



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ

Αθανάσιος Χ. Κόκκινος

Επιβλέπων : Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης  
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Μήνας Έτος





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αθανάσιος Χ. Κόκκινος

Επιβλέπων : Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης

Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 31<sup>η</sup> Μήνα Έτος

.....  
Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης  
Καθηγητής ΕΜΠ

.....  
Κωνσταντίνα Νικήτα  
Καθηγήτρια ΕΜΠ

.....  
Όνομα μέλους δεπ  
Ιδιότητα

Αθήνα, μήνας έτος

.....  
Αθανάσιος Χ. Κόκκινος

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

Copyright ©Αθανάσιος Χ. Κόκκινος  
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.



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Σ αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα ορισμένα άτομα η βοήθεια των οποίων αποδείχτηκε πολύτιμη για την περάτωση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας. Κατ' αρχήν τον Καθηγητή κ. Δημήτρη Κουτσούρη ο οποίος μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με το παρών θέμα καθώς επίσης και για την παροχή εξαιρετικού συγγραφικού υλικού τόσο του ίδιου όσο και ξένης βιβλιογραφίας πάνω στην οποία βασίστηκε η όλη ανάπτυξη της εργασίας. Οι πληροφορίες που αντλήθηκαν από τις πηγές αυτές είναι πολύτιμες και δίνουν το έναυσμα για την εκτενέστερη αναζήτηση γύρω από ζητήματα της βιοϊατρικής επιστήμης. Στην συνέχεια τον διδάκτορα κ. Πέτρο Τουμπανιάρη για την άρτια επίβλεψη, καθοδήγηση και την συμβολή του στην δόμηση και τον συντονισμό της εργασίας αυτής δημιουργώντας μια ποιοτική και ευχάριστη συνεργασία. Επίσης τον κύριο Απόστολο Νικολάου της εταιρίας Argow για την ευγενική χορήγηση φυλλαδίων τεχνικών χαρακτηριστικών διαφόρων συσκευών που είχαν άμεση σχέση με την εργασία. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την συμπαράσταση κατά την διάρκεια δημιουργίας του παρόντος πονήματος.



## **ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η παρουσίαση της διαδικασίας επεξεργασίας βιολογικού σήματος, με τη βοήθεια μαθηματικών και τεχνικών διεργασιών, που προέρχεται από την ανθρώπινη καρδιά και η αξιοποίηση του με στόχο την ακριβέστερη διάγνωση και πρόληψη σοβαρών παθήσεων. Επίσης γίνεται εκτενής αναφορά σε διάφορες σύγχρονες μεθόδους διάγνωσης με εφαρμογή στην καρδιολογία και οι οποίες ακολουθούνται σε μεγάλο βαθμό από τους γιατρούς. Κρίνεται σκόπιμο ταυτόχρονα να δοθεί έμφαση σε ορισμένες δομικές συσκευές αυτών των τεχνολογιών διάγνωσης, να γίνει παρουσίαση των τεχνικών τους χαρακτηριστικών με βάση τις συστάσεις που τα συνοδεύουν στο εμπόριο, και τελικά να αναλυθούν βασικά ηλεκτρονικά κυκλώματα που αποτελούν αναπόσπαστο μέρος κάθε συσκευής ανίχνευσης και απεικόνισης βιολογικού σήματος.

## **ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ**

Βιολογικό σήμα, θεώρημα δειγματοληψίας, ηλεκτροκαρδιογράφημα, υπέρηχοι, Doppler, MRI, CT, καθετηριασμός, Swan-Ganz, ψηφιακή επεξεργασία σήματος, πίεση πνευμονικής αρτηρίας, βηματοδότηση, ΗΚΓ Holter, DAC, ADC





**ABSTRACT**

The purpose of this thesis is the presentation of biological signal processing, with the contribution of mathematical and technical procedures, which results from human heart and its' exploitation aiming to the most accurate discernment and prevention from serious diseases.

It was also done an extensive reference to modern methods of diagnosis applied in cardiology which are now being followed by doctors.

Simultaneously was judged as very important topic to emphasize in main devices of new discernment technologies , with reports at their technical characteristics according to the recommendations which accompany them to market, and finally to analyze some basic electronic circuits which are inseparable parts of every biological signal tracking and imaging device

**KEY WORDS**

Biological signal, electrocardiogram, ultrasounds, Doppler, MRI, CT, catheterism, Swan-Ganz, digital signal processing, pulmonary artery pressure, pacemaker, Holter electrocardiogram, DAC, ADC

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>13</b>
<b>1<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....</b>	<b>14</b>
1.1 ΒΑΛΒΙΔΕΣ.....	15
1.2 ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ.....	16
1.3 ΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	17
<b>2<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΒΙΟΛΟΓΙΚΟ ΣΗΜΑ.....</b>	<b>19</b>
2.1 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ.....	19
2.2 ΛΗΨΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	20
2.3 ΤΟ ΘΕΩΡΗΜΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑΣ.....	22
<b>3<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ.....</b>	<b>26</b>
3.1 ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΠΑΛΜΟΣ.....	26
3.2 ΔΙΑΣΤΟΛΗ Κ' ΣΥΣΤΟΛΗ.....	27
3.3 ΣΗΜΑ ΑΠΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ.....	28
3.4 ΔΙΑΔΡΟΜΗ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	29
3.5 ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΗΚΓ.....	29.
3.6 ΤΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ ΚΑΙ Η ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΤΟΥΣ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΣΩΜΑ.....	30.
3.7 ΓΕΝΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΥΠΟΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ.....	31
3.8 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΠΟΥ ΕΜΦΑΝΙΖΟΝΤΑΙ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ.....	33
3.9 ΚΟΡΕΣΜΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΕΝΙΣΧΥΤΗ.....	33
3.10 ΕΙΔΗ ΗΚΓ.....	35
<b>4<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΥΠΕΡΗΧΟΙ.....</b>	<b>39</b>
4.1 ΥΠΕΡΗΧΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ ΚΑΙ ΕΞΕΤΑΣΗ DOPPLER.....	42
4.2 DOPPLER.....	43
4.3 ΜΕ ΠΟΙΑ ΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΓΡΑΦΟΝΤΑΙ ΤΑ ΕΥΡΗΜΑΤΑ DOPPLER.....	44
4.4 ΣΥΝΕΧΟΜΕΝΟ ΚΥΜΑ DOPPLER.....	44
4.5 ΕΝΔΙΑΜΕΣΗ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ.....	45
4.6 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ.....	47
4.7 ΠΑΛΜΙΚΟ ΚΥΜΑ DOPPLER.....	48
4.8 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΟΡΓΑΝΩΝ.....	49
4.9 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	50
4.10 ΟΙΣΟΦΑΓΕΙΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	51
<b>5<sup>ο</sup> ΚΕΦ. Η ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΚΟΠΩΣΕΩΣ.....</b>	<b>53</b>
<b>6<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ Η' ΣΤ.....</b>	<b>56</b>
6.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΠΟΚΤΗΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	58

6.2 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	59
<b>7<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>61</b>
7.1 ΔΟΜΗ ΕΝΟΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ.....	62
7.2 ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ-ΔΙΑΔΡΟΜΗ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΕΞΟΔΟ.....	63
<b>8<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ-ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΕΣ ΘΩΡΑΚΑ.....</b>	<b>67</b>
<b>9<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΗΜΑ.....</b>	<b>69</b>
9.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΚΑΙ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ.....	69
9.2 ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ ΣΥΜΒΟΛΗ ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ.....	72
9.3 ΚΑΘΕΤΗΡΑΣ SWAN-GANZ.....	73
<b>10<sup>ο</sup> ΚΕΦ. Ο ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ ΚΑΙ Η ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ</b>	
<b>ΑΝΑΚΛΙΣΗΣ.....</b>	<b>76</b>
10.1 ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ.....	77
10.2 ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΑΝΑΚΛΙΣΗΣ.....	79
<b>11<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΡΑΔΙΟΪΣΟΤΟΠΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΣΤΗ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΚΑΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΚΑΙ</b>	
<b>ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΚΑΡΔΙΟΠΑΘΕΙΩΝ.....</b>	<b>83</b>
11.1 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ.....	85
<b>12<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΤΕΧΝΗΤΗ ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ.....</b>	<b>88</b>
12.1 ΤΕΧΝΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΣ ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣ.....	88
12.2 ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣ 2 ΚΟΙΛΟΤΗΤΩΝ (ΚΟΛΠΟΚΟΙΛΙΑΚΟΣ).....	91
12.3 ΑΥΤΟΜΑΤΟΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΟΣ ΑΠΙΝΙΔΩΤΗΣ.....	91
<b>13<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΤΟ ΗΚΓ HOLTER.....</b>	<b>94</b>
13.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΗΚΓ HOLTER.....	94
13.2 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΗΚΓ HOLTER.....	97
<b>14<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΥΨΙΣΥΧΝΟ ΡΕΥΜΑ ΣΤΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΑΡΡΥΘΜΙΩΝ.....</b>	<b>99</b>
14.1 ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΑΥΤΗΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ	
ΜΕ ΑΛΛΕΣ ΘΕΡΑΠΕΙΕΣ.....	101
<b>15<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΠΙΕΣΗ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ.....</b>	<b>102</b>
<b>16<sup>ο</sup> ΚΕΦ. ΧΡΗΣΙΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΚΥΚΛΩΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗΝ</b>	
<b>ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ.....</b>	<b>105</b>
16.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ 8-BIT D/A DAC0808/DAC0807/DAC0806.....	110
16.2 Analog to digital converter.....	111
16.3 Περιγραφή ADC.....	112
16.4 Ειδικό ADC.....	113
<b>ΕΠΙΛΟΓΟΣ.....</b>	<b>116</b>
<b>ΑΝΑΦΟΡΕΣ-ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>117</b>

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας σε όλους τους τομείς είναι κάτι που χαρακτηρίζει την σημερινή εποχή. Εξαίρεση δεν θα μπορούσε να αποτελεί ο χώρος της υγείας καθώς η αντιμετώπιση σοβαρών ασθενειών που εμφανίζονται ανά εποχή είναι μόνιμος προβληματισμός όλων των υπεύθυνων στον τομέα αυτό. Αναπόφευκτα γίνεται ολοένα και περισσότερη φανερή η ανάγκη για τεχνικές λύσεις σε υπαρκτά προβλήματα. Ιδιαίτερα στον τομέα της καρδιολογίας που μπορεί να συναντήσει κανείς παθήσεις που αξιώνουν λεπτομερείς επεμβατικές τεχνικές η ανάγκη αυτή κρίνεται επιτακτικότερη. Έτσι λοιπόν σημαντική συνεισφορά σε αυτά τα εγχειρήματα μπορεί να πει κανείς ότι έχουν κυρίως οι απεικονιστικές μέθοδοι που βασίζονται κυρίως στην εκπομπή διαφόρων ακτινοβολιών και οι οποίες έχουν αρχίσει να αναπτύσσονται εδώ και 4 δεκαετίες περίπου και συνεχίζουν την εξελικτική τους πορεία με την ανάπτυξη 3 νέων τεχνικών. Σημαντική είναι και η βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας καθώς μέσω αυτής παίρνουμε εικόνα για την εξεταζόμενη περιοχή στην καρδιά του ασθενούς. Επίσης οι προσπάθειες για καλύτερη διάγνωση έχουν επιτύχει και εξαιτίας της μεθόδου του καθετηριασμού ο οποίος και αυτός παρατίθεται στα επόμενα κεφάλαια. Σημαντικό ρόλο σε όλα αυτά παίζουν και αρκετές περιφερειακές συσκευές που μετρούν μεγέθη όπως αρτηριακή πίεση καθώς και άλλα μεγέθη σε διάφορα κομβικά σημεία της καρδιάς. Στο τέλος με βάση κάποια έρευνα που έγινε μέσω διαδικτύου για τα συστήματα που χρησιμοποιούνται σε νοσοκομεία και άλλα νοσηλευτικά κέντρα μπορούμε να δούμε και τα τεχνικά χαρακτηριστικά τερματικών απεικονιστικών συστημάτων τα οποία θεωρούνται αρκετά εξελιγμένα και είναι δυνατό να χρησιμοποιηθούν σε διάφορες εφαρμογές

## 1<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

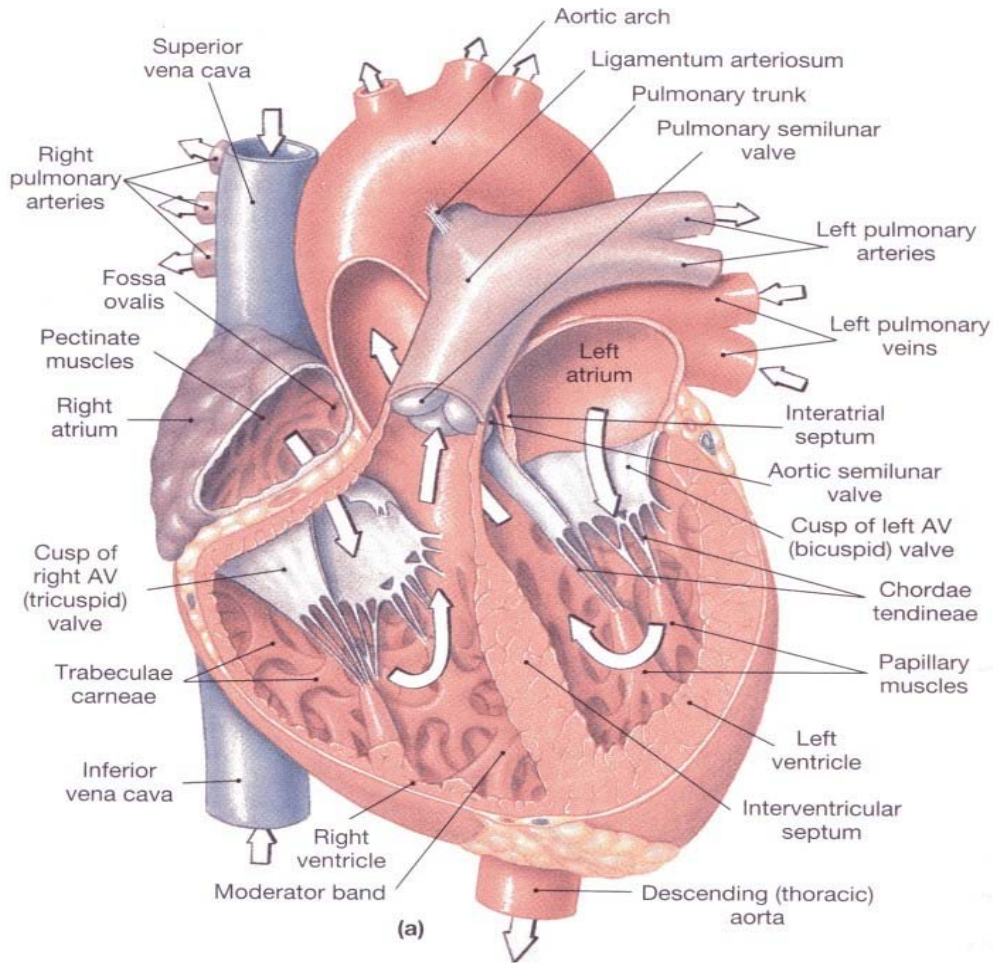
### ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Η καρδιά είναι το κεντρικό όργανο του όλου κυκλοφορικού συστήματος. Είναι μια μυϊκή αντλία μεγέθους μεγάλης γροθιάς και ζυγίζει 300-400 γραμμάρια.(εικ.1)Βρίσκεται μέσα στην κοιλότητα του θώρακα, ανάμεσα στο δεξιό και αριστερό πνεύμονα ακριβώς πίσω και αριστερά από το στέρνο.

Ο μυς της καρδιάς λέγεται μυοκάρδιο και για λόγους προστασίας καλύπτεται από μια μεμβράνη το περικάρδιο. Εσωτερικά χωρίζεται σε 4 κοιλότητες: δεξιό κόλπο-δεξιά κοιλία και αριστερό κόλπο-αριστερή κοιλία. Οι κόλποι και οι κοιλίες χωρίζονται μεταξύ τους από ένα μυϊκό διάφραγμα, που λέγεται μεσοκολπικό για τους κόλπους και μεσοκοιλιακό για τις κοιλίες.

Το κυκλοφορικό σύστημα λειτουργεί σε γενικές γραμμές ως εξής: Το αίμα επιστρέφει στην καρδιά από το σώμα μέσω των φλεβών, εισέρχεται στον δεξιό κόλπο και από κει προωθείται στην δεξιά κοιλία. Κάθε φορά που η καρδιά συσπάται, η δεξιά κοιλία στέλνει το αίμα με χαμηλή περιεκτικότητα σε οξυγόνο στην πνευμονική αρτηρία και τους πνεύμονες, όπου εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Κατόπιν μέσω των πνευμονικών φλεβών το οξυγονωμένο αίμα πηγαίνει στον αριστερό κόλπο της καρδιάς, ο οποίος το διοχετεύει στην αριστερή κοιλία.

Η αριστερή κοιλία με ισχυρή συστολή στέλνει το αίμα στην μεγάλη αρτηρία που λέγεται αορτή και από κει σε όλο το κυκλοφορικό δίκτυο του σώματος. Επειδή με την δύναμη της συστολής της το αίμα φθάνει στα πέρατα όλου του σώματος, η αριστερή κοιλία εργάζεται περισσότερο και γι' αυτό το πάχος του τοιχώματός της είναι 2-3 φορές μεγαλύτερο από το πάχος του τοιχώματος των άλλων κοιλοτήτων.



Εικ1. ανθρώπινη καρδιά σε κάθετη τομή.

## 1.1 Οι βαλβίδες

Η καρδιά δεν λειτουργεί όπως μια συνεχής αντλία, αλλά χτυπάει (συσπάται) και μετά σταματάει (χαλαρώνει). Φυσιολογικά έχουμε περί τους 70 καρδιακούς παλμούς (σφυγμούς, παλμούς) το λεπτό.

Μέσα στην καρδιά το αίμα, σε κάθε κτύπο, φυσιολογικά κινείται πάντοτε προς μια κατεύθυνση, προς τα εμπρός. Αυτό επιτυγχάνεται με τις 4 βαλβίδες μιας κατεύθυνσης. Κάθε βαλβίδα αποκλείει μια κοιλότητα της καρδιάς στην κατάλληλη στιγμή του καρδιακού κύκλου.

Οι βαλβίδες ανοίγουν για να αφήσουν το αίμα να περάσει. Όταν η αριστερή και η δεξιά κοιλία συσπώνονται (συστέλονται) το αίμα στέλνεται προς τις δύο μεγάλες αρτηρίες, την αορτή και την πνευμονική αρτηρία. Αυτό γίνεται, επειδή,

κατά την συστολή των δύο αυτών κοιλιών, της αριστερής και της δεξιάς είναι ανοικτές οι αντίστοιχες δύο βαλβίδες που χωρίζουν τις κοιλίες και τις δύο μεγάλες αρτηρίες. Κατά την συστολή των κοιλιών το αίμα δεν παλινδρομεί, επειδή την περίοδο αυτή οι άλλες δύο βαλβίδες που χωρίζουν και συνδέουν τους κόλπους με τις κοιλίες (κολποκοιλιακές βαλβίδες) είναι ερμητικά κλειστές. Μετά την συστολή ακολουθεί η διαστολή των δύο κοιλιών. Κατά την διαστολική αυτή περίοδο που χαλαρώνουν οι κοιλίες ανοίγουν οι δύο κολποκοιλιακές βαλβίδες για να διοχετευτεί αίμα από τον αριστερό και δεξιό κόλπο στην αντίστοιχη κοιλία και αντιθέτως κλείνουν οι άλλες δύο βαλβίδες για να μην παλινδρομήσει αίμα από τις μεγάλες αρτηρίες στις κοιλίες.

Η κολποκοιλιακή που συνδέει τον αριστερό κόλπο με την αριστερή κοιλία ονομάζεται μιτροειδής επειδή μοιάζει με μίτρα επισκόπου, ενώ εκείνη που συνδέει τον δεξιό κόλπο με την δεξιά κοιλία είναι η τριγλώχινα. Από τις άλλες δύο, η βαλβίδα που συνδέει την αριστερή κοιλία με την αορτή ονομάζεται αορτική βαλβίδα και αυτή που συνδέει την δεξιά κοιλία με την πνευμονική αρτηρία ονομάζεται πνευμονική ή βαλβίδα της πνευμονικής.

## 1.2 Στεφανιαίες αρτηρίες

Κάθε ιστός τους σώματος για να επιτελέσει την λειτουργία και την αποστολή του χρειάζεται οξυγόνο, το οποίο παίρνει από το αίμα που φθάνει με τις αρτηρίες. Επειδή η καρδιά ποτέ δεν αναπαύεται, αλλά εργάζεται συνεχώς για να προμηθεύσει με αίμα ολόκληρο το σώμα, εργάζεται περισσότερο από κάθε άλλο οργανισμό. Γι αυτό και έχει μεγάλη ανάγκη να τροφοδοτείται με αίμα. Η τροφοδοσία αυτή γίνεται με την βοήθεια των δύο στεφανιαίων αρτηριών . της αριστερής και της δεξιάς οι οποίες ξεκινούν περίπου 1,5 εκ πάνω από την αορτική βαλβίδα. Η αριστερή χωρίζεται σε δύο μεγάλους κλάδους, τον πρόσθιο κατιόντα και την αριστερή περισπωμένη. Στην συνέχεια οι κλάδοι αυτοί, όπως και η δεξιά στεφανιαία χωρίζονται σε πολλές μικρότερες διακλαδώσεις και τέλος στα τριχοειδή, τα οποία απλώνονται σε όλες τις περιοχές του μυοκαρδίου, και τις τροφοδοτούν καταλλήλως.

Μετά την απελευθέρωση του οξυγόνου στα τριχοειδή αγγεία, το αίμα με τα προϊόντα μεταβολισμού της καρδιάς ρέει διαμέσου των στεφανιαίων φλεβών



και εκβάλλει στο δεξιό κόλπο, όπου αναμειγνύεται με το φλεβικό αίμα που έρχεται από τα άλλα μέρη του σώματος .Το φλεβικό αυτό αίμα διοχετεύεται, μέσω της δεξιάς κοιλίας και της πνευμονικής αρτηρίας , στους πνεύμονες για να οξυγονωθεί. Φυσιολογικά, όταν η καρδιά δουλεύει σκληρότερα, οι στεφανιαίες αρτηρίες διαστέλλονται, για να επιτρέψουν να αυξηθεί η διοχέτευση οξυγόνου στο μυοκάρδιο. Έτσι κατά την άσκηση, η ροή του αίματος σε αυτές τις αρτηρίες μπορεί να αυξηθεί 5-6 φορές, πράγμα όμως που δεν μπορεί να συμβεί, όταν κάποια στεφανιαία αρτηρία είναι στενεμένη από αρτηριοσκληρωτική πλάκα. Σ' αυτήν την περίπτωση η τροφοδοσία σε οξυγόνο της αντίστοιχης προς την στενεμένη αρτηρία μυοκαρδιακής περιοχής είναι ελλιπής, οπότε προκαλείται ο καρδιακός πόνος που έχει το όνομα στηθάγχη.

