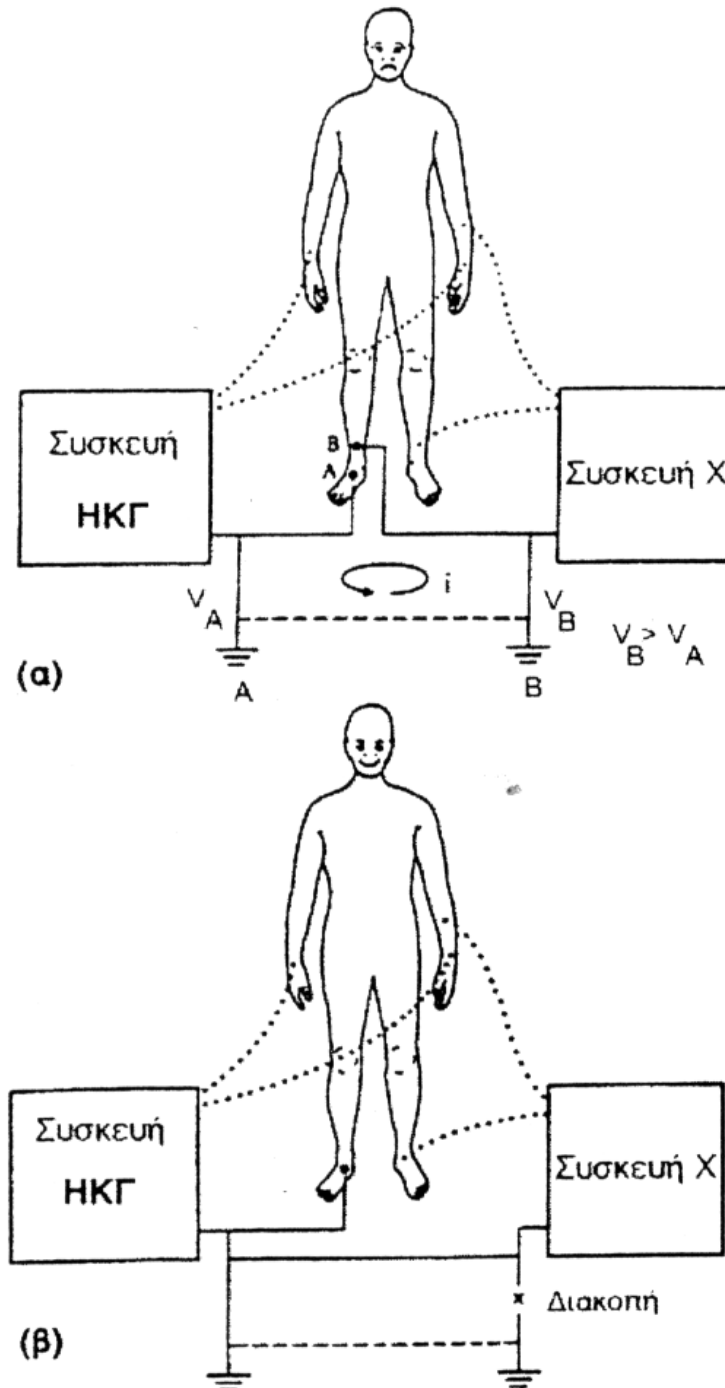
Σχήμα 4-2

Το σχήμα 4-2α απεικονίζει ένα κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα. Το σχήμα 4-2β δείχνει την παραπάνω κυματομορφή παραμορφωμένη λόγω κόρου της ενισχυτικής βαθμίδας. Σε αυτή την περίπτωση ο συνδυασμός του πλάτους του σήματος εισόδου και των τάσεων αντιστάθμισης οδήγησε τον ενισχυτή στον κόρο κατά τη διάρκεια του QRS συμπλέγματος. Οι κορυφές του QRS έχουν αποκοπεί επειδή η έξοδος του ενισχυτή βρίσκεται στον κόρο για αυτές τις τιμές τάσης.

Το σχήμα 4-2γ απεικονίζει την περίπτωση όπου έχουν αποκοπεί τα χαμηλά τμήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αυτό προέρχεται εξαιτίας του αρνητικού κορεσμού του ενισχυτή. Παρατηρούμε ότι σε αυτή την περίπτωση η στάθμη της βάσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι εντελώς επίπεδη. Οι κορυφές των κυματομορφών P και T μπορούν να καταγραφούν εκτός και εάν βρίσκονται πιο χαμηλά από το επίπεδο αποκοπής οπότε εμφανίζονται μόνο οι R.

4.3 Βρόχοι γείωσης

Αρκετοί ασθενείς των οποίων παρακολουθείται διαρκώς η καρδιακή δραστηριότητα σε μια κλινική, βρίσκονται συνδεδεμένοι εκτός από τον ηλεκτροκαρδιογράφο και με άλλες ηλεκτρικές συσκευές. Κάθε ηλεκτρική συσκευή έχει τη δική της γείωση είτε μαζί με την τροφοδοσία είτε σε ένα κοινό κανάλι γείωσης του δωματίου.



Σχήμα 4-3

Το φαινόμενο του βρόχου γείωσης δημιουργείται όταν συμβαίνει η περίπτωση του σχήματος 4-3α. Εδώ έχουμε έναν ασθενή ο οποίος είναι συνδεδεμένος με δύο συσκευές. Τόσο ο ηλεκτροκαρδιογράφος όσο και η συσκευή X, έχουν τα ηλεκτρόδια γείωσης σήματος στον ασθενή. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος έχει γείωση λειτουργίας στη γραμμή τροφοδοσίας με το κλασικό βύσμα, έστω A το σημείο αυτό. Η συσκευή X έχει επίσης γείωση λειτουργίας στη γραμμή τροφοδοσίας, αλλά τώρα ο ρευματοδότης βρίσκεται σε μία διαφορετική και απομακρυσμένη θέση στο δωμάτιο, έστω B το σημείο αυτό. Ας υποθέσουμε τώρα ότι το δυναμικό του B για οποιονδήποτε λόγο αποκτήσει, έστω και λίγο, υψηλότερη τιμή από εκείνη της θέσης A. Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα την κυκλοφορία ενός ρεύματος από τη γείωση B διαμέσου των ηλεκτροδίων της συσκευής X και διαρρέοντας τον ασθενή θα εισέρθει στον ηλεκτροκαρδιογράφο μέσα από το ηλεκτρόδιο γείωσης του με έξοδο προς τη γείωση τροφοδοσίας.

Εκτός από τον κίνδυνο για την ασφάλεια του, που διατρέχει ο ασθενής, μπορεί να ανυψωθεί και το συνολικό δυναμικό του σε τιμή λίγο μεγαλύτερη από αυτή της αναφοράς της συσκευής (εδώ σε μας η γείωση αναφοράς A). Στο παράδειγμα του σχήματος 4-3α ο ασθενής θα βρίσκεται σε ένα δυναμικό με ενδιάμεση τιμή από τα σημεία A και B. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να παράγονται στην είσοδο τάσεις κοινού σήματος, που αν εφαρμοστούν σε συσκευή με χαμηλή απόρριψη κοινού σήματος, αυξάνουν το θόρυβο στην τελική εικόνα.

Αυτή ακριβώς η διαδρομή του ρεύματος μεταξύ των δύο γειώσεων όπως φαίνεται στο σχήμα 4-3α αναφέρεται σαν *βρόχος γείωσης*. Είναι ένα θέμα που θα πρέπει να αποφεύγεται στα συστήματα βιοιατρικών σημάτων.

Μια πιο προσεκτική εγκατάσταση φαίνεται στο σχήμα 4-3β. Εδώ οι δύο συσκευές γειώνονται στο ίδιο σημείο (κόμβος γείωσης) και δεν δημιουργούνται βρόχοι γείωσης. Το δυναμικό γείωσης αναφοράς τόσο του ηλεκτροκαρδιογράφου όσο και της συσκευής X θα είναι το ίδιο, εκτός εάν κάποια από τις δύο συσκευές λόγω κακής λειτουργίας δώσει ρεύμα διαμέσου του κυκλώματος γείωσης προς τη γη. Τότε η συσκευή θα βρεθεί σε υψηλότερο δυναμικό από το σημείο γείωσης, όμως ακόμα και σε αυτή την περίπτωση ο ασθενής επειδή έχει ένα σημείο γείωσης δεν θα διαρθεί από ρεύμα. Συνεπώς επειδή και οι δύο συσκευές έχουν κοινή γείωση και ένα μόνο κοινό σημείο με τον ασθενή δε θα κινδυνεύει ο τελευταίος από διαρροή ρευμάτων στο σώμα του. Αυτή είναι μία οδηγία που πρέπει να τηρείται πιστά.

Ένα άλλο πρόβλημα που εμφανίζεται παράλληλα με τα ρεύματα της γείωσης φαίνεται στο σχήμα 4-3α. Επειδή το καλώδιο γείωσης βρίσκεται πλάι με τα καλώδια σήματος και λόγω του βρόχου γείωσης, τα μαγνητικά πεδία που δημιουργούνται από την κυκλοφορία ρευμάτων στο βρόχο αυτό επάγουν μικρές τάσεις στα καλώδια σήματος, με αποτέλεσμα να έχουμε την εμφάνιση μιας επιπλέον αιτίας θορύβου.

Λόγω της φύσης τους οι βρόχοι γείωσης αντιπροσωπεύουν κλειστές ρευματικές διαδρομές. Παράλληλα ορίζουν και μια περιοχή οποιουδήποτε γεωμετρικού σχήματος. Εάν τώρα μέσα σε αυτή την περιοχή υπάρχει ένα χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο (π.χ. από τους μετασχηματιστές τροφοδοσίας των συσκευών ή των γραμμών μεταφοράς) μπορεί να επαχθεί ένα επιπλέον ρεύμα σε αυτό το βρόχο. Το αποτέλεσμα αυτού του ρεύματος θα είναι η κυκλοφορία ρευμάτων προς τον ασθενή ή η δημιουργία τάσεων κοινού σήματος με όλα τα προβλήματα που συνεπάγονται.

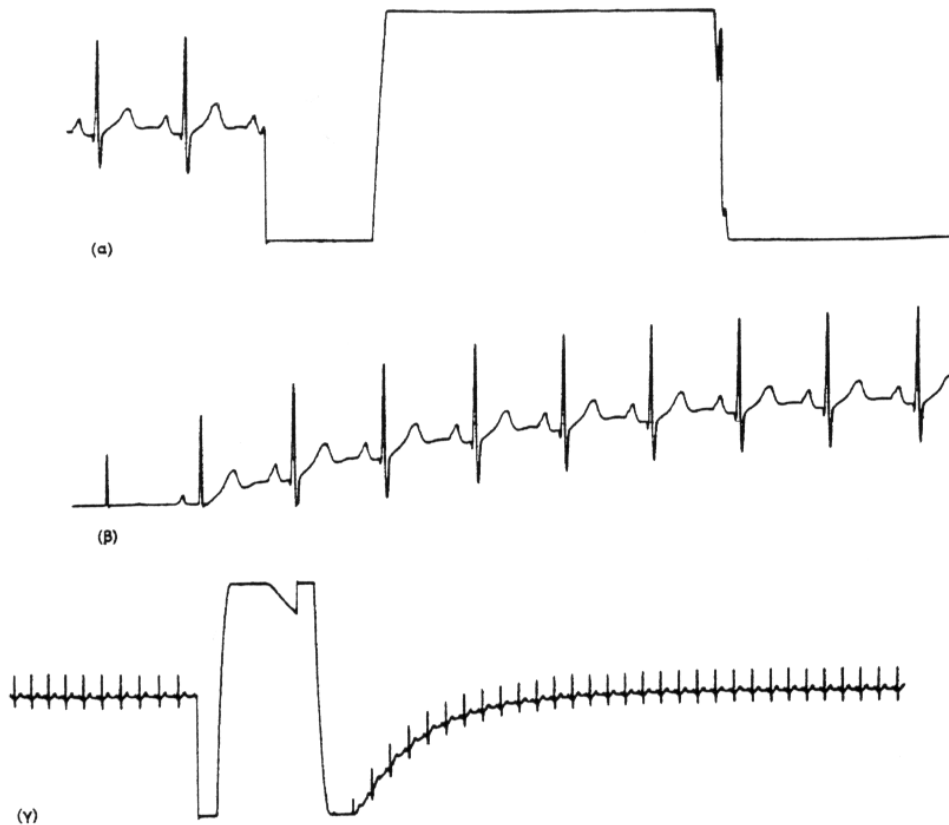
4.4 Ελεύθεροι αγωγοί

Συχνά κάποιος αγωγός που συνδέει έναν ακροδέκτη λήψης βιοδυναμικού σήματος είτε αποσυνδέεται είτε σπάει λόγω κάποιου βαρέως χειρισμού παύοντας έτσι να είναι συνδεδεμένος με τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Στην περίπτωση αυτή είναι δυνατόν να εισαχθούν σχετικά υψηλές τιμές δυναμικού από το ελεύθερο πλέον άκρο λόγω ύπαρξης πλησίον ηλεκτρικών πεδίων από τις γραμμές τροφοδοσίας ή από άλλα ηλεκτρικά πεδία της γύρω περιοχής. Αυτό προκαλεί μια σταθερού πλάτους απόκλιση της ακίδας του καταγραφικού σε όλο το φασματικό περιεχόμενο της παρεμβολής και τελικά απώλεια του χρήσιμου σήματος. Παρόμοια περίπτωση εμφανίζεται όταν ένα ηλεκτρόδιο δεν κάνει καλή επαφή με το σώμα του ασθενούς.

4.5 Αλλοιώσεις λόγω ισχυρών ηλεκτρικών μεταβατικών φαινομένων.

Υπάρχουν περιπτώσεις ασθενών που ενώ βρίσκονται συνδεδεμένοι με τον ηλεκτροκαρδιογράφο, να χρειαστούν καρδιακή απινίδωση. Σε αυτή την περίπτωση εφαρμόζεται στο στήθος του ασθενούς ένας ηλεκτρικός παλμός υψηλής τάσης και έντασης, οπότε και παρατηρούνται ισχυρά μεταβατικά δυναμικά κατά μήκος των ηλεκτροδίων. Το πλάτος αυτών των δυναμικών μπορεί να είναι αρκετές τάξεις μεγέθους υψηλότερο από τα συνηθισμένα πλάτη που δέχεται σαν είσοδο ένας ηλεκτροκαρδιογράφος. Υπάρχουν βέβαια και άλλες περιπτώσεις όπου μπορούμε να έχουμε παρόμοια μεταβατικά φαινόμενα. Όταν συμβεί κάτι τέτοιο προκαλείται μία απότομη απόκλιση στο ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως φαίνεται στο σχήμα 4-4. Αυτό οφείλεται στον κορεσμό που οδηγούνται οι ενισχυτικές βαθμίδες του ηλεκτροκαρδιογράφου εξαιτίας του μεγάλου πλάτους παλμού ή διέγερσης που εφαρμόζεται στις εισόδους τους. Αυτός ο παλμός μάλιστα, είναι αρκετά ισχυρός ώστε να εμφανίσει την συγκέντρωση φορτίων στους πυκνωτές σύζευξης του ενισχυτή. Έτσι υπάρχει μία παραμονή στον κορεσμό για κάποια χρονική διάρκεια μέχρι την απομάκρυνση των φορτίων και έπειτα επιστροφή του σήματος στη στάθμη αναφοράς (baseline). Η σταθερά χρόνου αυτού του φαινομένου εξαρτάται από τη χαρακτηριστική συχνότητα του ενισχυτή όπως φαίνεται στο σχήμα 4-4.

Μεταβολές παρόμοιου τύπου μπορούν να γίνουν και για άλλους λόγους εκτός της απινίδωσης. Είναι δυνατόν να προκληθεί αλλοίωση σήματος λόγω τριβής των ηλεκτροδίων (δημιουργία στατικού ηλεκτρισμού) που τελικά έχει σαν αποτέλεσμα την απόκτηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος με πλάτος μεγαλύτερο από το κανονικό. Επίσης η δημιουργία στατικού ηλεκτρισμού πάνω στον ασθενή και η σταδιακή αποφόρτισή του, προκαλεί αλλοιώσεις. Οι παλαιότερης τεχνολογίας ηλεκτροκαρδιογράφοι παρουσίαζαν παρόμοια φαινόμενα όταν ο χειριστής επέλεγε εξωτερικά με το διακόπτη τα διάφορα ηλεκτρόδια, λόγω των διαφορετικών δυναμικών αντιστάθμισης στο κάθε ηλεκτρόδιο. Το φαινόμενο αυτό έχει εξαλειφθεί στους νέας τεχνολογίας ηλεκτροκαρδιογράφους, διότι αφενός η μεταγωγή γίνεται αυτόματα και αφετέρου οι πυκνωτές εισόδου εκφορτίζονται κατά τη διαδικασία της μεταγωγής.



Σχήμα 4-4 α) Έναρξη μεταβατικού φαινομένου, β) Συνέχεια του (α) όπου αρχίζει να φαίνεται η αποκατάσταση, γ) Παρόμοια μετάβαση με μειωμένη ενίσχυση για να φανεί η επιστροφή στις συνθήκες ισορροπίας. (σύστημα πρώτης τάξης).

Επειδή δεν έχουμε χρόνο να αποσυνδέουμε τον ηλεκτροκαρδιογράφο όταν ένας ασθενής δέχεται απινίδωση, μπορούμε να ενσωματώσουμε στη συσκευή κύκλωμα προστασίας. Με αυτό τον τρόπο πετυχαίνουμε να περιορίσουμε τη μεγάλη τάση εισόδου στην ενισχυτική βαθμίδα του ηλεκτροκαρδιογράφου αποφεύγοντας τον κορεσμό καθώς και τα φαινόμενα συσσώρευσης φορτίων λόγω ακριβώς αυτών των υψηλών τιμών τάσης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα μια πιο γρήγορη επιστροφή στη στάθμη ηρεμίας (baseline) μετά από ένα τόσο ισχυρό μεταβατικό φαινόμενο. Επίσης το κύκλωμα προστασίας μειώνει και τυχόν κινδύνους καταστροφής της συσκευής από αυτούς τους παλμούς.

Ο στατικός ηλεκτρισμός που δημιουργείται στο νοσηλευτικό προσωπικό το οποίο έρχεται σε επαφή με τον ασθενή, δημιουργεί αλλοιώσεις στην εικόνα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αυτό μπορεί να περιοριστεί με το να δώσουμε στο προσωπικό να φορέσει αγωγίμα ρούχα και παπούτσια, να τοποθετήσουμε αγωγίμο δάπεδο ενημερώνοντας το προσωπικό ώστε πριν έρθει σε άμεση επαφή με τον ασθενή να γειώνεται σε μια μεταλλική περιοχή.

4.6 Παρεμβολές από ηλεκτρικές συσκευές (Electromagnetic Interference, EMI).

Μια σοβαρή πηγή παρεμβολών για ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα που είτε απλώς παρακολουθείται ή καταγράφεται, αποτελεί το δίκτυο τροφοδοσίας ηλεκτρικής ισχύος. Εκτός από την ηλεκτρική παροχή στον ηλεκτροκαρδιογράφο οι γραμμές τροφοδοσίας συνδέονται και με άλλες συσκευές ή εξοπλισμό που βρίσκεται στη γύρω περιοχή σε ένα τυπικό δωμάτιο ασθενούς ή στο γραφείο του ιατρού. Οι γραμμές τροφοδοσίας μπορεί να βρίσκονται στον τοίχο, στο δάπεδο, στην οροφή του δωματίου, να το διατρέχουν ή ακόμα και να το συνδέουν με άλλα σημεία του κτιριακού συγκροτήματος. Αυτές λοιπόν οι γραμμές ακτινοβολούν σε εγγύς πεδίο και εισάγουν παρεμβολή, αλλοιώνοντας με αυτό τον τρόπο το καταγραφόμενο ίχνος όπως φαίνεται και στο σχήμα 4-5. Αυτή η παρεμβολή που εμφανίζεται στις καταγραφές είναι το αποτέλεσμα δύο μηχανισμών που μπορεί να λειτουργούν αυτόνομα ή σε μερικές περιπτώσεις και ταυτόχρονα.



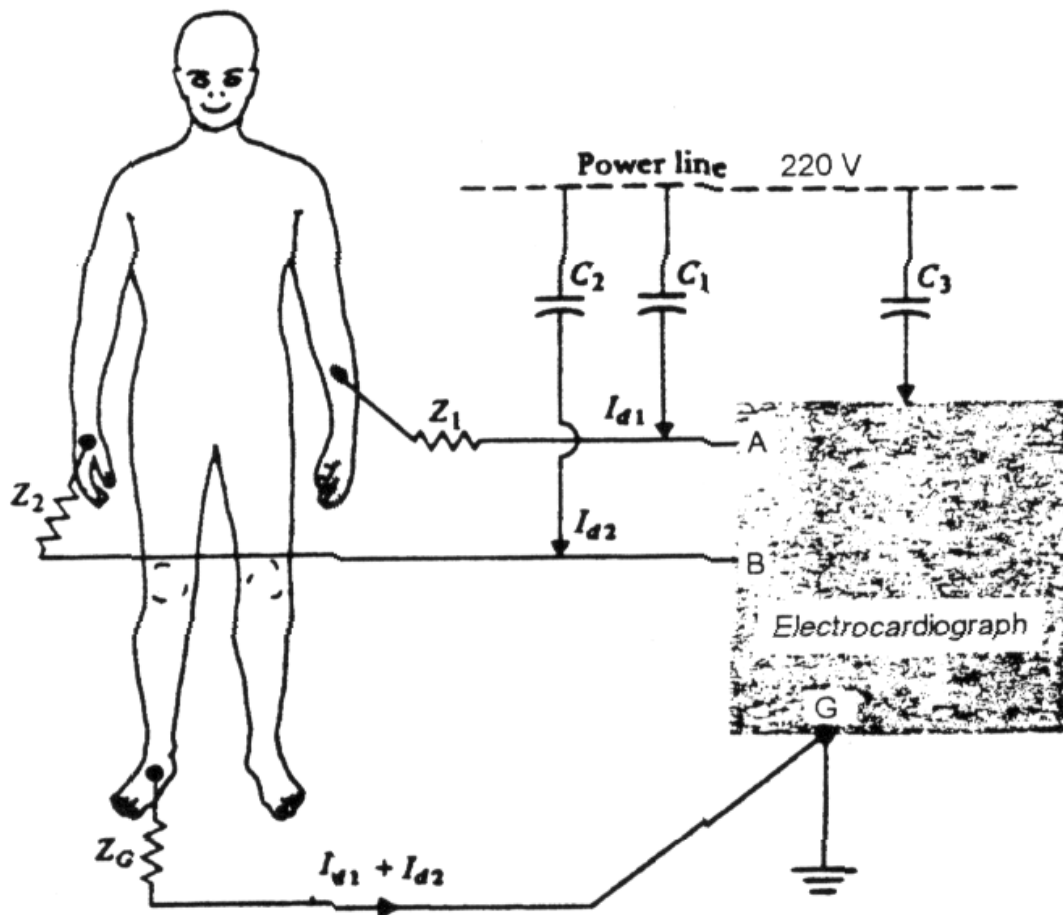
Σχήμα 4-5

Η σύζευξη του ηλεκτρικού πεδίου μεταξύ των γραμμών μεταφοράς, του ηλεκτροκαρδιογράφου ή/και του ασθενούς ακόμα, είναι το αποτέλεσμα των ηλεκτρικών πεδίων που υπάρχουν στις κύριες γραμμές μεταφοράς και στα επιμέρους καλώδια που συνδέουν διάφορες συσκευές με το δίκτυο. Αυτά τα πεδία εξακολουθούν να υπάρχουν ακόμα και αν η συσκευή δεν βρίσκεται σε λειτουργία, διότι το ηλεκτρικό ρεύμα δεν είναι απαραίτητο για την δημιουργία ηλεκτρικού πεδίου. Αυτά λοιπόν τα πεδία συζεύγονται με τον ασθενή, τις απαγωγές σήματος, ακόμα και με τον ίδιο τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Οι συζεύξεις αυτές υλοποιούνται κυκλωματικά με τη μορφή μικροσκοπικών πυκνωτών (χωρητική σύζευξη) που συνδέουν τις γραμμές μεταφοράς με όλα τα παραπάνω στοιχεία, όπως φαίνεται και στο σχήμα 4-6.