### **1.3 Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς**

Τα ηλεκτρικά ρεύματα που κανονίζουν τον καρδιακό ρυθμό, δηλαδή την συστολή και διαστολή της καρδιάς, παράγονται σε εξειδικευμένα κύτταρα του καρδιακού μυός και ταξιδεύουν μέσα στην καρδιά μέσω ενός δικτύου εξειδικευμένων ινών. Το σύνολο αυτών των εξειδικευμένων κυττάρων και ινών λέγεται σύστημα παραγωγής και αγωγής της διέγερσης. Το ηλεκτρικό ερέθισμα, που έχει ένταση 1 εκατομμυριοστού του Amperere, παράγεται στο ειδικό κέντρο που λέγεται φλεβόκομβος και βρίσκεται στο πάνω μέρος του δεξιού κόλπου. Το ρεύμα παράγεται ρυθμικά και με φυσιολογική συχνότητα 60-100 φορές το λεπτό. Στη συνέχεια εξαπλώνεται στα υπόλοιπα τμήματα της καρδιάς μέσω άλλων ειδικών σχηματισμών, που λέγονται κολποκοιλιακός κόμβος, δεμάτιο του His και ίνες του Purkinje, και προκαλούν την ρυθμική σύσπαση και χαλάρωση του καρδιακού μυός. Σε περίπτωση διαταραχής είτε στην παραγωγή, είτε στην αγωγή του ερεθίσματος, προκαλείται κάθε φορά διαφορετικού είδους αρρυθμία. Έτσι η καρδιά δουλεύει άλλοτε πολύ γρήγορα,

άλλοτε αργά και συχνά με εναλλαγές ταχυκαρδίας και βραδυκαρδίας. Αυτός ο ακατάστατος ρυθμός είναι υπαίτιος διαφόρων καρδιακών συμπτωμάτων. Γενικά, η καρδιά που λειτουργεί έχει συχνότητα καρδιακών κύκλων (ή κτύπων) κυμαινόμενη μεταξύ 60 και 100 ανά λεπτό. Στις περιπτώσεις που η συχνότητα αυτή είναι κάτω των 60 μιλούμε για βραδυκαρδία, ενώ όταν είναι άνω των 100 μιλούμε για ταχυκαρδία.

Όπως έχουμε αναφέρει κάθε καρδιακός κύκλος αποτελείται από δύο φάσεις: τη συστολή, κατά την οποία η καρδιά συσπάται, και την διαστολή κατά την οποία η καρδιά χαλαρώνει. Ο καρδιακός αυτός κύκλος διαρκεί λιγότερο από ένα δευτερόλεπτο και είναι η συνάρτηση της φυσικής κατάστασης, στην οποία βρίσκεται ο υγιής οργανισμός. Συγκεκριμένα σε κατάσταση ηρεμίας η καρδιακή είναι φυσιολογική, ενώ σε άσκηση και κόπωση αυξάνει, ξεπερνώντας τους 100 σφυγμούς το λεπτό για να ξαποστείλει (εξωθήσει) περισσότερο αίμα και να αντιμετωπίσει τις αυξημένες ανάγκες του σώματος. Η καρδιακή συχνότητα ρυθμίζεται από το αυτόνομο νευρικό σύστημα, το οποίο σε δύο μέρη:

- α. Το συμπαθητικό, το οποίο αυξάνει την καρδιακή συχνότητα και
- β. Το παρασυμπαθητικό, το οποίο δρα επιβαρυντικά

Κάθε φάρμακο που δρα στα δύο μέρη του αυτόνομου νευρικού συστήματος προκαλεί ταχυκαρδία ή βραδυκαρδία ανάλογα με τον τρόπο δράσης. Συνεπώς μπορεί ένα φάρμακο να έχει θεραπευτική και ωφέλιμη δράση σε κάποιο όργανο του σώματός μας, αλλά συγχρόνως να επηρεάζει δυσμενώς την ισορροπία του αυτόνομου νευρικού συστήματος, με αποτέλεσμα την πρόκληση κάποιας ταχυκαρδίας ή βραδυκαρδίας διαφορετικού κάθε φορά κινδύνου.

## 2<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΒΙΟΛΟΓΙΚΟ ΣΗΜΑ

#### 2.1 Ταξινόμηση των βιολογικών σημάτων

Αναγνωρίζουμε δύο ευρείες κατηγορίες σημάτων, τα συνεχή σήματα και τα διακριτά σήματα. Τα συνεχή σήματα περιγράφονται από μια συνεχή  $s(t)$  η οποία παρέχει πληροφορία για το σήμα οποιαδήποτε χρονική στιγμή. Τα χρονικά σήματα περιγράφονται από μια ακολουθία  $s(m)$  η οποία παρέχει πληροφορία σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές. Τα περισσότερα από τα βιολογικά σήματα είναι συνεχή. Επειδή όμως η σύγχρονη τεχνολογία παρέχει δυναμικά εργαλεία για επεξεργασία δυναμικών σημάτων, πολύ συχνά μετατρέπουμε ένα συνεχές σήμα σε διακριτό με την διαδικασία της δειγματοληψίας Ένα συνεχές σήμα  $s(t)$  μετατρέπεται στην ακολουθία  $s(m)$  με την ακόλουθη σχέση:

$$s(m) = s(t) \Big|_{t=mT_s} \quad \text{με } m = \dots, -1, 0, 1, \dots$$

με  $T_s$  είναι η περίοδος δειγματοληψίας και  $f_s = \frac{2\rho}{T_s}$  είναι η συχνότητα

δειγματοληψίας. Περισσότερες λεπτομέρειες αναφέρονται παρακάτω.

Επίσης μπορούμε να διαχωρίσουμε τα σήματα σε δύο μεγάλες κατηγορίες: ντετερμινιστικά και στοχαστικά σήματα. Τα ντετερμινιστικά σήματα είναι σήματα τα οποία μπορούν να περιγραφούν ακριβώς με μαθηματικό ή γραφικό τρόπο. Αν ένα σήμα είναι ντετερμινιστικό και δίνεται η μαθηματική του περιγραφή δεν μεταφέρει καμία πληροφορία. Τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ ντετερμινιστικά. Υπάρχει πάντα κάποιος άγνωστος και απρόβλεπτος θόρυβος, κάποια απρόβλεπτη αλλαγή στις παραμέτρους και στα υποκείμενα χαρακτηριστικά του σήματος που το καθιστούν μη ντετερμινιστικό. Εντούτοις είναι πολύ συχνά βολική η προσέγγιση ή η μοντελοποίηση ενός σήματος με την χρήση μίας ντετερμινιστικής συνάρτησης.

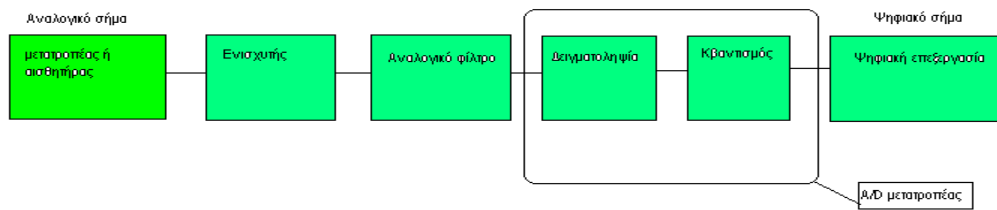
Μια σημαντική οικογένεια ντετερμινιστικών σημάτων είναι και τα περοδικά σήματα. Περιοδικό σήμα είναι ένα ντετερμινιστικό σήμα το οποίο μπορεί να εκφρασθεί από την σχέση:

$$s(t) = s(t + nT)$$

όπου  $n$  είναι ένας ακέραιος και  $T$  είναι η περίοδος. Το περιοδικό σήμα αποτελείται από μια βασική κυματομορφή με διάρκεια  $T$  δευτερόλεπτα. Αυτή η βασική κυματομορφή επαναλαμβάνεται άπειρες φορές στον άξονα του χρόνου. Το πιο απλό περιοδικό σήμα είναι το ημιτονοειδές σήμα. Κάτω από ορισμένες συνθήκες, το σήμα της πίεσης αίματος μπορεί να μοντελοποιηθεί από ένα σύνθετο περιοδικό σήμα, με περίοδο την διάρκεια ενός καρδιακού παλμού και την κυματομορφή του ενός παλμού ως την βασική μορφή που επαναλαμβάνεται. Βέβαια αυτό είναι ένα γενικό και ανακριβές μοντέλο. Οι περισσότερες ντετερμινιστικές συναρτήσεις είναι μη περιοδικές. Μερικές φορές αξίζει να θεωρήσουμε ένα σχεδόν περιοδικό τύπο σήματος. Το ΗΚΓ μπορεί να θεωρηθεί ως σχεδόν περιοδικό. Το διάστημα RR του ΗΚΓ δεν είναι ποτέ σταθερό και μια PQRST κυματομορφή είναι σχεδόν όμοια σε κάθε καρδιακό παλμό.

## 2.2 Λήψη βιολογικού σήματος

Στο παρακάτω flow-chart μπορούμε να δούμε πως γενικά μια συσκευή σαν την δική μας λαμβάνει βιολογικά σήματα. Το σύστημα που περιλαμβάνεται σε τέτοιες διατάξεις είναι έτσι:



Διάφορα μεγέθη μετρούνται σε ένα βιολογικό σύστημα. Αυτά αφορούν ηλεκτρομαγνητικές ποσότητες, αλλά και μηχανικές, χημικές και γενικά μη ηλεκτρικές μεταβλητές (όπως πίεση, θερμοκρασία, κίνηση κ.α.). Τα ηλεκτρικά σήματα δειγματοληπτούνται από αισθητήρες (ηλεκτρόδια), ενώ τα μη ηλεκτρικά σήματα μετατρέπονται σε ηλεκτρικά με κατάλληλους μετατροπείς και στην συνέχεια είναι εύκολο να επεξεργαστούν, να μεταδοθούν αλλά και να αποθηκευτούν. Ένα αναλογικό τμήμα προεπεξεργασίας είναι αναγκαίο να υπάρχει ώστε να δώσει την κατάλληλη ενίσχυση αλλά και να κάνει το κατάλληλο φιλτράρισμα (και το σήμα να μετατραπεί σε ψηφιακό με την χρήση ενός αναλογικού σε ψηφιακό –Α/Δ-μετατροπέα), αλλά και να αφαιρέσει ποσοστό θορύβου ή να αντισταθμίσει μη επιθυμητά χαρακτηριστικά των αισθητήρων. Επιπλέον το αναλογικό σήμα θα πρέπει να περιοριστεί όσον αφορά το εύρος του και μετά να μετατραπεί σε ψηφιακό. Αυτή η διαδικασία είναι αναγκαία ώστε να αποφευχθούν φαινόμενα αναδίπλωσης κατά την δειγματοληψία. Εδώ είναι απαραίτητο να αναφερθεί ότι είναι αναγκαία η διατήρηση της πληροφορίας που περιέχει η αρχική (πρωτότυπη) συνεχής κυματομορφή. Αυτό είναι ένα σημαντικό σημείο κατά την εγγραφή βιοϊατρικών σημάτων των οποίων κάποια χαρακτηριστικά είναι δείκτες για την ύπαρξη παθολογιών. Έτσι το σύστημα λήψης του ψηφιακού σήματος δεν πρέπει να εισάγει καμία μορφή παραμόρφωσης που μπορεί να παρερμηνευτεί ή να καταστρέψει αλλαγές του σήματος που φανερώνουν παθολογικά φαινόμενα. Για τον λόγο αυτό το αναλογικό φίλτρο πρέπει να είναι σχεδιασμένο με

σταθερό κέρδος και γραμμική φάση (ή μηδενική) τουλάχιστον όσον αφορά τις συχνότητες που μας ενδιαφέρουν. Αυτές οι προϋποθέσεις επιτρέπουν στο σήμα να φτάνει χωρίς παραμόρφωση μέχρι τον A/D μετατροπέα.

Στην συνέχεια το σήμα ψηφιοποιείται με την βοήθεια του A/D μετατροπέα και πλέον αποτελείται από σειρές διακριτών αριθμών, τόσο ως προς το πλάτος, όσο και ως προς τον χρόνο, τους οποίους αριθμούς μπορούν εύκολα να επεξεργαστούν ψηφιακοί επεξεργαστές. Η A/D μετατροπή ιδανικά γίνεται σε δύο βήματα: 1) διαδικασία της δειγματοληψίας όπου το συνεχές σήμα μετατρέπεται σε σήμα διακριτού χρόνου και τα στοιχεία του ονομάζονται δείγματα, και 2) κβαντισμός όπου σε κάθε δείγμα αντιστοιχίζεται μία τιμή η οποία ανήκει σε ένα συγκεκριμένο σύνολο διακριτών τιμών. Και οι δύο διαδικασίες μεταβάλλουν τα χαρακτηριστικά ενός σήματος και τα αποτελέσματα θα συζητηθούν στην συνέχεια της εργασίας.

### 2.3 Το θεώρημα της δειγματοληψίας

Η χρήση του διακριτού σήματος αντί του αναλογικού είναι δυνατή γιατί, υπό ορισμένες παραδοχές, το διακριτό σήμα είναι απόλυτα αντιπροσωπευτικό του αντίστοιχου συνεχούς, αυτού δηλαδή από το οποίο υπολογίσθηκε. Αυτό είναι γνωστό ως το *θεώρημα της δειγματοληψίας* (θεώρημα του Shannon), το οποίο αναφέρει ότι είναι δυνατή η πλήρης ανακατασκευή ενός συνεχούς σήματος από τα δείγματά του όταν, και μόνο όταν, η συχνότητα δειγματοληψίας είναι μεγαλύτερη από το διπλάσιο της μέγιστης συχνότητας του σήματος.

Για να μπορέσουμε να καταλάβουμε το θεώρημα της δειγματοληψίας, ας θεωρήσουμε ένα συνεχές σήμα  $x(t)$ , με μέγιστη συχνότητα  $f_b$ , του οποίου ο μετασχηματισμός Fourier  $X(f)$  φαίνεται σε παρακάτω σχήμα, και ας υποθέσουμε ότι το δειγματοληπτούμε ομοιόμορφα. Η διαδικασία της δειγματοληψίας μπορεί να μοντελοποιηθεί με τον πολλαπλασιασμό του σήματος επί την παρακάτω συνάρτηση:

$i(t) = \sum_{k=-\infty, \infty} \delta(t - kT_s)$  όπου  $\delta(t)$  είναι η συνάρτηση Dirac,  $k$  ένας ακέραιος και

$T_s$  η περίοδος δειγματοληψίας. Το διακριτό σήμα προκύπτει ως εξής:

$$x_s(t) = x(t) \cdot i(t) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(t) \cdot \delta(t - kT_s)$$

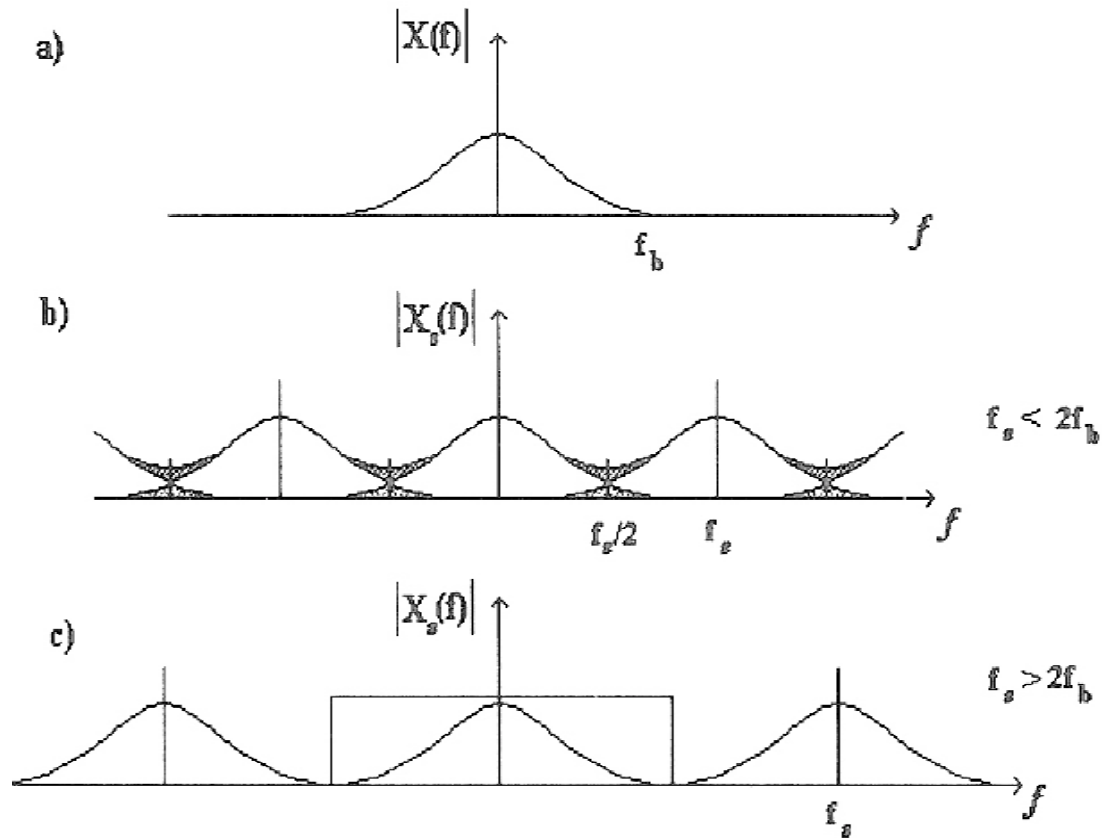
Λαμβάνοντας υπόψη ότι ο πολλαπλασιασμός στο πεδίο του χρόνου συνεπάγεται συνέλιξη στο πεδίο των συχνοτήτων, προκύπτει:

$$X_s(f) = X(f) * I(f) = X(f) * \frac{1}{T_s} \sum_{k=-\infty, \infty} \delta(f - kf_s) =$$

$$\frac{1}{T_s} \sum_{k=-\infty, \infty} X(f - kf_s)$$

όπου  $f_s = \frac{1}{T_s}$  είναι η συχνότητα της δειγματοληψίας.

Έτσι όπως φαίνεται και στα σχήματα ο μετασχηματισμός Fourier του διακριτού σήματος  $X_s(f)$  είναι και αυτός περιοδικός και αποτελείται από μια σειρά πανομοιότυπων επαναλήψεων του  $X(f)$  που έχουν ως κέντρο πολλαπλάσια της συχνότητας δειγματοληψίας. Πρέπει να τονίσουμε ότι οι αρμονικές συχνοτήτες του  $X(f)$  που είναι μεγαλύτερες από την  $\frac{f_s}{2}$ , εμφανίζονται όταν  $f_s > 2f_b$ , διπλωμένες στις χαμηλότερες αρμονικές. Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται επικάλυψη, και όταν συμβαίνει η αρχική πληροφορία δεν μπορεί να ανακατασκευαστεί γιατί οι αρμονικές του αρχικού σήματος είναι ανεπανόρθωτα αλλοιωμένες από τις επικαλύψεις των μετατοπισμένων εκδόσεων του  $X(f)$ .

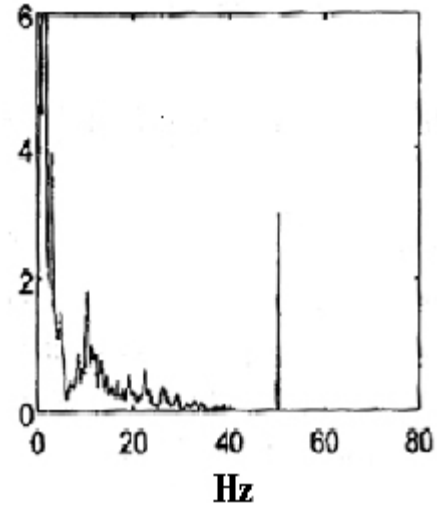
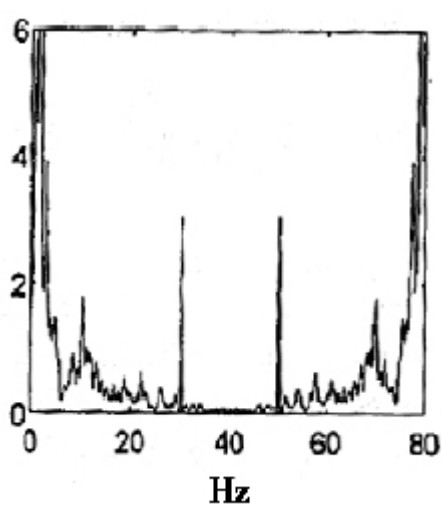


Μια οπτική θεώρηση του παραπάνω σχήματος μας επιτρέπει να παρατηρήσουμε ότι μπορούμε να αποφύγουμε αυτό το φαινόμενο όταν το αρχικό σήμα έχει πεπερασμένο εύρος συχνοτήτων ( $X(f) = 0, f > f_b$ ) και η συχνότητα δειγματοληψίας είναι  $f_s > 2f_b$ . Σε αυτήν την περίπτωση δεν συμβαίνει επικάλυψη και η αρχική κυματομορφή μπορεί να ανακατασκευαστεί από το διακριτό σήμα με χρήση βαθυπερατών φίλτρων.

Η υπόθεση του πεπερασμένου εύρους συχνοτήτων του σήματος συνήθως δεν ισχύει στην πράξη, λόγω των χαρακτηριστικών του σήματος και της επίδρασης θορύβου μεγάλου εύρους. Είναι πάντα ανάγκη, πριν από την δειγματοληψία, το σήμα να φιλτράρεται ακόμα και όταν υποθέτουμε ότι το σήμα μας είναι ήδη πεπερασμένης συχνότητας. Ας θεωρήσουμε ένα σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) όπου το περιεχόμενο των συχνοτήτων ενδιαφέροντος κυμαίνεται από 0 ως 40Hz (οι συνήθεις διαγνωστικές ζώνες είναι δ: 0-3,5Hz, θ: 4-7Hz, α: 8-13Hz και β: 14-40Hz). Έστω ότι αποφασίζουμε να χρησιμοποιήσουμε συχνότητα δείγματος δειγματοληψίας 80Hz (σύμφωνα



με το θεώρημα της δειγματοληψίας). Αν γίνει αυτό χωρίς προηγουμένως να έχουμε εφαρμόσει κάποιο φίλτρο στο σήμα μας, είναι πολύ πιθανό να προκύψουν κάποια δυσάρεστα αποτελέσματα. Τυπικά θόρυβος λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας στα 50 Hz θα επαναληφθεί πανομοιότυπα στα 30Hz, αλλοιώνοντας εντελώς το νέο σήμα. Η επίδραση φαίνεται στα σχήματα πριν και μετά την δειγματοληψία



Επομένως η εφαρμογή του αναλογικού φίλτρου απαιτείται έτσι ώστε να περιορίσουμε το σήμα μας σε κάποιο συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων πριν την δειγματοληψία και να αποφύγουμε τα λάθη επικάλυψης.