Το ρεύμα διαμέσου της χωρητικότητας C_3 που συζεύγει τη φάση ή τον ουδέτερο της γραμμής μεταφοράς με τον ηλεκτροκαρδιογράφο ρέει προς τη γη και δεν προκαλεί καμιά παρεμβολή. Ο πυκνωτής C_1 αναπαριστάει τη χωρητικότητα μεταξύ γραμμής μεταφοράς και μιας εκ των απαγωγών σήματος του ηλεκτροκαρδιογράφου. Το ρεύμα i_{d1} δεν ρέει προς τον ηλεκτροκαρδιογράφο, λόγω της μεγάλης αντίστασης εισόδου αλλά οδεύει προς τη γη διαμέσου των Z_1 και Z_G (αντιστάσεις επαφής ηλεκτροδίων – σώματος). Παρόμοια το i_{d2} ρέει διαμέσου των Z_2 και Z_G προς τη γη. Η αντίσταση του σώματος, που θεωρείται ότι είναι 500Ω , δε λαμβάνεται υπόψη όταν συγκρίνεται με τις υπόλοιπες αντιστάσεις που απεικονίζονται. Η τάση που ενισχύεται 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 Huhtha και Webster (1973) πρότειναν ότι εάν οι δύο απαγωγές βρίσκονται η μία πλάι στην άλλη τότε: $i_{d1} \approx i_{d2}$

Στην περίπτωση αυτή: $V_A - V_B = i_{d1} (Z_1 - Z_2)$.



Σχήμα 4-6

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 $20k\Omega$ οπότε:

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

Αυτή η τιμή τάσης αποτελεί αρκετά ισχυρή παρεμβολή, αλλοιώνοντας σε μεγάλο βαθμό το σήμα. Αυτό το φαινόμενο μπορεί να περιορισθεί θωρακίζοντας τον κάθε αγωγό (π.χ. χρήση ομοαξονικού καλωδίου) και γειώνοντας όλους τους θώρακες (εξωτερικό πλέγμα ομοαξονικού) στη γείωση του ηλεκτροκαρδιογράφου. Αυτό γίνεται εξ' αρχής σε όλους τους σύγχρονους ηλεκτροκαρδιογράφους. Επίσης βοηθά πολύ και η μείωση της αντίστασης επαφής δέρματος – απαγωγής, που επιτυγχάνεται με τη χρήση αυτοκόλλητων ακροδεκτών με υλικά υψηλής αγωγιμότητας και κρέμας ηλεκτρολύτη.

Το σχήμα 4-7 δείχνει ότι το ρεύμα ρέει επίσης από τη γραμμή τροφοδοσίας μέσα στο σώμα του ασθενούς. Το ρεύμα μετατόπισης I_{db} ρέει διαμέσου της αντίστασης γης Z_G προς τη γη. Το αποτέλεσμα είναι η δημιουργία μιας πτώσης τάσης που τελικά αποτελεί τάση κοινού σήματος και εμφανίζεται σε όλο το σώμα.

$$V_{cm} = i_{db} \cdot Z_G$$

Με αντικατάσταση μάλιστα τυπικών τιμών παίρνουμε:

$$V_{cm} = (0.2\mu A)(50k\Omega) = 10mV$$

Σε ηλεκτρικό περιβάλλον με $i_{db} > 1\mu A$ η V_{cm} μπορεί να είναι και μεγαλύτερη από $50mV$. Σε έναν ιδανικό ενισχυτή αυτό δεν δημιουργεί πρόβλημα διότι η διαφορική είσοδος απορρίπτει τάσεις κοινού σήματος. Εντούτοις 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 – απαγωγής και η Z_{in} .

Έτσι έχουμε:

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

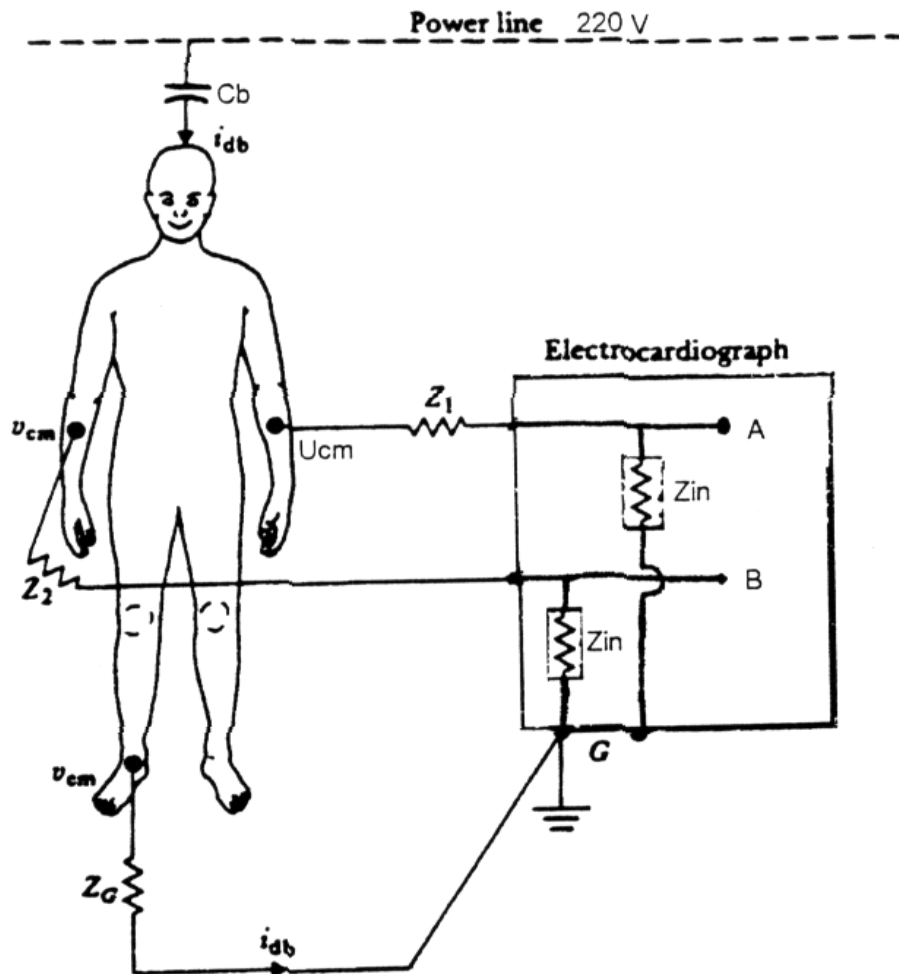
Επειδή οι Z_1 και Z_2 είναι πολύ μικρότερες από την Z_{in} θα έχουμε:

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

Αντικαθιστώντας τυπικές τιμές έχουμε:

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

Η παραπάνω τιμή είναι απλώς παρατηρήσιμη για το ηλεκτροκαρδιογράφημα ενώ για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι καταστροφική και παραμορφώνει τελείως το σήμα. Το φαινόμενο αυτό μπορεί να αντιμετωπισθεί βελτιώνοντας όσο μπορούμε την αντίσταση επαφής δέρματος – απαγωγής και αυξάνοντας όσο μπορούμε την αντίσταση εισόδου του ενισχυτή.

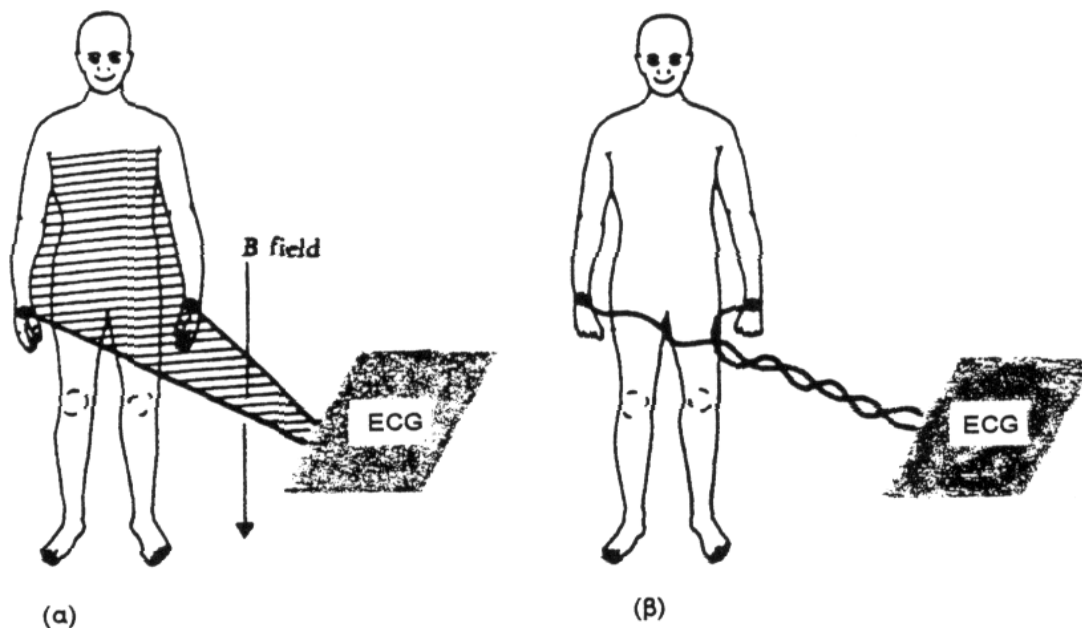


Σχήμα 4-7

Έτσι βλέπουμε ότι η διαφορά τιμών μεταξύ των αντιστάσεων επαφής δέρματος - απαγωγής είναι κάτι που θα πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη κατά τη σχεδίαση ενισχυτών βιοδυναμικών σημάτων. Κάποιες τιμές τάσης κοινού σήματος είναι πάντα

παρούσες με αποτέλεσμα οι διαφορές στις Z_{in} και την είσοδο να είναι κρίσιμοι παράγοντες, που τελικά καθορίζουν την απόρριψη κοινού σήματος, ανεξάρτητα από την συνολική επίδοση του διαφορικού ενισχυτή από μόνο του.

Η άλλη πηγή παρεμβολών από τη γραμμή μεταφοράς είναι η μαγνητική επαγωγή. Το ηλεκτρικό ρεύμα στις γραμμές δημιουργεί ένα μαγνητικό πεδίο στη γύρω περιοχή τους. Ακόμα τα μαγνητικά πεδία δημιουργούνται από τους μετασχηματιστές που υπάρχουν στα τροφοδοτικά των συσκευών και από τα πηνία με σιδηροπυρήνα (ballast) που είναι απαραίτητα για τη λειτουργία των λαμπτήρων φθορισμού. Εάν ένα τέτοιο μαγνητικό πεδίο περάσει μέσα από τον απλό βρόχο, που ορίζουν η συσκευή του ηλεκτροκαρδιογράφου, ο ασθενής και τα καλώδια των απαγωγών όπως φαίνεται και στο σχήμα 4-8, τότε επάγεται 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 που ορίζεται.



Σχήμα 4-8

Η επίδραση αυτή μπορεί να μειωθεί:

- Με τη χρήση μαγνητικής θωράκισης των πηγών του μαγνητικού πεδίου.
- Κρατώντας τη συσκευή του ηλεκτροκαρδιογράφου και τα ηλεκτρόδια απαγωγής σήματος μακριά από πηγές ισχυρών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων (κάτι που στην πράξη είναι αρκετά δύσκολο).
- Μειώνοντας την ενεργό διατομή του βρόχου που ορίζεται. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με το να στρίψουμε μαζί σε ζεύγη τα καλώδια, όσο πυκνότερα μπορούμε, σε όλο το μήκος τους σχηματίζοντας έτσι μικρούς βρόχους. Από την ηλεκτρομαγνητική θεωρία γνωρίζουμε ότι αυτοί θα δίνουν ρεύματα με αντίθετα πρόσημα τα οποία στο σύνολο αλληλοεξουδετερώνονται, εξαλείφοντας με τον τρόπο αυτό τη συνολική παρεμβολή.

4.7 Άλλες πηγές ηλεκτρικών παρεμβολών

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί να επηρεαστεί και από άλλες πηγές εκτός των γραμμών τροφοδοσίας. Οι ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές από ραδιοσυσκευές, τηλεοράσεις ή δραστηριότητες radar μπορούν να εισαχθούν στη συσκευή του ηλεκτροκαρδιογράφου. Το σήμα αυτό ανορθώνεται από τις p-n ενώσεις των transistor ή μερικές φορές ακόμα και από την επαφή ηλεκτρολύτη ηλεκτροδίου πάνω στον ασθενή. Στην περίπτωση αυτών των παρεμβολών τόσο τα καλώδια όσο και ο ασθενής συμπεριφέρονται σαν κεραίες. Από τη στιγμή που το σήμα θα ανιχνευθεί και θα εισαχθεί, το αποδιαμορφωμένο αποτέλεσμα του αμέσως θα φανεί σαν παρεμβολή στο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές μπορούν να δημιουργηθούν και από υψίσυχνες γεννήτριες στο ίδιο το νοσοκομείο. Οι διαθερμίες και τα ηλεκτροχειρουργία είναι πηγές τέτοιων συχνοτήτων. Οι Grobstein και Gatzke (1977) απέδειξαν ότι η σωστή χρήση του ηλεκτροχειρουργίου και ταυτόχρονα ο σωστός σχεδιασμός ενός ενισχυτή καρδιακών σημάτων είναι αναγκαίες προϋποθέσεις για να εξαλείφεται η παρεμβολή.

Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία μπορούν να εκπέμψουν συσκευές παραγωγής ακτίνων X, διακόπτες και ρελαί ισχύος που βρίσκονται στο νοσοκομείο. Ακόμα και το τόξο που δημιουργείται σε μια λάμπα φθορισμού που αναβοσβήνει και θέλει αντικατάσταση, μπορεί να δημιουργήσει σοβαρή παρεμβολή.

Η ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή εξαλείφεται συνήθως βραχυκυκλώνοντας τους ακροδέκτες εισόδου με ένα μικρό πυκνωτή χωρητικότητας περίπου 200pF. Η αντίδραση αυτού του πυκνωτή βρίσκεται αρκετά υψηλά από το εύρος συχνοτήτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος χωρίς ταυτόχρονα να χαμηλώνει αισθητά τη συνολική αντίσταση εισόδου της συσκευής. Εντούτοις με τις συσκευές σύγχρονης τεχνολογίας που έχουν υψηλή αντίσταση εισόδου είναι σημαντικό να είμαστε εξασφαλισμένοι ότι αυτή θα συνεχίσει να διατηρεί υψηλή τιμή. Στις ραδιοσυχνότητες η αντίδραση είναι ικανοποιητικά χαμηλή, ώστε να προκαλεί αποτελεσματικό βραχυκύκλωμα των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών που συλλέγονται από τα καλώδια απαγωγής σήματος και να τις εμποδίσει να φτάσουν στα transistor του ενισχυτή.

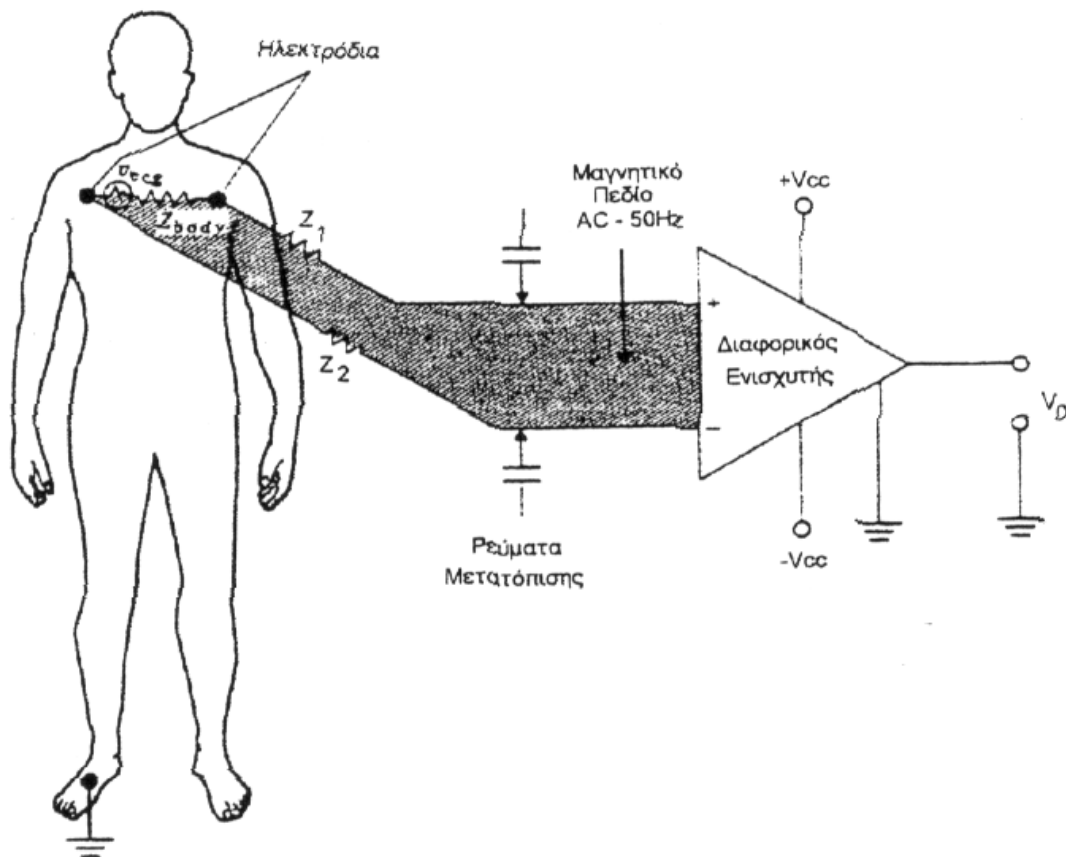
Υπάρχει άλλη μία πηγή ηλεκτρικών παρεμβολών, η οποία βρίσκεται εντός του σώματος και μπορεί να επηρεάσει το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Ασφαλώς υπάρχουν μύες στην περιοχή όπου βρίσκονται τα ηλεκτρόδια λήψης του ηλεκτροκαρδιογράφου. Κάθε στιγμή που κάποιος μυς συστέλλεται δημιουργεί το δικό του ηλεκτρομυογραφικό σήμα το οποίο και ανιχνεύεται από τον αντίστοιχο ακροδέκτη της συσκευής προκαλώντας αντίστοιχα παρεμβολή, όπως φαίνεται στο σχήμα 4-9. Όταν κοιτάζουμε μόνο τον ηλεκτροκαρδιογράφο και όχι τον ασθενή, είναι πολλές φορές δύσκολο να καταλάβουμε τι είδους παρεμβολή έχουμε, εάν δηλαδή είναι αποτέλεσμα μυϊκής δραστηριότητας ή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Πάντως κατά τη διαδικασία λήψης ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορούμε εύκολα να διαχωρίσουμε τις δύο πηγές, επειδή η ηλεκτρομυογραφική παρεμβολή σχετίζεται με τις μυϊκές συστολές του ασθενούς.



Σχήμα 4-9

4.8 Σύνοψη και γραφική απεικόνιση των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών.

Στο σχήμα 4-10 φαίνεται η χρήση του διαφορικού ενισχυτή σε ένα ηλεκτροκαρδιογραφικό καταγραφικό σύστημα. Η επιθυμητή είσοδος του συστήματός μας είναι η τάση V_{ecg} , η οποία εμφανίζεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων που βρίσκονται προσκολλημένα στην επιφάνεια του σώματος. Φαίνονται ξεκάθαρα οι εξωγενείς ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Ο θόρυβος των 50Hz επάγεται στο δίκτυο, με τη μορφή ρεύματος ίδιας συχνότητας φυσικά, λόγω ύπαρξης του γραμμοσκιασμένου βρόχου και των μαγνητικών πεδίων του περιβάλλοντος χώρου. Ακόμα τα ρεύματα μετατόπισης που λόγω χωρητικών ζεύξεων εισάγονται στα ηλεκτρόδια, προκαλούν παρασιτικές τάσεις. Αυτές εμφανίζονται πάνω στην αντίσταση Z_{body} και στις αντιστάσεις Z_1 και Z_2 των αγωγών. Επίσης ένα ρόλο διαδραματίζει και ο προσανατολισμός των αγωγών σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο του περιβάλλοντος χώρου. Δηλαδή εάν πεδίο και αγωγοί είναι παράλληλα, δεν έχουμε επαγόμενη παρεμβολή, εάν όμως είναι κάθετα η παρεμβολή είναι μέγιστη.