### **3<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ**

#### **ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ**

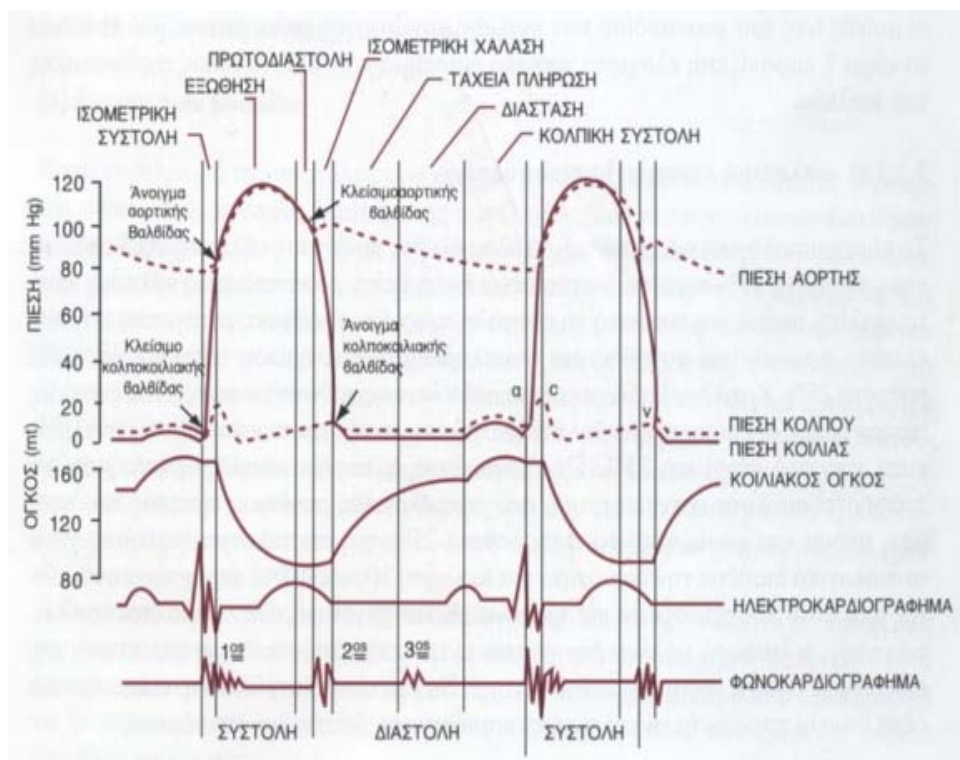
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι από τα σημαντικότερα εργαλεία στα χέρια των γιατρών. Σήμερα γνωρίζοντας το πλήθος και την σοβαρότητα των πληροφοριών που δίνει δεν διανοείται σύμφωνα με τους ειδικούς εξέταση χωρίς αυτό. Με το ΗΚΓ επιτυγχάνεται η ακριβής διάγνωση πολλών και ποικίλων παθολογικών καταστάσεων της καρδιάς, όπως η υπερτροφία της καρδιάς, οι διαταραχές της ηλεκτρικής αγωγιμότητας της καρδιάς, οι ηλεκτρολυτικές διαταραχές, η ισχαιμία, το έμφραγμα του μυοκαρδίου και οι καρδιακές αρρυθμίες.

#### **3.1 Ο καρδιακός παλμός**

Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας καρδιακής συστολής μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής ονομάζεται καρδιακός παλμός(ή καρδιακός κύκλος).Ο κάθε καρδιακός παλμός αρχίζει με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού δράσης στον φλεβόκομβο. Ο φλεβόκομβος εντοπίζεται στο οπίσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας , το δε δυναμικό δράσης επεκτείνεται με ταχύτητα και στους δύο κόλπους και από κει μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο προς τις κοιλίες. Όμως εξαιτίας ειδικής διαρρύθμισης του συστήματος αγωγής από τους κόλπους στις κοιλίες, παρατηρείται καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0,1 sec για την δίοδο της διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται στους κόλπους η ευκαιρία να συστέλλονται πριν από τις κοιλίες με αποτέλεσμα την προώθηση του αίματος προς τις κοιλίες πριν από την έντονη κοιλιακή συστολή. Έτσι οι κόλποι λειτουργούν σαν εναυσματικές αντλίες (προαντλίες) για την πλήρωση των κοιλιών, οι οποίες με την σειρά τους παρέχουν την κύρια πηγή της δύναμης για την προώθηση του αίματος μέσα από το αγγειακό σύστημα.

### 3.2 Διαστολή και συστολή

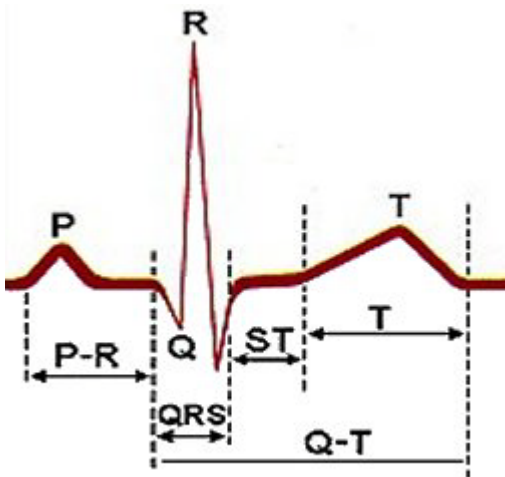
Ο καρδιακός παλμός αποτελείται από μια περίοδο χάλασης που ονομάζεται διαστολή κατά την διάρκεια της οποίας η καρδιά γεμίζει με αίμα, η οποία ακολουθείται από μια περίοδο συστολής που ονομάζεται συστολή. Στο σχήμα παριστάνονται τα διάφορα γεγονότα τα οποία επιτελούνται κατά την διάρκεια του καρδιακού παλμού. Στις άνω τρεις καμπύλες παριστάνονται οι μεταβολές της πίεσης στην αορτή, στην αριστερή κοιλία και στον αριστερό κόλπο αντίστοιχα. Η τέταρτη καμπύλη παριστάνει τις μεταβολές του όγκου των κοιλιών, η πέμπτη είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η έκτη είναι το φωνοκαρδιογράφημα το οποίο αποτελεί καταγραφή ήχων που παράγονται από την καρδιά κατά την αντλητική της λειτουργία. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να μελετήσει κανείς με μεγάλη προσοχή και με λεπτομέρεια αυτό το διάγραμμα, και να κατανοήσει τα αίτια των φαινομένων που καταγράφονται.



**Εικ2.** Ο καρδιακός παλμός. Αναγράφονται οι καμπύλες πίεσης στον αριστερό κόλπο, την αριστερή κοιλία και την αορτή, η καμπύλη μεταβολών του όγκου των κοιλιών, το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το φωνοκαρδιογράφημα.

### 3.3 Σήμα από ηλεκτροκαρδιογράφημα

Κατά την επέκταση του κύματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από την καρδιά, ένα μικρό δε μέρος απ' αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από την μία και από την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από την καρδιά. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Στην παρούσα εφαρμογή είναι ιδιαίτερως χρήσιμη όπως θα εξηγηθεί παρακάτω. Ένα φυσιολογικό ΗΚΓ φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Εικ3. Το φυσιολογικό καρδιογραφήμα.

Το ΗΚΓ, επομένως, αντανακλά τα ηλεκτρικά γεγονότα τα οποία σχετίζονται με την καρδιακή διέγερση και παρέχει πληροφορίες σχετικά με τον ανατομικό προσανατολισμό της καρδιάς, τα σχετικά μεγέθη των καρδιακών κοιλοτήτων, την καρδιακή συχνότητα, τον ρυθμό, την παραγωγή και την αγωγή της διέγερσης, και τις διαταραχές στα παραπάνω γεγονότα, ανεξάρτητα από το

εάν οφείλονται σε ανατομικές, μηχανικές, μεταβολικές ή κυκλοφορικές ατέλειες. Επίσης, αλλαγές στις ηλεκτρολυτικές συγκεντρώσεις και η επίδραση ορισμένων φαρμακευτικών ουσιών μπορούν να ανιχνευθούν με την βοήθεια του ΗΚΓ. Το ΗΚΓ όμως δεν παρέχει άμεσες πληροφορίες σχετικά με την συστολή και την αντλητική ικανότητα της καρδιάς. Αυτές οι ιδιότητες μπορούν να κριθούν με βάση την πίεση του αίματος, την καρδιακή παροχή(cardiac output), τους καρδιακούς ήχους κ.α.

### **3.4 Διαδρομή σήματος**

Είδαμε τι είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα, από τι προκαλείται, τι φανερώνει για την ανθρώπινη καρδιά. Πώς όμως ο χτύπος της καρδιάς μετατρέπεται σε γράφημα στον υπολογιστή, φτάνει στο ανθρώπινο μάτι και ερμηνεύεται από τους γιατρούς; Από ποιές συσκευές περνάει το βιολογικό σήμα ώστε να φτάσει στις οθόνες μας; Ποιό είναι το μηχανήμα που επιτελεί όλη αυτή την διαδικασία; Για όλα αυτά θα γίνει μια προσέγγιση παρακάτω

### **3.5 Ο ηλεκτρονικός εξοπλισμός και οι βασικές αρχές καταγραφής και ψηφιακής επεξεργασίας του ΗΚΓ**

Οι μετρήσεις του ΗΚΓ χρησιμοποιούνται για την απόκτηση επιπρόσθετης πληροφορίας(εκτός από αυτήν που αποκτάται με χρήση ιατρικού ακουστικού) που αφορά την ηλεκτρική δραστηριότητα της περιοχής μέσα και γύρω από την καρδιά. Οι καταγραφές του ΗΚΓ γίνονται τόσο με ηλεκτροκαρδιογράφους διαφορετικού τύπου, όσον αφορά το ΗΚΓ που λαμβάνεται, όσο και με ηλεκτροκαρδιογράφους διαφορετικών προδιαγραφών(δηλαδή με μηχανήματα που ενώ παράγουν μορφολογικά ίδιο ΗΚΓ, τα ίδια μηχανήματα παρουσιάζουν διαφορές στις συχνότητες αποκοπής των φίλτρων, στην ενίσχυση των προενισχυτών τους, στον αριθμό των bits ψηφιοποίησης κ.τ.λ.) Έτσι οι ηλεκτροκαρδιογράφοι χωρίζονται στις παρακάτω κατηγορίες, ανάλογα με τον αριθμό των καναλιών που δίνουν ως έξοδο:

Μονοκαναλικοί: Ένα πολύ γνωστό είδος μονοκαναλικού καρδιογράφου είναι ο His-Purkinje καρδιογράφος για τον οποίο θα μιλήσουμε αναλυτικά στην συνέχεια της ενότητας αυτής

12-καναλικοί: Η κατηγορία αυτή είναι η πιο διαδεδομένη από όλες τις άλλες, ενώ τα μηχανήματα που υπάγονται σε αυτήν δίνουν τα πιο γνωστά ΗΚΓ που στην διεθνή βιβλιογραφία που ονομάζεται normal ECG.

Πολυκαναλικοί: Στην κατηγορία αυτή υπάγονται συστήματα που δίνουν ΗΚΓ σε 32 ως 256 κανάλια. Οι καρδιογράφοι αυτοί δεν έχουν ευρεία κλινική εφαρμογή(εκτός από το πολύ γνωστό τεστ κόπωσης) και χρησιμοποιούνται κυρίως για πειραματικούς σκοπούς. Παρά την περιορισμένη κλινική τους χρήση(κυρίως λόγω της υψηλής τιμής τους), το ΗΚΓ που δίνουν είναι πολύ σημαντικό για τους ερευνητές που μελετούν την λειτουργία της καρδιάς, γιατί είναι πολύ λεπτομερές, αφού χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια σε όλη την επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος για την απόκτησή του.

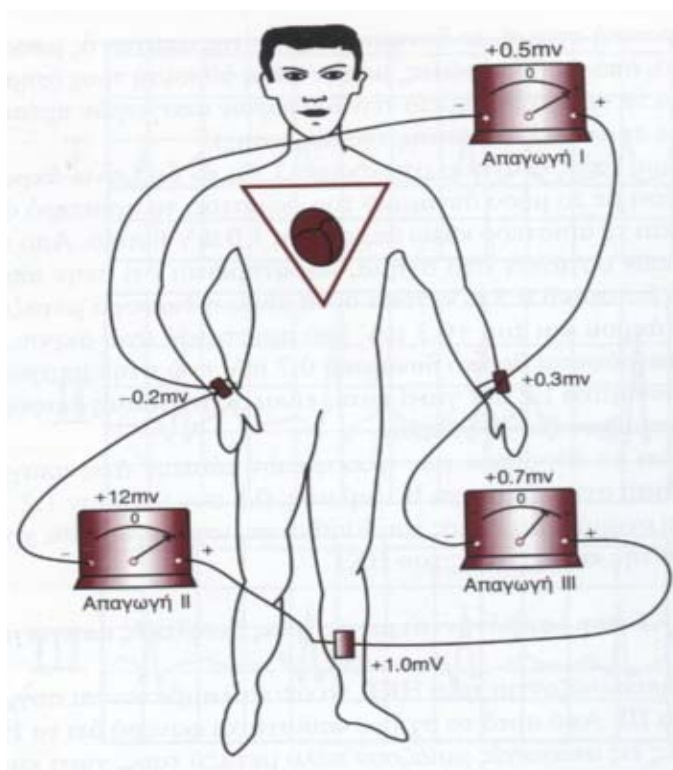
Για όλα τα παραπάνω είδη καρδιογράφων αιτείται χρήση ογκώδους hardware.Επιπλέον, ένα μεγάλο δείκτη πολυπλοκότητας αποτελεί και ο αριθμός των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται για την απόκτηση του ΗΚΓ. Όσο περισσότερα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται, τόσο περισσότεροι ενισχυτές και απομωνωτές απαιτούνται, με αποτέλεσμα να αυξάνεται ο όγκος του αναλογικού hardware, γεγονός που πρέπει να αποφεύγεται, αφού τα αναλογικά ηλεκτρονικά είναι πολύ ευαίσθητα σε περιβάλλον θορύβου.

### **3.6 Τα ηλεκτρόδια και η τοποθέτησή τους στο ανθρώπινο σώμα**

Ηλεκτρόδια(ή κανάλια εισόδου ή απαγωγές σήματος) καλούνται οι αισθητήρες που τοποθετούνται στο ανθρώπινο σώμα, για να καταγράψουν την ηλεκτρική δραστηριότητα στην περιοχή της καρδιάς. Ο αριθμός των ηλεκτροδίων, καθώς και το σημείο τοποθέτησής τους πάνω στο σώμα του ασθενούς, έχει οριστεί με ακρίβεια μόνο για τους 12-κάναλους καρδιογράφους. Στην περίπτωση των μονοκάναλων καρδιογράφων, το ηλεκτρόδιο είναι ένας αισθητήρας ηλεκτρικής τάσης που τοποθετείται στον ασθενή με καθετηριασμό, ενώ στους πολυκαναλικούς καρδιογράφους χρησιμοποιείται μεταβλητός αριθμός ηλεκτροδίων, που η τοποθέτησή τους γίνεται κατά τέτοιο τρόπο ώστε να καταγράφονται συγκεκριμένες καρδιακές δραστηριότητες.(Γ'

αυτό τον λόγο όπως αναφέρθηκε στην εισαγωγή τα μηχανήματα αυτού του τύπου χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην έρευνα)

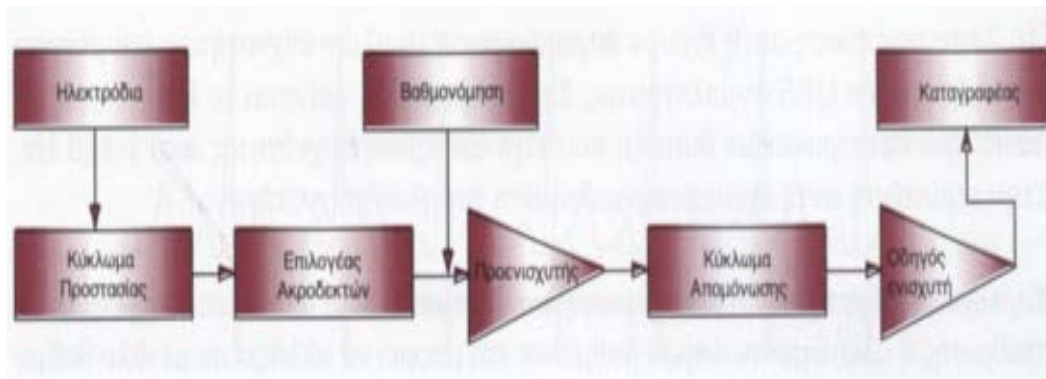
Στην περίπτωση των 12-κάλων καρδιογράφων , τα ηλεκτρόδια είναι συνολικά δέκα και τοποθετούνται στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος .Η τοποθέτηση των βασικών ηλεκτροδίων πάντως φαίνεται καλύτερα στο παρακάτω σχήμα.



**εικ4.** Συμβατή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών.

### 3.7 Γενική περιγραφή υποσυστημάτων ηλεκτροκαρδιογράφου

Στο παρακάτω σχήμα βλέπουμε τα βασικά υποσυστήματα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου.



**Εικ5. Βασικά υποσυστήματα ηλεκτροκαρδιογράφου.**

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ουσιαστικά ένας ενισχυτής που ακολουθείται από έναν καταγραφέα,. Η βασική του λειτουργία είναι η λήψη του ασθενούς ηλεκτρικού σήματος της καρδιάς όπως αυτό φτάνει στην επιφάνεια του σώματος και η ενίσχυση του πλάτους του για περαιτέρω επεξεργασία, καταγραφή ή αποθήκευση.

Τα βασικά υποσυστήματα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου είναι τα ακόλουθα:

- I. Τα ηλεκτρόδια τα οποία χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς.
- II. Τα κυκλώματα προστασίας και απομόνωσης για την ασφάλεια του ατόμου του οποίου το ΗΚΓ καταγράφεται. Είναι διατάξεις απομόνωσης υπερτάσεων στις εισόδους της συσκευής
- III. Ο επιλογέας ακροδεκτών για την επιλογή της επιθυμητής προς καταγραφή απαγωγής. Ένας τυπικός ηλεκτροκαρδιογράφος περιλαμβάνει τουλάχιστον 12 ακροδέκτες εισόδου για να μπορούμε να παίρνουμε συγκεκριμένου τύπου ΗΚΓ
- IV. Ο προενισχυτής, ο οποίος πραγματοποιεί την πρώτη προενίσχυση που δέχεται το σήμα. Πρέπει να έχει πολύ υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR) και συνήθως υλοποιείται με τελεστικούς ενισχυτές
- V. Το κύκλωμα απομόνωσης, το οποίο είναι ένα ζωνοπερατό φίλτρο στα 50Hz για την αποκοπή των παρεμβολών του δικτύου. Προστατεύει επίσης τον ασθενή από τυχόν ρεύματα διαρροής από ή προς τα μεταλλικά μέρη της συσκευής



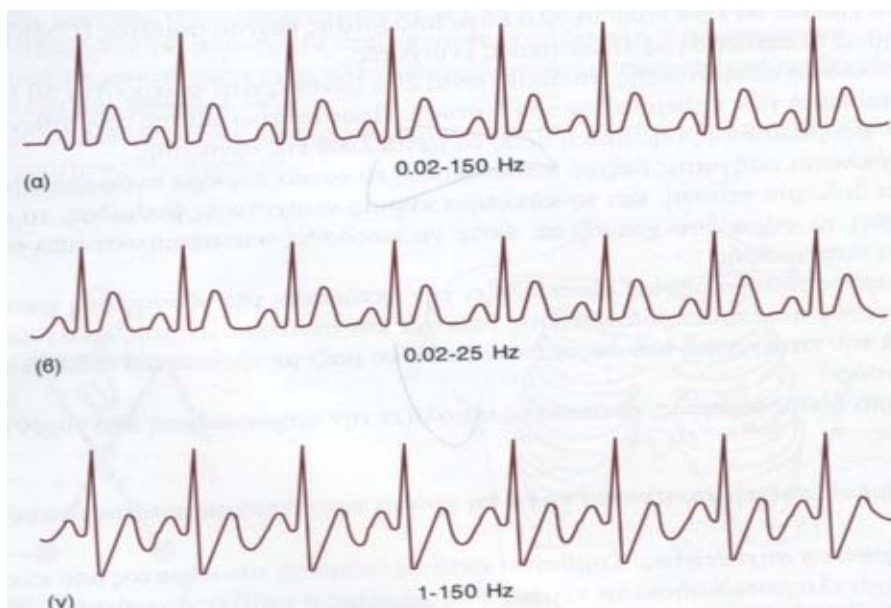
- VI. Τα κυκλώματα οδήγησης δεξιού κάτω άκρου, το οποίο παρέχει αναφορά τάσεων , ορίζει δηλ μια γείωση, και το κύκλωμα κύριας ενισχυτικής βαθμίδας , το οποίο ενισχύει το σήμα όσο χρειάζεται ώστε να αποδοθεί ικανοποιητικά από την συσκευή καταγραφής.
- VII. Ο καταγραφέας ο οποίος εξασφαλίζει την εκτύπωση της οθόνης σε χαρτί. Σε ψηφιακούς ηλεκτροκαρδιογράφους υπάρχει και σύστημα μνήμης το οποίο επιτρέπει την καταγραφή των δεδομένων σε δίσκο μαζί με προσωπικά δεδομένα του ασθενούς
- VIII. Το σύστημα βάθμονόμησης το οποίο εξασφαλίζει την αρχικοποίηση από τυχόν αποκλίσεις.

### **3.8 Προβλήματα που εμφανίζονται κατά την χρήση ηλεκτροκαρδιογράφου**

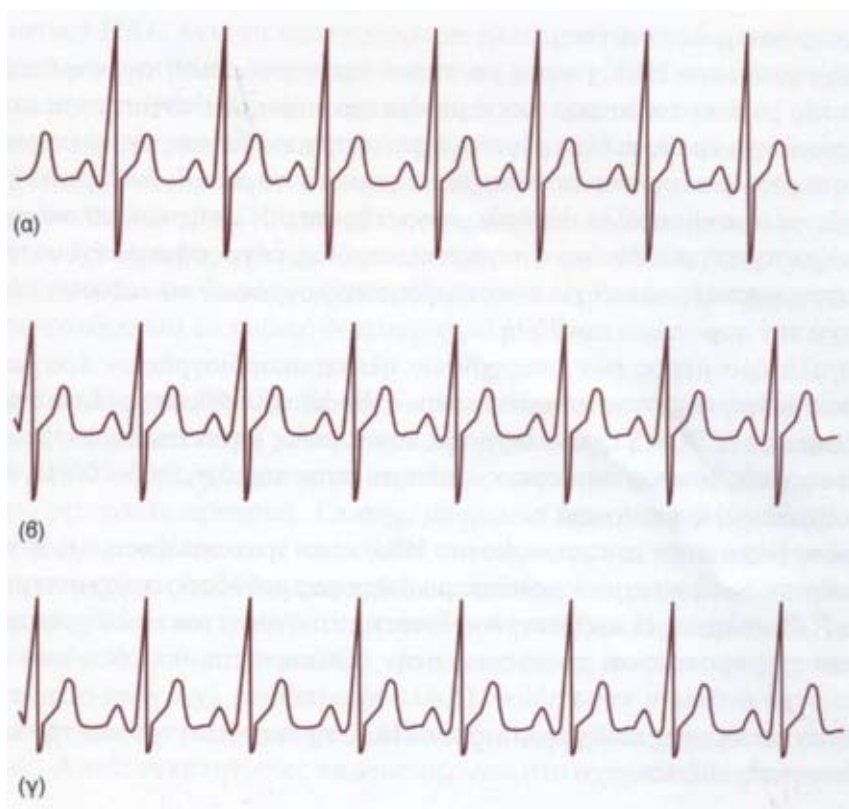
Παραμόρφωση συχνότητας: Συμβαίνει κατά την διέλευση του σήματος από κύκλωμα που έχει ελαχιστοποιήσει το κέρδος στις χαμηλές ή υψηλές συχνότητες, οπότε στην περίπτωση αυτή εμφανίζεται στο ΗΚΓ παραμόρφωση συχνότητας. Ας υποθέσουμε ότι έχουμε ένα ΗΚΓ με σωστή απόκριση συχνότητας (0,02-150Hz). Ένα ΗΚΓ με απόκριση συχνότητας 0,02-25Hz θα παρουσιάζει παραμόρφωση υψηλών συχνοτήτων και μείωση του συμπλέγματος QRS. Όταν έχουμε απόκριση 1-150Hz θα παρατηρηθεί απόκριση χαμηλών συχνοτήτων.