Σχήμα 4-10

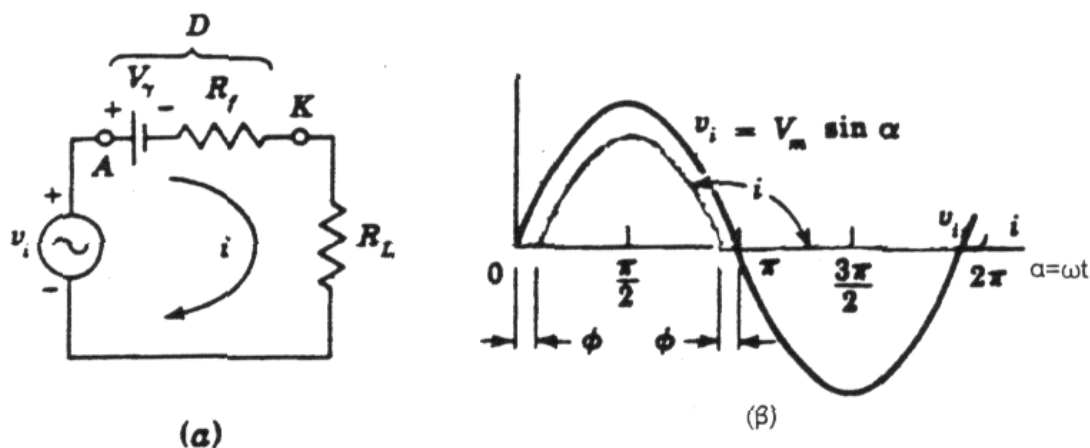
5. ΜΕΘΟΔΟΙ ΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΑΠΟ ΤΙΣ ΠΑΡΕΜΒΟΛΕΣ

5.1 Κυκλώματα ψαλιδισμού

Όπως αναφέραμε υπάρχουν περιπτώσεις κατά τις οποίες στην είσοδο του ηλεκτροκαρδιογράφου εφαρμόζεται μια ισχυρή τάση (π.χ. λόγω απινίδωσης στον ασθενή) οπότε και έχουμε ένα ισχυρό μεταβατικό φαινόμενο στην είσοδο της συσκευής. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την οδήγηση των ενισχυτικών βαθμίδων στον κορεσμό με τα γνωστά αποτελέσματα. Το πρόβλημά μας λοιπόν είναι η προστασία της συσκευής από

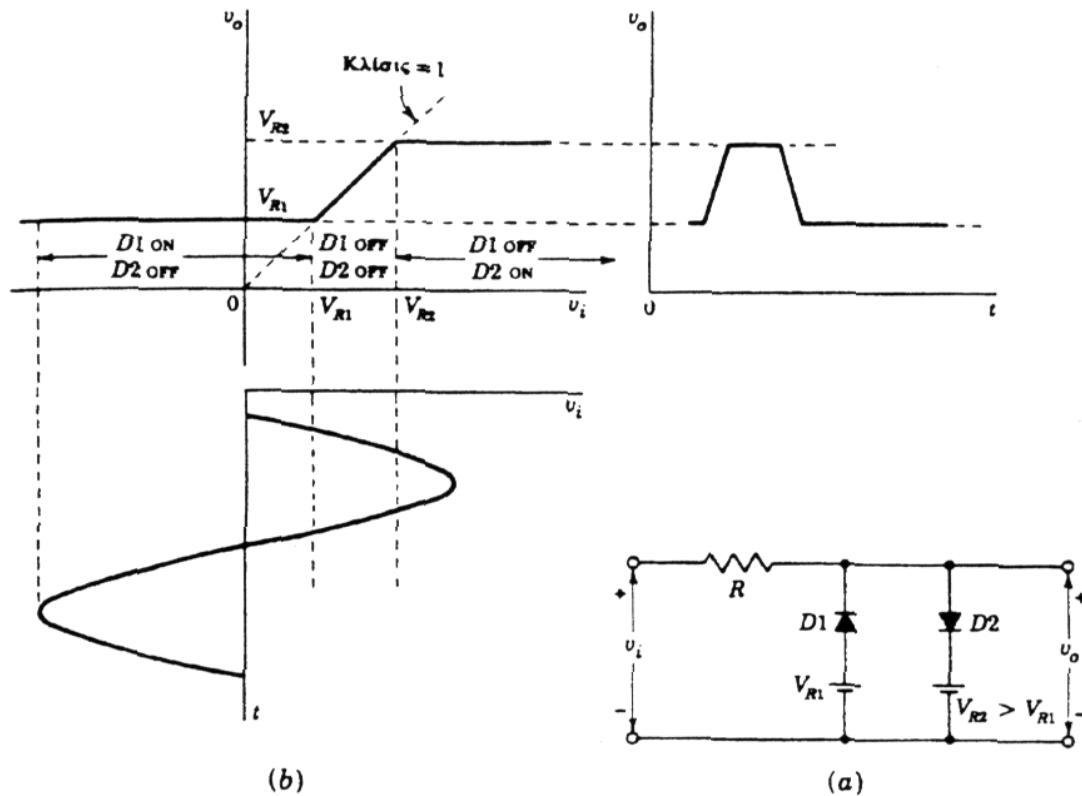
τέτοιου είδους υπερτάσεις. Τη λύση έρχονται να μας δώσουν τα κυκλώματα ψαλιδιστών, τα οποία οφείλουν την συμπεριφορά τους αυτή στην ύπαρξη διόδου ή διόδων.

Χρησιμοποιούνται για την επιλογή προς μετάδοση εκείνου του μέρους μιας τυχαίας κυματομορφής, το οποίο κινείται πάνω, κάτω ή και συμμετρικά γύρω από μια στάθμη αναφοράς. Τα κυκλώματα ψαλιδισμού αναφέρονται ακόμα και σαν περιοριστές τάσεως (ή ρεύματος), επιλογείς εύρους ή τεμαχιστές. Ένα απλό κύκλωμα ψαλιδισμού φαίνεται στο σχήμα 5-1, όπου δεν μεταδίδονται προς την έξοδο τάσεις εισόδου κατώτερες της V_Y , όπως φαίνεται από τις κυματομορφές.



Σχήμα 5-1 α) το ισοδύναμο μιας διόδου (σε κατάσταση ON) σε σειρά με μια αντίσταση φορτίου R_L και μια ημιτονοειδή τάση v_i β) Η κυματομορφή εισόδου v_i και το ανορθωμένο ρεύμα i .

Στην περίπτωσή μας χρήσιμη είναι η οικογένεια των ψαλιδιστών με δύο διόδους, διότι μας περιορίζουν το σήμα σε μια ωφέλιμη περιοχή, η οποία φροντίζουμε εκ των προτέρων να είναι ακριβώς εκείνη της γραμμικής λειτουργίας του ενισχυτή για να μην οδηγούμαστε σε κορεσμό. Αυτή λοιπόν η κατηγορία χρησιμοποιεί διόδους κατά ζεύγη, προκειμένου να πετύχουμε ψαλιδισμό και στα δύο άκρα σε ανεξάρτητες στάθμες. Οι διόδοι μπορούν να συνδεθούν σε σειρά, παράλληλα ή σειρά και παράλληλα. Μία διάταξη παράλληλης συνδεσμολογίας είναι αυτή του σχήματος 5-2α. Το σχήμα 5-2β δείχνει τη συνεχή καμπύλη γραμμικών τμημάτων εισόδου εξόδου για το σχήμα 5-2α.



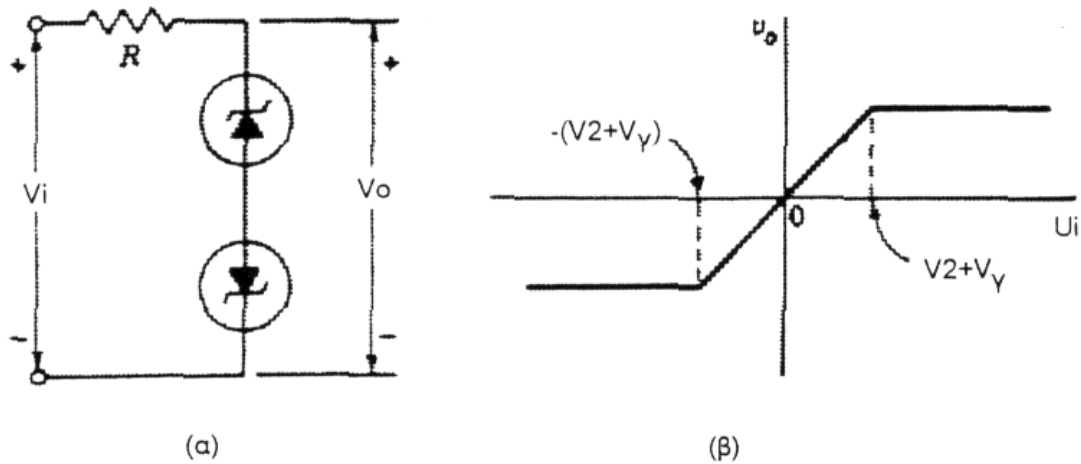
Σχήμα 5-2 α) Ένας ψαλιδιστής δύο διόδων, ο οποίος περιορίζει σε δύο ανεξάρτητες στάθμες, β) Η καμπύλη γραμμικών τμημάτων μεταφοράς για το κύκλωμα (α). Το διπλά ψαλιδισμένο σήμα εξόδου που αντιστοιχεί στο ημίτονο εισόδου.

Η καμπύλη μεταφοράς έχει δύο σημεία θλάσεως, το ένα στο $u_o = u_i = V_{R1}$ και το δεύτερο στο $u_o = u_i = V_{R2}$ και έχει τις ακόλουθες χαρακτηριστικές (εφόσον ισχύει $V_{R2} > V_{R1} \gg V_\gamma$ και $R_f \ll R$):

Είσοδος u_i	Εξοδος u_o	Καταστάσεις διόδου
$u_i \leq V_{R1}$	$u_o = V_{R1}$	D_1 ON, D_2 OFF
$V_{R1} < u_i < V_{R2}$	$u_o = u_i$	D_1 OFF, D_2 OFF
$u_i \geq V_{R2}$	$u_o = V_{R2}$	D_1 OFF, D_2 ON

Το κύκλωμα του σχήματος 5-2α αναφέρεται επίσης και σαν τεμαχιστής, διότι η έξοδος περιέχει ένα μέρος (τεμάχιο) του σήματος εξόδου που βρίσκεται μεταξύ των δύο σταθμών αναφοράς V_{R1} και V_{R2} .

Δύο δίοδοι χιονοστιβάδας σε σειρά και αντίθετα όπως φαίνεται στο σχήμα 5-3α συνιστούν μια άλλη μορφή διπλού ψαλιδιστή. Εάν οι δίοδοι έχουν ταυτόσημες χαρακτηριστικές, τότε παίρνουμε ένα συμμετρικό ψαλιδιστή. Εάν η τάση διασπάσεως είναι V_Z και η τάση αγωγής είναι V_γ , τότε παίρνουμε χαρακτηριστική μεταφοράς όπως φαίνεται στο σχήμα 5-3β.



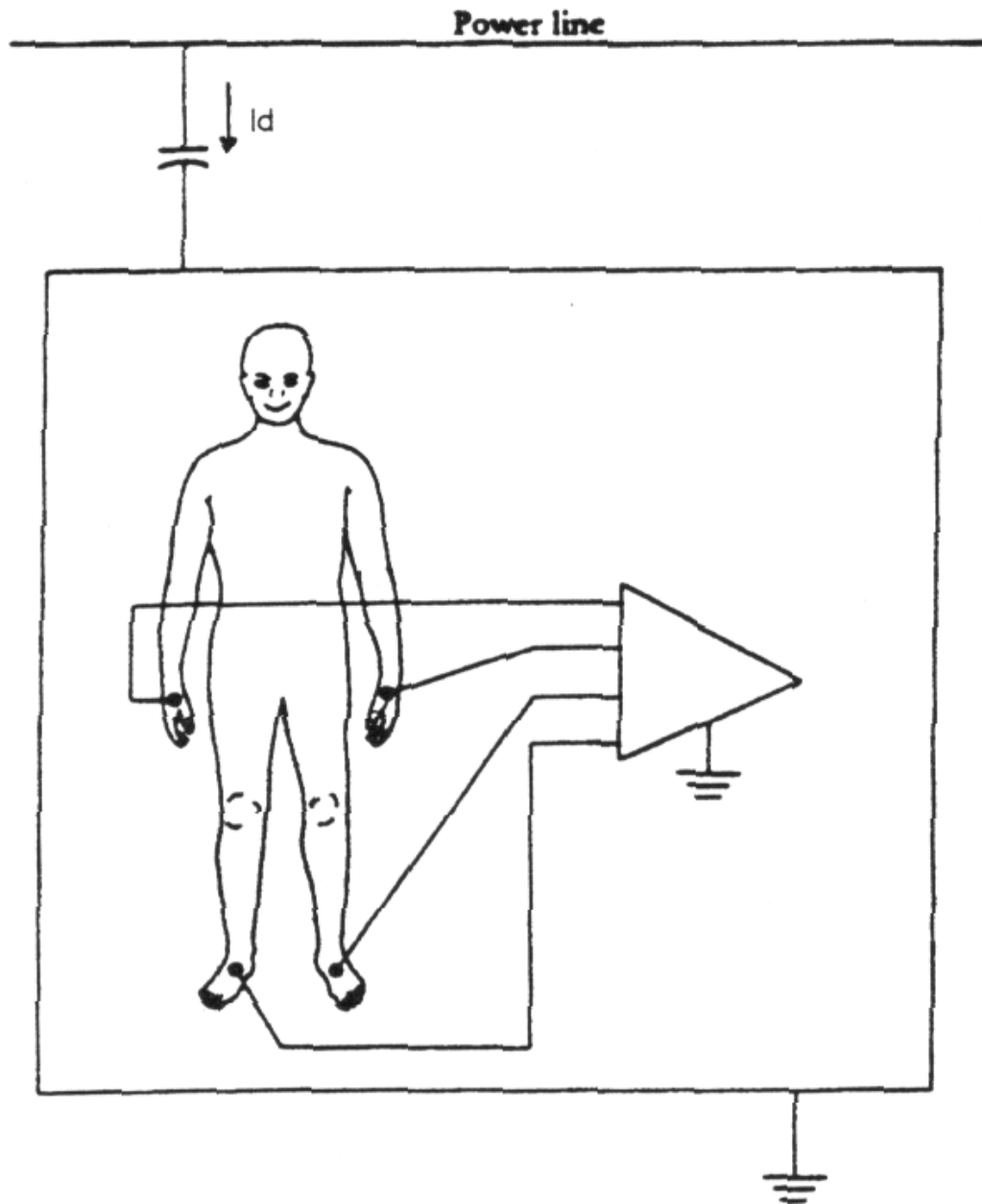
Σχήμα 5-3 α) Ψαλιδιστής διπλής απολήξεως, στον οποίο χρησιμοποιούνται δύοδοι χιονοστιβάδας, β) Η χαρακτηριστική μεταφοράς.

5.2 Άλλα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για την εξάλειψη των παρεμβολών.

Όπως ήδη έχουμε παρατηρήσει οι τάσεις κοινού σήματος είναι υπεύθυνες για ένα ευρύ φάσμα παρεμβολών στους ενισχυτές βιοδυναμικών σημάτων. Παρόλο που ένας ενισχυτής με υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος περιορίζει τα φαινόμενα που σχετίζονται με τις τάσεις αυτές, γίνεται μία επιπλέον προσπάθεια ώστε να βρεθούν οι κατάλληλες λύσεις που θα περιορίσουν ακόμα περισσότερο το φαινόμενο.

5.3 Θωράκιση από ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία

Στο προηγούμενο κεφάλαιο είδαμε ότι οι ηλεκτρικές παρεμβολές εισάγονται στα συστήματα λήψης βιοδυναμικών σημάτων διαμέσου χωρητικών συζεύξεων και μαγνητικής επαγωγής. Οι παρεμβολές αυτές μειώνονται όταν εξουδετερώνονται οι πηγές που τις προκαλούν, αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση τεχνικών θωράκισης. Στο σχήμα 5-4 απεικονίζεται μια ηλεκτροστατική θωράκιση, η οποία επιτυγχάνεται με την εγκατάσταση μιας αγωγίσιμης και συγχρόνως γειωμένης επιφάνειας μεταξύ της πηγής του ηλεκτρικού πεδίου και της διάταξης λήψης του βιοδυναμικού σήματος. Ειδικότερα, οι μετρήσεις πολύ ασθενών βιοδυναμικών σημάτων, όπως λόγου χάρη το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα συνηθίζεται να λαμβάνονται αποκλειστικά σε θωρακισμένο χώρο του προηγούμενου τύπου για την πλήρη απομόνωση των παρεμβολών. Αρκετά νοσοκομεία διαθέτουν θωρακισμένους χώρους για τα εργαστήρια ηλεκτροεγκεφαλογραφίας, όπου όλες οι επιφάνειες χρησιμοποιούν για θώρακα συμπαγή μεταλλικά φύλλα ή τουλάχιστον γειωμένα χάλκινα πλέγματα.



Σχήμα 5-4

Αυτός ο τύπος θώρακα δεν ενδείκνυται για προστασία από μαγνητικά πεδία εκτός εάν το μέταλλο που έχει επιλεγεί χαρακτηρίζεται από υψηλή τιμή μαγνητικής διαπερατότητας (π.χ. φύλλα ατσαλιού). Με άλλα λόγια τα μεταλλικά φύλλα θα πρέπει να χαρακτηρίζονται τόσο σαν καλοί αγωγοί του ηλεκτρισμού όσο και του μαγνητισμού. Τέτοιοι χώροι παρέχουν πράγματι μαγνητική θωράκιση, αλλά ένας οικονομικότερος τρόπος να πετύχουμε μείωση των μαγνητικά επαγόμενων σημάτων είναι να ελαττώσουμε την ενεργό διατομή των βρόχων που ορίζονται από τους διάφορους αγωγούς των διαφορικών εισόδων του βιοδυναμικού ενισχυτή, όταν αναφερόμαστε σε διαφορικά σήματα. Όταν τώρα πρόκειται για τάσεις κοινού σήματος μειώνουμε την ενεργό διατομή των βρόχων που ορίζονται μεταξύ των εισόδων και της γείωσης. Κάτι που είναι αρκετά απλό και βελτιώνει την κατάσταση είναι η χρήση αγωγού τύπου συνεστραμμένου ζεύγους.

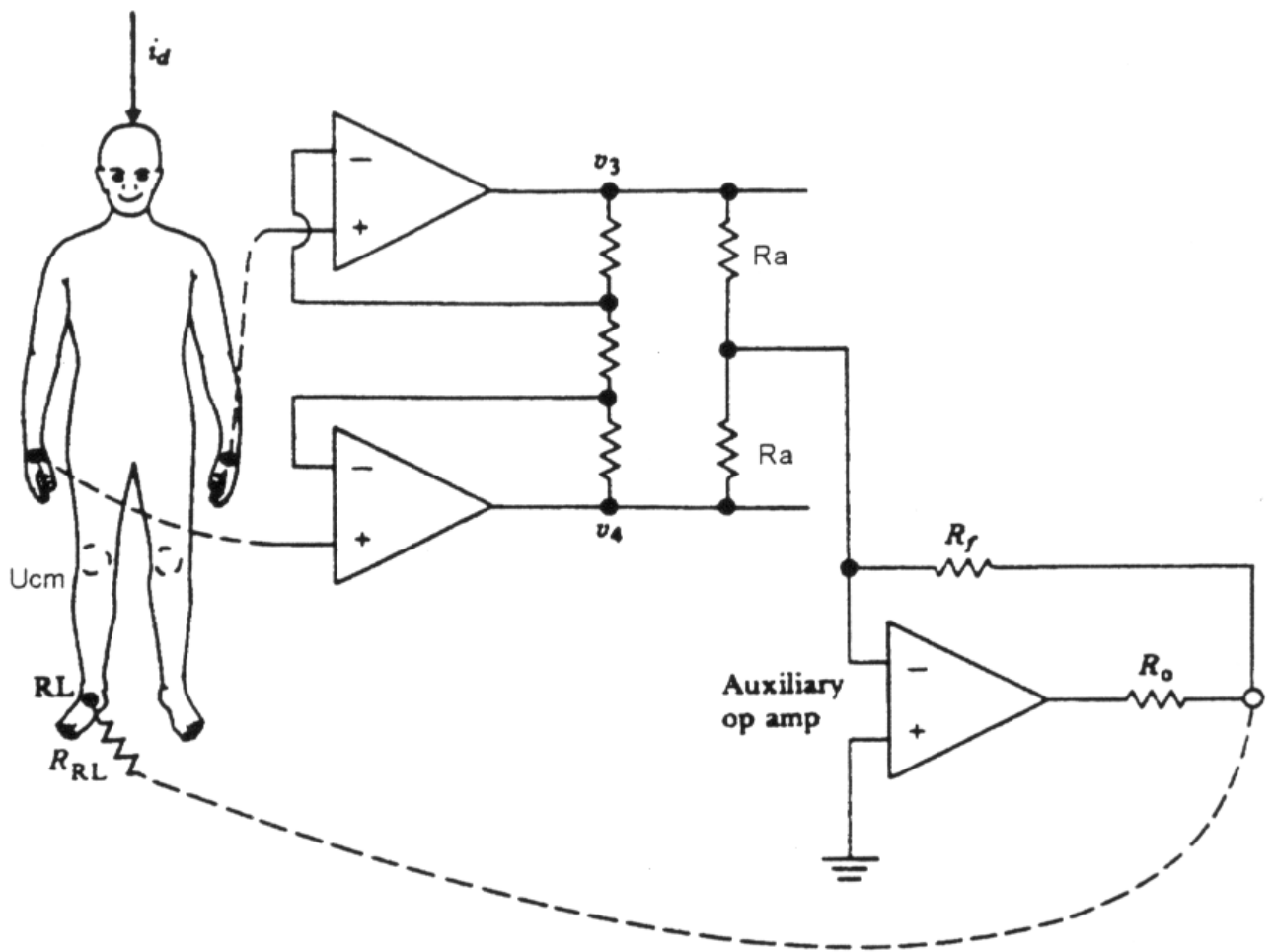
5.4 Εξάλειψη βρόχων γείωσης

Οι βρόχοι γείωσης ευθύνονται για τη δημιουργία τάσεων κοινού σήματος λόγω κυκλοφορίας ρευμάτων στο δίκτυο γείωσης. Αυτό μπορεί να προκληθεί λόγω μαγνητικής επαγωγής ή από την ύπαρξη έστω και μικρών διαφορών τιμών στα δυναμικά από διαφορετικές συσκευές που όμως είναι συνδεδεμένες στον ίδιο ασθενή. Σε κάθε περίπτωση η εξάλειψη των τάσεων κοινού σήματος είναι απλή: Εξουδετέρωση όλων των βρόχων γείωσης. Όλες οι μετρητικές διατάξεις όπως και όλες οι συσκευές που σχετίζονται με έναν ασθενή, θα πρέπει να γειώνονται σε ένα κοινό σημείο. Το σχήμα 4-3β απεικονίζει πως ο βρόχος γείωσης του σχήματος 4-3α μπορεί να τροποποιηθεί και τελικά να αποφευχθεί. Ο μηχανικός εγκαθιστώντας συσκευές 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).

5.5 Σύστημα οδήγησης του κάτω δεξιού άκρου.

Σε αρκετούς σύγχρονους ηλεκτροκαρδιογράφους ο ασθενής δεν συνδέεται με γείωση. Αντί αυτού το ηλεκτρόδιο του κάτω δεξιού άκρου συνδέεται σχήμα 5-5 στην έξοδο ενός βοηθητικού τελεστικού ενισχυτή. Οι τάσεις κοινού σήματος στο σώμα του ασθενούς ανιχνεύονται από δύο αντιστάσεις R_a , αντιστρέφονται, ενισχύονται και επανατροφοδοτούνται στο δεξί κάτω άκρο. Αυτή η αρνητική ανατροφοδότηση οδηγεί την τάση κοινού σήματος σε μια πολύ χαμηλή τιμή. Τα ρεύματα μετατόπισης στο σώμα του ασθενούς ρέουν πλέον προς τη βαθμίδα εξόδου του τελεστικού ενισχυτή παρά προς τη γείωση. Αυτό το κύκλωμα βελτιώνει αισθητά την κατάσταση εφόσον τώρα ο ίδιος ο ενισχυτής λαμβάνει υπόψη την επιχειρούμενη μεταβολή. Το κύκλωμα εξάγει την τάση κοινού σήματος μέσω ενός ζεύγους αντιστάσεων που συνδέονται στα V_3 και V_4 . Το δεξί κάτω άκρο δεν γειώνεται πλέον, αλλά συνδέεται στην έξοδο του βοηθητικού τελεστικού ενισχυτή.

Αυτό το κύκλωμα επίσης παρέχει και μία μορφή ηλεκτρικής προστασίας. Εάν μία ασυνήθιστα υψηλή τάση εμφανιστεί μεταξύ του ασθενούς και της γείωσης σαν αποτέλεσμα μιας ηλεκτρικής διαρροής ή άλλης αιτίας, τότε ο βοηθητικός τελεστικός ενισχυτής οδηγείται στον κόρο και έτσι ο ασθενής αποσυνδέεται από τη γείωση, επειδή ο ενισχυτής δεν μπορεί πλέον να οδηγεί το δεξί κάτω άκρο. Τώρα πλέον οι παράλληλες αντιστάσεις R_f και R_o βρίσκονται μεταξύ του ασθενούς και της γης. Αυτές μπορούν να έχουν τιμή αρκετά MegaOhms ώστε να περιορίζουν την τιμή του ρεύματος. Αυτές οι αντιστάσεις προστατεύουν τον ασθενή. Όμως διαρροή 220V προς τον ασθενή, θα κατέστρεφε τα transistors του τελεστικού ενισχυτή και το ρεύμα θα όδευε και πάλι προς τη γη.



Σχήμα 5-5

6. ΔΟΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ.

Ο ψηφιακός ηλεκτροκαρδιογράφος ουσιαστικά είναι ένας αναλογικός ηλεκτροκαρδιογράφος από τον οποίο λείπουν τα κυκλώματα οδήγησης της βελόνας του καταγραφικού συστήματος (σε χαρτί) και φυσικά το ίδιο το καταγραφικό σύστημα. Αντί αυτού του συστήματος υπάρχει στη θέση του ένας μετατροπέας, ο οποίος μετατρέπει το αναλογικό σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε ψηφιακό και στη συνέχεια το ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφημα απεικονίζεται με τη βοήθεια κάποιου μικροελεγκτή σε κάποια οθόνη ενδείξεων.

Μία άλλη διαφορά είναι ο τρόπος με τον οποίο γίνεται η μεταγωγή των ακροδεκτών στην κάθε απαγωγή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και επίσης η αλλαγή της ενίσχυσης του βιοδυναμικού σήματος του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στον αναλογικό ηλεκτροκαρδιογράφο η μεταγωγές γίνονται μηχανικά (με διακόπτες), ενώ στο ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφο όλες οι μεταγωγές ελέγχονται και καθορίζονται από κάποιον μικροελεγκτή.

6.1 Το αναλογικό τμήμα του Ψηφιακού Ηλεκτροκαρδιογράφου

6.1.1. Ο ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier).

Ο ενισχυτής οργανολογίας χρησιμοποιείται ως προενισχυτική βαθμίδα εισόδου και πραγματοποιεί την πρώτη ενίσχυση του βιοδυναμικού σήματος. Η βαθμίδα αυτή πρέπει να χαρακτηρίζεται από πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου και πολύ υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR). Η βαθμίδα αυτή μπορεί να υλοποιηθεί είτε με τη χρήση ενός διαφορικού ενισχυτή που θα αποτελείται από 3 τελεστικούς, είτε από ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα το οποίο θα είναι ένας ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier). Επίσης το κέρδος του ενισχυτή μπορεί να είναι ρυθμιζόμενο και ελεγχόμενο από κάποιον μικροελεγκτή.

6.1.2. Το ζωνοπερατό φίλτρο με αποκοπή στα 0.05Hz - 100Hz.

Το ζωνοπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται για να πραγματοποιήσει ac σύζευξη μεταξύ του βιοδυναμικού προενισχυτή και των επόμενων βαθμίδων, και για να απορρίψει όλες τις συχνότητες πάνω από τα 100Hz, αφενός γιατί το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν απαιτεί μεγαλύτερο εύρος και αφετέρου για να αποκοπούν οποιαδήποτε παρασιτικά σήματα μεγαλύτερης συχνότητας.

6.1.3. Το φίλτρο σχισμής με αποκοπή στα 50Hz.

Το φίλτρο σχισμής χρησιμοποιείται για την απόρριψη των παραμορφώσεων που προκαλούνται από την επίδραση της συχνότητας του δικτύου (50Hz) και επίσης σαν ένας τρόπος απομόνωσης του δικτύου από τον ασθενή, αφού εμποδίζει τα επικίνδυνα για τη ζωή του ρεύματα να περάσουν μέσα από το σώμα του προς τον ενισχυτή ή τη γείωση του οργάνου. Με άλλα λόγια αυτή η διάταξη προστατεύει τον ασθενή από τυχόν ρεύματα διαρροής από ή προς τα μεταλλικά μέρη της συσκευής.

6.1.4. Το κύκλωμα οδήγησης στο δεξί κάτω άκρο (Auxiliary Amplifier).

Αυτή η διάταξη παρέχει το σημείο αναφοράς τάσεων στον ασθενή, δηλαδή ορίζει μία γείωση. Η σύνδεση αυτού γίνεται με ένα ηλεκτρόδιο που καταλήγει στο δεξί κάτω άκρο.

6.2 Το ψηφιακό τμήμα του Ψηφιακού Ηλεκτροκαρδιογράφου.

6.2.1. Ο επιλογέας τον ακροδεκτών.

Κάθε ηλεκτρόδιο το οποίο ξεκινά από τον ασθενή καταλήγει στον επιλογέα αυτόν. Η λειτουργία αυτού είναι να υπολογίζει κάθε φορά ποια ηλεκτρόδια είναι απαραίτητα για τη λήψη ενός συγκεκριμένου τύπου ηλεκτροκαρδιογραφήματος και να επιτρέπει τη διέλευση του σήματος προς τις υπόλοιπες διατάξεις. Ακριβέστερα θα μπορούσαμε να πούμε ότι είναι το τμήμα εκείνο του καρδιογράφου όπου γίνονται όλες οι συνδέσεις του σήματος εισόδου από τον ασθενή προς τη συσκευή. Ο επιλογέας αυτός μπορεί να λειτουργήσει, είτε με εξωτερική επέμβαση από το χειριστή (manual), είτε με εσωτερικό έλεγχο από το μικροϋπολογιστή της συσκευής (auto).

6.2.2. Ο μικροελεγκτής.

Ο μικροελεγκτής ελέγχει ουσιαστικά όλες τις λειτουργίες του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου και χρησιμοποιείται για να ελέγχει τον ADC και το UART μέσω του οποίου επικοινωνεί ο υπολογιστής με την υπόλοιπη συσκευή.

6.2.3. Ο Analog to Digital Converter.

Ο ADC χρησιμοποιείται για τη μετατροπή του αναλογικού σήματος, που παίρνουμε από τον ηλεκτροκαρδιογράφο, σε ψηφιακό, έτσι ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τα υπόλοιπα ψηφιακά κυκλώματα, όπου και θα επεξεργαστεί.

6.2.4. Το UART.

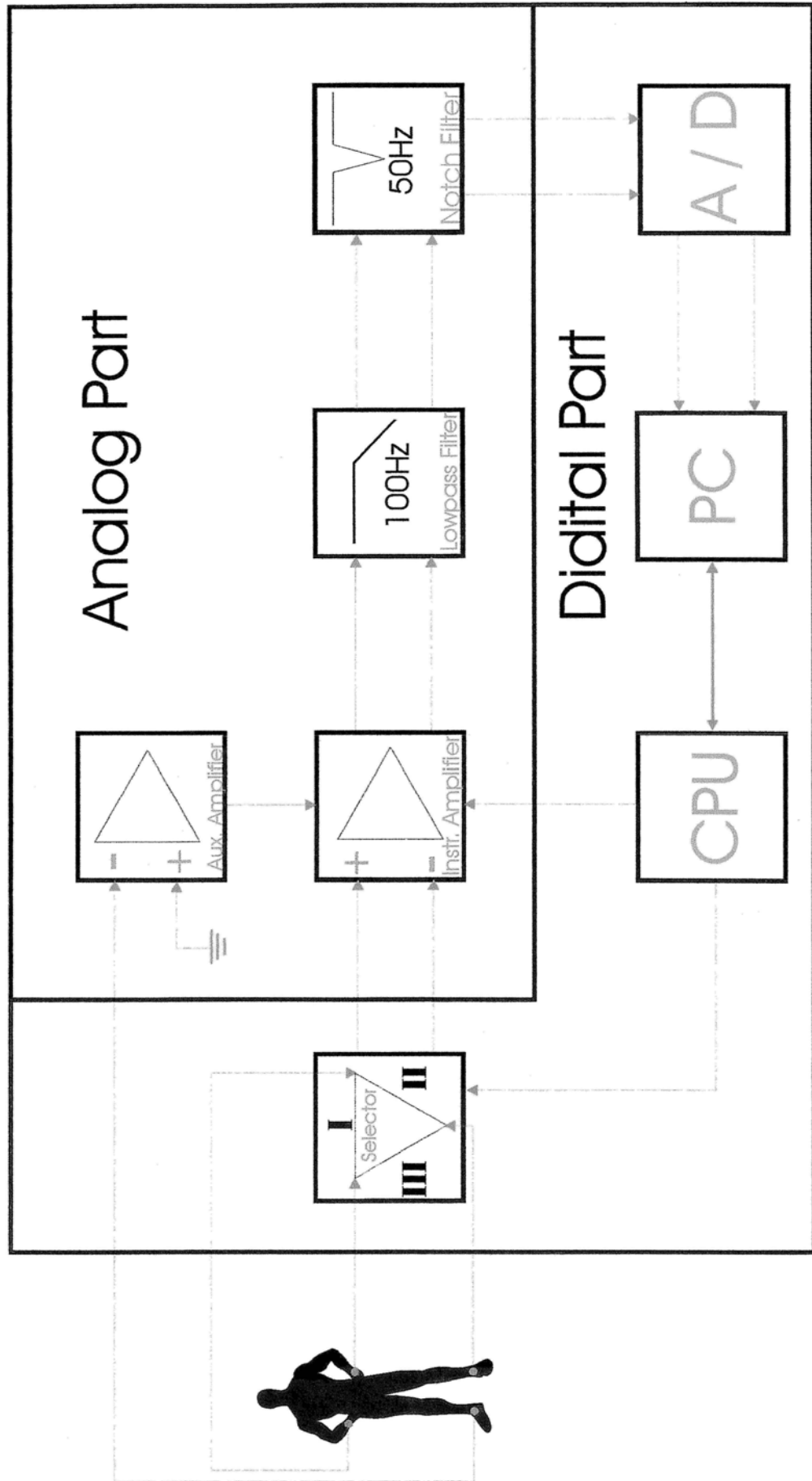
Το UART χρησιμοποιείται για να μπορέσουμε να μεταδώσουμε το ψηφιακό ηλεκτροκαρδιογράφημα, αφού το επεξεργαστούμε, σε κάποιο υπολογιστή μέσω της σειριακής θύρας (RS232).

6.2.5. Ο υπολογιστής

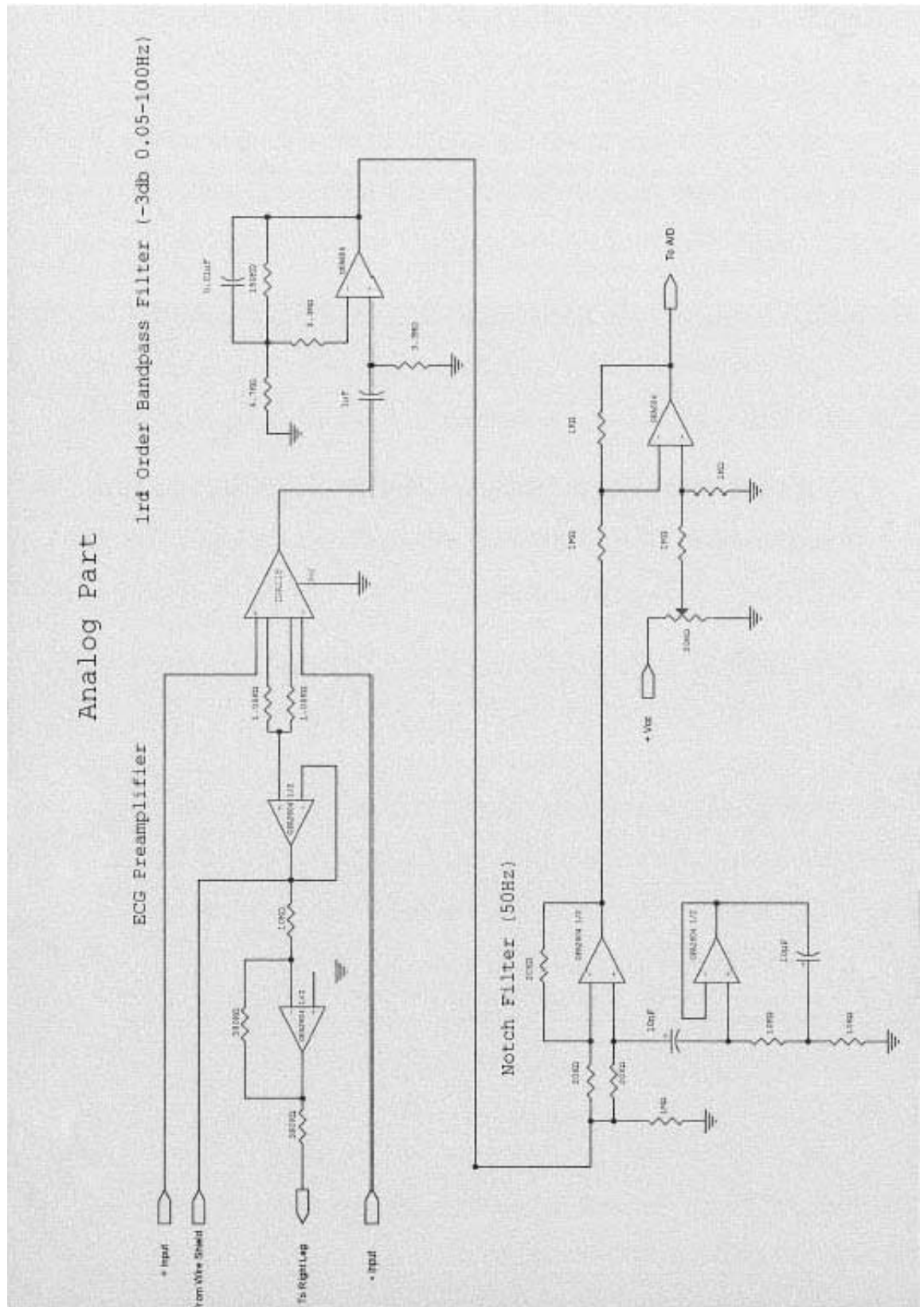
Ο υπολογιστής χρησιμοποιείται για την αποθήκευση, επεξεργασία και απεικόνιση των δεδομένων που δέχεται από το UART.

Το δομικό διάγραμμα του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογράφου καθώς και το σχηματικό διάγραμμα του αναλογικού τμήματος φαίνονται στις δύο παρακάτω σελίδες.

ΔΟΜΙΚΟ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ



ΣΧΗΜΑΤΙΚΟ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ

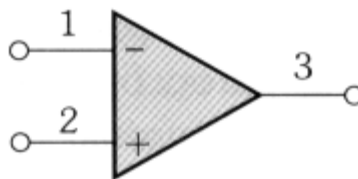


7. Ο Προενισχυτής του Βιοδυναμικού σήματος.

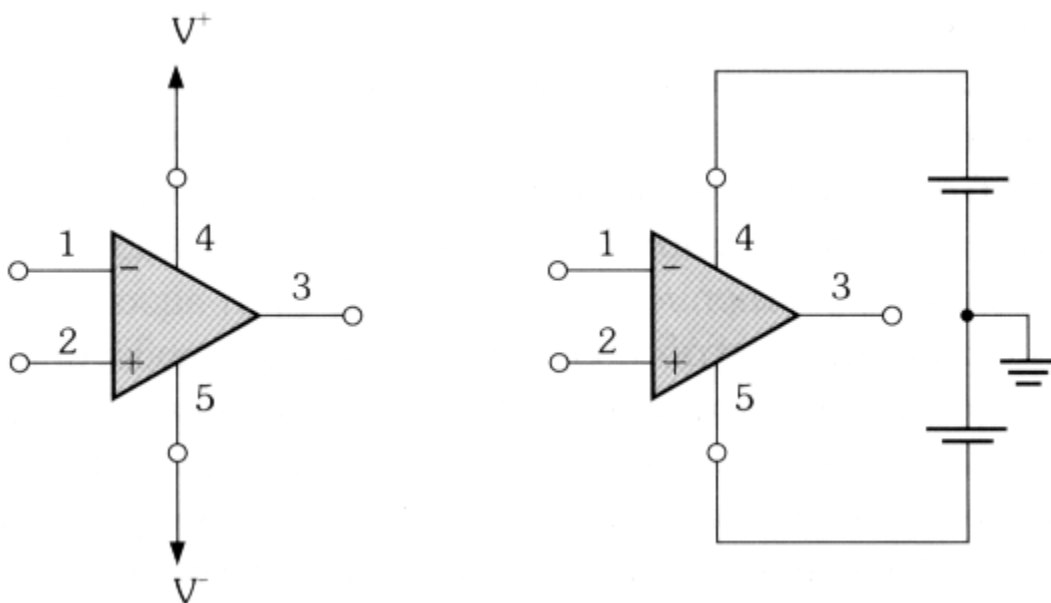
7.1 Θεωρία τελεστικών ενισχυτών.

7.1.1. Οι ακροδέκτες του τελεστικού ενισχυτή.

Από την άποψη των σημάτων, ο τελεστικός έχει τρεις ακροδέκτες: Δύο ακροδέκτες εισόδου και έναν εξόδου. Το σχήμα 7-1 εικονίζει το σύμβολο που χρησιμοποιούμε για την αναπαράσταση του τελεστικού. Οι ακροδέκτες 1 και 2 είναι οι ακροδέκτες εισόδου και ο ακροδέκτης 3 είναι ο ακροδέκτης εξόδου. Όπως γνωρίζουμε οι ενισχυτές χρειάζονται dc τάση για να λειτουργήσουν. Οι περισσότεροι ολοκληρωμένοι τελεστικοί χρειάζονται δύο ακροδέκτες τροφοδοσίας dc, όπως φαίνεται στο σχήμα 7-2.



Σχήμα 7-1



Σχήμα 7-2

Δύο ακροδέκτες, ο 4 και ο 5 βγαίνουν έξω από το πακέτο του ολοκληρωμένου κυκλώματος και συνδέονται ο ένας σε θετική τάση V_+ και ο άλλος σε αρνητική τάση V_- . Στο σχήμα 7-2β φαίνονται ακριβώς οι δύο τροφοδοσίες σαν μπαταρίες με κοινή γείωση. Είναι ενδιαφέρον να σημειώσουμε πως η γείωση αναφοράς στα κυκλώματα

τελεστικών ενισχυτών είναι απλώς το κοινό σημείο των δύο τροφοδοσιών. Δηλαδή, κανείς ακροδέκτης του τελεστικού δεν συνδέεται στην πραγματικότητα με τη γη.

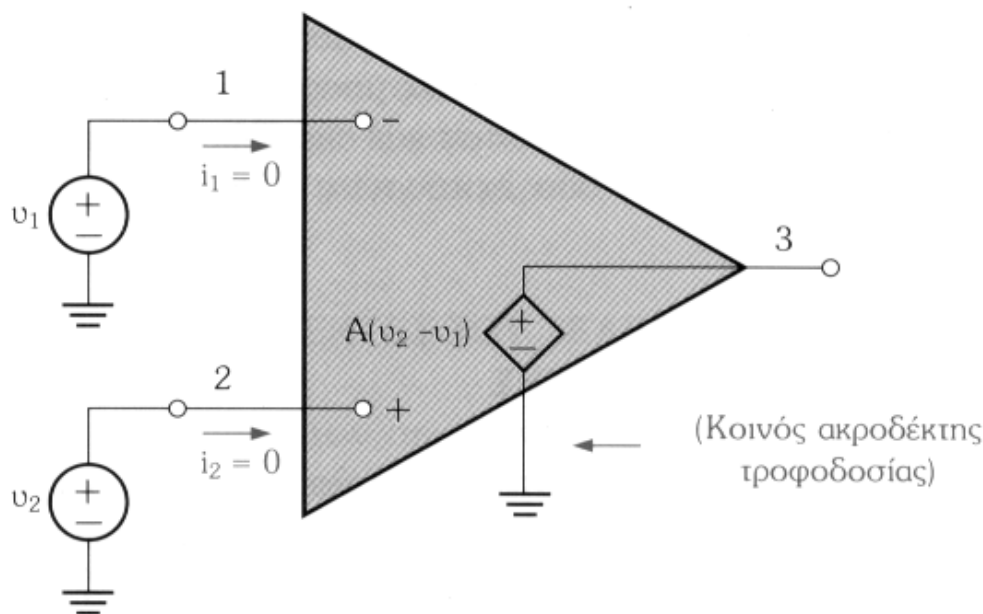
Εκτός από τους τρεις ακροδέκτες για τα σήματα, και τους δύο ακροδέκτες για την τροφοδοσία, ένας τελεστικός μπορεί να διαθέτει κι άλλους ακροδέκτες για ειδικούς σκοπούς. Τέτοιοι ακροδέκτες μπορούν να περιλαμβάνουν ακροδέκτες για αντιστάθμιση συχνότητας και ακροδέκτες για μηδενισμό της τάσης εκτροπής (offset).

7.1.2. Ο ιδανικός τελεστικός ενισχυτής.

Ο τελεστικός ενισχυτής είναι φτιαγμένος για να αισθάνεται την διαφορά μεταξύ των σημάτων τάσης που εφαρμόζονται στους ακροδέκτες εισόδου του (δηλαδή την ποσότητα $v_2 - v_1$), να πολλαπλασιάζει αυτήν την διαφορά με έναν αριθμό A και να προκαλεί την εμφάνιση του αποτελέσματος, δηλαδή κάποιας τάσης με τιμή $A(v_2 - v_1)$, στον ακροδέκτη εξόδου.

Ο ιδανικός τελεστικός ενισχυτής δεν επιτρέπεται να τραβάει ρεύμα από την είσοδό του. Αυτό σημαίνει πως η τιμή του ρεύματος που μπαίνει στον ακροδέκτη 1 και η τιμή του ρεύματος που μπαίνει στον ακροδέκτη 2 είναι μηδέν. Με άλλα λόγια, η σύνθετη αντίσταση εισόδου ενός ιδανικού τελεστικού ενισχυτή είναι άπειρη.

Όσο αφορά τον ακροδέκτη εξόδου 3, αυτός είναι υποχρεωμένος να δρα σαν ακροδέκτης εξόδου μιας ιδανικής πηγής τάσης. Αυτό σημαίνει ότι η τάση μεταξύ του ακροδέκτη 3 και της γης θα είναι πάντα ίση με $A(v_2 - v_1)$ και θα είναι πάντα ανεξάρτητη από το ρεύμα που θα μπορούσε να τραβήξει από τον ακροδέκτη 3 ένα φορτίο με κάποια σύνθετη αντίσταση. Με άλλα λόγια η σύνθετη αντίσταση εξόδου του τελεστικού ενισχυτή πρέπει να είναι μηδέν.