### **3.9 Κορεσμός ενισχυτή και παραμόρφωσης ψαλιδισμού**

Είναι το αποτέλεσμα κακής αντιστάθμισης ή κακού συντονισμού βαθμίδων και μπορεί να αλλάξει σε μεγάλο βαθμό την μορφή του ΗΚΓ. Στην περίπτωση αυτή ο συνδυασμός του πλάτους του σήματος εισόδου και της τάσης απόκλισης οδηγεί τον ενισχυτή σε κορεσμό κατά την διάρκεια τμήματος του QRS συμπλέγματος. Επομένως οι κορυφές του QRS ψαλιδίζονται επειδή η έξοδος του ενισχυτή δεν μπορεί να υπερβεί την τάση κορεσμού. Επίσης υπάρχει περίπτωση να κόβονται τα χαμηλότερα τμήματα του ΗΚΓ. Αυτό προκύπτει από αρνητικό κορεσμό του ενισχυτή. Κορυφές των κυμάτων P ,T μπορούν ακόμα να φανούν στις καταγραφές, ή μπορεί να είναι χαμηλότερα από το επίπεδο αποκοπής έτσι ώστε να εμφανίζεται μόνο το κύμα R.



**Εικ6** Παραμόρφωση συχνότητας του ΗΚΓ α) πραγματικό ΗΚΓ β) το ίδιο το ΗΚΓ όταν περάσει από κύκλωμα χαμηλού κέρδους στις υψηλές συχνότητες. γ) Το ΗΚΓ όταν περάσει από κύκλωμα χαμηλού κέρδους στις χαμηλές συχνότητες.



**Εικ7** . Παραμόρφωση του ΗΚΓ λόγω κορεσμού του ενισχυτή α) μη παραμορφωμένο ΗΚΓ β) ψαλιδισμένο ΗΚΓ στις κορυφές λόγω θετικού κορεσμού του ενισχυτή γ) ψαλιδισμένο ΗΚΓ στις χαμηλές τάσεις εξαιτίας του αρνητικού κορεσμού του ενισχυτή.

Βρόχοι γείωσης: Εμφανίζονται λόγω του γεγονότος ότι ο ασθενής συνδέεται ταυτόχρονα και με άλλες συσκευές εκτός του ηλεκτροκαρδιογράφου.

Ελεύθεροι αγωγοί: Το πρόβλημα οφείλεται στην κακή επαφή μιας απαγωγής σήματος που δρα πλέον ως δέκτης (κεραία) όλων των παρακείμενων παρεμβολών

Αλλοιώσεις λόγω ισχυρών μεταβατικών φαινομένων: Περίπτωση απινίδωσης

Παρεμβολές από άλλες γειτονικές συσκευές: Λόγω χωρητικότητων ζεύξης από τις γειτονικές γραμμές μεταφοράς με τις απαγωγές.

### 3.10 Είδη ΗΚΓ

Το ΗΚΓ αποτελεί την ηλεκτρική καταγραφή της καρδιακής δραστηριότητας. Η μηχανική λειτουργία της καρδιάς συνδέεται σνά με τη ν ηλεκτρική της δραστηριότητας. Συνεπώς το ΗΚΓ αποτελεί χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο στην εκτίμηση της σωστής καρδιακής λειτουργίας.

Η επεξεργασία του ΗΚΓ γίνεται με σκοπό την παρουσίαση της καρδιακής δραστηριότητας με όσο το δυνατόν λεπτομερέστερο σήμα. Το αντίστροφο πρόβλημα στην καρδιολογία ορίζεται ως η μέγιστη δυνατότητα εντόπισης της ηλεκτρικής δραστηριότητας του φαινομένου που λαμβάνει χώρα τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Αν και κάτι τέτοιο είναι πολύ δύσκολο λόγω της υπερβολικής πολυπλοκότητας που παρουσιάζει το νευρικό δέντρο αγωγής της καρδιάς, μέχρι σήμερα έχουν ανακαλυφθεί και εφαρμοστεί με επιτυχία αρκετά είδη καρδιογράφων που εξασφαλίζουν ικανοποιητικά την παραπάνω συνθήκη.

Το μεγαλύτερο μέρος των υπαρχόντων ηλεκτροκαρδιογράφων πραγματοποιεί ηλεκτρικές μετρήσεις στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος. Ένα απλό ΗΚΓ αποτελείται από το PQRST σύμπλεγμα με εύρος μόλις λίγων milivolts. Συνήθως το εύρος ζώνης ενός τέτοιου σήματος κυμαίνεται στην περιοχή 0,05-100Hz, όπου περιέχεται σχεδόν όλη η ενέργειά του.

Το πρώτο βήμα στην επεξεργασία του ΗΚΓ είναι η αναγνώριση του R κύματος. Η αναγνώριση αυτή πραγματοποιείται με διάφορες μεθόδους συγχρονισμού συνεχόμενων R-R παλμών. Η ανάλυση του διαστήματος είναι μια πολύ χρήσιμη διαδικασία που χρησιμοποιείται πρωτίστως στην εξάλειψη του θορύβου από το σήμα αλλά και στην ανάλυση κυματιδίου. Πολλή προσπάθεια έχει γίνει στην ανάπτυξη αλγορίθμων αυτόματης επεξεργασίας του ΗΚΓ, την συμπίεσή του και την κατάταξή του σε διακριτές τάξεις.

Τα πιο γνωστά είδη είναι τα ακόλουθα:

ΗΚΓ πολύ υψηλής συχνότητας: Έχει διαπιστωθεί ότι η υψηλή περιοχή συχνοτήτων 100-1000Hz περιέχει επιπρόσθετη πληροφορία της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Κυματομορφές που καλούνται notch και slurs έχουν καταγραφεί υπερτεθειμένες στο γνωστό QRS σύμπλεγμα.

Εμβρυακό ΗΚΓ: Το είδος αυτό αφορά τα διάφορα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή του (ηλεκτρόδια με όχι λεία επιφάνεια). Το βασικότερο πρόβλημα σε αυτό το ΗΚΓ είναι οι μεγάλες παρεμβολές που υπερτίθενται στο σήμα από την ηλεκτρική δραστηριότητα μυών που βρίζονται κοντά στην περιοχή της καρδιάς. Προσαρμοστικά φίλτρα (adaptive filters) έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για τη αύξηση του λόγου σήματος προς θόρυβο, στο συγκεκριμένο είδος ΗΚΓ.

His Purkinje ΗΚΓ: Αυτό το ΗΚΓ γίνεται με καθετηριασμό και αφορά την απευθείας καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του His Purkinje νευρικού δέντρου. Το σήμα που καταγράφεται έχει εύρος 1-10μV. Σήματα με τόσο μικρό εύρος απαιτούν συγχρονισμένες τεχνικές averaging για την παιρετέρω επεξεργασία τους.

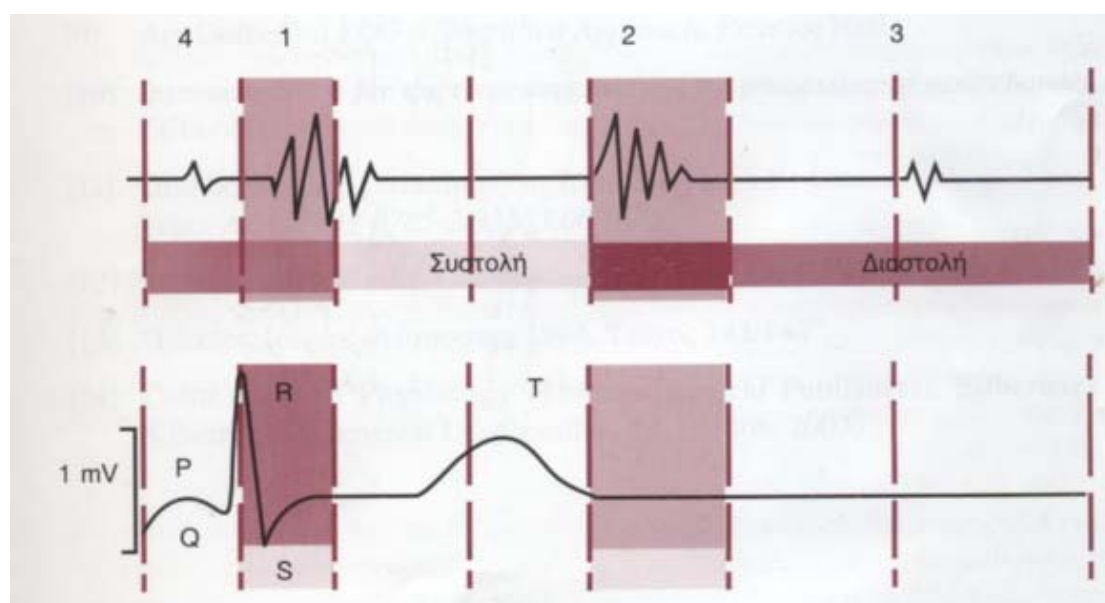
Διανύσματα ΗΚΓ: Αντί να καταγράφονται ηλεκτρικά δυναμικά από τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος σε συνάρτηση με τον χρόνο, είναι δυνατό να καταγράφεται και να παρουσιάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του ενός ηλεκτροδίου σε σχέση με την ηλεκτρική δραστηριότητα κάποιου άλλου ή κάποιου συνδυασμού άλλων ηλεκτροδίων. Έτσι υιοθετώντας μια

συγκεκριμένη τοπολογία πάνω στην επιφάνεια του σώματος για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων , μπορεί να μετρηθεί η προβολή του διπόλου της καρδιάς(μοντελοποίηση) στα επίπεδα  $(x,y)$  και  $(x,z)$ . Ορισμένοι γνωστοί συνδυασμοί ηλεκτροδίων είναι το Frank σύστημα συντεταγμένων , το τετράεδρο και το κυβικό διανυσματικό ΗΚΓ.

### Φωνοκαρδιογράφημα

Το ΦΚΓ είναι η καταγραφή ήχων που δημιουργούνται από την καρδιά και τις μεγαλύτερες αρτηρίες της. Το ΦΚΓ εφαρμόζεται με επεμβατικές μεθόδους, σύμφωνα με τις οποίες μικρόφωνο τοποθετείται στην καρδιά και τις γειτονικές αρτηρίες. Επίσης, μπορεί να εφαρμοστεί μη επεμβατικά με τοποθέτηση μικροφώνων στην επιφάνεια του σώματος και γύρω από την καρδιά.

Οι ήχοι που καταγράφονται πάνω στην επιφάνεια του σώματος εξαρτώνται από το σημείο που βρίσκεται η πηγή, την ευαισθησία τους και τις ακουστικές εκπομπές των γειτονικών ιστών με την καρδιά. Το εύρος ζώνης αυτών των ήχων είναι 20-1000Hz. Οι γνωστότεροι ήχοι που παράγουν οι ήχοι της καρδιάς χωρίζονται σε 4 κατηγορίες. Αυτές οι κατηγορίες παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στο σχήμα που ακολουθεί.



Εικ 8 Φωνοκαρδιογράφημα-Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Πρώτος καρδιακός ήχος. Ο πρώτος καρδιακός ήχος προέρχεται από τη συστολή των κοιλιών και της μιτροειδούς βαλβίδας. Αυτός ο ήχος διαρκεί 100 με 120 msec.

Δεύτερος καρδιακός ήχος. Αυτός ο ήχος παράγεται από την τριγλώχινα βαλβίδα. Συνήθως δύο συνιστώσες αυτού του σήματος ανιχνεύονται: μία από την αορτή και μία από τις φλέβες των πνευμόνων.

Τρίτος καρδιακός ήχος. Η πηγή παραγωγής αυτού του ήχου δεν έχει ακόμα βρεθεί. Είναι ένα χαμηλής συχνότητας σήμα (20-70Hz) με εύρος που παράγεται κατά τη διάρκεια των κοιλιακών συστολών σε έκτοπους παλμούς. Ο ήχος αυτός διαρκεί 40 με 50 sec.

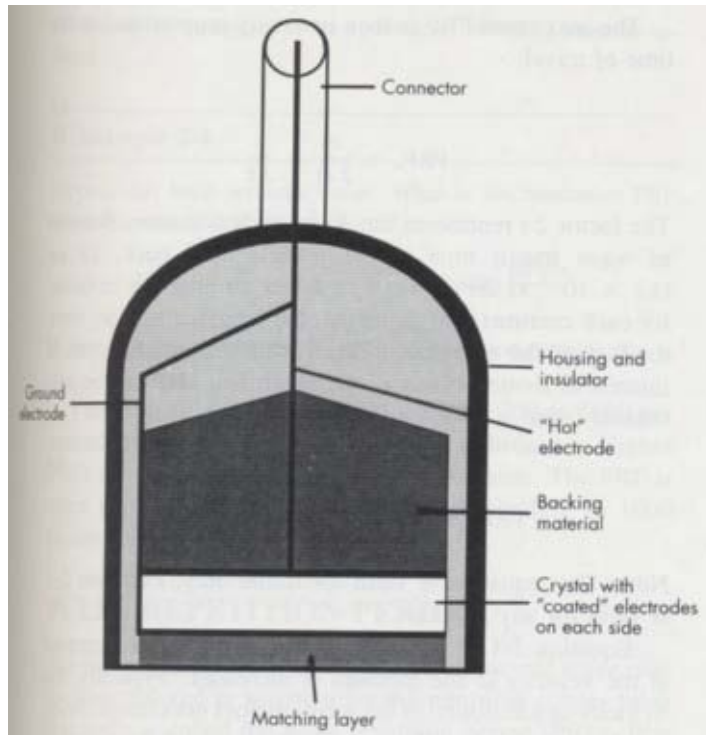
Τέταρτος καρδιακός ήχος. Ο ήχος αυτός παράγεται κατά τη διάρκεια των κολπικών συσπάσεων. Είναι ο ίδιος με τον τρίτο ήχο σε διάρκεια και εύρος ζώνης.

Διαταραχές του καρδιακού ήχου. Η διαγνωστική αξία του φωνοκαρδιογραφήματος πηγάζει από την ικανότητα της ανάλυσης του σήματος που αυτό δίνει σε παθολογικές περιπτώσεις. Τέτοιες παθολογικές διαταραχές εμφανίζονται σε διάφορες μορφές. Οι σημαντικότερες εμφανίζουν μεταβολές στην πυκνότητα του σήματος, στη διασπορά του στο χρόνο και στη μείωση του εύρους ζώνης του.

## 4<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΥΠΕΡΗΧΟΙ

Η παραγωγή και η ανίχνευση των υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο δηλαδή στην μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους. Ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος τοποθετείται ανάμεσα σε δύο λεπτά επίπεδα ηλεκτρόδια.



Εικ 9. Πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος παραγωγής υπερήχων

Η εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού σε αυτά προκαλεί την δημιουργία ενός ηλεκτρικού πεδίου έντασης  $E$  και την μεταβολή του πάχους  $z$  του κρυστάλλου:  $dz|z=Cc.E$  όπου  $Cc$  η αντίστροφη πιεζοηλεκτρική σταθερά. Η εφαρμογή μηχανικής πίεσης (στη συγκεκριμένη περίπτωση υπερηχητικής πίεσης  $p$ ) στον κρύσταλλο δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο έντασης  $E$ :  $E=Cd.p$  όπου  $Cd$  είναι η ευθεία πιεζοηλεκτρική σταθερά.

Το ευρύτερα χρησιμοποιούμενο πιεζοηλεκτρικό υλικό σήμερα είναι το PZT (lead zirconate-titanate) λόγω της υψηλής απόδοσης ηλεκτρομηχανικής μετατροπής, των μικρών εγγενών απωλειών και των καλών ηλεκτρικών χαρακτηριστικών του, που προέρχονται από την υψηλή διηλεκτρική σταθερά

του. Το PZT έχει μεγάλη μηχανική αντοχή, μπορεί να λάβει διάφορα σχήματα και μεγέθη, μπορεί να λειτουργήσει σε θερμοκρασίες υψηλότερες των 100°C και είναι σταθερό για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Οι ιδιότητες του μπορούν να ρυθμιστούν με την τροποποίηση της αναλογίας zirconium/titanium και την προσθήκη μικρής ποσότητας άλλων ουσιών π.χ. lanthanum.

Τα μειονεκτήματά του είναι η μεγάλη ακουστική εμπέδηση (30MRayls) σε σύγκριση μ' εκείνη των ιστών (1,5 MRayls) και η ύπαρξη δευτερογενών λοβών και ειδικότερα grating lobes σε συστοιχίες κυψελών. Η χρήση στρωμάτων ακουστικής εμπέδησης (acoustic matching layers) και η επιλογή κυψελών κατάλληλων διαστάσεων ή ο τεμαχισμός τους, μπορούν να μειώσουν την επίδραση των παραπάνω φαινομένων.

Άλλα υλικά που χρησιμοποιούνται είναι το BPT (barium lead zirconate), το PVDF (polyvinylidene difluoride) και το PMN (lead magnesium niobate). Η μια πλευρά του πιεζοηλεκτρικού στοιχείου επικολλάται σ' ένα υλικό γνωστό και ως baking material, με σκοπό την απόσβεση των ταλαντώσεων του στοιχείου για την βελτίωση του εύρους συχνοτήτων (bandwidth) και την μείωση της οπίσθιας διάδοσης του κύματος και των ανακλάσεων του από εσωτερικές δομές. Η συνθήκη ιδανικής απόσβεσης είναι  $Z_{\text{baking}} = Z_{\text{crystal}}$

Η δυναμική απόσβεση επιτυγχάνεται με την εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού εκτός φάσεως με την διαφορά δυναμικού της διέγερσης αμέσως μετά το τέλος της τελευταίας και συνεπώς με την πρόκληση δονήσεων αντίθετης διεύθυνσης. Η πλευρά του στοιχείου προς τον ασθενή καλύπτεται από ένα ή περισσότερα στρώματα προσαρμογής (matching layers), με σκοπό την σύζευξη των εμπεδήσεων του κρυστάλλου Zc και του ιστού Zt και την μείωση της απώλειας της ηχητικής ενέργειας στην διαχωριστική τους επιφάνεια. Το πάχος τους είναι ένας περιττός αριθμός της ποσότητας λ/4 για την κεντρική συχνότητα και η ακουστική τους εμπέδηση είναι ίση με:

$Z1 = \sqrt[3]{Zc \cdot Zt^2}$  στην περίπτωση ενός στρώματος και  $Z1 = \sqrt[7]{Zc^4 \cdot Zt^3}$  και

$Z2 = \sqrt[2]{Zc \cdot Zt^6}$  στην περίπτωση 2 στρωμάτων. Δεδομένου ότι η ακουστική εμπέδηση των ιστών διαφέρει πολύ από κείνη του αέρα η ύπαρξη αέρα ανάμεσα στον μετατροπέα και τους ιστούς θα προκαλέσει μεγάλη απώλεια ενέργειας ηχητικού κύματος.



Για την αποφυγή αυτού του φαινομένου τοποθετείται ένα ειδικό υλικό ανάμεσά τους (gel –coupling fluid). Η σύζευξη της ηλεκτρικής εμπέδησης του κρυστάλλου και της εξόδου της γεννήτριας της διαφοράς δυναμικού διεγέρσεως γίνεται με την βοήθεια κυκλωμάτων πυκνωτών και πηνίων. Δεδομένου ότι η χωρητικότητα των καλωδίων συνυπολογίζεται δεν συνίσταται η αλλαγή του τύπου ή του μήκους τους.

Η διάρκεια του παραγόμενου ηχητικού παλμού  $\tau$  μετριέται σε αριθμό κύκλων μέχρι το αρχικό πλάτος να μειωθεί στο 10%, ενώ το χωρικό μήκος του παλμού είναι το γινόμενο του μήκους κύματος  $\lambda$  επί των αριθμό των κύκλων. Καθώς ο παλμός δεν είναι καθαρά ημιτονικός έχει ένα φάσμα συχνοτήτων (bandwidth) το οποίο είναι τόσο πιο ευρύ, όσο πιο μικρή είναι η χρονική διάρκεια του παλμού.

Το σχέδιο μιας δέσμης υπερήχων (beam pattern) αποτελείται από 2 περιοχές: το εγγύς (Fresnel) πεδίο και το μακρινό (Fraunhofer). Στην πρώτη ζώνη φαινόμενα περίθλασης λόγω των πεπερασμένων διαστάσεων του κρυστάλλου δημιουργούν φαινόμενα χωρικής συμβολής με αποτέλεσμα η ένταση να μεταβάλλεται ακανόνιστα. Το μήκος κύματος  $L$  της ζώνης αυτής εξαρτάται από το μήκος κύματος  $\lambda$  και την διάμετρο του κρυστάλλου  $p$ :  $L = p^2 / 4\lambda$

Στη ζώνη Fraunhofer, ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος μπορεί να θεωρηθεί σημειακή πηγή, η ένταση της οποίας είναι χωρικά ομοιόμορφη. Το πεδίο Fraunhofer αποκλίνει συναρτήσει της απόστασης με μια γωνία  $\theta$ :

$$\theta = \arcsin(1.22\lambda / p)$$

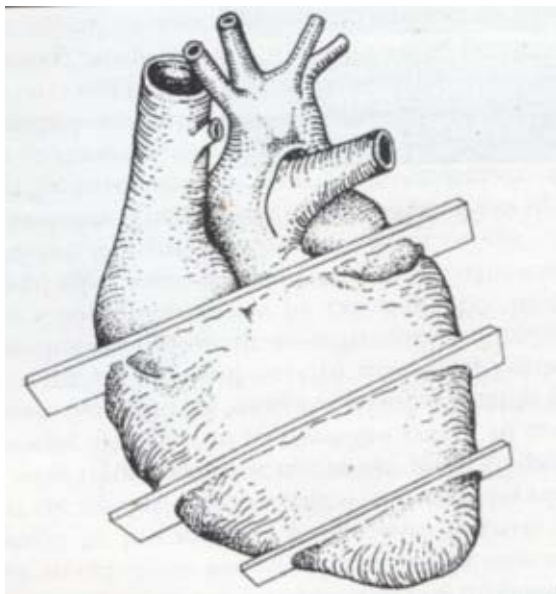
Αύξηση της συχνότητας συνεπάγεται αύξηση του μήκους  $L$  του πεδίου Fresnel και μείωση της γωνίας απόκλισης της ζώνης Fraunhofer δηλαδή βελτίωση των χαρακτηριστικών της δέσμης.