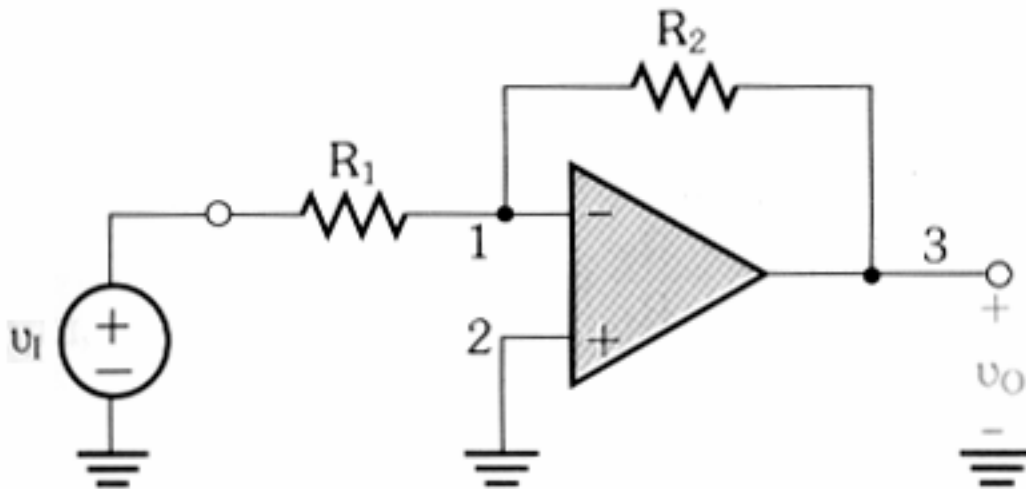


Σχήμα 7-3

Κάνοντας μια σύνθεση των παραπάνω, καταλήγουμε στο ισοδύναμο κύκλωμα του σχήματος 7-3. Ας σημειωθεί πως η έξοδος βρίσκεται σε φάση με την v_2 και με αντίθετο πρόσημο από την v_1 . Γι' αυτό το λόγο, ο ακροδέκτης εισόδου 1 ονομάζεται αναστρέφων ακροδέκτης εισόδου και διακρίνεται με το πρόσημο «-», ενώ ο ακροδέκτης εισόδου 2 ονομάζεται μη αναστρέφων ακροδέκτης εισόδου και διακρίνεται με το πρόσημο «+».

7.1.3. Αναστρέφουσα συνδεσμολογία.

Θεωρούμε το κύκλωμα του σχήματος 7-4, το οποίο αποτελείται από έναν τελεστικό ενισχυτή και δύο αντιστάσεις R_1 και R_2 . Η αντίσταση R_2 συνδέεται από την έξοδο του τελεστικού, δηλαδή τον ακροδέκτη 3, πίσω στην αναστρέφουσα ή αρνητική είσοδο, δηλαδή τον ακροδέκτη 1. Λέμε τότε για την R_2 ότι προκαλεί **αρνητική ανάδραση**.



Σχήμα 7-4

Αν η R_2 ήταν συνδεδεμένη μεταξύ των ακροδεκτών 3 και 2, τότε θα λέγαμε ότι έχουμε **θετική ανάδραση**. Επίσης η R_2 κλείνει τον βρόχο γύρω από τον τελεστικό ενισχυτή. Εκτός από το ότι προσθέσαμε την R_2 , γειώσαμε επίσης τον ακροδέκτη 2 και συνδέσαμε μια αντίσταση R_1 μεταξύ του ακροδέκτη 1 και μιας πηγής σήματος εισόδου με τάση v_i . Την έξοδο ολόκληρου του κυκλώματος παίρνουμε από τον ακροδέκτη 3. Ο ακροδέκτης 3 είναι ένα βολικό σημείο όπου μπορούμε να πάρουμε έξοδο, επειδή το επίπεδο σύνθετης αντίστασης εκεί είναι, ιδανικά, μηδέν. Αυτό σημαίνει πως η τάση v_o δεν θα εξαρτάται από την τιμή του ρεύματος που ενδέχεται να τροφοδοτεί μια σύνθετη αντίσταση φορτίου συνδεδεμένη μεταξύ ακροδέκτη 3 και γης.

Το κέρδος κλειστού βρόχου.

Αναλύουμε το κύκλωμα του σχήματος 7-4 για να υπολογίσουμε το **κέρδος κλειστού βρόχου** G , το οποίο ορίζεται ως εξής:

$$G \equiv \frac{v_o}{v_i}$$

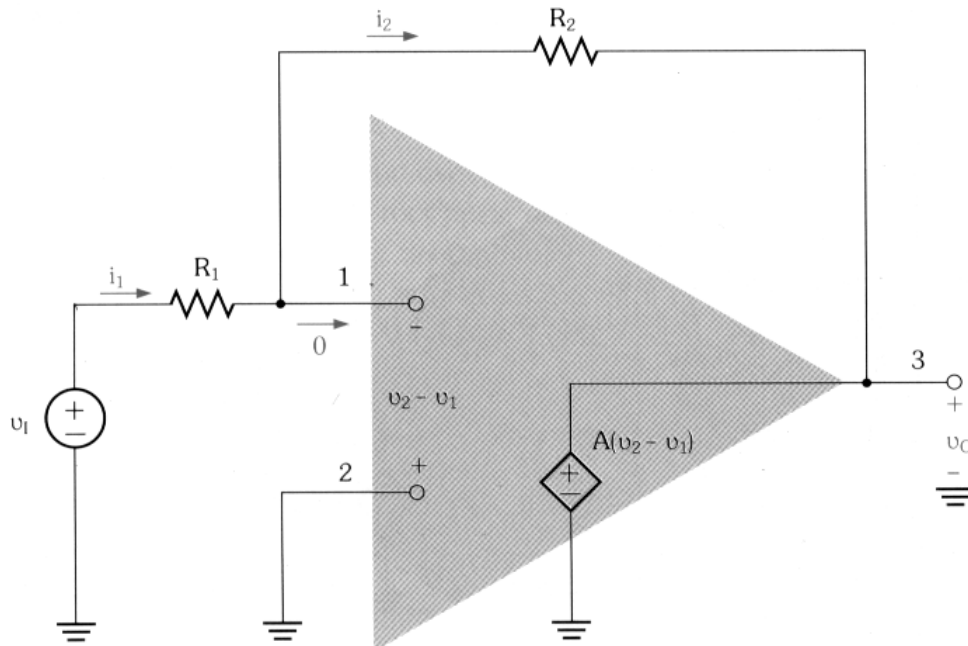
Ο υπολογισμός θα γίνει θεωρώντας τον τελεστικό ενισχυτή ιδανικό. Το σχήμα 7-5α δείχνει το ισοδύναμο κύκλωμα και η ανάλυση έχει ως εξής: Το κέρδος A είναι πολύ μεγάλο, ιδανικά άπειρο.

Αν θεωρήσουμε ότι το κύκλωμα λειτουργεί και παράγει μια πεπερασμένη τάση στον ακροδέκτη εξόδου 3, τότε η τάση μεταξύ των ακροδεκτών εισόδου του τελεστικού θα πρέπει να είναι πολύ μικρή, σχεδόν αμελητέα. Συγκεκριμένα, αν ονομάσουμε την τάση στην έξοδο v_o , τότε εξ' ορισμού:

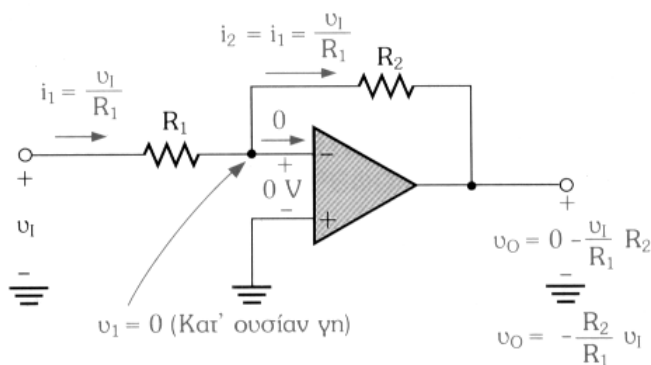
$$v_2 - v_1 = \frac{v_o}{A}$$

Αυτό συνεπάγεται πως η τάση στον αναστρέφοντα ακροδέκτη (v_1) δίνεται από τη σχέση $v_1 \cong v_2$. Δηλαδή, επειδή το κέρδος A πλησιάζει το άπειρο, το v_1 πλησιάζει το v_2 . Αυτό το φαινόμενο το αναφέρουμε σαν «κατ' ουσίαν βραχυκύκλωμα» μεταξύ των ακροδεκτών εισόδου. Ένα κατ' ουσίαν βραχυκύκλωμα σημαίνει πως όποια τάση υπάρχει στο 2 αυτόματα θα εμφανιστεί και στο 1, εξαιτίας του άπειρου κέρδους A . Όμως ο ακροδέκτης 2 τυχαίνει να είναι συνδεδεμένος στη γη, συνεπώς $v_2=0$ και $v_1 \cong 0$. Αναφερόμαστε στον ακροδέκτη 1 σαν κατ' ουσίαν γη, δηλαδή το σημείο που έχει μεν τάση μηδέν, αλλά δεν είναι συνδεδεμένο στη γη.

Αφού υπολογίσαμε την v_1 μπορούμε εφαρμόζοντας το νόμο του Ohm να βρούμε το ρεύμα i_1 , που περνάει από την R_1 σχήμα 7-5.



(α)



(β)

Σχήμα 7-5

$$i_1 = \frac{v_I - v_1}{R_1} \cong \frac{v_I}{R_1}$$

Το ρεύμα αυτό δεν μπορεί να πάει μέσα στον τελεστικό, αφού έχουμε υποθέσει ότι είναι ιδανικός και έχει άπειρη αντίσταση εισόδου. Προφανώς λοιπόν, το i_1 πρέπει να περάσει μέσα από την R_2 προς τον ακροδέκτη 3, που έχει χαμηλή σύνθετη αντίσταση. Εφαρμόζοντας τον νόμο του Ohm στην R_2 , υπολογίζουμε την v_o . Δηλαδή:

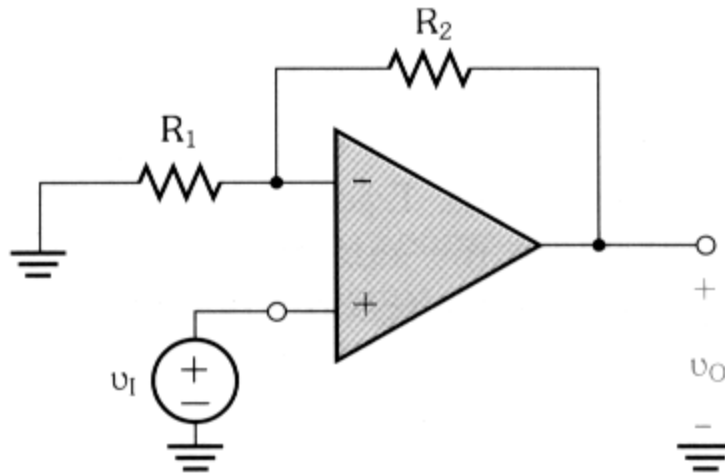
$$v_o = v_1 - i_1 \cdot R_2 = 0 - \frac{v_I}{R_1} \cdot R_2 \Leftrightarrow \frac{v_o}{v_I} = -\frac{R_2}{R_1}$$

Αυτό είναι το κέρδος κλειστού βρόχου που επιδιώκαμε να υπολογίσουμε. Στο σχήμα 7-5β φαίνονται μερικά βήματα αυτής της ανάλυσης.

Βλέπουμε λοιπόν πως το κέρδος κλειστού βρόχου είναι απλώς ο λόγος των δύο αντιστάσεων R_1 και R_2 . Το πρόσημο μείον σημαίνει ότι ο τελεστικός ενισχυτής σε συνδεσμολογία κλειστού βρόχου προκαλεί αναστροφή του σήματος. Εξαιτίας λοιπόν, του αρνητικού προσήμου, που έχει σχέση με την συνδεσμολογία κλειστού βρόχου, η παραπάνω συνδεσμολογία ονομάζεται επίσης και **αναστρέφουσα συνδεσμολογία**.

7.1.4. Μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία.

Η μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία φαίνεται στο σχήμα 7-6. Εδώ το σήμα εισόδου v_i εφαρμόζεται απευθείας στον θετικό ακροδέκτη εισόδου του τελεστικού ενισχυτή, ενώ ο άλλος ακροδέκτης συνδέεται στη γη μέσω μιας αντίστασης R_1 .

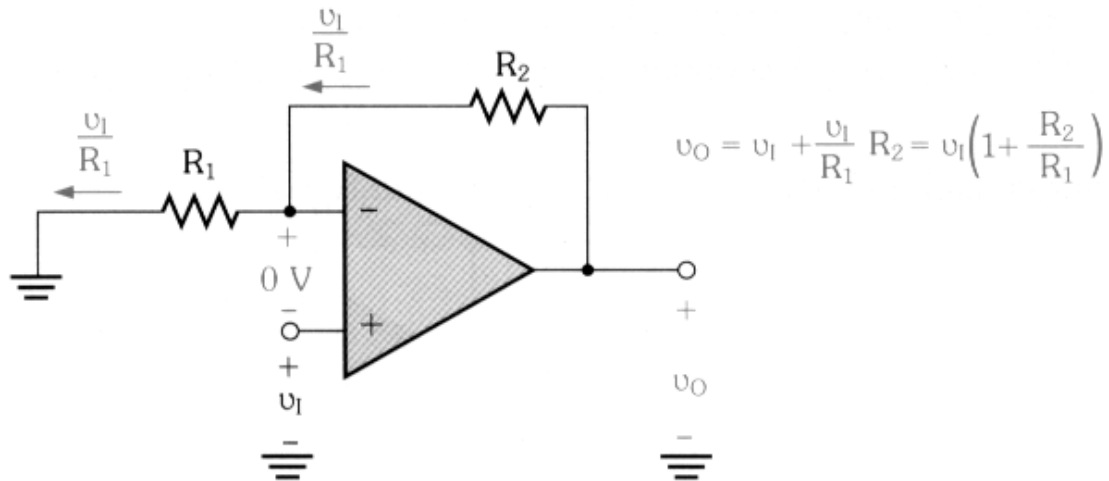


Σχήμα 7-6

Η ανάλυση του κυκλώματος αυτού για την εύρεση του κέρδους κλειστού βρόχου εικονίζεται στο σχήμα 7-7. Υποθέτοντας ότι ο τελεστικός ενισχυτής είναι ιδανικός με άπειρο κέρδος, έχουμε ένα κατ' ουσίαν βραχυκύκλωμα μεταξύ των δύο εισόδων του. Συνεπώς το διαφορικό σήμα εισόδου είναι:

$$v_2 - v_1 = \frac{v_o}{A} = 0 \text{ για } A = \infty$$

Άρα η τάση στον αναστρέφοντα ακροδέκτη εισόδου θα ισούται με την τάση στο μη αναστρέφοντα ακροδέκτη εισόδου, που είναι η εφαρμοζόμενη τάση v_i . Το ρεύμα μέσα από την R_1 προκύπτει ότι είναι v_i/R_1 . Εξαιτίας της άπειρης σύνθετης αντίστασης εισόδου του τελεστικού ενισχυτή, το ρεύμα αυτό θα περάσει μέσα από την R_2 , όπως φαίνεται και στο σχήμα 7-7.



Σχήμα 7-7

Τώρα η τάση εξόδου υπολογίζεται από τη σχέση:

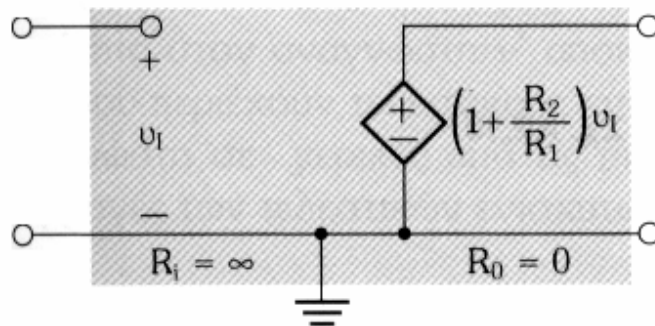
$$v_o = v_I + \left(\frac{v_I}{R_1} \right) \cdot R_2 \Leftrightarrow$$

$$\frac{v_o}{v_I} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \Leftrightarrow$$

$$v_o = v_I \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right)$$

Στις παραπάνω σχέσεις (στη δεύτερη) φαίνεται το κέρδος κλειστού βρόχου.

Το κέρδος της μη αναστρέφουσας συνδεσμολογίας έχει θετικό πρόσημο, γεγονός που δικαιολογεί την ονομασία μη αναστρέφουσα. Η σύνθετη αντίσταση εισόδου αυτού του ενισχυτή κλειστού βρόχου είναι ιδανικά άπειρη, εφόσον δεν περνά ρεύμα μέσα στο θετικό ακροδέκτη εισόδου του τελεστικού. Την έξοδο του μη αναστρέφοντος τελεστικού ενισχυτή παίρνουμε στους ακροδέκτες μιας ιδανικής πηγής τάσης $A(v_2 - v_1)$, οπότε η σύνθετη αντίσταση εξόδου της μη αναστρέφουσας συνδεσμολογίας είναι μηδέν. Συνδυάζοντας αυτές τις ιδιότητες, φτάνουμε στο ισοδύναμο κύκλωμα της μη αναστρέφουσας συνδεσμολογίας που φαίνεται στο σχήμα 7-8.

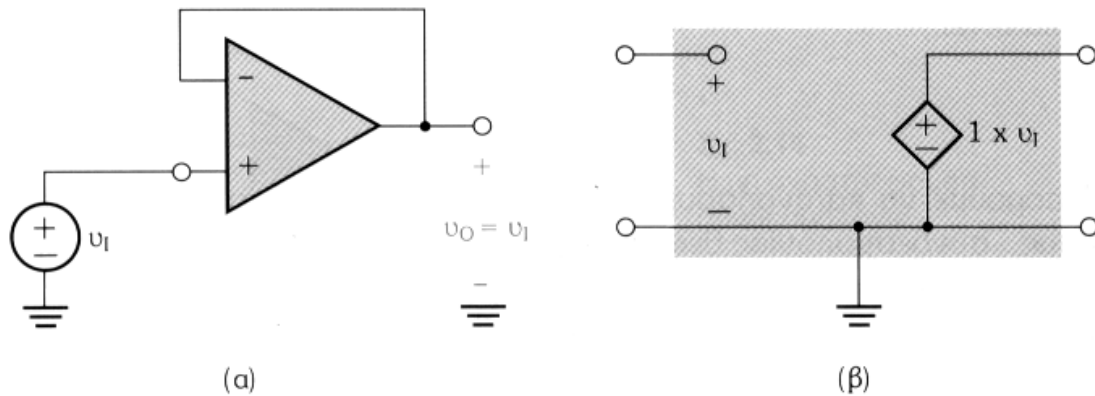


Σχήμα 7-8

Η ιδιότητα της μεγάλης αντίστασης εισόδου είναι ένα πολύ επιθυμητό χαρακτηριστικό της μη αναστρέφουσας συνδεσμολογίας. Μας επιτρέπει να χρησιμοποιήσουμε το κύκλωμα σαν απομονωτή (buffer amplifier) για να συνδέσουμε μια πηγή με μεγάλη σύνθετη αντίσταση σ' ένα φορτίο μικρής σύνθετης αντίστασης.

Σε πολλές εφαρμογές ο απομονωτής δεν χρειάζεται να έχει κέρδος τάσης. Χρησιμοποιείται κυρίως σαν μετασχηματιστής σύνθετης αντίστασης ή σαν ενισχυτής ισχύος. Στις περιπτώσεις αυτές μπορούμε να πάρουμε την $R_2=0$ και την $R_1=\infty$, για να

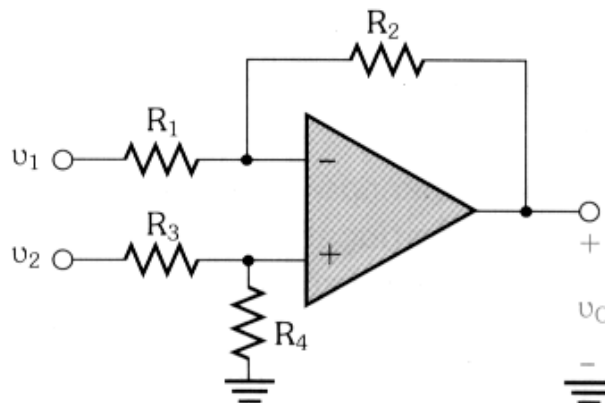
έχουμε τον ενισχυτή μοναδιαίου κέρδους που φαίνεται στο σχήμα 7-9. Το κύκλωμα αυτό έχει το όνομα ακόλουθος τάσης εφόσον η έξοδος ακολουθεί την είσοδο.



Σχήμα 7-9

7.2. Ο ενισχυτής διαφορών.

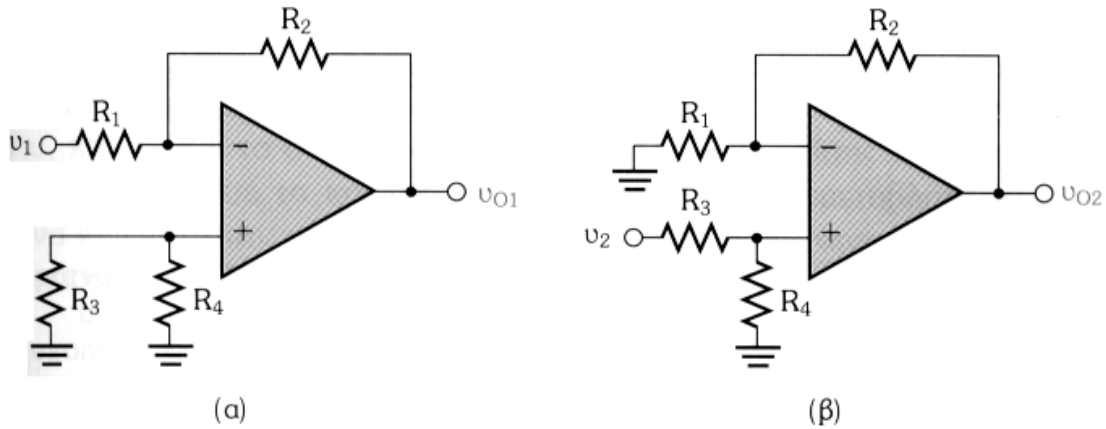
Η συνδεσμολογία του διαφορικού ενισχυτή φαίνεται στο σχήμα 7-10. Για να βρούμε τη σχέση που συνδέει την έξοδο του ενισχυτή με την διαφορική είσοδο, χρησιμοποιούμε την αρχή της υπέρθεσης, αφού το κύκλωμα είναι γραμμικό (ο τελεστικός ενισχυτής θεωρείται ιδανικός).