Στο παραπάνω σχήμα απεικονίζεται ένας τέτοιος μετατροπέας υπερήχων.

#### 4.1 Το υπερηχογράφημα και η εξέταση Doppler

Ο ήχος που ακούει το ανθρώπινο αυτί, π.χ. ο ήχος του βιολιού ή ο ήχος του τραγουδιού έχουν συχνότητα από 20Hz-20000Hz. Κάτω από τα 20Hz οι ήχοι ονομάζονται υπόηχοι ενώ πάνω από τα 20000Hz υπέρηχοι. Υπέρηχοι και υπόηχοι δεν είναι ακουστοί από το ανθρώπινο αυτί. Έχει βρεθεί ότι ορισμένοι υπέρηχοι με πολύ μεγάλη συχνότητα (2-10MHz) διεισδύουν στους ανθρώπινους ιστούς και ανακλώνται απ αυτούς. Οι ανακλάσεις αυτές μορφοποιούνται σε εικόνες της παλλόμενης καρδιάς από ειδικό μηχάνημα (υπερηχοκαρδιογράφο) και παίρνουμε το υπερηχοκαρδιογράφημα.

Οι εικόνες που παίρνουμε με τους υπέρηχους είναι τομές της καρδιάς σε διάφορα επίπεδα.



*Εικ10. Βασική αρχή υπερηχογραφήματος –τομές της καρδιάς.*

Δηλαδή με τον πομποδέκτη (transducer) που τοποθετείται στο στήθος κόβεται η καρδιά σε φέτες σε διάφορους άξονες τόσο κατά μήκος όσο και εγκάρσιως. Οι εικόνες λοιπόν του υπερηχοκαρδιογραφήματος είναι πολύ-πολύ λεπτές φέτες της καρδιάς που έχουν μήκος και πλάτος, είναι δηλαδή δύο διαστάσεων, γι' αυτό και καλείται υπερηχοκαρδιογράφημα δύο διαστάσεων σε αντίθεση με το παλαιότερο μιας διάστασης που λέγεται M-mode.

Η τρίτη διάσταση στο υπερηχοκαρδιογράφημα δύο διαστάσεων μπορεί να εκτιμηθεί, αν κοπεί η καρδιά σε άλλο επίπεδο που θα περιλαμβάνει την ελλείπουσα διάσταση. Έτσι σχηματίζεται μια τρισδιάστατη εικόνα της καρδιάς.

Στο υπερηχογράφημα φαίνεται το εσωτερικό της καρδιάς (αριστερή κοιλία, δεξιά κοιλία, αγγεία) τα τοιχώματά της και ότι την περιβάλλει όπως π.χ. υγρό. Εκτός αυτού το υπερηχοκαρδιογράφημα δείχνει την καρδιά λειτουργούσα, να συστέλλεται και να διαστέλλεται, δηλαδή την δείχνει ζωντανή, ενώ σε μια ακτινογραφία θώρακος είναι ακίνητη. Όλα αυτά παρέχουν στον καρδιολόγο μια πολύ σαφή εικόνα για την ανατομία και την λειτουργικότητα της καρδιάς.

Εάν λοιπόν υπάρχει κάποιο νόσημα που επηρεάζει την ανατομία ή την λειτουργικότητα της καρδιάς, όπως βαλβιδοπάθεια, μεγαλοκαρδία, υπέρταση, περικαρδίτιδα που είναι μερικές από τις ενδείξεις, τότε το υπερηχοκαρδιογράφημα αποδεικνύεται πολύ χρήσιμο.

Οι στεφανιαίες αρτηρίες δεν φαίνονται στο υπερηχοκαρδιογράφημα. Εντούτοις, είναι μία πολύ χρήσιμη εξέταση στο έμφραγμα διότι απεικονίζει την εμφραγματική περιοχή της καρδιάς αν είναι μικρή ή μεγάλη, αν υπάρχουν θρόμβοι μέσα στην καρδιά και μας λέει για την ζημιά που προκάλεσε στην λειτουργία της καρδιάς.

## 4.2 Doppler

Με το Doppler μετράμε την ταχύτητα της ροής του αίματος στην καρδιά και στις διάφορες αρτηρίες, όπως την αορτή, την πνευμονική αρτηρία, τις καρωτίδες κ.τ.λ. Με την εξέταση Doppler ο καρδιολόγος διαπιστώνει, αν μια βαλβίδα στην καρδιά είναι στενωμένη ή δεν κλείνει στεγανά, όπως οφείλει, εάν δηλαδή ανεπαρκεί. Έτσι αν έχουμε π.χ. στένωση μητροειδούς ή αορτής ή ανεπάρκεια αορτής, ο καλύτερος τρόπος να το διαπιστώσουμε είναι η εξέταση Doppler. Η μεγαλύτερη όμως χρησιμότητα του Doppler είναι να εκτιμήσει χρόνο με τον χρόνο την πρόοδο της βλάβης της βαλβίδας. Σε αυτό είναι πράγματι αναντικατάστατο, διότι η διάγνωση των βαλβιδοπαθειών μπαίνει με το ακουστικό χωρίς να χρειάζονται πανάκριβα μηχανήματα. Η διαχρονική παρακολούθηση όμως αυτών είναι δουλειά του Doppler

### 4.3 Με ποια μορφή καταγράφονται τα ευρήματα στο Doppler;

Όταν ο γιατρός εξετάζει με Doppler, ακούγεται από το μηχάνημα ένας θόρυβος σαν σφύριγμα που είναι σύγχρονος με κάθε κτύπο της καρδιάς. Αυτό είναι ένδειξη ότι ο γιατρός βρήκε το σημείο μέσα στην καρδιά που θα μετρήσει την ταχύτητα του αίματος. Ο θόρυβος προέρχεται ακριβώς από την ροή του αίματος.

Η ταχύτητα ροής του αίματος όπως καταγράφεται με το άχρωμο (παλμικό) Doppler, παίρνει χαρακτηριστική μορφή με κάθε φυσιολογική βαλβίδα. Από την μορφολογία της ροής των παθολογικών βαλβίδων ένας επεξεργαστής στον υπερηχοκαρδιογράφο υπολογίζει πόσο σοβαρή είναι η στένωση μίας βαλβίδας π.χ. της μιτροειδούς ή της αορτής.

### 4.4 Συνεχόμενο κύμα Doppler

Η μέθοδος υπερήχων Doppler συνεχόμενου κύματος αποτελείται από μια μονάδα δύο κρυστάλλων: ένας εκπέμπει τα κύματα υπερήχων συνεχόμενα και ο άλλος δέχεται τις ανακλώμενες αντηχήσεις επίσης συνεχώς. Ένας κρύσταλλος δεν μπορεί να λειτουργήσει σαν πομπός και σαν δέκτης ταυτόχρονα γιατί θα απαιτούνταν ένα υπερυψηλής δυναμικής κλίμακας κύκλωμα δέκτη ώστε να ανιχνεύει τα μικρά σήματα αντηχήσεων που κρύβονται στο μεταφερόμενο σήμα.

Η περιοχή δείγματος οριοθετείται από την γεωμετρική τοποθέτηση των κρυστάλλων. Οι δύο αυτοί κρύσταλλοι βρίσκονται σε μικρή γωνία για να επιτρέπεται η επικάλυψη μεταξύ των δύο γραμμών θέασης. Για να ανιχνευθεί μία κινούμενη δομή του οργανισμού, αυτή πρέπει να είναι τοποθετημένη στην τροχιά της εκπεμπόμενης δέσμης σήματος και το ανακλώμενο σήμα αυτής πρέπει να 'χτυπήσει' στον κρύσταλλο υποδοχής. Η ευαισθησία εστίασης πάνω σ' έναν όγκο εξαρτάται από την 'τομή' του πεδίου υπερήχων και της ζώνης υποδοχής. Κάθε κρύσταλλος έχει εμβέλεια εστίασης μέχρι ένα συγκεκριμένο βάθος. Ανάλογα με τις απαιτήσεις της κλινικής εφαρμογής ο υπερηχογράφος διαλέγει έναν CW (συνεχόμενου κύματος) κρύσταλλο με την κατάλληλη συχνότητα και βάθος εστίασης.

Για κλινικές εφαρμογές που απαιτούν συχνότητα 7MHz, ο transducer αποτελείται από δύο κρυστάλλους σε μορφή D τα οποία προκύπτουν κόβοντας έναν πιεζοηλεκτρικό δίσκο στη μέση. Οι κρύσταλλοι αυτοί τοποθετούνται όσο το δυνατόν γίνεται πιο κοντά μέσα στον ίδιο transducer και είναι ηλεκτρικά και μηχανικά απομωνομένοι. Μερικές φορές τοποθετούνται υπό μικρή γωνία ώστε να μεγιστοποιηθεί η επικάλυψη μεταξύ εκπεμπόμενης δέσμης και ανακλώμενων σημάτων. Σε CW transducers υψηλής συχνότητας τοποθετούνται πλευρικά ξεχωριστοί ορθογώνιοι κρύσταλλοι διαστάσεων της τάξης του 1mm.

Το εκπεμπόμενο κύμα υπερήχων συγκρούεται με διάφορες δομές απ τις οποίες άλλες είναι στατικές και άλλες κινούνται. Μια ποσότητα του κύματος ανακλάται πάνω στις διάφορες δομές. Σ αυτές που είναι στατικές η συχνότητα του ανακλώμενου κύματος είναι η ίδια με αυτή του εκπεμπόμενου. Έτσι δεν παρατηρείται ολίσθηση Doppler. Οι κινούμενες δομές τώρα δρουν αρχικά σαν δέκτες της δέσμης υπερήχων και προκαλούν ολίσθηση συχνότητας προς τα πάνω ή κάτω ανάλογα με την κατεύθυνση προς την οποία κινούνται κοντά ή μακριά από την πηγή της δέσμης. Ο δεύτερος κρύσταλλος στον transducer δρα ως δέκτης για τα ανακλώμενα κύματα. Μολονότι ο κρύσταλλος αυτός είναι στατικός, συμβαίνει και μια άλλη αλλαγή στην συχνότητα γιατί οι κινούμενες δομές τώρα δρουν πλέον και σαν πηγές υπερήχων. Αυτές οι δύο ολισθήσεις είναι υπεύθυνες για τον παράγοντα 2 στην παρακάτω εξίσωση ολίσθησης

$$f_D = \frac{2vf}{c}$$

όπου  $v$ : η ταχύτητα της εκάστοτε κινούμενης δομής,  $c$ : η ταχύτητα

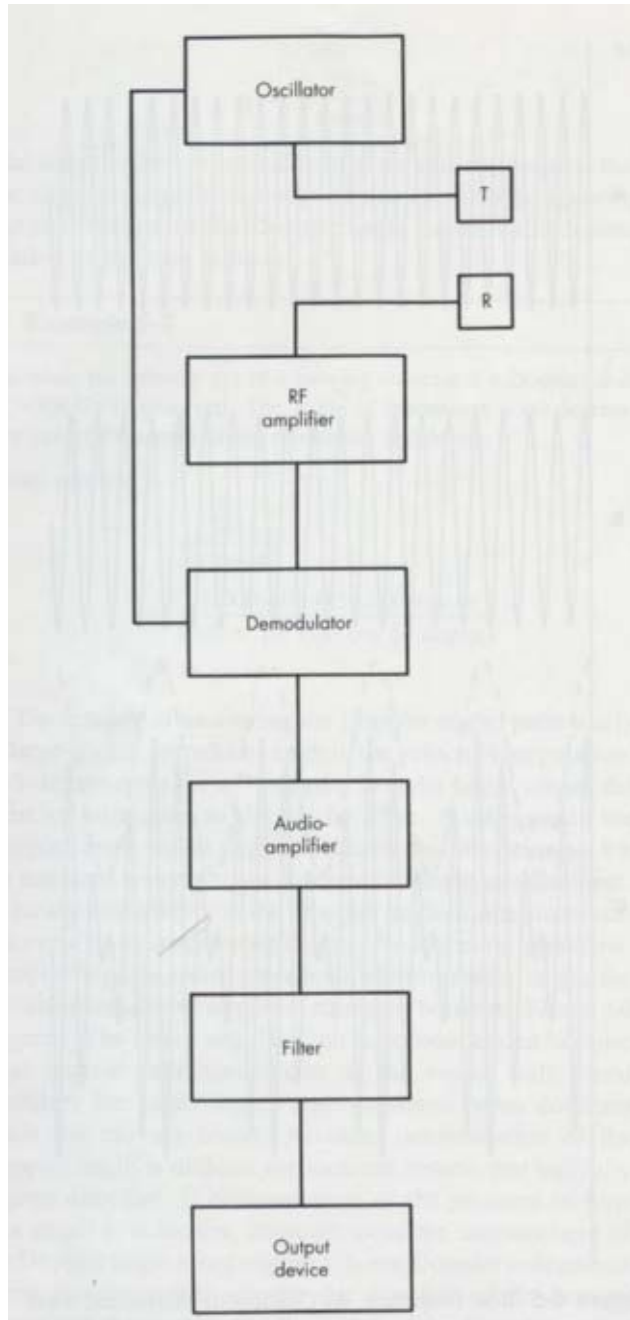
του ήχου σε έναν ιστό,  $f$ : η συχνότητα του transducer.

#### 4.5 Ενδιάμεση συχνότητα

Η μέθοδος χρησιμοποιείται για να μετρηθεί η ολίσθηση Doppler και βασίζεται στην αρχή της συμβολής κύματος. Το ανακλώμενο κύμα από μία κινούμενη δομή διαφέρει ελάχιστα σε συχνότητα από το αρχικό εκπεμπόμενο κύμα εξαιτίας του φαινομένου Doppler. Κύματα διαφορετικών συχνοτήτων

προστιθέμενα αλγεβρικά δίνουν σαν αποτέλεσμα την ενδιάμεση συχνότητα. Η ενδιάμεση συχνότητα αντιστοιχεί στην ολίσθηση Doppler.

Το παρακάτω σχεδιάγραμμα απεικονίζει τα βήματα που κάνουμε για να παράγουμε ένα σήμα Doppler.



**Εικ11. διάταξη παραγωγής συνεχόμενου κύματος Doppler**

Ένας ταλαντωτής ρυθμίζει τον πομπό ώστε να εκπέμπει ένα συνεχόμενο κύμα υπερήχων μονής συχνότητας. Η ανακλώμενη αντήχηση που προσπίπτει στον κρύσταλλο-δέκτη μετατρέπεται σε σήμα ραδιοσυχνότητας. Ένας ενισχυτής RF αυξάνει το επίπεδο του RF σήματος. Το σήμα αναφοράς από τον ταλαντωτή συνδυάζεται με το ανακλώμενο σήμα, με το οποίο έχουν ως αποτέλεσμα ένα περίπλοκο κύμα εξαιτίας της συμβολής κύματος. Αυτό το κύμα αποδιαμορφώνεται για να απομακρυνθούν όλες εκτός από την ενδιαμέση συχνότητα. Η απομόνωση της ενδιαμέσης συχνότητας σχηματίζει το σήμα Doppler, το οποίο έχει μία συχνότητα ίση με την ολισθήση Doppler.

#### 4.6 Σχεδιασμός συστημάτων

Το σήμα Doppler στέλνεται σ' έναν ακουστικό ενισχυτή, φιλτράρεται για να απομακρυνθούν 'τα ανεπιθύμητα συστατικά' και οδηγείται σ' ένα μεγάφωνο ή ακουστικά για ακουστική 'απεικόνιση'.

Η CW Doppler μονάδα μπορεί να ανιχνεύσει μόνο ταχύτητα ή κίνηση. Πρέπει να τροποποιηθεί κατάλληλα για να ορίσει την κατεύθυνση της κίνησης (από ή προς τον transducer) όπως π.χ. της ροής του αίματος

Επειδή η ολισθήση Doppler που αντιστοιχεί σε κίνηση κατά μήκος της διεύθυνσης του ήχου μέσα στη ζώνη λήψης συχνά ανιχνεύεται δεν χρειάζεται βραχίονας σάρωσης για να εντοπίσουμε τη θέση του transducer. Το παρατηρούμενο σήμα Doppler μπορεί να είναι εξαιρετικά περίπλοκο, και αυτό γιατί, απεικονίζεται το άθροισμα των ολισθήσεων Doppler που παράγονται από όλες τις κινούμενες δομές που βρίσκονται μέσα στο πεδίο εστίασης των κρυστάλλων. Εάν η εστιαζόμενη δομή περιλαμβάνει πολύπλοκα κύτταρα, η υπέρθεση του αποτελέσματος των ολισθήσεων Doppler καθίσταται ιδιαίτερα προβληματική.

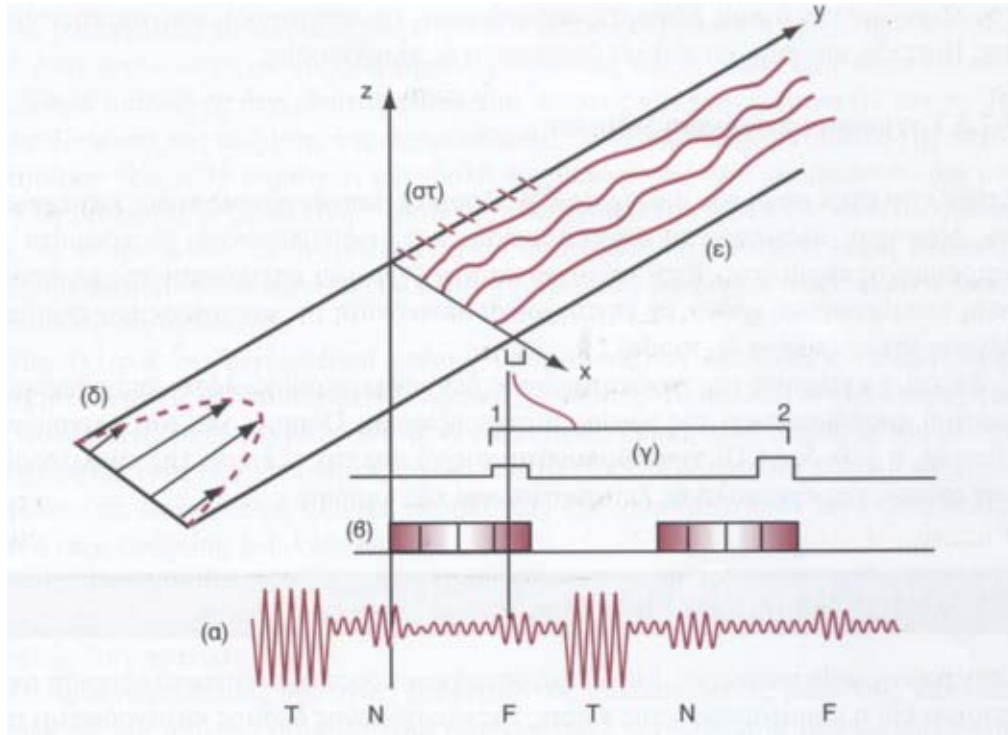
Επιπλέον, δομές εκτεταμένης ροής όπως αυτές που συναντάμε στην αριστερή κοιλία της καρδιάς δεν μπορούν να εξακριβωθούν με ασφάλεια από τη μέθοδο CW Doppler. Αυτές οι μονάδες λειτουργούν σε χαμηλά ακουστικά επίπεδα αλλά δεν παρέχουν μεγάλο βάθος πληροφορίας και επειδή ο χρόνος μεταξύ εκπομπής και ανίχνευσης κύματος είναι άγνωστος δεν μπορεί να τεθεί σε εφαρμογή ο TGC. (Time Gain Compensation: Αντισταθμιστής Κέρδους Χρόνου, Βασικό κύκλωμα που συναντάται σε όλες τις τεχνολογίες

υπερήχων). Συμπτωματικά , και με την προϋπόθεση ότι είναι παρόμοιων ακουστικών ιδιοτήτων, οι επιφανειακές κινούμενες δομές παράγουν δυνατότερα σήματα απ ότι αυτές που βρίσκονται σε μεγαλύτερα βάθη. Μπορούμε να εντοπίσουμε το βάθος της κάθε δομής αν παράγουμε εκπέμψουμε παλμικό σήμα υπερήχων.

#### **4.7 Παλμικό κύμα Doppler**

Οι μονάδες παλμικού κύματος Doppler χρησιμοποιούν την αρχή της ανίχνευσης ηχούς ώστε να παρέχουν αξιόπιστες πληροφορίες για το βάθος γύρω της ολίσθησης Doppler. Ο transducer ενεργοποιείται ώστε να παράγει ένα σύντομο κύμα υπερήχων και έπειτα σταματά ώστε να 'ακούσει' τις ανακλάσεις πριν επανεκπέμψει. Ο καθορισμός της ενδιάμεσης συχνότητας απαιτεί ένα παλμό μεγαλύτερης χρονικής διάρκειας (το λιγότερο 4 κύκλων) απ αυτόν που χρησιμοποιείται στην απεικόνιση πραγματικού χρόνου. Τα λαμβανόμενα σήματα ετοιμάζονται για την ψηφιακή επεξεργασία έτσι μόνο οι αντηχήσεις ανιχνεύονται στο ενδιάμεσο χρονικό διάστημα που μεσολαβεί των εκπομπών. Αυτές αντιστοιχούν σ ένα συγκεκριμένο βάθος και συνεισφέρουν στο σήμα Doppler. Κάποιοι συγγραφείς αναφέρονται σ αυτήν την μέθοδο με την ονομασία C-mode.





Εικ13. Κυματομορφές σήματος παλμικού Doppler

#### 4.8 Σχεδιασμός οργάνων

Στα PW Doppler συστήματα το βασικό CW κύκλωμα είναι σχεδιασμένο ώστε να υποστηρίζει τις πύλες και να συλλέγει επιτυχημένες αντηχήσεις σ ένα κύκλωμα που δειγματοληπτεί και κρατάει δεδομένα. Το ρολόι λειτουργεί σαν αφέντης-συγχρονιστής εξυπηρετώντας χρονικούς σκοπούς. Μερικές μονάδες του υπερηχογράφου του επιτρέπουν να ρυθμίζει την συχνότητα επανάληψης των παλμών (PRF) αυτόματα, την στιγμή που άλλοι υπερηχογράφοι διαθέτουν ποικιλία PRF ανάλογα με το βάθος του στόχου. Μία μονή πύλη περιορίζει το βάθος κατά μήκος της γραμμής θέασης. Οι ολισθήσεις Doppler μπορούν να προκύψουν ταυτόχρονα από πολλά διαφορετικά δείγματα στόχων κατά μήκος της διάδοσης εγκαθιστώντας παράλληλους δέκτες, από τους οποίους ο καθένας είναι εφοδιασμένος με μία πύλη διαφορετικού χρόνου καθυστέρησης. Τα συστήματα PW πολλαπλών πυλών τυπικά περιέχουν 6-32 πύλες, με ελάχιστο αξονικό μήκος 1mm για κάθε δείγμα δομής. Επίσης δεν ζημιώνεται καθόλου ούτε το PRF ούτε ο χρόνος επεξεργασίας σήματος., οι παράλληλοι δέκτες δρουν ανεξάρτητα κατά τη

διάρκεια κάθε επανάληψης παλμού για την επεξεργασία της πληροφορίας από τις περιοχές δείγματος. Ακουστικά ή αναλυτές φάσματος αποτελούν τυπικές συσκευές εξόδου για τέτοιες εφαρμογές.