Σχήμα 7-10

Για να εφαρμόσουμε την αρχή της υπέρθεσης, πρώτα μειώνουμε την v_2 στο μηδέν, δηλαδή γειώνουμε τον ακροδέκτη, όπου εφαρμόζεται η τάση v_2 και μετά υπολογίζουμε την αντίστοιχη τάση εξόδου, που οφείλεται αποκλειστικά στην v_1 . Ονομάζουμε την τάση αυτή v_{01} . Τις τιμές της μπορούμε να βρούμε από το κύκλωμα 7-11α, που παρατηρούμε ότι δεν είναι άλλο από την αναστρέφουσα συνδεσμολογία. Η ύπαρξη των R_3 και R_4 δεν επηρεάζει τη σχέση για το κέρδος, εφόσον δεν περνάει ρεύμα από αυτές. Συνεπώς:

$$v_{01} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot v_1$$



Σχήμα 7-11

Κατόπιν, γειώνουμε την v_{O1} και υπολογίζουμε την αντίστοιχη έξοδο v_{O2} . Το κύκλωμα φαίνεται στο σχήμα 7-11β, το οποίο αναγνωρίζουμε σαν τη μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία, μαζί με ένα διαιρέτη τάσης, αποτελούμενο από τις αντιστάσεις R_3 και R_4 που συνδέονται στον ακροδέκτη όπου εφαρμόζεται η v_2 . Οπότε η τάση v_{O2} είναι:

$$v_{O2} = v_2 \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$

Η αρχή της υπέρθεσης μας λέει ότι η τάση εξόδου v_o ισούται με το άθροισμα των v_{O1} και v_{O2} . Έτσι έχουμε:

$$v_o = -\frac{R_2}{R_1} \cdot v_1 + \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_3}{R_4}} \cdot v_2$$

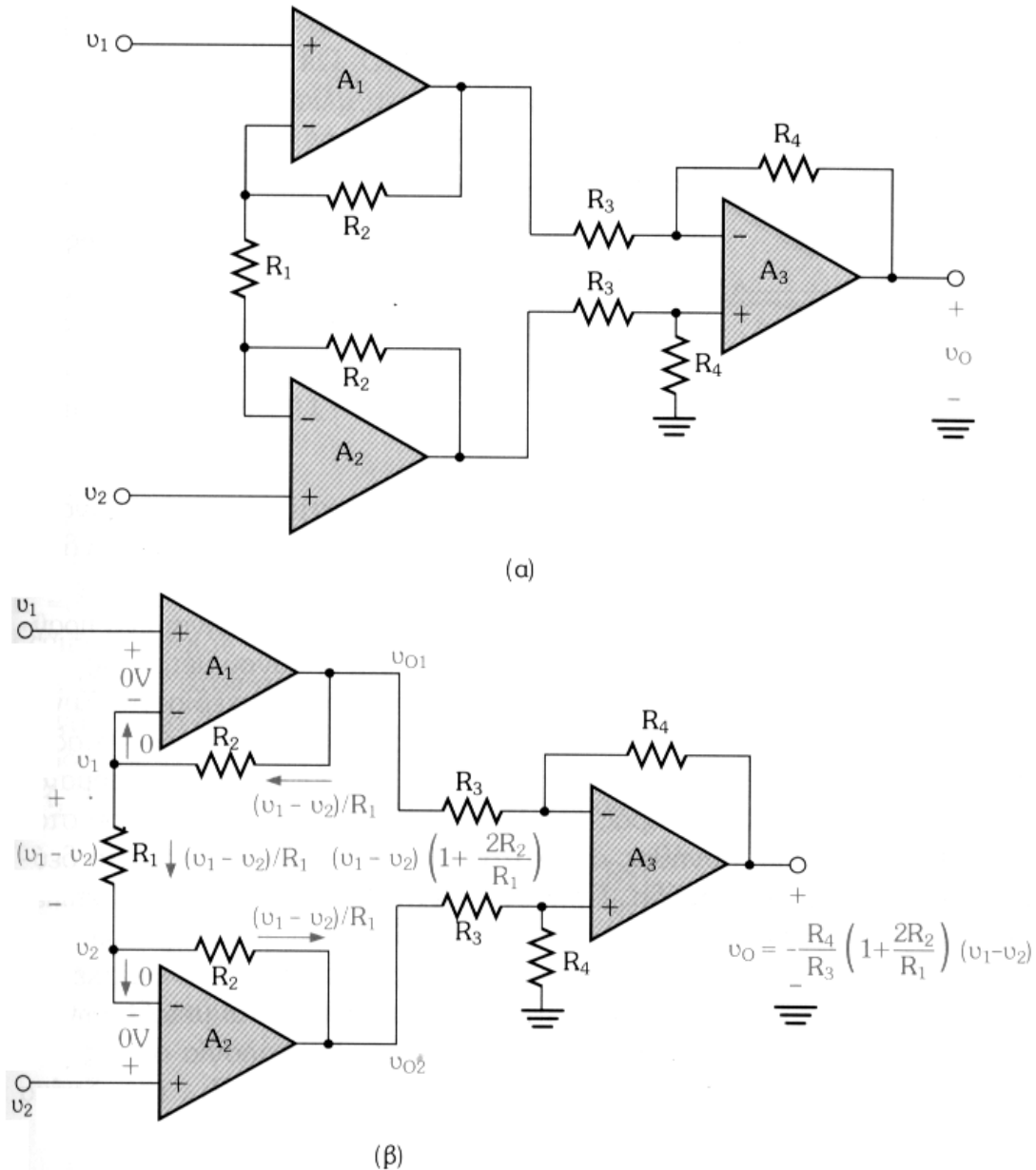
Αυτή είναι η σχέση που συνδέει τις εισόδους του παραπάνω ενισχυτή με την έξοδό του. Όμως για να είναι ένας ενισχυτής διαφορικός ενισχυτής, θα πρέπει όταν οι δύο εισόδους είναι ίσες, η έξοδος να είναι μηδέν. Σε αυτή την περίπτωση πρέπει οι λόγοι R_2/R_1 και R_4/R_3 να είναι ίσοι. Οπότε η τελική σχέση που συνδέει τις εισόδους με την έξοδο είναι:

$$v_o = \frac{R_2}{R_1} \cdot (v_2 - v_1)$$

Ο διαφορικός ενισχυτής θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σαν ενισχυτής οργανολογίας, αφού μπορεί και απορρίπτει τα κοινά σήματα. Όμως παρουσιάζει σχετικά μικρή αντίσταση εισόδου όταν απαιτείται μεγάλο διαφορικό κέρδος, οπότε είναι ακατάλληλος. Στη συνέχεια δίνεται μία συνδεσμολογία με τελεστικούς ενισχυτές η οποία χρησιμοποιείται ως ενισχυτής οργανολογίας.

7.3. Ο ενισχυτής οργανολογίας (Instrumentation Amplifier).

Στο σχήμα 7-12α φαίνεται ένας ενισχυτής που χρησιμοποιείται σε όργανα μέτρησης (οργανολογίας). Όπως βλέπουμε αποτελείται από δύο στάδια. Το πρώτο στάδιο σχηματίζεται από τους τελεστικούς A_1 και A_2 με τις αντίστοιχες αντιστάσεις και το δεύτερο στάδιο αποτελείται από τον τελεστικό A_3 , με τις αντίστοιχες αντιστάσεις, ο οποίος είναι ένας διαφορικός ενισχυτής.



Σχήμα 7-12

Η ανάλυση του κυκλώματος, με ιδανικούς τελεστικούς, φαίνεται στο σχήμα 7-12β. Το κύριο σημείο που πρέπει να προσέξουμε είναι τα κατ' ουσίαν βραχυκυκλώματα στις εισόδους των τελεστικών A_1 και A_2 , που έχουν σαν αιτία να εμφανιστούν οι τάσεις εισόδου v_1 και v_2 στις άκρες της αντίστασης R_1 και προκαλεί τη ροή ρεύματος $(v_1 - v_2)/R_1$ μέσα από την R_1 και τις δύο αντιστάσεις με όνομα R_2 . Αυτό το ρεύμα προκαλεί μια διαφορά δυναμικού μεταξύ των ακροδεκτών εξόδου του A_1 και του A_2 , που δίνεται από τη σχέση:

$$v_{01} - v_{02} = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \cdot (v_1 - v_2)$$

Ο ενισχυτής διαφορών που δημιουργείται από τον τελεστικό A_3 αντιλαμβάνεται τη διαφορά $(v_{01} - v_{02})$ και παρέχει μια ανάλογη τάση v_o ,

$$v_o = -\frac{R_4}{R_3} \cdot (v_{01} - v_{02})$$

Από τις δύο παραπάνω εξισώσεις προκύπτει τελικά ότι:

$$v_o = \frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \cdot (v_2 - v_1)$$

Άρα ο ενισχυτής οργανολογίας έχει ένα διαφορικό κέρδος:

$$A_d = \frac{v_o}{(v_2 - v_1)} = \frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)$$

Μπορεί εύκολα να αποδειχθεί ότι αν υπάρξει κάποιο κοινό σήμα στις δύο εισόδους του ενισχυτή οργανολογίας τότε η έξοδος της όλης συνδεσμολογίας θα είναι μηδέν, αν υποθέσουμε ότι ο διαφορικός ενισχυτής στο δεύτερο στάδιο είναι κατάλληλα εξισορροπημένος.

Από την τελευταία σχέση που προκύπτει για το διαφορικό κέρδος μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι αυτό μπορεί να μεταβληθεί, αν μεταβάλλουμε μονάχα την αντίσταση R_1 . Οποιοσδήποτε άλλος συνδυασμός για μεταβολή του κέρδους μας υποχρεώνει να μεταβάλλουμε περισσότερες αντιστάσεις ταυτόχρονα.

Επειδή και τα δύο στάδια εισόδου των τελεστικών ενισχυτών συνδέονται με τη μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία, η σύνθετη αντίσταση εισόδου που βλέπουν η v_1 και η v_2 είναι ιδανικά άπειρη. Αυτό είναι ένα πραγματικό πλεονέκτημα της συνδεσμολογίας ενισχυτή οργανολογίας.

7.4. Ο Προενισχυτής Βιοδυναμικού Σήματος.

Ο προενισχυτής βιοδυναμικού σήματος είναι μια βελτιωμένη έκδοση του ενισχυτή οργανολογίας που περιγράψαμε.

Το κύκλωμα του ενισχυτή οργανολογίας συμπεριλαμβάνεται μέσα στο ολοκληρωμένο κύκλωμα INA118 της Burr-Brown και οι δύο τελεστικοί αποτελούν το OPA2604 της ίδιας εταιρίας. Στο INA118 η ενίσχυση καθορίζεται από το άθροισμα των 2 αντιστάσεων R_1 σύμφωνα με τη σχέση:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{2 \cdot R_1}$$

Επίσης η είσοδος αναφέρεται σαν "From Wire Shield" χρησιμοποιείται για την μείωση του κοινού σήματος που εισέρχεται στο σύστημα μέσω παρεμβολών στα καλώδια των ακροδεκτών.

8. ΦΙΛΤΡΑ.

8.1. Εισαγωγή.

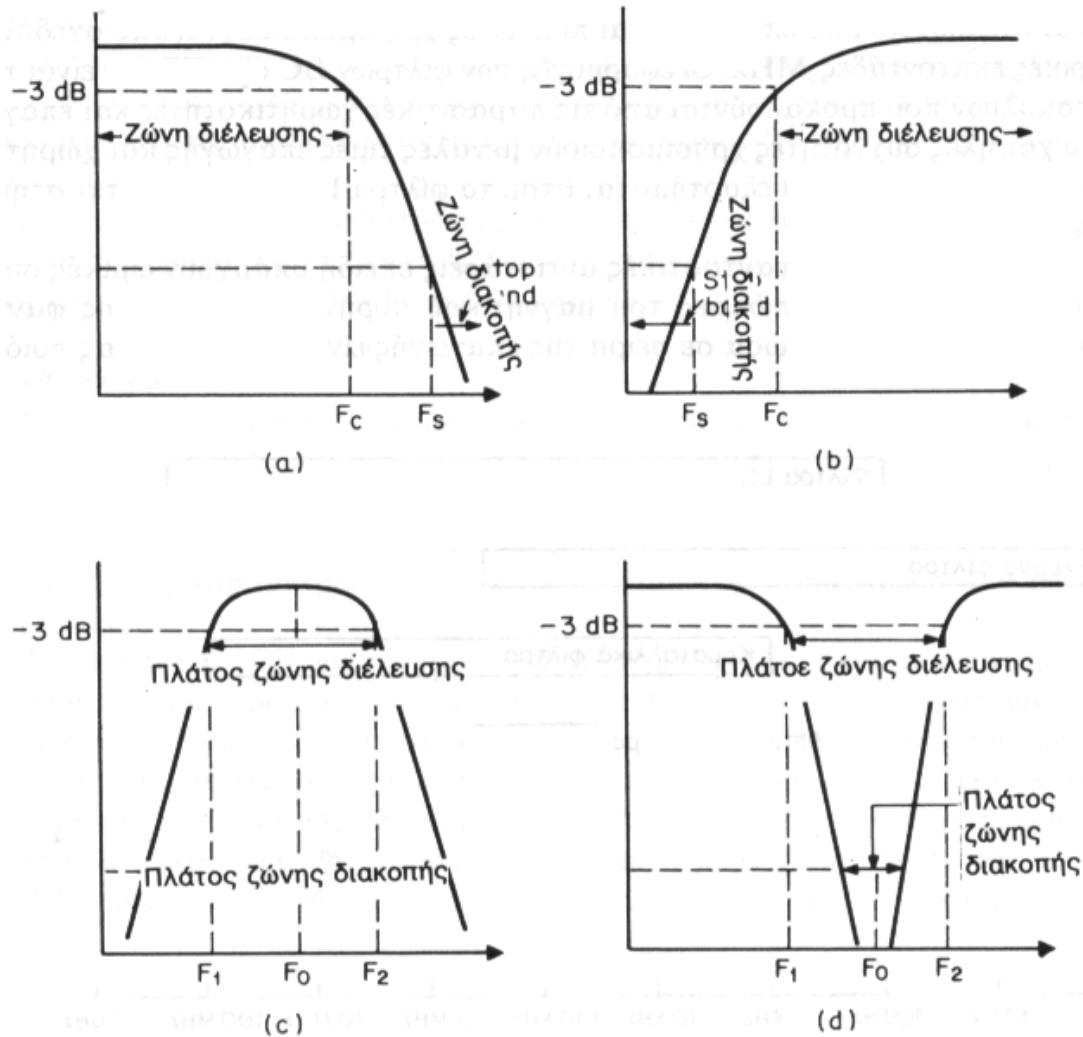
Το φίλτρο ορίζεται σαν η συσκευή που τοποθετείται μεταξύ των ακροδεκτών ενός ηλεκτρικού κυκλώματος, με σκοπό να τροποποιήσει τις συνιστώσες της συχνότητας του σήματος. Τα φίλτρα μπορούν να σχεδιασθούν για να λειτουργούν από συνεχές ρεύμα μέχρι πέρα από τα 10GHz. Χωρίζονται σε κατηγορίες ανάλογα με το σχήμα της καμπύλης απόκρισης, τον τύπο του φίλτρου και από την περιοχή της συχνότητας.

8.2. Σχήματα καμπυλών απόκρισης.

Τα φίλτρα μπορούν να ταξινομηθούν στις παρακάτω τέσσερις βασικές κατηγορίες, σύμφωνα με την απόκριση συχνότητας.

1. Τα φίλτρα **χαμηλής διέλευσης** επιτρέπουν την διέλευση των συνιστωσών χαμηλής συχνότητας, από dc μέχρι μία ορισμένη συχνότητα αποκοπής και πάνω από την αποκοπή αυτή εισάγουν μεγάλη εξασθένηση.
2. Τα φίλτρα **υψηλής διέλευσης** απορρίπτουν τις συχνότητες από dc μέχρι μία συχνότητα αποκοπής και επιτρέπουν τη διέλευση συνιστωσών συχνότητας πάνω από την αποκοπή αυτή.
3. Τα φίλτρα **διέλευσης ζώνης** επιτρέπουν την διέλευση συχνοτήτων μέσα σε μία ορισμένη ζώνη και απορρίπτουν τις συχνότητες έξω από την ζώνη αυτή.
4. Τα φίλτρα **απόρριψης ζώνης** απορρίπτουν τις συχνότητες μέσα σε μια ορισμένη ζώνη και επιτρέπουν την διέλευση των συνιστωσών έξω από την ζώνη αυτή.

Οι περιγραφές αυτές είναι κατά κάποιο τρόπο ιδανικές επειδή, με τα πραγματικά φίλτρα, υπάρχει μια μεταβατική περιοχή μεταξύ της ζώνης διέλευσης και της περιοχής μεγάλης εξασθένησης. Στο σχήμα 8-1 φαίνονται τυπικές καμπύλες φίλτρων για κάθε μία από τις τέσσερις κατηγορίες.



Σχήμα 8-1 α) Χαμηλής Διέλευσης, β) Υψηλής Διέλευσης, γ) Διέλευσης Ζώνης, δ) Απορρίψης Ζώνης.

8.3. Ορισμοί των βασικών παραμέτρων.

8.3.1. Συχνότητα Αποκοπής (F_c).

Η συχνότητα αποκοπής ορίζει το όριο της ζώνης διέλευσης και συνήθως αντιστοιχεί σε 3db εξασθένησης. Ενώ τα φίλτρα χαμηλής διέλευσης έχουν μόνο μία συχνότητα αποκοπής, τα φίλτρα διέλευσης ζώνης έχουν δύο συχνότητες αποκοπής.

8.3.2. Κεντρική Συχνότητα (F_0).

Τα φίλτρα διέλευσης ζώνης έχουν γεωμετρική συμμετρία, δηλαδή συμμετρία γύρω από μία κεντρική συχνότητα, όταν γίνεται γραφική παράσταση σε χαρτί ημιλογαριθμικό με την συχνότητα στον λογαριθμικό άξονα. Η κεντρική συχνότητα υπολογίζεται από την σχέση:

$$F_0 = \sqrt{F_1 \cdot F_2}$$

όπου είναι η F_1 η μικρότερη συχνότητα αποκοπής και F_2 η μεγαλύτερη συχνότητα αποκοπής, όπως φαίνεται στο σχήμα 8-1.

Στα στενά φίλτρα, όπου ο λόγος της F_2 προς την F_1 είναι μικρότερος από 1:1, το σχήμα της καμπύλης απόκρισης πλησιάζει την αριθμητική συμμετρία. Τότε η F_0 μπορεί να υπολογισθεί από τον μέσο όρο των συχνοτήτων αποκοπής:

$$F_0 = \frac{F_1 + F_2}{2}$$

8.3.3. Συχνότητα Αποκοπής Ζώνης Διακοπής (F_s).

Η ζώνη διέλευσης και η ζώνη διακοπής χωρίζονται από μία μεταβατική περιοχή. Η F_s είναι η συχνότητα στην οποία ορίζεται η ελάχιστη εξασθένιση που χρειάζεται.

8.3.4. Παράγοντας Επιλεκτικότητας (Q).

Ο Q_0 είναι ο λόγος της κεντρικής συχνότητας ενός φίλτρου διέλευσης ζώνης προς το πλάτος ζώνης συχνοτήτων 3db. Αν οι F_1 και F_2 αντιστοιχούν στα σημεία άνω και κάτω 3db, ο παράγοντας επιλεκτικότητας εκφράζεται από τη σχέση:

$$Q_0 = \frac{F_0}{F_2 - F_1}$$

8.3.5. Παράγοντας Σχήματος (Shape Factor, SF).

Ο παράγοντας σχήματος είναι ο λόγος του πλάτους ζώνης συχνοτήτων ζώνης διακοπής προς το πλάτος ζώνης συχνοτήτων διέλευσης ζώνης σε φίλτρα διέλευσης ζώνης. Το πλάτος ζώνης συχνοτήτων διέλευσης ζώνης μετριέται συνήθως στα σημεία 3db και το πλάτος ζώνης διακοπής ζώνης συχνοτήτων διακοπής μετριέται σε ορισμένα σημεία εξασθένησης, όπως τα 40db.

8.3.6. Απώλεια Εισαγωγής (Insertion Loss, IL)

Απώλεια εισαγωγής είναι η ελάττωση στάθμης, σε db, στην έξοδο ενός φίλτρου σε σύγκριση με την στάθμη που μετριέται στα ίδια όρια πριν από την εισαγωγή του φίλτρου.

8.4. Ενεργά Φίλτρα.

Μπορούμε να κατασκευάσουμε εύκολα ενεργά φίλτρα που χρησιμοποιούνται στην περιοχή συνεχούς ρεύματος μέχρι 500kHz, με συνηθισμένους τελεστικούς ενισχυτές, ωμικές αντιστάσεις και πυκνωτές. Μπορούν να σχεδιασθούν έτσι ώστε να προσφέρουν απόδοση που να μπορεί να συγκριθεί με την απόδοση των φίλτρων LC. Σε πολύ μικρές συχνότητες, για τις οποίες δεν μπορούν να κατασκευαστούν φίλτρα LC, τα ενεργά φίλτρα δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Το μέγεθος των εξαρτημάτων μπορεί να κρατηθεί ελάχιστο με τις κατάλληλες τεχνικές σχεδίασης. Μπορούν να κατασκευαστούν κυκλώματα ενεργών φίλτρων με μικροηλεκτρονική τεχνολογία στην οποία τυπωμένα κυκλώματα RC συνδυάζονται με τσιπ τελεστικών ενισχυτών. Στη συνέχεια, αν χρειάζεται ρύθμιση των εξαρτημάτων χρησιμοποιείται μικρομετρική τροποποίηση με την βοήθεια laser.

Μπορούμε να πετύχουμε Q διέλευσης ζώνης με τιμή μερικές εκατοντάδες στην χαμηλότερη περιοχή του φάσματος λειτουργίας όπου οι ενισχυτές έχουν μεγάλη

απολαβή ανοικτού βρόχου. Η ελάττωση της απολαβής ανοικτού βρόχου περιορίζει τα Q που μπορούμε να πάρουμε στις μεγαλύτερες συχνότητες.

Η σχεδίαση με ενεργά φίλτρα επιτρέπει μεγαλύτερη ευελιξία απ' ό,τι η σχεδίαση με φίλτρα LC. Μπορούμε να πετύχουμε την επιθυμητή σύνθετη αντίσταση εισόδου και εξόδου που να είναι ανεξάρτητη από την συχνότητα. Τέλος μπορούμε να έχουμε και απολαβή τάσης.

8.5. Συναρτήσεις απόκρισης.

8.5.1. Απόκριση Butterworth.

Τα φίλτρα χαμηλής διέλευσης Butterworth είναι ίσως η ποικιλία που χρησιμοποιείται περισσότερο. Η απόκριση συχνότητας είναι πολύ επίπεδη στο μέσο της ζώνης διέλευσης και στρογγυλεμένη κοντά στην αποκοπή. Πέρα από το σημείο 3db η ταχύτητα εξασθένησης αυξάνει και στο τέλος φθάνει το n φορές τα 6db ανά οκτάβα. Για παράδειγμα, ένα φίλτρο χαμηλής διέλευσης με $n=3$, θα αύξανε την εξασθένησή του κατά 18db στην ζώνη διακοπής κάθε φορά που θα διπλασιαζόταν η ταχύτητα. Τα φίλτρα Butterworth κατασκευάζονται εύκολα επειδή οι τιμές των εξαρτημάτων τους είναι περισσότερο προσιτές από τις τιμές άλλων τύπων και λιγότερο κρίσιμες στις ανοχές των εξαρτημάτων.

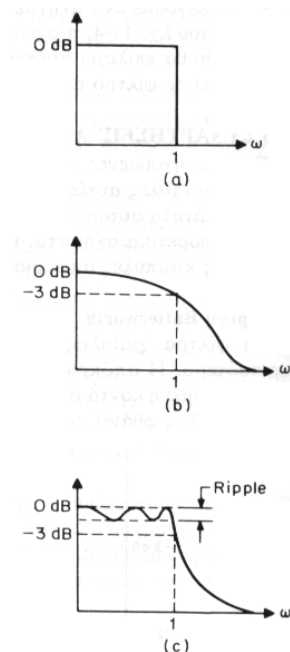
Στο σχήμα 8-2 φαίνεται μια οικογένεια ανηγμένων καμπύλων εξασθένησης για μέχρι $n=10$. Οι διπλές καμπύλες εμφανίζουν τα ενισχυμένα χαρακτηριστικά της ζώνης διέλευσης καθώς και την εξασθένηση της ζώνης διακοπής.