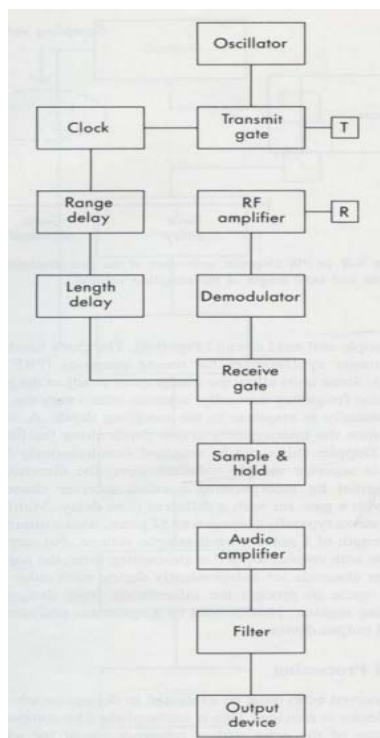
#### 4.9 Επεξεργασία σήματος

Το ανακλώμενο σήμα πρέπει να υπολογιστεί ώστε να εξακριβώσουμε αν η δομή που στοχεύουμε κινείται ή όχι. Αυτό επιτυγχάνεται ως εξής: συγκρίνουμε την φάση του ανακλώμενου σήματος με ένα σήμα αναφοράς του οποίου η φάση είναι σύγχρονη με τον εκπεμπόμενο παλμό. Δύο κύματα είναι συμφασικά εάν έχουν τα ίδια μέγιστα, ελάχιστα και σημεία μηδενισμού. Η αντανάκλαση από μία στατική δομή έχει την ίδια φάση με το σήμα εκπομπής, αντίθετα η ανάκλαση από μία κινούμενη δομή υπολείπεται μίας μικρής ολίσθησης εξαιτίας του φαινομένου Doppler.

Οι ανακλάσεις από διαφορετικές πηγές, από κινούμενες και στατικές, λαμβάνονται σε διαφορετικές χρονικές στιγμές οι οποίες ακολουθούν την εκπομπή. Το σήμα αναφοράς έχει την ίδια συχνότητα και φάση με τον παλμό εκπομπής αλλά επεκτείνεται με τον χρόνο έτσι τα λαμβανόμενα σήματα μπορούν να συγκριθούν με την αυθεντική εκπεμπόμενη κυματομορφή. Η φάση δεν αλλάζει για στατική δομή του οποίου η ανάκλαση λαμβάνεται σε πρώτο χρόνο. Η ολίσθηση στην φάση σε δεύτερο χρόνο μαρτυρά ότι η συγκεκριμένη δομή σ αυτό το βάθος κινείται.

Για να εξακριβώσουμε την ενδιάμεση συχνότητα, είναι απαραίτητο τα λαμβανόμενα σήματα από διάφορους παλμούς να αναμιχθούν με το σήμα αναφοράς (ίδιας συχνότητας όπως το σήμα εκπομπής). Κάθε παλμός που εκπέμπεται παρέχει μία άμεση τιμή του σήματος Doppler. Το κύκλωμα δειγματοληψίας –κράτησης που αναφέραμε πιο πριν αξιοποιεί τις τιμές από διάφορους παλμούς για να σχηματίσει την ενδιάμεση συχνότητα. Το ενδιάμεσο μοντέλο δεν ορίζεται τόσο καλά όσο στο CW Doppler γιατί οι παλμικές αντηχήσεις υπολογίζονται ώστε να δειγματοληπτούν το CW σήμα σε διακριτές χρονικές στιγμές. Το ενδιάμεσο μοντέλο θα μπορούσε να καθοριστεί καλύτερα εάν χρησιμοποιούνταν περισσότεροι παλμοί, δηλαδή αύξηση του

PRF. Σχηματικά η διαδρομή σήματος σε ένα παλμικό Doppler φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικ12. διάταξη παραγωγής παλμικού κύματος Doppler

#### 4.10 Οισοφάγειος υπερηχοκαρδιογραφία

Είναι η εξέταση της καρδιάς με υπερήχους που γίνεται από τον οισοφάγο. Εισάγεται από το στόμα στον οισοφάγο λεπτός σωλήνας διαμέτρου 1cm, στην άκρη του οποίου βρίσκεται η συσκευή εκπομπής υπερήχων. Ο οισοφάγος βρίσκεται ακριβώς πίσω από την καρδιά και οι εικόνες που παίρνουμε είναι πεντακάθαρες, αφού τίποτε δεν εμποδίζει τους υπερήχους να φθάσουν στην καρδιά ενώ στην κοινή εξέταση εμποδίζονται από τις πλευρές τους μύες κ.τ.λ. όπως είναι γνωστό οι υπέρηχοι δεν περνούν τα οστά.

Είναι πολύ χρήσιμη εξέταση και σε ορισμένες περιπτώσεις αναντικατάστατη. Αν κάποιος έπαθε εγκεφαλικό εμβολικό επεισόδιο, τότε πρέπει να κάνει οισοφάγειο υπερηχοκαρδιογράφημα για να διαπιστωθεί αν υπάρχουν θρόμβοι στην καρδιά. Επίσης σε περιπτώσεις ενδοκαρδίτιδας (σοβαρής φλεγμονής της καρδιάς), δυσλειτουργίας προσθετικών βαλβίδων, διαχωριστικού

ανευρύσματος αορτής, για να αναφέρουμε τις κυριότερες ενδείξεις, η εξέταση αυτή είναι εξαιρετικά χρήσιμη.

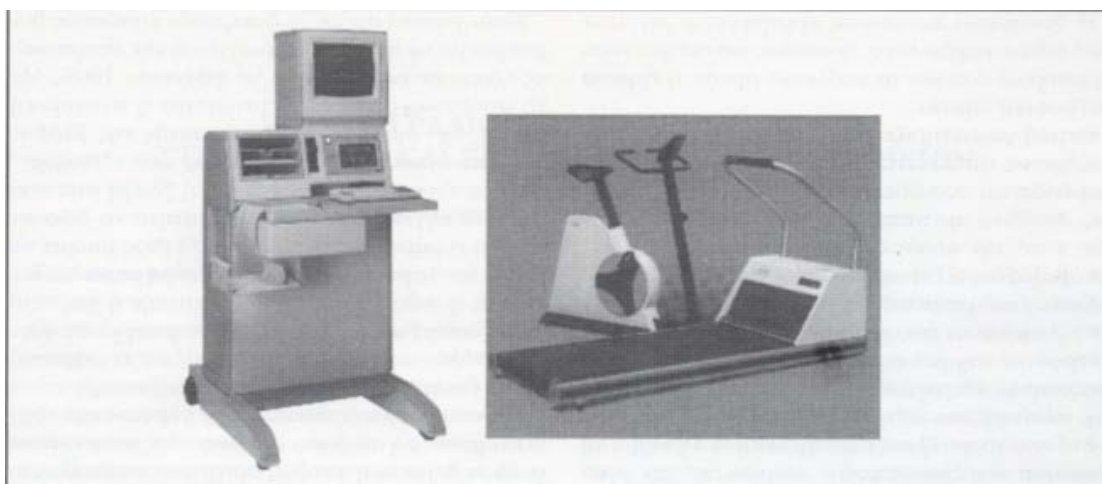
Η οισοφάγειος ηχοκαρδιογραφία δεν είναι τόσο απλή όσο η κοινή διαθωρακική εξέταση υπερήχων. Γίνεται από ειδικούς καρδιολόγους που διαθέτουν εμπειρία και για την κάνει κανείς θα πρέπει να είναι νηστικός πάνω από 4ώρες και να ληφθεί πριν από την εξέταση κάποιο ηρεμιστικό για να έχει ο υπό εξέταση ασθενής λιγότερα αντανακλαστικά.

## 5<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### Η ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΚΟΠΩΣΕΩΣ

Όσο πιο μεγάλες είναι οι απαιτήσεις του οργανισμού, τόσο γρηγορότερα εργάζεται η καρδιά και επομένως έχει και η ίδια περισσότερες απαιτήσεις σε αίμα και οξυγόνο. Τα στεφανιαία αγγεία, όταν είναι φυσιολογικά, τότε μπορούν να ικανοποιούν τις ανάγκες και τις αυξημένες απαιτήσεις της. Όταν όμως ένας ή περισσότεροι κλάδοι είναι στενωμένοι, τότε το μυοκάρδιο δεν παίρνει τις απαραίτητες ποσότητες αίματος και οξυγόνου που χρειάζεται με αποτέλεσμα ο άνθρωπος να αισθάνεται τον χαρακτηριστικό σθηθαγχικό πόνο και το ΗΚΓ να δείχνει αλλοιώσεις.

Η δοκιμασία κοπώσεως ξεκίνησε σαν μια σχετικά απλή, μη αιματηρή μέθοδος των δυο σκαλιών του Master, αργότερα χρησιμοποιήθηκε η ανύψωση αλτήρων σε κατακεκλιμένη θέση, επίσης το τρέξιμο 3-6 ορόφων κ.τ.λ. Από το 1956 και μετά διεθνώς επικράτησαν δύο μέθοδοι. Ο κυλιόμενος τάπητας και το εργομετρικό ποδήλατο. Ο κυλιόμενος τάπητας είναι ένα μηχάνημα που αποτελείται από έναν ιμάντα (τάπητα) επάνω στον οποίο βαδίζει ο εξεταζόμενος. Η κλίση και η ταχύτητα του τάπητα αυξάνεται ανάλογα με το στάδιο της κόπωσης. Ο ασθενής είναι συνδεδεμένος με ηλεκτρόδια και μέσω οθόνης ο καρδιολόγος παρακολουθεί το ΗΚΓ σε όλες τις φάσεις της δοκιμασίας.



*Εικ14. Όργανα που χρειάζονται για τη δοκιμασία κοπώσεως.*

Το εργομετρικό ποδήλατο είναι κοινό ποδήλατο με ενσωματωμένα όργανα, όπως ταχύμετρο, στροφόμετρο και όργανο ενδείξεως των σφύξεων. Ο εξεταζόμενος είναι και πάλι συνδεδεμένος με ηλεκτρόδια για παρακολούθηση του ΗΚΓ. Στη χώρα μας χρησιμοποιείται κυρίως ο κυλιόμενος τάπητας γιατί υπάρχουν αρκετοί που δεν είναι εκπαιδευμένοι στην ποδηλασία. Έτσι η δοκιμασία κοπώσεως δεν είναι τίποτε άλλο, παρά λήψη σειράς ΗΚΓ από πριν, κατά και ύστερα από γρήγορο βάδισμα (ή τρέξιμο) στον κυλιόμενο τάπητα ή στην εκτέλεση ποδηλασίας.

Η δοκιμασία κοπώσεως γίνεται με σκοπό:

1. να δούμε αν ο εξεταζόμενος, που έχει φυσιολογικό ΗΚΓ έχει πάθηση ή όχι στα στεφανιαία αγγεία
2. να εκτιμήσουμε το μέγεθος της πάθησης της στεφανιαίας αρτηρίας
3. να παρακολουθήσουμε αυτούς που έπαθαν έμφραγμα του μυοκαρδίου ή υποβλήθηκαν σε αγγειοπλαστική (διάνοιξη της στενωμένης αρτηρίας με μπαλόνι) ή επίσης αυτούς που υποβλήθηκαν σε εγχείρηση μπαίπας (παράκαμψη της στένωσης με τοποθέτηση υγιούς φλέβας από το πόδι ή μιας αρτηρίας) και
4. να εκτιμήσουμε άτομα που πρόκειται αν ασκήσουν ορισμένο επάγγελμα π.χ. πιλότου, οδηγού αμαξοστοιχείας κ.τ.λ.
5. να αξιολογήσουμε την αποτελεσματικότητα ορισμένων φαρμάκων που έχουν δοθεί στον ασθενή και
6. να διαπιστώσουμε τη φύση και να εκτιμήσουμε την πρόγνωση καρδιακών αρρυθμιών.

Οι κυριότερες αντενδείξεις της δοκιμασίας κόπωσης είναι:

1. όταν το έμφραγμα βρίσκεται στην οξεία του φάση
2. όταν ο εξεταζόμενος πόνεσε πρόσφατα στο στήθος (στην ηρεμία ή στην κόπωση) και ο πόνος είναι ύποπτος, άσχετα αν το ΗΚΓ είναι φυσιολογικό. Το διάστημα που πρέπει να περάσει από το επεισόδιο του πόνου μέχρι να γίνει η δοκιμασία κόπωσης είναι 20-25 μέρες περίπου.
3. όταν ο εξεταζόμενος πονά στην ηρεμία ή αφυπνίζεται το βράδυ και ο πόνος μοιάζει με στηθάγχη

4. όταν κόβοντας τα φάρμακα για να γίνει η δοκιμασία ο εξεταζόμενος πονέσει
5. όταν αλλάζει το ΗΚΓ σε σχέση με προηγούμενο ή εμφανίζει συνεχείς αλλαγές, έστω και χωρίς πόνο
6. όταν υπάρχει σοβαρή καρδιακή αρρυθμία ή έντονη βραδυαρρυθμία ή υπερκοιλιακή ταχυκαρδία

Η δοκιμασία κοπώσεως ερμηνεύεται πάντοτε από ειδικό καρδιολόγο, ο οποίος συνεκτιμά τόσο το ιστορικό όσο και τα υπόλοιπα άμεσα ή έμμεσα ΗΚΓγραφικά σημεία.

Θετική χαρακτηρίζεται η δοκιμασία, όταν ο εξεταζόμενος αισθάνεται στηθαγχικό πόνο ή όταν εμφανίζονται ουσιώδεις μεταβολές του ST τμήματος. Αντίθετα αρνητική χαρακτηρίζεται η δοκιμασία κατά την οποία δεν εμφανίζονται ουσιώδεις μεταβολές του ST ή στηθαγχικός πόνος.

Εκτός από τις μεταβολές του ST τμήματος του ΗΚΓ λαμβάνονται υπόψη και άλλα έμμεσα ΗΚΓγραφικά στοιχεία και δείκτες που αυξάνουν την ευαισθησία και την ακρίβεια της μεθόδου όπως π.χ. ο δείκτης των Αθηνών. (Athens QRS score). Επίσης στην Πανεπιστημιακή Κλινική του Ιπποκράτειου Νοσοκομείου Αθηνών, με την προσθήκη 3 επιπλέον ηλεκτροδίων (Νέα Τεχνική) η ευαισθησία της δοκιμασίας κοπώσεως έφτασε το 93%.

Είναι γνωστό ότι με τη δοκιμασία κοπώσεως δεν μπορούμε να θέσουμε την διάγνωση της στεφανιαίας νόσου που να φθάνει το 100%. Με την στεφανιογραφία διαπιστώνεται η ανατομική βλάβη, όχι όμως οι συνέπειες αυτής της βλάβης στην λειτουργικότητα της καρδιάς. Δύο εξεταζόμενοι που έχουν την ίδια ανατομική βλάβη στα στεφανιαία αγγεία δεν είναι απαραίτητο να δώσουν τα ίδια ευρήματα στην κόπωση. Ο ένας μπορεί να εμφανίσει πρώιμα και έκδηλα ευρήματα, οπότε τίθεται η πιθανότητα αγγειοπλαστικής ή χειρουργικής επέμβασης, ενώ ο άλλος μπορεί να μην εμφανίσει συμπτώματα ή πρώιμα ευρήματα οπότε θα συνεχίσει με φαρμακευτική αγωγή.

Η δοκιμασία κοπώσεως, όταν γίνεται από εξειδικευμένους γιατρούς, μειώνει την πιθανότητα ψευδώς θετικών ή ψευδώς αρνητικών αποτελεσμάτων που μας οδηγούν σε άσκοπες περιπέτειες.

## 6<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ή CT

Η CT στο θώρακα δίνει χρήσιμες πληροφορίες για το σχήμα και το μέγεθος της καρδιάς στο σύνολό της για το μέγεθος των κοιλοτήτων και το πάχος του τοιχώματός της (υπερτροφία, διάταση, όγκοι, υγρό στο περικάρδιο), για την μορφή, το μέγεθος και το πάχος της θωρακικής αορτής και των μεγάλων φλεβών του θώρακα και για τη μορφή και το εύρος των πνευμονικών αγγείων. Την εικόνα παρακολουθούμε, καθώς δημιουργείται, στην οθόνη του μηχανήματος και στην συνέχεια καταγράφουμε σε film. Επειδή παρεμβάλλεται computer είναι δυνατό να γίνει επεξεργασία της εικόνας, ενίσχυση, μεγέθυνση, μετρήσεις μεγέθους και πυκνότητας κ.τ.λ. Η εικόνα ενισχύεται και με την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικών ουσιών.

Επίσης είναι πολύ καλή για τη μελέτη του πνευμονικού παρεγχύματος, που συμμετέχει πολύ συχνά στις καρδιοπάθειες και, σε πνευμονικές νόσους, έχει αντίκτυπο στην πνευμονική κυκλοφορία και την καρδιά.

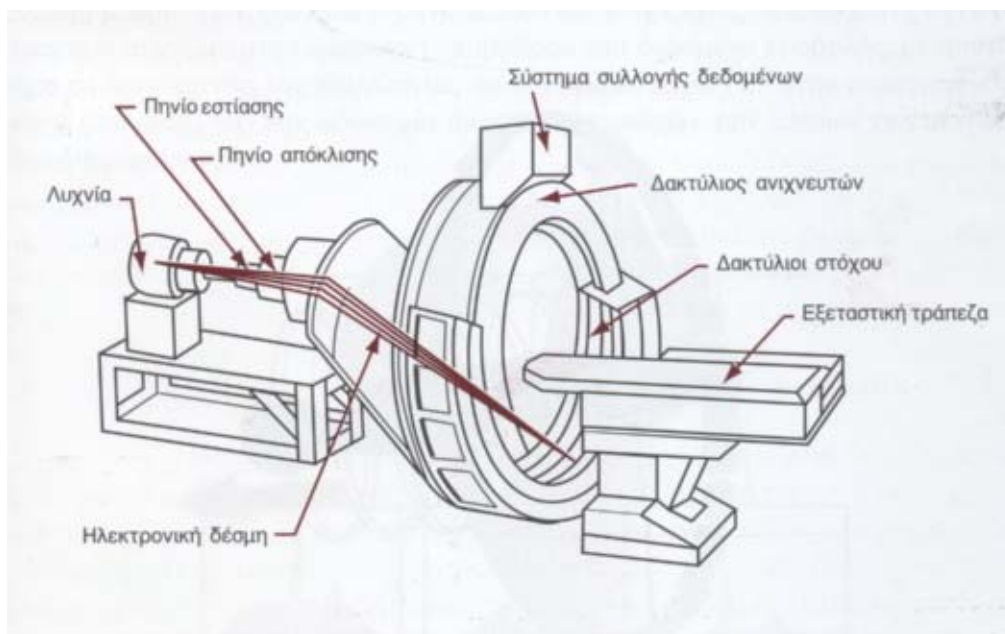
Το αντικείμενο μελέτης της CT στα μόρια του κυκλοφορικού συστήματος μέσα στο θώρακα σε πολλά σημεία συμπίπτει με εκείνο των υπερήχων, που προτιμούνται σαν πιο προσιτή και φθηνή μέθοδος. Εν τούτοις η CT έχει ορισμένα συγκεκριμένα πλεονεκτήματα απεικόνισης έναντι των υπερήχων (θωρακική αορτή πέραν της ρίζας, πνευμονική κυκλοφορία, πνευμονικό παρέγχυμα, μεσοθωράκιο), τα οποία ο καρδιολόγος σταθμίζει και μεθοδεύει τη σειρά των εξετάσεων. Σε περίπτωση μαζών κοντά στην καρδιά, η CT βοηθά στη διάκριση μεταξύ όγκου του βρόγχου και διευρυσμένου αγγείου. Αν γίνει γρήγορη ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού και αμέσως τομές στην περιοχή ενδιαφέροντος, ξεχωρίζει κανείς υπεύθυνα τα αγγεία, που ενισχύεται η σκιά τους με το φάρμακο.

Η αξονική τομογραφία χρησιμοποιεί ακτίνες Röntgen. Η δόση όμως των ακτίνων και εδώ είναι πολύ μικρή, αφού σε κάθε τομή ακτινοβολείται μια πολύ λεπτή φέτα ιστών και το άθροισμα είναι ελάχιστο.

Η εξέταση γίνεται πολύ καλά ανεκτή από τον άρρωστο, ο οποίος βρίσκεται κατά την διάρκειά της ξαπλωμένος αναπαυτικά.



Ένα σύστημα αξονικής τομογραφίας αποτελείται από την πηγή ακτίνων Χ, τους ανιχνευτές, το σύστημα απόκτησης δεδομένων (data-acquisition system), την εξεταστική τράπεζα, την κονσόλα ελέγχου και τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Τα τρία πρώτα στοιχεία αναφέρονται συνήθως με τον όρο gantry. Όλοι οι υπολογιστικοί τομογράφοι (με εξαίρεση τα συστήματα πέμπτης γενιάς) χρησιμοποιούν ως πηγές ακτινοβολίας λυχνίες ακτίνων Χ. Μια επιταχυνόμενη δέσμη ηλεκτρονίων προσπίπτει στην άνοδο, προκαλώντας την παραγωγή ακτίνων Χ. Τυπικές τιμές των παραμέτρων των χρησιμοποιούμενων λυχνιών είναι: διαφορά δυναμικού 120kV, ρεύμα λυχνίας 200 με 500mA και δύο δυνατά εστιακά σημεία διαστάσεων 0,5X1,5mm. Το ενεργειακό φάσμα της παραγόμενης ακτινοβολίας κυμαίνεται μεταξύ 30 και 120keV. Ένα σύστημα ευθυγράμμισης ελέγχει το πλάτος της αποκλίνουσας δέσμης (fan beam) μεταξύ 1.0 και 10.0mm και συνεπώς το πλάτος της υπό απεικόνιση τομής, ενώ ένας εναλλάκτης θερμότητας είναι απαραίτητος για την ψύξη του συστήματος.



Εικ15 Υπολογιστικός τομογράφος 5<sup>ης</sup> γενιάς.

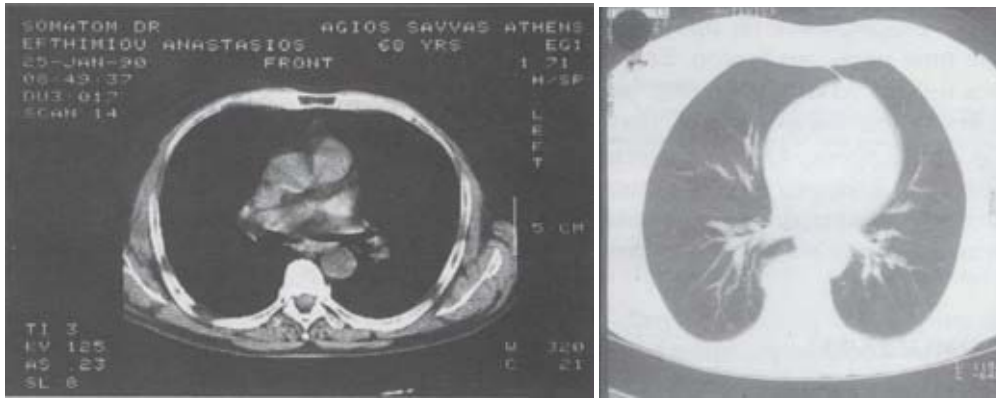
Οι ανιχνευτές ακτίνων Χ που χρησιμοποιούνται στα συστήματα CT πρέπει :

- α) Να έχουν υψηλή συνολική απόδοση έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή
- β) Να είναι σταθεροί στον χρόνο και
- γ) Να μην είναι ευαίσθητοι στις μεταβολές της θερμοκρασίας.

Η απόδοση ενός ανιχνευτή κυμαίνεται συνήθως μεταξύ 0.45 και 0.85 και είναι το γινόμενο τριών μεγεθών: της γεωμετρικής απόδοσης (geometric efficiency), της κβαντικής απόδοσης (quantum efficiency) και της απόδοσης μετατροπής (conversion efficiency). Η γεωμετρική απόδοση είναι το ποσοστό της συνολικής επιφάνειας έκθεσης των ανιχνευτών που είναι ευαίσθητο στην ακτινοβολία και μειώνεται με τη χρήση λεπτών διαφραγμάτων που αποσκοπούν στην απομάκρυνση της σκεδασμένης ακτινοβολίας. Κβαντική απόδοση είναι το ποσοστό της προσπίπτουσας στον ανιχνευτή ακτινοβολίας που απορροφάται συμβάλλοντας στο μετρούμενο σήμα. Η απόδοση μετατροπής χαρακτηρίζει την ικανότητα ακριβούς μετατροπής του απορροφούμενου σήματος της ακτινοβολίας X σε ηλεκτρικό σήμα. Τα σύγχρονα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας χρησιμοποιούν δύο είδη ανιχνευτών:

### **6.1 Συστήματα απόκτησης δεδομένων**

Το σύστημα απόκτησης δεδομένων εκτελεί μετρήσεις της εξερχόμενης έντασης Id σε μια δυναμική κλίμακα της τάξεως του  $10^4$ , κωδικοποιεί τα αποτελέσματα σε ψηφιακή μορφή και μεταφέρει τις τιμές σ έναν Η/Υ για τη διαδικασία της ανακατασκευής με ρυθμό 10Mbytes/sec. Αποτελείται από προενισχυτές ακρίβειας, μετατροπείς ρεύματος σε διαφορά δυναμικού, αναλογικούς ολοκληρωτές, πολυπλέκτες και μετατροπείς αναλογικών σε ψηφιακά σήματα. Εναλλακτικά χρησιμοποιείται ένας σύγχρονος μετατροπέας διαφοράς δυναμικού σε συχνότητα (SVFC) ελεγχόμενος από έναν προενισχυτή.



Εικ16. Δεδομένα αξονικού τομογράφου.

## 6.2 Ανακατασκευή τομογραφικής εικόνας

Η υπολογιστική τομογραφία είναι μια διαδικασία δύο βημάτων:

1. μέτρηση της διάδοσης μιας δέσμης ακτίνων X μέσα από μια τομή ενός αντικειμένου σε διάφορες διευθύνσεις στο επίπεδο της τομής.
2. εκτίμηση του γραμματικού συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X σε διάφορα σημεία της τομής του αντικειμένου, βάσει της σχέσεως :

$$\int_L \mu(x, y) ds = \ln(I_0 / I_d)$$

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται αναλυτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής (π.χ. Filtered Backprojection) αλλά και επαναληπτικές μέθοδοι όπως η μέθοδος της Αλγεβρικής Ανακατασκευής.

Σε κάθε περίπτωση, η ποιότητα της τομογραφικής εικόνας επηρεάζεται από φαινόμενα που αφορούν τη διάδοση των ακτίνων X και από παράγοντες που σχετίζονται με τη λήψη και την επεξεργασία των δεδομένων προβολής, και μπορεί να βελτιωθεί με τη χρήση κατάλληλων τεχνικών.

Μια πηγή σφαλμάτων στην ανακατασκευή της εικόνας είναι η μη ακριβής γνώση της θέσης του κέντρου περιστροφής ή οι μεταβολές της θέσης λόγω ατελειών στο μηχανισμό περιστροφής, οι οποίες συνεπάγονται την ύπαρξη σφαλμάτων στην καταχώρηση των δεδομένων προβολής στον πίνακα ανακατασκευής.

Οι ακτίνες Χ που παράγονται από τις χρησιμοποιούμενες λυχνίες έχουν πολυχρωματικό φάσμα ενεργειών και συνεπώς διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης για το ίδιο υλικό μέσο. Συνεπώς, τα γραμμικά ολοκληρώματα στα οποία βασίζονται οι αλγόριθμοι ανακατασκευής της εικόνας ισχύουν μόνο για έναν ενεργό συντελεστή εξασθένησης (effective attenuation coefficient).

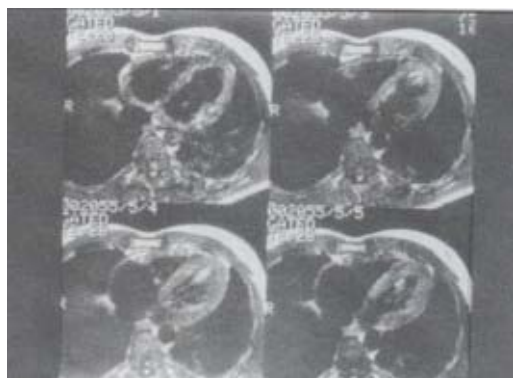
Επιπλέον κατά τη διέλευσή τους μέσα από ένα αντικείμενο, οι ακτίνες Χ των χαμηλών ενεργειών (μαλακές) απορροφώνται περισσότερο από εκείνες των υψηλών ενεργειών. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται σκλήρυνση της δέσμης (beam hardening) και έχει ως αποτέλεσμα τη μεταβολή του ενεργού συντελεστή εξασθένησης ανεξάρτητα από μεταβολές στη σύσταση ή στην πυκνότητα του υλικού μέσου. Το πρόβλημα εντείνεται από την ύπαρξη της σκεδασμένης ακτινοβολίας που συντελεί στην εμφάνιση υποβάθρου στα δεδομένα προβολής, με αποτέλεσμα τη διακύμανση της πυκνότητας ομοιόμορφων περιοχών στην τομογραφική εικόνα (cupping) και την αδυναμία διάκρισης περιοχών των οποίων οι πυκνότητες δεν διαφέρουν πολύ.

## 7<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η μαγνητική τομογραφία ή μαγνητικός συντονισμός (MRI) είναι μια απεικονιστική μέθοδος, η οποία δημιουργεί την εικόνα με την επίδραση ενός ισχυρού μαγνητικού πεδίου και ενός ασθενούς ραδιοσήματος πάνω στα άτομα του υδρογόνου μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου ατόμου.

Στη διερεύνηση των μορίων του θώρακα η MRI είναι χρήσιμη στη μελέτη του μεγέθους και του πάχους των τοιχωμάτων των καρδιακών κοιλοτήτων, με εικόνες που γίνονται σε συντονισμό με ηλεκτροκαρδιογράφημα, καθώς και στην μελέτη του περικαρδίου και τη συμμετοχή του σε νόσους των πέριξ οργάνων. Είναι μέθοδος που προσφέρει απεικόνιση των αγγείων, σε ορισμένες περιπτώσεις και θέσεις καλύτερη και από την αγγειογραφία, γιατί μας δίνει πληροφορίες για το εύρος των αγγείων όπως εκείνη, αλλά συγχρόνως και για το πάχος του τοιχώματός τους σε διάφορες θέσεις και μάλιστα κατά τρόπο τρισδιάστατο. Έτσι, βοηθεί πολύ στις μελέτες συγγενών και επίκτητων ανωμαλιών των μεγάλων αγγείων του θώρακα, για παράδειγμα συγγενούς στένωσης του ισθμού και διαχωριστικού ανευρύσματος της αορτής κ.α.. Με τη χρήση ειδικών παραμαγνητικών ουσιών μπορεί να ενισχυθεί η εικόνα και να προστεθούν λειτουργικές πληροφορίες, όπως π.χ. για τη βιωσιμότητα του μυοκαρδίου μετά από έμφραγμα.



*Εικ17. Εικόνα από μαγνητική τομογραφία*

Η MRI είναι πολύ καλή μέθοδος για τη μελέτη μορίων του κυκλοφορικού συστήματος και εκτός θώρακος, επειδή χωρίς σκιαγραφικό μπορεί να μελετήσει τις λεπτομέρειες των αγγείων στο κρανίο, τράχηλο, κοιλία και άκρα

και να αναγνωρίσει συγγενείς και επίκτητες νόσους-στενώσεις, ανευρύσματα, αγγειακές δυσπλασίες, αγγειοβριθείς όγκους κ.τ.λ.

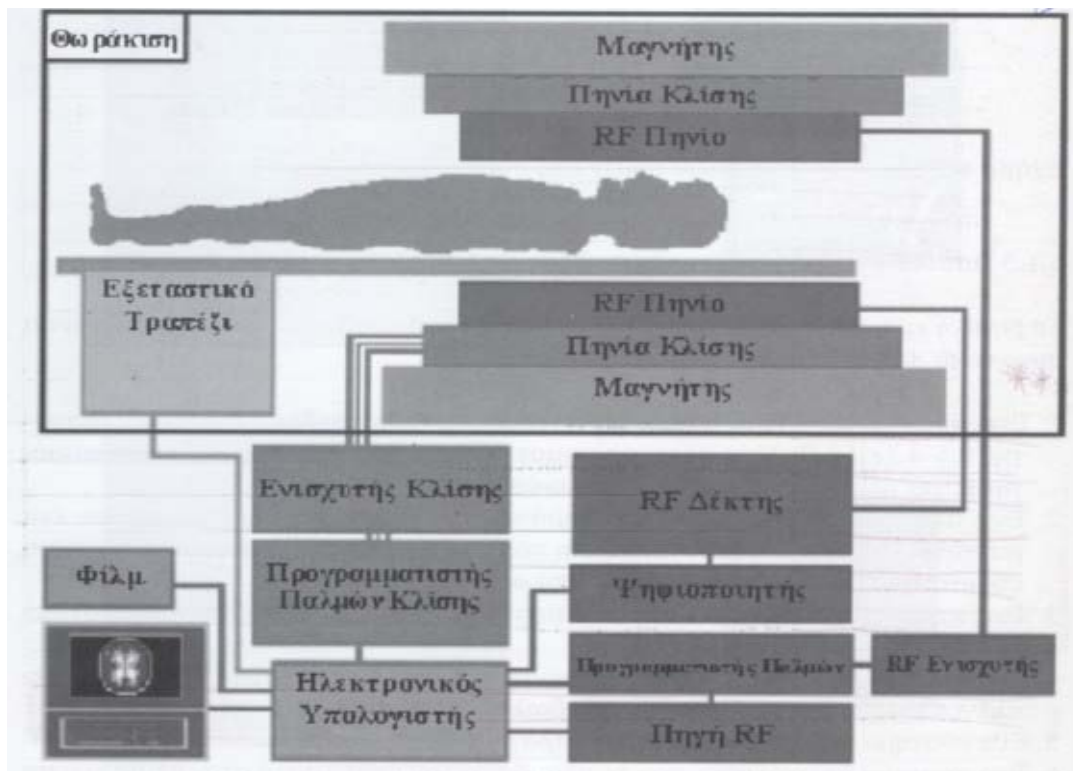
Η μέθοδος είναι ακίνδυνη, γιατί τόσο το μαγνητικό πεδίο όσο και το ασθενές ραδιοκύμα έχει διαπιστωθεί ότι δεν προκαλούν βλάβες στο σώμα, ενώ οι χρησιμοποιούμενες παραμαγνητικές ουσίες (Gadolinium κ.α.) πολύ σπάνια είναι υπεύθυνες για ασθενείς παρενέργειες. Είναι ανώδυνη και γι' αυτό αποδεκτή από τον άρρωστο. Στα μειονεκτήματα της μεθόδου πρέπει να θεωρηθούν η κλειστοφοβία που αισθάνονται μερικοί ασθενείς μέσα στο σωλήνα του μηχανήματος (αντιμετωπίζεται τις περισσότερες φορές με την πειθώ και την συζήτηση), ο σχετικά μακρός χρόνος εξέτασης (30'-40') και η δαπάνη, λόγω των μεγάλων εξόδων προμήθειας, εγκατάστασης, λειτουργίας συντήρησης του μηχανήματος. Μειονέκτημα είναι και το ότι δεν μπορεί να γίνει η εξέταση, όταν υπάρχουν μεταλλικά αντικείμενα στο σώμα του αρρώστου (βηματοδότες, μεταλλικές προθέσεις κ.α.). Μεταλλικά ράμματα και άλλα μικρά μεταλλικά αντικείμενα, καθώς και μη μαγνητικά μέταλλα, που χρησιμοποιούνται τα τελευταία χρόνια, δεν έχουν επίδραση στην εικόνα και δεν εγκυμονούν κινδύνους.

### 7.1 Δομή ενός μαγνητικού τομογράφου

Η λειτουργία του Μαγνητικού τομογράφου βασίζεται σ ένα απλό γεγονός: η συχνότητα συντονισμού του πυρήνα ( $\omega$ ) είναι ευθέως ανάλογη της έντασης του μαγνητικού πεδίου  $H_0$ . Αν ρυθμιστεί έτσι ώστε το μαγνητικό πεδίο να είναι ελεγχόμενα μεταβλητό, η συχνότητα συντονισμού των πυρήνων είναι συνάρτηση της θέσης τους σε σχέση με το μαγνήτη. Η ιδέα αυτή πραγματοποιείται με ειδικά βαθμωτά πηνία (gradient coils), τα οποία μεταβάλλουν γραμμικά την ένταση του μαγνητικού πεδίου σε κάθε μια από τις κάθετες διευθύνσεις (x,y,z). Ένα σύστημα μαγνητικής Τομογραφίας αποτελείται από :

1. **Μαγνήτης:** Δημιουργεί το πολωμένο μαγνητικό πεδίο για τον αρχικό προσανατολισμό των πυρήνων του προς εξέταση υλικού.

2. **Συστήματα παραγωγής βαθμωτών πεδίων (gradient coils)** : Είναι ένα σύστημα πηνίων –ηλεκτρομαγνητών που δημιουργούν τα βαθμωτά μαγνητικά πεδία στους τρεις ορθογώνιους άξονες του χώρου για το σχηματισμό της εικόνας.
3. **RF πομπός-δέκτης**: Το σύστημα αυτό περιλαμβάνει τον πομπό των RF παλμών διέγερσης και το σύστημα λήψης (δέκτης), των κατά την αποδιέγερση εκπεμπόμενων από τον εξεταζόμενο, σημάτων.
4. **Ηλεκτρονικός Υπολογιστής**: Ελέγχει την λειτουργία των επί μέρους τμημάτων του Μαγνητικού τομογράφου. Εκτελεί όλους τους απαραίτητους μετασχηματισμούς Fourier και τέλος οργανώνει τις πληροφορίες, τις αποθηκεύει σαν σειρά αριθμών και τις απεικονίζει σαν εικόνα.



Εικ 19 Μαγνητικός τομογράφος όπως ακριβώς περιγράφηκε προηγουμένως.

## 7.2 Το σύστημα ανίχνευσης-διαδρομή σήματος προς την έξοδο

Η λειτουργία του συστήματος ανίχνευσης ΠΜΣ , του δέκτη, είναι να ανιχνεύσει την  $M(r,t)$  και να παράγει ένα σήμα εξόδου  $S(t)$ . Εδώ παρουσιάζεται ο τρόπος

που προκύπτει το σήμα  $S(t)$  με χρήση ενός εξιδανικευμένου και απλοποιημένου δέκτη ΠΜΣ.

### Το πηνίο λήψης

Το πηνίο λήψης, το οποίο συνήθως περιβάλλει το δείγμα, είναι μια κεραία που συλλέγει το σήμα της κυμαινόμενης πυρηνικής μαγνήτισης του δείγματος και το μετατρέπει σε μια μεταβαλλόμενη τάση εξόδου,  $V(t)$ . Μπορεί ναδειχτεί ότι:

$$V(t) = -\frac{d}{dt} \int M(t, \vec{r}) f_c(\vec{r}) d\vec{r}.$$

Η συνάρτηση  $f_c(\vec{r})$  περιγράφει τη ευαισθησία του πηνίου λήψης σε διαφορετικά σημεία στο χώρο. Η  $M_z(t, \vec{r})$  φθίνει σχετικά με σταθερά χρόνου  $T_1$ , η οποία κυμαίνεται από 0.1 έως 1s, ενώ η εγκάρσια συνιστώσα ταλαντώνεται με περίοδο που κυμαίνεται από 0.05 έως 0.2μs.

Στην συνέχεια υποθέτουμε ότι έχουμε ένα τέλειο πηνίο λήψης με ευαισθησία

$f_c(\vec{r})$  που δίνεται από την σχέση:  $f_c(\vec{r}) = a\hat{x} + b\hat{y}$  όπου  $a, b$  άγνωστες

σταθερές. Η παραπάνω εξίσωση περιγράφει ένα πηνίο το οποίο έχει ομοιόμορφη ευαισθησία σε ολόκληρο το δείγμα, αλλά η διεύθυνση μέγιστης ευαισθησίας του δεν συμπίπτει με τη διεύθυνση του εφαρμοζόμενου πεδίου ραδιοσυχνοτήτων.

Η εξίσωση γίνεται:

$$V(t) = -\frac{d}{dt} \int (aM_x(t, \vec{r}) + bM_y(t, \vec{r})) d\vec{r} = -\frac{d}{dt} \int R \{ (a - jb) \tilde{M}(t, \vec{r}) \} d\vec{r} \quad \text{όπου με } R$$

συμβολίζεται το πραγματικό μέρος ενός δυναμικού.

Η πολική μορφή της μαγνήτισης σε πολική μορφή είναι γνωστή και γράφεται ως εξής:

$\tilde{M}^0(\vec{r}) = A(\vec{r}) \exp(j\theta(\vec{r}))$  και εισάγοντας τις παρακάτω αλλαγές μεταβλητών

$$a = k \cos \phi$$



$$b = -k \sin \phi$$

η πολική μορφή της μαγνήτισης μπορεί να γραφεί

$$V(t) = \int A(\vec{r}) \exp(i\omega t - i\vec{k} \cdot \vec{r}) d^3r \cos[\omega(\vec{r}) + \theta(\vec{r}) + \phi]$$

### Το κύκλωμα προσαρμογής

Το κύκλωμα προσαρμογής συζεύγνει το πηνίο λήψης με τον προενισχυτή ώστε να μεγιστοποιηθεί η μεταφορά ενέργειας στον ενισχυτή. Η μόνη επίδραση που έχει το κύκλωμα προσαρμογής στο σήμα ΠΜΣ είναι η μεταβολή της τιμής της σταθεράς  $k$  και η εισαγωγή μιας επιπλέον φάσης στο σήμα. Οι ολισθήσεις φάσης που εισάγονται εδώ και στα επόμενα κυκλώματα (καθώς επίσης και απλές χρονικές καθυστερήσεις, που στις βαθμίδες ραδιοσυχνοτήτων ισοδυναμούν με ολίσθηση φάσης) είναι αυθαίρετες με ακριβώς τον ίδιο τρόπο που το κέρδος  $k$  είναι αυθαίρετο. Θα ενσωματώσουμε αυτήν την αυθαίρετη, παραγόμενη από τα κυκλώματα φάση στη  $\phi$ .

### Ο προενισχυτής

Ο προενισχυτής είναι ένας ενισχυτής κέρδους πρώτης βαθμίδας, χαμηλού θορύβου. Η επίδρασή του στο σήμα είναι η μεταβολή των σταθερών  $k$  και  $\phi$ .

### Ο τετραγωνικός φωρατής φάσης

Ο τετραγωνικός φωρατής φάσης δέχεται το σήμα ραδιοσυχνοτήτων του ΠΜΣ, που αποτελείται από μια κατανομή συχνοτήτων γύρω ή κοντά στη συχνότητα ακτινοβολίας  $\omega$ , και ολισθαίνει τη συχνότητα σήματος κατά  $\omega$ . Επομένως η κατανομή των συχνοτήτων παραμένει αναλλοίωτη, το κέντρο όμως του φάσματος μετατοπίζεται στο μηδέν.

Πρώτα εξετάζουμε τη λειτουργία ενός φωρατή φάσης. Αυτό το κύκλωμα δέχεται δύο εισόδους, το σήμα ΠΜΣ και το σήμα αναφοράς, και τα πολλαπλασιάζει έτσι ώστε η έξοδος να είναι το γινόμενο των δύο εισόδων. Το

σήμα εισόδου είναι η τάση  $V(t)$  η οποία έχει δοθεί προηγουμένως. Το σήμα αναφοράς είναι :

$$S_r = a_r \cos(\omega t)$$

Μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Αφού οι συνηθισμένοι υπολογιστές είναι ψηφιακοί και όχι αναλογικοί, είναι απαραίτητη η μετατροπή του μιγαδικού σήματος από τα δύο κανάλια σε δύο ακολουθίες ψηφιακών αριθμών  $\{S_n\}$  σύμφωνα με τη σχέση:

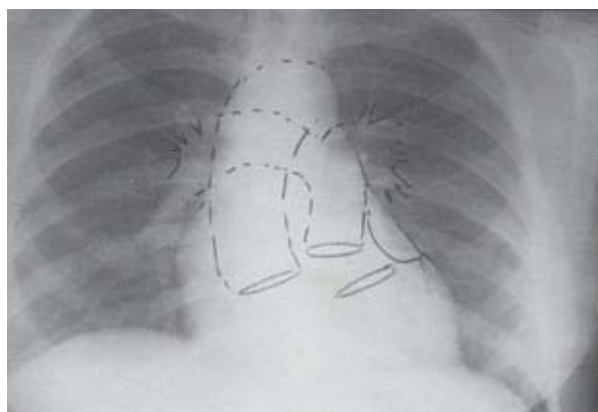
$S_n = K \int M(t, \vec{r}) \exp(-j\omega n \Delta t) d\vec{r}$  όπου  $\Delta t$  είναι η περίοδος δειγματοληψίας. Μ' αυτήν την εξίσωση, συνδέουμε τη δειγματοληψία εξόδου του δέκτη,  $S_n$ , με την πυρηνική μαγνήτιση του δείγματος  $M(t, \vec{r})$ .