8.5.2. Απόκριση Chebyshev.

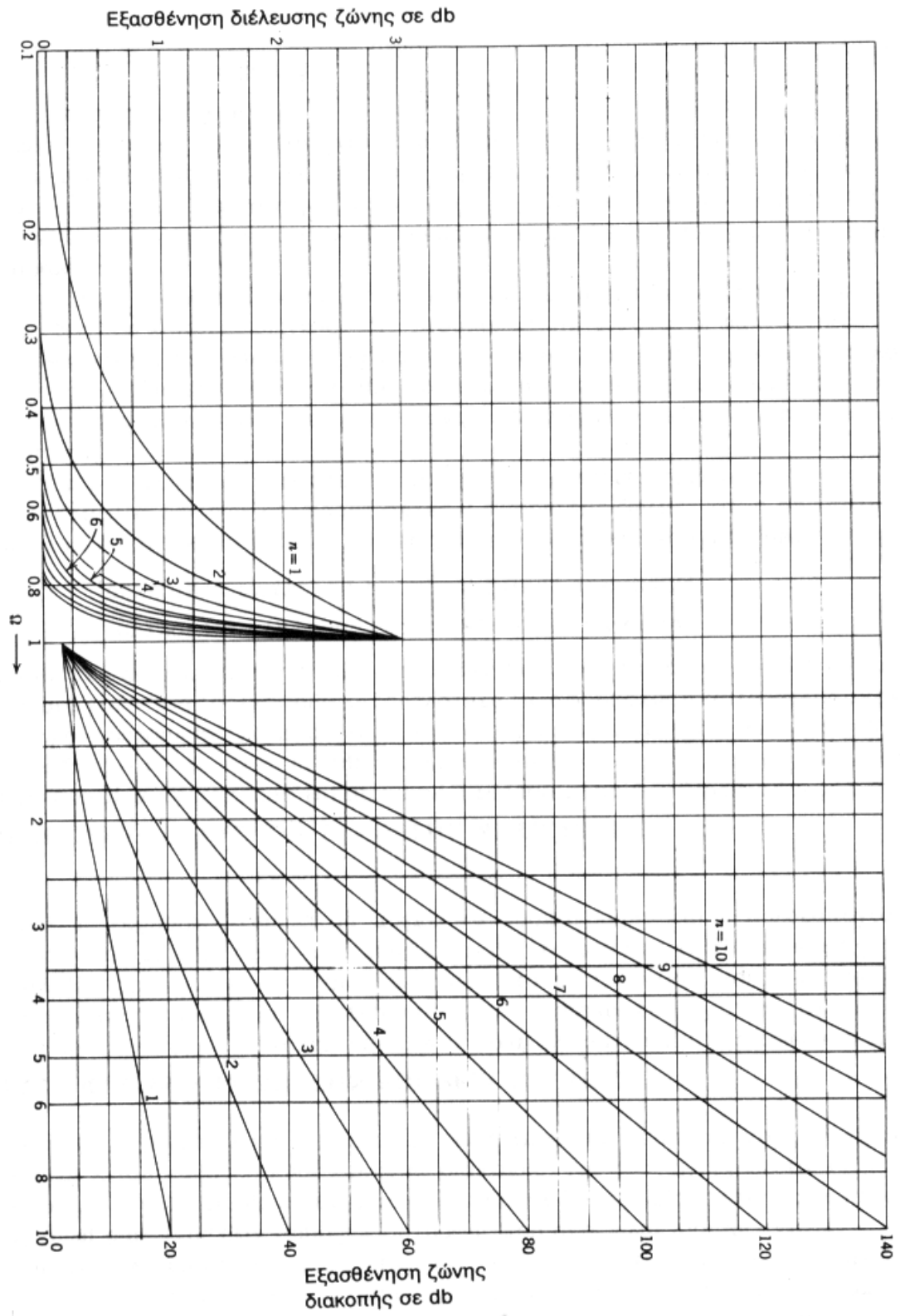
Στο σχήμα 8-3a φαίνεται ένα ιδανικό ανηγμένο φίλτρο χαμηλής διέλευσης. Το φίλτρο δεν έχει εξασθένηση στην περιοχή από συνεχές ρεύμα μέχρι 1 rad και έχει άπειρη εξασθένηση πάνω από το 1 rad.

Στο σχήμα 8-3c φαίνεται η προσέγγιση Chebyshev για ένα ιδανικό φίλτρο χαμηλής διέλευσης. Η απόκριση στην περιοχή αποκοπής είναι περισσότερο ορθογώνια και η ταχύτητα καθόδου προς την ζώνη διακοπής είναι μεγαλύτερη. Αυτά τα χαρακτηριστικά λαμβάνονται σε βάρος διακυμάνσεων που επιτρέπονται στην απόκριση ζώνης και ονομάζονται κυμάτωση ζώνης διέλευσης.

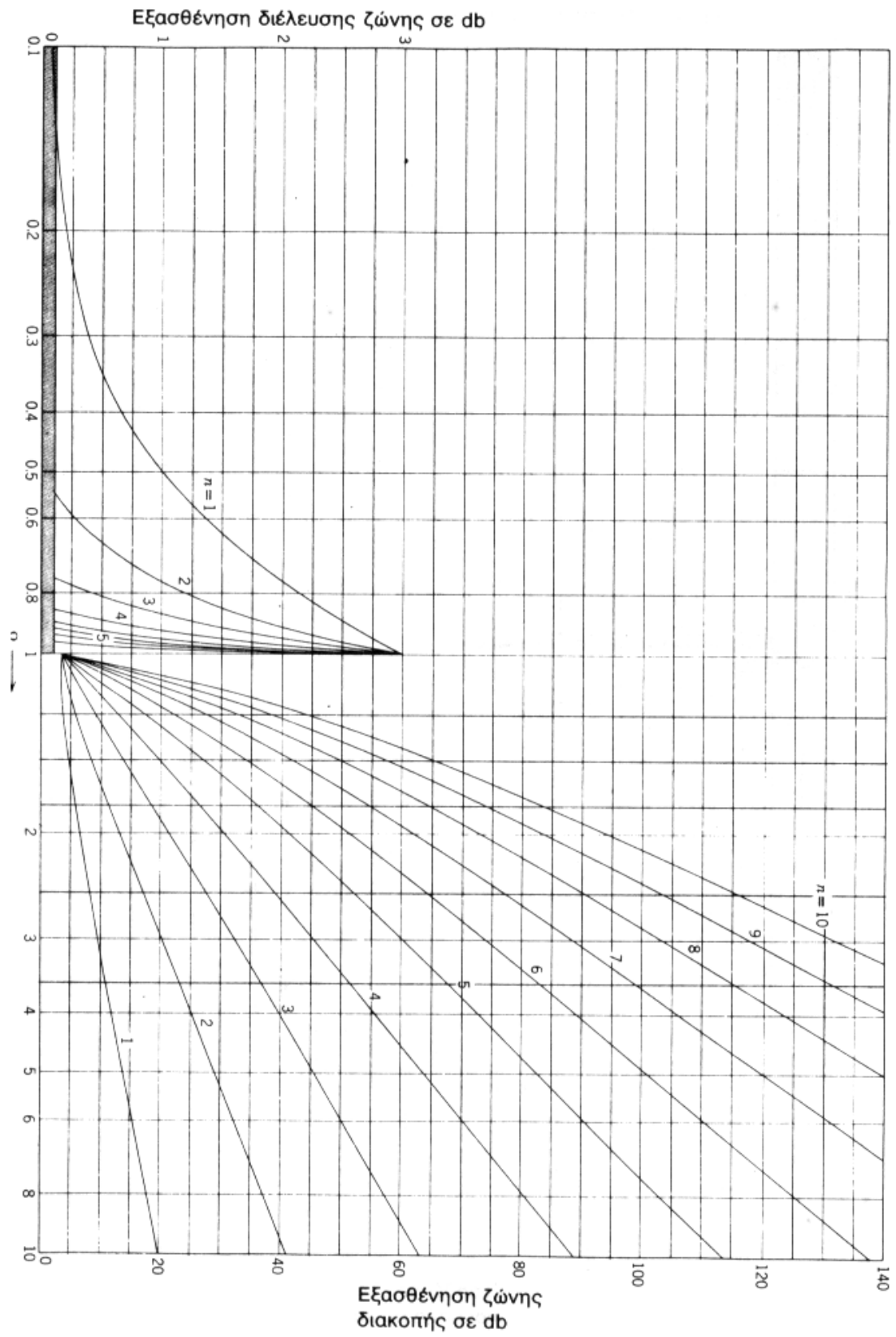
Τα φίλτρα Chebyshev έχουν περισσότερο κρίσιμη κατασκευή από την οικογένεια Butterworth και μεγαλύτερη ευαισθησία στις ανοχές των εξαρτημάτων. Όσο μεγαλύτερη είναι η κυμάτωση, τόσο περισσότερο απότομη είναι η κλίση του φίλτρου σε μία δεδομένη τάξη φίλτρου, αλλά το κύκλωμα γίνεται περισσότερο κρίσιμο. Στην πρώτη οκτάβα η εξασθένηση ξεπερνά τις n φορές τα 6db ανά οκτάβα. Τα σχήματα 8-4 και 8-5 περιέχουν τις ανηγμένες καμπύλες εξασθένησης για φίλτρα Chebyshev με κυματώσεις 0.1 και 0.5db.



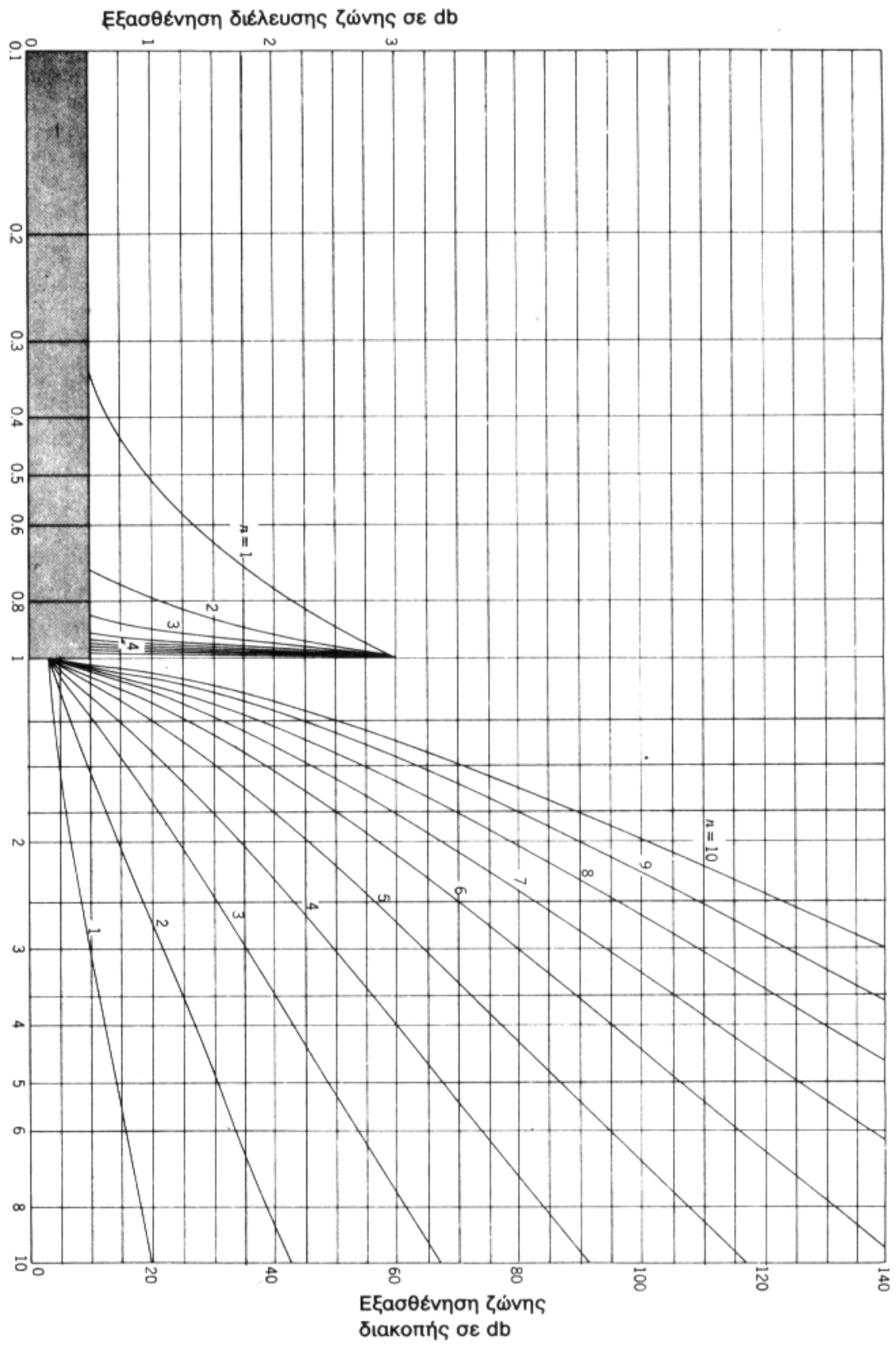
Σχήμα 8-3



Σχήμα 8-2



Σχήμα 8-4

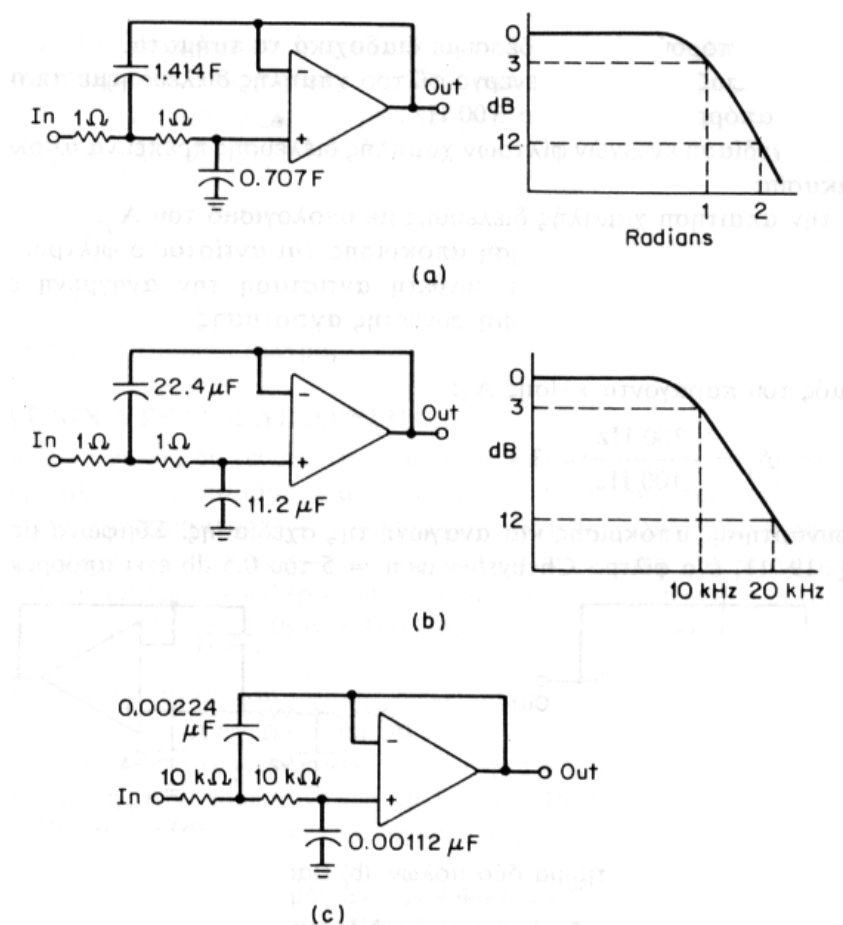


Σχήμα 8-5

8.6. Σχεδίαση ενεργών φίλτρων.

8.6.1. Μετατόπιση συχνότητας και σύνθετης αντίστασης.

Η απόκριση συχνότητας ενός ενεργού φίλτρου μπορεί να μετατοπισθεί σε διαφορετική περιοχή συχνότητας, με διαίρεση των τιμών της αντίστασης και του πυκνωτή με τον FSF. Ο FSF είναι ο λόγος μιας συγκεκριμένης συχνότητας αναφοράς της απαιτούμενης κλιμακωμένης απόκρισης προς την αντίστοιχη συχνότητα του υπάρχοντος φίλτρου.



Σχήμα 8-6

Στο σχήμα 8-6α φαίνεται ένα ανηγμένο ενεργό φίλτρο χαμηλής διέλευσης και η αντίστοιχη απόκρισή του. Όταν το σημείο 3db κλιμακωθεί από 1 rad σε 10kHz, με $\text{FSF}=62800$, θα έχουμε το κύκλωμα του σχήματος 8-6b.

Αν και το κύκλωμα του σχήματος 8-6b έχει την επιθυμητή απόκριση, οι τιμές δεν είναι πραγματικές. Αν οι αντιστάσεις πολλαπλασιασθούν με τον παράγοντα Z και οι πυκνωτές διαιρεθούν δια του ίδιου παράγοντα, το κύκλωμα μπορεί να κλιμακωθεί σε σύνθετη αντίσταση χωρίς να αλλάξει η απόκριση συχνότητας. Αν χρησιμοποιηθεί $Z=10.000$ θα έχουμε το τελικό κύκλωμα του σχήματος 8-6c.

Η κλιμάκωση σε συχνότητα και σύνθετη αντίσταση μπορούν να συνδυαστούν, με αποτέλεσμα τους παρακάτω τύπους:

$$C = \frac{\alpha \nu \eta \gamma \mu \acute{\epsilon} \nu \omicron _ C}{Z \cdot F S F}$$
$$R = \alpha \nu \eta \gamma \mu \acute{\epsilon} \nu \omicron _ R \cdot Z$$

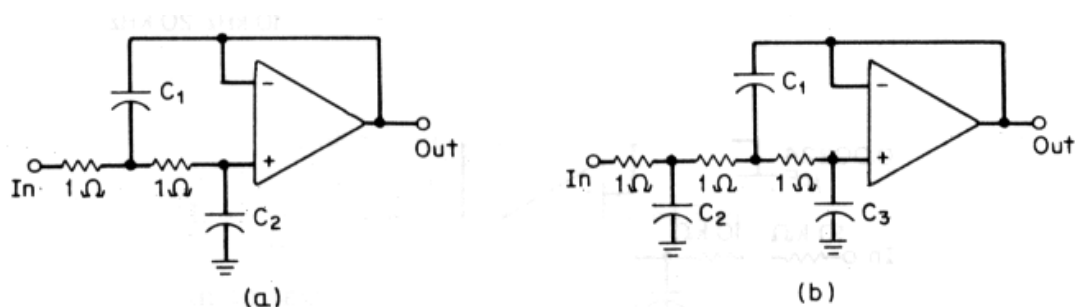
Στη συνέχεια ακολουθεί ο τρόπος σχεδίασης μόνο των φίλτρων χαμηλής διέλευσης και των φίλτρων απόρριψης ζώνης στενής εγκοπής (Notch Filter), διότι μόνο αυτά χρησιμοποιούνται στην περίπτωση του ηλεκτροκαρδιογράφου.

8.6.2. Σχεδίαση φίλτρων χαμηλής διέλευσης.

Για να σχεδιαστεί ένα ενεργό φίλτρο χαμηλής διέλευσης, πρέπει πρώτα να αναχθούν οι απαιτήσεις. Στη συνέχεια επιλέγουμε μια κατάλληλη συνάρτηση απόκρισης. Οι πίνακες 8-1 και 8-2 περιέχουν ανηγμένες τιμές ενεργών φίλτρων χαμηλής διέλευσης που αντιστοιχούν σε κάθε συνάρτηση απόκρισης. Για να πάρουμε το απαιτούμενο φίλτρο, κλιμακώνουμε το ανηγμένο φίλτρο χαμηλής διέλευσης σε συχνότητα και σύνθετη αντίσταση, στην απαιτούμενη συχνότητα αποκοπής και σε κατάλληλη τιμή σύνθετης αντίστασης.

Φίλτρα μόνον πόλων.

Τα ανηγμένα φίλτρα χαμηλής διέλευσης μόνον πόλων αποτελούνται από συνδυασμούς των τμημάτων δύο πόλων και τριών πόλων του σχήματος 8-7. Αν η τάξη n του φίλτρου είναι άρτιος αριθμός, χρησιμοποιούνται $n/2$ τμήματα δύο πόλων. Αν το n είναι περιττό, χρειάζονται $(n-3)/2$ τμήματα δύο πόλων και ένα τμήμα τριών πόλων. Κάθε τμήμα έχει απολαβή ίση με τη μονάδα σε συνεχές ρεύμα και ίσως έχει απόκριση σε μία οξεία κορυφή στη ζώνη διέλευσης. Η σύνθετη απόκριση όλων των τμημάτων δίνει την συνάρτηση απόκρισης που θέλουμε. Ο τελεστικός ενισχυτής έχει σύνθετη αντίσταση εξόδου σχεδόν μηδέν και έτσι μπορούμε να συνδέσουμε διαδοχικά τμήματα.



Σχήμα 8-7

Για την σχεδίαση των ενεργών φίλτρων χαμηλής διέλευσης πρέπει να ακολουθήσουμε την παρακάτω διαδικασία:

1. Ανάγουμε την απαίτηση χαμηλής διέλευσης σε υπολογισμό του A_s .
2. Επιλέγουμε ικανοποιητική συνάρτηση απόκρισης και αντίστοιχο φίλτρο.
3. Κλιμακώνουμε σε συχνότητα και σύνθετη αντίσταση την ανηγμένη σχεδίαση στην επιθυμητή αποκοπή και σε κατάλληλη τιμή σύνθετης αντίστασης.

Τάξη N	C ₁	C ₂	C ₃
2	1.414	0.7071	
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082 2.613	0.9241 0.3825	
5	1.753 3.235	1.354 0.3090	0.4214
6	1.035 1.414 3.863	0.9660 0.7071 0.2588	
7	1.531 1.604 4.493	1.336 0.6235 0.2225	0.4885
8	1.020 1.202 1.800 5.125	0.9809 0.8313 0.5557 0.1950	
9	1.455 1.305 2.000 5.758	1.327 0.7661 0.5000 0.1736	0.5170
10	1.012 1.122 1.414 2.202 6.390	0.9874 0.8908 0.7071 0.4540 0.1563	

Πίνακας 8-1 Ανηγμένες τιμές ενεργών φίλτρων Butterworth χαμηλής διέλευσης.

Τάξη N	C ₁	C ₂	C ₃
2	1.638	0.6955	
3	6.653	1.825	0.1345
4	1.900 4.592	1.241 0.2410	
5	4.446 6.810	2.520 0.1580	0.3804
6	2.553 3.487 9.531	1.776 0.4917 0.1110	
7	5.175 4.546 12.73	3.322 0.3331 0.08194	0.5693
8	3.270 3.857 5.773 16.44	2.323 0.6890 0.2398 0.06292	
9	6.194 4.678 7.170 20.64	4.161 0.4655 0.1812 0.04980	0.7483
10	4.011 4.447 5.603 8.727 25.32	2.877 0.8756 0.3353 0.1419 0.04037	

Πίνακας 8-2 Ανηγμένες τιμές ενεργών φίλτρων Chebyshev χαμηλής διέλευσης με κυμάτωση 0.1db.

8.6.3. Ζωνοπερατό φίλτρο με αποκοπή στα 0.05Hz - 100Hz.

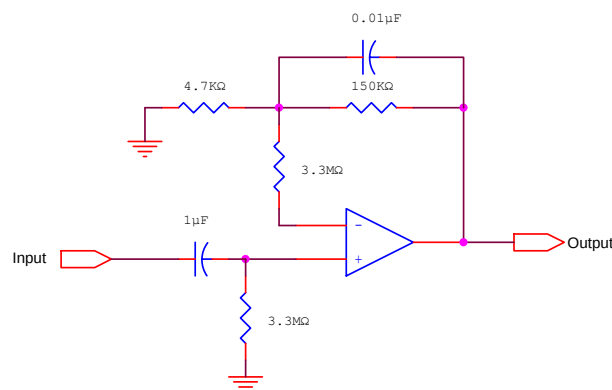
Σκοπός αυτού του φίλτρου είναι πρώτον η ac σύζευξη της βαθμίδας του βιοδυναμικού προενισχυτή με τις υπόλοιπες βαθμίδες και δεύτερον η αποκοπή όλων των παρασιτικών συχνοτήτων πάνω από τα 100Hz. Το σχηματικό διάγραμμα φαίνεται παρακάτω στο σχήμα 8-8.

Ο πρώτος σκοπός πραγματοποιείται με τη χρήση ενός υψιπερατού φίλτρου, με συχνότητα αποκοπής τα 0.05Hz, που υλοποιείται με τη χρήση ενός πυκνωτή 1μF και μιας αντίστασης 3.3MΩ.

Την αποκοπή των παρασιτικών συχνοτήτων, που είναι μεγαλύτερες από 100Hz, αναλαμβάνει ο πυκνωτής 0.01μF που βρίσκεται παράλληλα με την αντίσταση των 150KΩ.

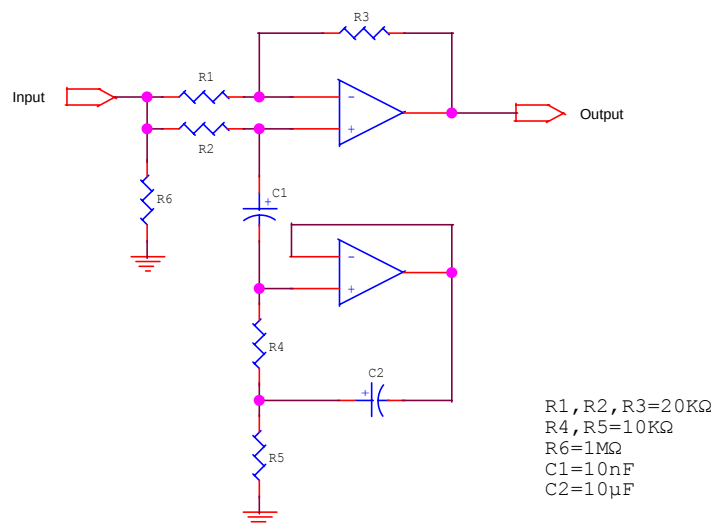
Τέλος το ενεργό αυτό φίλτρο έχει κέρδος ίσο με 32 που ορίζεται από το λόγο των αντιστάσεων 150KΩ/4.7KΩ, ενώ η αντίσταση των 3.3MΩ χρησιμοποιείται για την εξισορρόπηση των ρευμάτων πόλωσης του τελεστικού ενισχυτή.

1rd Order Bandpass Filter (-3db 0.05-100Hz)



Σχήμα 8-8

8.6.4. Σχεδίαση φίλτρου σχισμής (Notch Filter) στα 50Hz.



Σχήμα 8-9

Η κατασκευή αυτού του τύπου φίλτρου σχισμής, χαρακτηρίζεται από το μεγάλο πλεονέκτημα ότι η χαρακτηριστική συχνότητα δεν εξαρτάται από τους πυκνωτές αλλά αποκλειστικά και μόνο από τις αντιστάσεις και τους τελεστικούς ενισχυτές. Με τη χρήση αντιστάσεων μικρής ανοχής και τελεστικών με μεγάλη απόρριψη κοινού σήματος, μπορούμε να πετύχουμε ικανοποιητικά αποτελέσματα. Καθοριστικό ρόλο για την επιτυχία της κατασκευής παίζουν οι δύο αντιστάσεις R_4 και R_5 που θα πρέπει να έχουν άθροισμα $20\text{k}\Omega$. Η χαρακτηριστική συχνότητα εξαρτάται από το γινόμενο $R_4 R_5$ και είναι ίση με:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_4 \cdot R_5}}$$

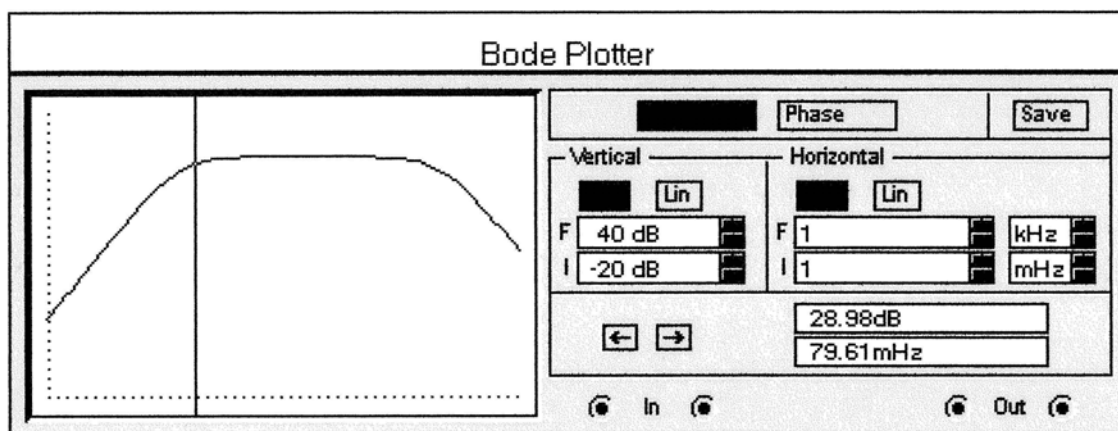
Ο υπολογισμός των αντιστάσεων γίνεται έχοντας τον κανόνα $R_1=R_2=R_3$ και $R_4=R_5=R_1/2$. Η ποιότητα του φίλτρου είναι θεωρητικά ανάλογη του λόγου C_1/C_2 , όμως λόγω των απωλειών του διηλεκτρικού των πυκνωτών είναι συνήθως λίγο μικρότερη.

Με χαρακτηριστική συχνότητα 50 Hz και $C_2=10\mu\text{F}$ η θεωρητική τιμή για τον C_1 είναι $10,132\text{ nF}$ (πρακτικά χρησιμοποιήθηκε πυκνωτής 10 nF). Η R_6 φροντίζει ώστε η είσοδος του ολοκληρωμένου να είναι γειωμένη ακόμα και όταν δεν υπάρχει πηγή σήματος. Τέλος για την καλύτερη ρύθμιση στη συχνότητα του φίλτρου χρησιμοποιήθηκε μεταβλητή αντίσταση $10\text{ k}\Omega$ στη θέση της R_5 .

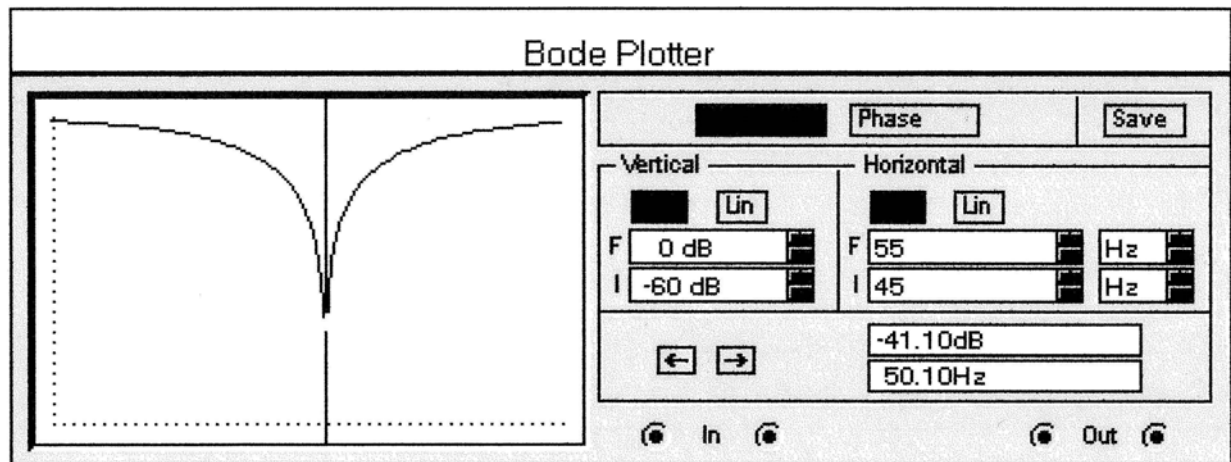
8. 6.5. Καμπύλες απόκρισης των φίλτρων

Παρακάτω δίνονται οι καμπύλες απόκρισης των δύο προηγούμενων φίλτρων που έχουν μελετηθεί.

Ζωνοπερατό Φίλτρο (Bandpass Filter)



Φίλτρο Σχισμής (Notch Filter)



9. Ο ΜΙΚΡΟΕΛΕΓΚΤΗΣ.

9.1. Ο σκοπός της χρήσης του μικροελεγκτή.

Αρχικός σκοπός του μικροελεγκτή είναι να μετατρέψει το αναλογικό σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε ψηφιακό, αυτό επιτυγχάνεται μέσω του ADC που υπάρχει ενσωματωμένος στον μικροελεγκτή. Αφού το σήμα μετατραπεί σε ψηφιακό πρέπει να υποστεί ένα είδος συμπίεσης για να μικρύνει ο όγκος της πληροφορίας που πρέπει να υποστεί επεξεργασία. Ο ADC παράγει δείγματα των 10bit ενώ τελικά χρησιμοποιούνται τα 8 MSBits.

Μετά την επεξεργασία των δειγμάτων και αφού έχει ρυθμιστεί το UART, που είναι ενσωματωμένο και αυτό στο ίδιο ολοκληρωμένο κύκλωμα, η πληροφορία αποστέλλεται μέσω της σειριακής θύρας RS232 στον υπολογιστή.

Επίσης χρησιμοποιείται και για τον έλεγχο δύο push button, από τα οποία το ένα χρησιμοποιείται για Start button και το άλλο για Stop button. Αυτά τα δύο button καθορίζουν πότε θα ξεκινήσει η μετατροπή - επεξεργασία - αποστολή και πότε θα σταματήσει.

9.2. Περιγραφή μικροελεγκτή.

Ο AT90S8535 της ATMEL είναι ένας χαμηλής ισχύος CMOS, 8bit μικροελεγκτής βασισμένος στην AVR, βελτιωμένη RISC, αρχιτεκτονική. Εκτελώντας τις πιο πολλές εντολές μέσα σε ένα κύκλο μηχανής, ο AT90S8535 μπορεί να πετύχει ταχύτητες επεξεργασίας μέχρι 1MIPS/MHz, επιτρέποντας στον σχεδιαστή του συστήματος να καθορίσει την ταχύτητα επεξεργασίας συναρτήσει της κατανάλωσης που επιθυμεί.

Ο AVR πυρήνας συνδυάζει ένα πλούσιο περιεχόμενο εντολών με 32 καταχωρητές γενικής χρήσης. Και οι 32 καταχωρητές είναι απ' ευθείας συνδεδεμένοι στην ALU, επιτρέποντας σε μία εντολή που εκτελείται σε ένα κύκλο μηχανής να έχει πρόσβαση σε 2 ανεξάρτητους καταχωρητές. Η παρούσα αρχιτεκτονική είναι πιο αποδοτική όσον αφορά τον κώδικα και επίσης επιτυγχάνει μέχρι και 10 φορές μεγαλύτερη ταχύτητα επεξεργασίας απ' ό,τι οι συμβατικοί CISC μικροελεγκτές.

Ο AT90S8535 έχει της εξής δυνατότητες: 8K bytes εσωτερικά προγραμματιζόμενης μνήμης Flash, 512 bytes EEPROM, 512 bytes SRAM, 32 γενικής χρήσης γραμμές εισόδων/εξόδων, RTC, 3 Timer/Counter, εσωτερικά και εξωτερικά interrupts, προγραμματιζόμενο σειριακό UART, 8 καναλιών, 10bit ανάλυσης ADC, προγραμματιζόμενο Watchdog Timer με εσωτερικό ταλαντωτή, σειριακή είσοδο SPI και 3 επίπεδα Power Save.

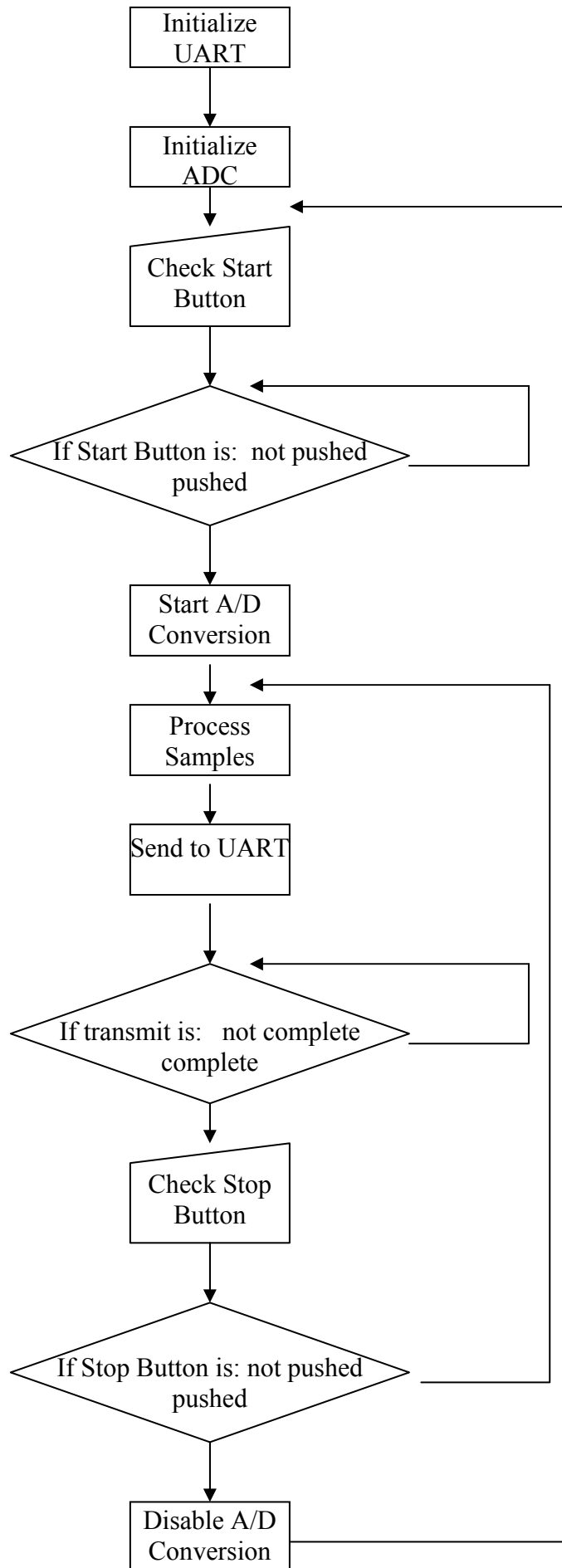
9.3. Διαδικασία προγραμματισμού του μικροελεγκτή.

Αρχικά σχεδιάζουμε το διάγραμμα ροής του προγράμματος του μικροελεγκτή βάση του οποίου θα γράψουμε τον κώδικα σε Assembly.

Το πρόγραμμα έχει την εξής λογική:

1. Προγραμματίζουμε το UART έτσι ώστε να λειτουργεί στα 19200 bps και ενεργοποιούμε την λειτουργία transmit.
2. Προγραμματίζουμε τον ADC έτσι ώστε να τον ενεργοποιήσουμε και να ρυθμίσουμε το ρολόι του στα 31250 Hz που είναι και η συχνότητα δειγματοληψίας.
3. Ελέγχουμε την είσοδο στην οποία είναι τοποθετημένος ο διακόπτης Start.
4. Αν δεν έχει πατηθεί τότε περιμένουμε μέχρι να πατηθεί και συνεχίζουμε στην επόμενη εντολή.
5. Ξεκινά η μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό.
6. Επεξεργαζόμαστε την ψηφιακή πληροφορία.
7. Στέλνουμε το κάθε επεξεργασμένο δείγμα στο UART έτσι ώστε να σταλεί στον υπολογιστή.
8. Περιμένουμε μέχρι να ολοκληρωθεί η αποστολή του δείγματος
9. Ελέγχουμε την είσοδο στην οποία είναι τοποθετημένος ο διακόπτης Stop.
10. Αν δεν έχει πατηθεί τότε περιμένουμε μέχρι να πατηθεί και συνεχίζουμε στην επόμενη εντολή.
11. Απενεργοποιούμε τον ADC και επιστρέφουμε στο βήμα 3.

Πιο κάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής του συγκεκριμένου προγράμματος.



```
.include "8535def.inc"
```

```
.cseg
```

```
.org $0000
```

```
rjmp InitUART
```

```
InitUART:
```

```
LDI ZL,12
```

```
STS $29,ZL
```

```
LDI ZL,0b00001000
```

```
STS $2A,ZL
```

```
InitADC:
```

```
LDI ZL,0b10100111
```

```
STS $26,ZL
```

```
Start:
```

```
LDS R0,$30 ;Check for Start Button
```

```
SBRC R0,7 ;If there is Start, skip
```

```
RJMP Start
```

```
LDI ZL,0b11100111 ;Start Conversion
```

```
STS $26,ZL
```

```
Pack:
```

```
LDS R2,$24
```

```
LDS R3,$25
```

```
SWAP R3
```

```
LSL R3
```

```
LSL R3
```

```
LSR R2
```

```
LSR R2
```

```
OR R3,R2
```

```
STS $2C,R3 ;Load Data to UART
```

```
Wait:
```

```
LDS R4,$2B ;Load Uart Status Register to R4
```

```
SBRs R4,5 ;If Transmit is Complete, skip
```

```
RJMP Wait
```

```
LDS R4,$30 ;Check for Stop Button
```

```
SBRC R4,6 ;If there is Stop, skip
```

```
RJMP Pack
```

```
LDI ZL,0b00100111 ;Disable ADC
```

```
STS $26,ZL
```

```
RJMP InitADC
```

```
+00000000: C000  RJMP  +0x0000      ; Destination: 0x000001 •
+00000001: E0EC  LDI   R30,0x0C      ; 0x0C = 0b00001100 = 12 •
+00000002: 93E00029 STS   0x0029,R30 •
+00000004: E0E8  LDI   R30,0x08      ; 0x08 = 0b00001000 = 8 •
+00000005: 93E0002A STS   0x002A,R30 •
+00000007: EAE7  LDI   R30,0xA7      ; 0xA7 = 0b10100111 = 167 •
+00000008: 93E00026 STS   0x0026,R30 •
+0000000A: 90000030 LDS   R0,0x0030 •
+0000000C: FC07  SBRC  R0,7 •
+0000000D: CFFC  RJMP  -0x0004      ; Destination: 0x00000A •
+0000000E: EEE7  LDI   R30,0xE7      ; 0xE7 = 0b11100111 = 231 •
+0000000F: 93E00026 STS   0x0026,R30 •
+00000011: 90200024 LDS   R2,0x0024 •
+00000013: 90300025 LDS   R3,0x0025 •
+00000015: 9432  SWAP  R3 •
+00000016: 0C33  ADD   R3,R3 •
+00000017: 0C33  ADD   R3,R3 •
+00000018: 9426  LSR   R2 •
+00000019: 9426  LSR   R2 •
+0000001A: 2832  OR   R3,R2 •
+0000001B: 9230002C STS   0x002C,R3 •
+0000001D: 9040002B LDS   R4,0x002B •
+0000001F: FE45  SBRS  R4,5 •
+00000020: CFFC  RJMP  -0x0004      ; Destination: 0x00001D •
+00000021: 90400030 LDS   R4,0x0030 •
+00000023: FC46  SBRC  R4,6 •
+00000024: CFEC  RJMP  -0x0014      ; Destination: 0x000011 •
+00000025: E2E7  LDI   R30,0x27      ; 0x27 = 0b00100111 = 39 •
+00000026: 93E00026 STS   0x0026,R30 •
+00000028: CFDE  RJMP  -0x0022      ; Destination: 0x000007
```

10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

10.1 Ελληνική Βιβλιογραφία

1. Εργαστηριακές Ασκήσεις Φυσιολογίας, Μ. Λυμπέρη – Μ. Μαξιμιάδης – Ι. Ρούκας, Εδόσεις Λύχνος, Αθήνα 1993.
2. Θεωρία και Εφαρμογές της Ηλεκτροτεχνολογίας στη Βιοϊατρική, Δ. Κουτσούρης Καθηγητής Ε.Μ.Π. - Δ. Γιόβα Αναπ. Καθηγήτρια Ε.Μ.Π. , Εκδόσεις Ε.Μ.Π. , Αθήνα 1997.
3. Ολοκληρωμένη Ηλεκτρονική Τόμοι Α και Β, Jacob Millman – Χρήστου Χαλκιά, Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1993.
4. Μικροηλεκτρονικά κυκλώματα Τόμοι Α και Β, Sedra-Smith, Εκδόσεις Παπασωτηρίου, Αθήνα 1994.
5. Σχεδίαση Ηλεκτρονικών Φίλτρων, Χ. Χαλκιά – Γ. Παπανάνου, Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1987.
6. Φίλτρα LC, Ενεργά, Διακοπτόμενων πυκνωτών, Σ.Α. Πακτίτη, Εκδόσεις ΙΩΝ, Αθήνα 1995.
7. Εγχειρίδιο Ηλεκτρονικής, Kaufman – Seidman, Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη 1992.
8. Μικροεπεξεργαστές Αρχές και Εφαρμογές, Gilmore, Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη 1996.

10.2 Ξένη Βιβλιογραφία

1. The theoretical basis of electrocardiology, C.V. Nelson – D.B. Geselowitz, Claradon Press, Oxford 1976.
2. Programmable-Gain Instrumentation Amplifiers, Burr Brown Application Bulletin by D. Jones – M. Stitt, U.S.A. 1992.
3. Understanding Operational Amplifier Specifications, Texas Instruments, Texas 1998.
4. INA 118 Precision Instrumentation Amplifier Data Book, Burr Brown, U.S.A. 1998
5. OPA2604 General Purpose Operational Amplifier Data Book, Burr Brown, U.S.A. 1998.
6. AT90S8535 microcontroller Data Book, Atmel, U.S.A. 1997
7. Anatomy and Physiology ,Third Edition ,Thibodean Patton -Mosby