## 8<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### Ακτινολογικές εξετάσεις καρδιάς-Ακτινογραφία θώρακος

Οι κλινικοί γιατροί, μετά την εξέταση του αρρώστου και το ηλεκτροκαρδιογράφημα, θέλουν να έχουν και την εικόνα των εσωτερικών οργάνων του θώρακα, δηλαδή της καρδιάς, της αορτής, των πνευμόνων και των αγγείων του.

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται για τον σκοπό αυτό, εδώ και 60 πλέον χρόνια, είναι η ακτινογραφία του θώρακος. Ο άρρωστος σε όρθια θέση, τοποθετείται με το στήθος να ακουμπά την ακτινογραφική πλάκα και την λυχνία πίσω του και η ακτινογραφία γίνεται σε βαθιά εισπνοή(ακτινογραφία κατά μέτωπο). Αν ο άρρωστος δεν μπορεί να σταθεί όρθιος, η ακτινογραφία γίνεται σε θέση καθιστή ή ξαπλωμένη, όμως η εικόνα αλλοιώνεται και πολλές φορές δημιουργεί προβλήματα κατά την αξιολόγηση. Αν πάρει κανείς μια ακτινογραφία απ το πλάι (πλάγια ακτινογραφία) έχει μία ικανοποιητική απεικόνιση των εσωτερικών οργάνων του θώρακα και μάλιστα σε 3 διαστάσεις. Σε μερικές περιπτώσεις, κατά την κρίση του καρδιολόγου γίνονται και άλλες συμπληρωματικές ακτινογραφίες π.χ. λοξές, δεξιά και αριστερά, σε εισπνοή-εκπνοή κ.τ.λ.



*Εικ20. χαρακτηριστική ακτινογραφία καρδιάς.*

Μια πρόσθετη χρήσιμη μέθοδος είναι η ακτινοσκόπηση με την οποία είναι δυνατή η δυναμική μελέτη του θώρακα, γιατί μπορεί να μελετηθεί το εύρος κίνησης του διαφράγματος, οι σφύξεις της καρδιάς και αορτής, οι σφύξεις μαζών κοντά στην καρδιά, ο περισταλισμός του πεπτικού σωλήνα κ.τ.λ.

Μπορεί επίσης να εντοπιστεί με ακτινοσκόπηση μια βλάβη, για παράδειγμα μάζα στον πνεύμονα, υγρό μέσα στον θώρακα κ.α. και να κατευθύνουμε την βελόνα της παρακέντησης για βιοψία της μάζας, λήψη ή κένωση του υγρού στον υπεζωκότα ή το περικάρδιο κ.τ.λ.

Με την ευρεία χρησιμοποίηση των υπερήχων στην μελέτη της καρδιάς και της ρίζας της αορτής, η ακτινογραφία θώρακος έχει χάσει ένα μέρος της αξίας της. Όμως εξακολουθεί να αποτελεί χρήσιμη μέθοδο αξιολόγησης των μορίων του κυκλοφορικού συστήματος στο θώρακα και του αντίκτυπου στον πνεύμονα των ανωμαλιών της καρδιάς, καθώς και παρακολούθησης του αποτελέσματος της θεραπείας. Στην ακτινογραφία πρέπει πάντα να αποτυπώνεται η ημερομηνία για λόγους μελλοντικής σύγκρισης.

Η ακτινογραφία θώρακος χρησιμοποιεί ακτίνες X ή Röntgen, οι οποίες σε μεγάλες δόσεις μπορεί να βλάψουν. Στην ιδιότητά τους αυτή άλλωστε στηρίζεται η ακτινοθεραπεία. Η δόση όμως που χρησιμοποιείται για την ακτινογραφία θώρακος είναι πολύ μικρή και σαφώς κάτω απ' τα επιτρεπτά επίπεδα, ώστε να είναι αγνοητέα. Από τους εθνικούς και διεθνείς οργανισμούς θεσπίζονται τα επιτρεπτά όρια ακτινοβολίας και ορίζονται κανόνες ακτινοπροστασίας, με οδηγίες για το είδος και την καταλληλότητα των μηχανημάτων, τις συνθήκες εργασίας κ.τ.λ. ώστε η ακτινογραφία θώρακος να θεωρείται τελείως ακίνδυνη. Και η ακτινοσκόπηση είναι ακίνδυνη σήμερα, με τα σύγχρονα μηχανήματα και τη χρησιμοποίηση του ενισχυτή εικόνας. Ο ειδικός γιατρός, που γνωρίζει σε βάθος το θέμα, φροντίζει να εργάζεται γρήγορα και να χρησιμοποιεί τη μικρότερη δυνατή ποσότητα ακτίνων για επίτευξη του μέγιστου δυνατού διαγνωστικού αποτελέσματος. Η ακτινογραφία θώρακος είναι εύκολη εξέταση που μπορεί να γίνει σε οποιοδήποτε σημείο της χώρας, λόγω ύπαρξης ακτινολογικών μηχανημάτων, φθηνή και απόλυτα αποδεκτή από τον άρρωστο και είναι επαναλήψιμη γιατί δεν εξαρτάται από τον χειριστή.

## 9<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΗΜΑ

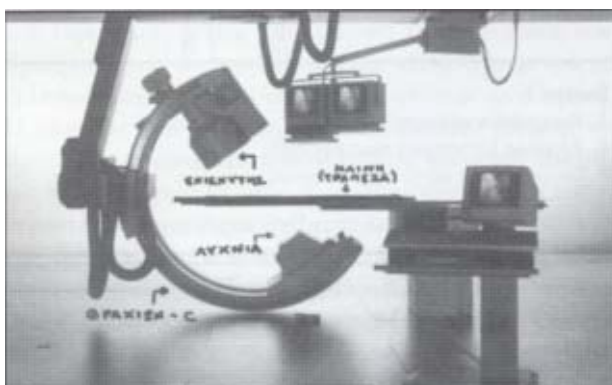
Στο κεφάλαιο αυτό εξηγείται ο καθετηριασμός της καρδιάς και το στεφανιογράφημα. Δίδεται μια σύντομη περιγραφή της τεχνικής και της αίθουσας καθετηριασμού με τα μηχανήματα που χρησιμοποιούνται και αναλύεται πώς τα στοιχεία του καθετηριασμού βοηθούν στη διάγνωση. Εξηγείται επίσης γιατί η επέμβαση είναι σχεδόν ανώδυνη και αναφέρονται οι ελάχιστοι κίνδυνοι που τη συνοδεύουν. Τέλος δίδονται χρήσιμες οδηγίες στον ασθενή. Για την καλύτερη κατανόηση όμως είναι απαραίτητο να προταχθούν ορισμένα στοιχεία από την ανατομία και την λειτουργία της καρδιάς.

#### 9.1 Τεχνικές καθετηριασμού και στεφανιογραφήματος

Η επέμβαση συνίσταται στην εισαγωγή σε μία αρτηρία ή και φλέβα του βραχίονα ή του μηρού, λεπτότατων και πολύ εύκαμπτων πλαστικών σωλήνων, που λέγονται καθετήρες και οι οποίοι προωθούνται στις κοιλότητες της καρδιάς και στα στόμια των στεφανιαίων αρτηριών. Δια μέσου αυτών των καθετήρων μετρώνται οι πιέσεις των κοιλοτήτων, λαμβάνονται δείγματα αίματος και κυρίως εγχύεται μια ιωδιούχος σκιερή ουσία (αδιαπέραστη από ακτίνες X), με την οποία επιτυγχάνεται η σκιαγράφιση των καρδιακών κοιλοτήτων και των στεφανιαίων αρτηριών.

Η εξέταση γίνεται σε ειδική αίθουσα, που ομοιάζει με χειρουργείο. Οι γιατροί και οι νοσοκόμοι φέρουν χειρουργική ενδυμασία και γάντια. Όλα τα εργαλεία είναι αποστειρωμένα και οι καθετήρες μιας χρήσεως συσκευασμένοι από το εργοστάσιο. Στην αίθουσα υπάρχει ειδικό ακτινολογικό συγκρότημα, που συνίσταται από μια κινητή τράπεζα στην οποία ξαπλώνει ο ασθενής και από ένα βραχίονα σε σχήμα C, που στρέφεται περί το κεφαλικό άκρο της τράπεζας. Το κάτω άκρο του βραχίονα φέρει την ακτινολογική λυχνία και το άνω τον ενισχυτή εικόνας με την κινηματογραφική μηχανή. Οι ακτίνες διέρχονται από το σώμα του ασθενούς και προβάλλουν τη σκιά της καρδιάς στον ενισχυτή. Με την περιστροφή του βραχίονα η σκιά της καρδιάς

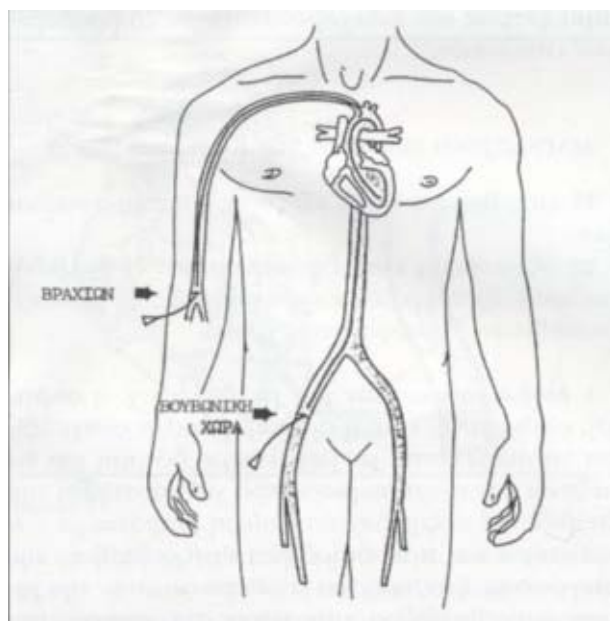
λαμβάνεται σε πολλαπλές προβολές. Στην τράπεζα στερεώνεται ένα στατώ , που φέρει τα ηλεκτρομανόμετρα για την μέτρηση των πιέσεων και φιάλες με φυσιολογικό ορό για την έκπλυση των καθετήρων και τη χορήγηση υγρών ενδοφλεβίως και τέλος τη φιάλη με τη σκιαγραφική ουσία. Δίπλα στην τράπεζα υπάρχει ένα καταγραφικό μηχάνημα με οθόνη, όπου απεικονίζονται και παρακολουθούνται συνεχώς το ΗΚΓ/μα και οι πιέσεις και καταγράφονται όσα στοιχεία θεωρούνται απαραίτητα. Ο ασθενής τοποθετείται στην τράπεζα και συνδέεται με τα καλώδια του ΗΚΓ.



*Εικ21. χαρακτηριστική αίθουσα επεμβάσεων καθετηριασμού.*

Τοποθετείται μια φλεβική οδός στον αριστερό βραχίονα και γίνεται ασηψία του βραχίονα ή της βουβονικής χώρας, η οποία θα πρέπει να έχει ξυριστεί προηγουμένως. Εν συνεχεία καλύπτεται ο ασθενής με άσηπτα σεντόνια και γίνεται τοπική αναισθησία της περιοχής απ' όπου θα γίνει ο καθετηριασμός. Στον βραχίονα γίνεται τομή του δέρματος, ανευρίσκονται τα αγγεία και ο καθετήρας εισάγεται μέσω μιας μικρής οπής της αρτηρίας η οποία συρράπτεται μετά το τέλος του καθετηριασμού , όπως και το δέρμα. Στη βουβωνική χώρα δεν διανοίγεται δέρμα αλλά η αρτηρία και η φλέβα παρακεντώνται. Μέσα από την βελόνα εισάγεται στο αγγείο και προωθείται στην καρδιά, λεπτότατο και εύκαμπτο σύρμα περιβεβλημένο με νάυλον για να μην τραυματίζεται καθόλου το εσωτερικό του αγγείου. Με οδηγό αυτό το σύρμα εισάγεται στο αγγείο μικρός σωληνίσκος μήκους 10 εκ. περίπου και μέσω αυτού εισάγεται ο καθετήρας, ο οποίος συνδέεται με το ηλεκτρομάνομετρο και έτσι υπό συνεχή παρακολούθηση της πίεσεως και του ΗΚΓματος , προωθείται κάτω από ακτινοσκοπικό έλεγχο και τοποθετείται η άκρη του στο στόμιο της στεφανιαίας αρτηρίας ή διέρχεται μέσω της αορτικής

βαλβίδας στην αριστερή κοιλία. Εάν γίνει και δεξιός καθετηριασμός, τότε εισάγεται άλλος καθετήρας στη φλέβα και προωθείται στη δεξιά καρδιά.



*Εικ22. τεχνική καθετηριασμού.*

Οι καθετήρες είναι ακτινοσκοπεύσιμοι και φαίνονται πολύ καλά κατά την ακτινοσκόπηση, ούτως ώστε ο γιατρός γνωρίζει πάντα επακριβώς που βρίσκεται το άκρο του καθετήρα. Μετά το πέρας του καθετηριασμού αφαιρούνται οι καθετήρες και ο σωληνίσκος και εφαρμόζεται πίεση στο σημείο παρακεντήσεως για να κλείσει η σπή της αρτηρίας. Εν συνεχεία εφαρμόζεται πιεστικός επίδεσμος και τοποθετείται μικρός σάκκος άμμου για να εξασφαλισθεί η συνέχεια της πίεσεως και η στερεώτητα του κλεισίματος. Ο ασθενής πρέπει να παραμείνει κλινήρης για 6-8 ώρες και να μην κάνει βίαιες κινήσεις. Παρά το ότι η οδός της βουβωνικής χώρας απαιτεί μακρότερο χρόνο παραμονής στην κλίνη, απ' ό,τι του βραχίονα, εν τούτοις προτιμάται από τους περισσότερους ιατρούς, διότι ο κίνδυνος θρομβώσεως της μηριαίας αρτηρίας είναι μικρότερος, επειδή το αγγείο είναι ευρύτερο από τη βραχιόνια αρτηρία και επειδή δεν συρράπτεται. Η τεχνική είναι επίσης ταχύτερη, η φλέβα της περιοχής δεν απολιπώνεται και τα αγγεία είναι εύκολα προσπελάσιμα πάλι, αν χρειασθεί να γίνει δεύτερος καθετηριασμός.

Εφόσον ο ασθενής δεν νοσηλεύεται ήδη, μπορεί να εισαχθεί το πρωί της ίδιας ημέρας και να βγει την επόμενη. Σε μερικά κέντρα του εξωτερικού επιχειρείται η έξοδος την ίδια ημέρα, επειδή το κόστος της κλίνης είναι μεγάλο. Αυτό όμως

δεν έχει γίνει ευρέως αποδεκτό, λόγω του κινδύνου αιμορραγίας και ενδεχομένων άλλων επιβραδυνόμενων επιπλοκών.

## 9.2 Διαγνωστική συμβολή του καθετηριασμού

Η επεμβατική αυτή εξέταση χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση των εξής παθήσεων:

1. βαλβιδοπαθειών
2. συγγενών καρδιοπαθειών
3. μυοκαρδιοπαθειών
4. στεφανιαίας νόσου

### 1. βαλβιδοπάθειες

Εάν μια βαλβίδα π.χ. η αορτική , είναι στενή, τότε η αριστερή κοιλία αναγκάζεται να συστέλλεται με μεγαλύτερη δύναμη και να αυξάνει την πίεση περισσότερο για να ανοίξει την βαλβίδα. Η αυξημένη αυτή πίεση μετράται με τον καθετήρα και προσδιορίζεται έτσι ο βαθμός της στενώσεως. Εάν υπάρχει ανεπάρκεια ,π.χ. της μιτροειδούς βαλβίδος, τότε μέρος της σκιερής ουσίας που εγχύεται στην αριστερή κοιλία παλινδρομεί προς τον αριστερό κόλπο και έτσι αξιολογείται το μέγεθος της βλάβης.

### 2. Συγγενείς καρδιοπάθειες

Οι παραμορφώσεις που έχουν αναπτυχθεί κατά την διαμόρφωση του εμβρύου φαίνονται με την αγγειογραφία

### 3. μυοκαρδιοπάθειες

Κατ' αυτές πάσχει το μυοκάρδιο και εξασθενεί η δύναμη συστολής του. Αυτό διαπιστώνεται με αγγειοκαρδιογραφία.

### 4. Στεφανιαία νόσος



Οφείλεται στην ανάπτυξη αθηροματικών πλακών από λιπαρές ουσίες μέσα στον αυλό των στεφανιαίων αρτηριών που προκαλούν στενώσεις εντετοπισμένες στο αρχικό τμήμα του αγγείου, και οι οποίες εμποδίζουν την παροχή αίματος στο μυοκάρδιο. Αυτή η ελάττωση της αιμάτωσης προκαλεί τον πόνο της στηθάγχης. Όταν αναπτυχθεί θρόμβος πάνω στην πλάκα, τότε αποφράσσεται τελείως η αρτηρία και επέρχεται νέκρωση μιας περιοχής. Τούτο ονομάζεται έμφραγμα Η έγχυση της σκιερής ουσίας γίνεται μέσω του καθετήρα που τοποθετείται στο στόμιο της αρτηρίας. Με την αριστερή κοιλιογραφία διαπιστώνεται, αν μέρος του τοιχώματος έχει νεκρωθεί από έμφραγμα και δεν συστέλεται καλά ή έχει διαταχθεί και έχει δημιουργηθεί ανεύρυσμα.

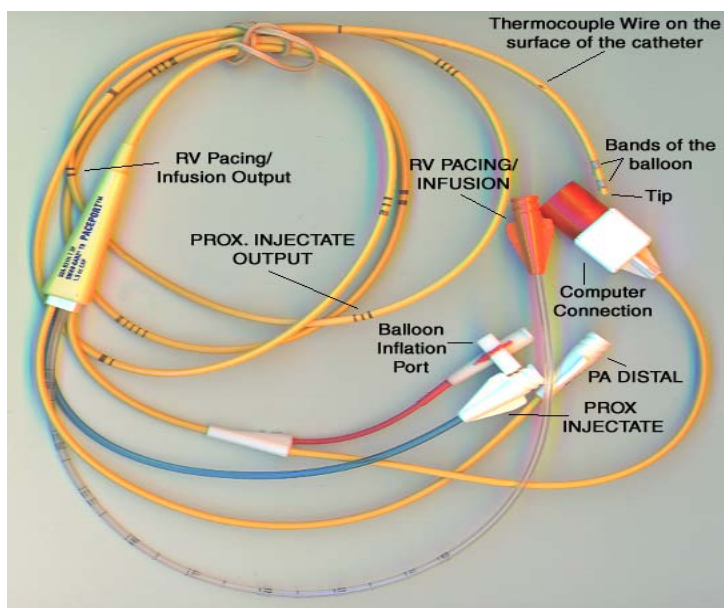
### 9.3 Καθετήρας Swan-Ganz

Ο ορισμός που δίνεται για τον Swan-Ganz καθετήρα είναι ότι πρόκειται για έναν λεπτό, ευέλικτο σωλήνα που οδηγείται μέσα στην καρδιά και εισάγεται από την τραχηλική φλέβα από τον λαιμό. Αυτός ο τύπος καθετήρα χρησιμοποιείται για να μετράει πίεση στην πνευμονική αρτηρία και την ροή του αίματος μέσα από την καρδιά. Για την ανίχνευση της θέσης του καθετήρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν ακτίνες X καθώς αυτός περνάει μέσα από τις διάφορες δομές της καρδιάς. Όταν ο καθετήρας βρίσκεται μέσα στην καρδιά μπορεί εκτός από το να μετρήσει πίεση και ροή αίματος να πάρει και δείγματα από απ' αυτό.

Συνήθως το μήκος του φτάνει τα 110cm ενώ η διάμετρός του παίρνει πολλές τιμές. Η μικρότερη απ' αυτές είναι τα 7F.

- ✓ Ένα μπαλόνι χωρητικότητας 15cc τοποθετημένο στην άκρη του καθετήρα
- ✓ Ένα θερμίστορ που είναι τοποθετημένο 4 εκ από την άκρη του καθετήρα(αυτό χρησιμεύει για τον υπολογισμό καρδιακών μεγεθών σε σχέση με τις αλλαγές της θερμοκρασίας)

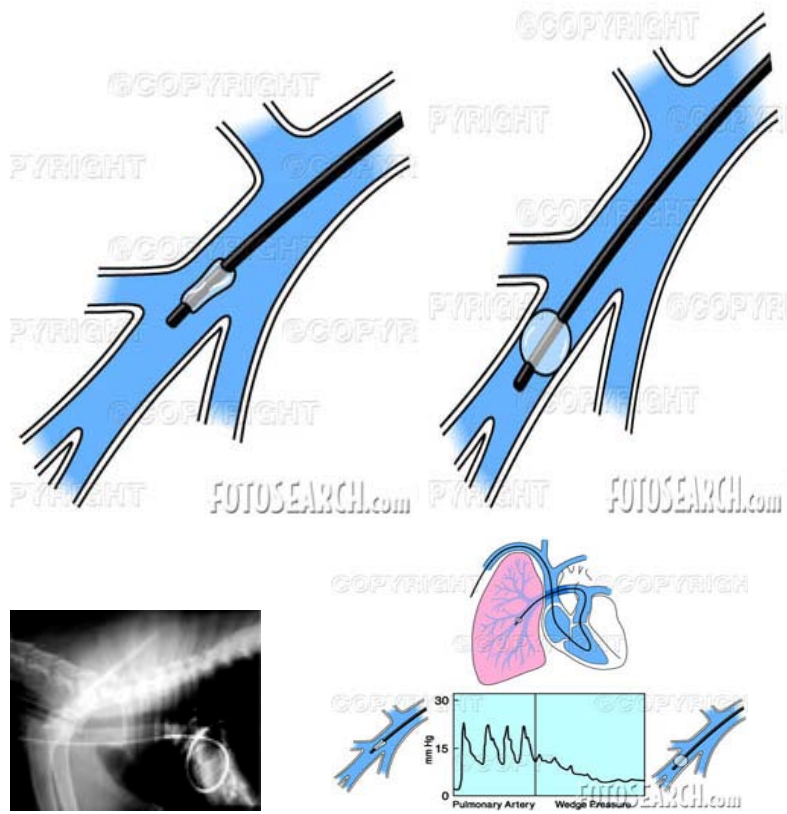
- ✓ Υπάρχει η λεγόμενη θύρα βηματοδότη και λέγεται έτσι γιατί υπάρχει ένας τέτοιος προσωρινά σε απόσταση 19 εκ από την άκρη του καθετήρα(θύρας δεξιάς κοιλίας αλλιώς...)
- ✓ Τέλος υπάρχει η κεντρική θύρα (ή θύρα δεξιού κόλπου) η οποία είναι σε απόσταση 30 εκ από την άκρη του καθετήρα



**Εικ23.τυπικός καθετήρας Swan-Ganz**

Μπορούμε να δούμε καθαρά στην παραπάνω εικόνα ότι ο σωλήνας του καθετήρα είναι βαθμονομημένος και τις διάφορες θύρες που διαθέτει. Επιπλέον μπορούμε να δούμε την ειδική θύρα που συνδέεται στον υπολογιστή. Επίσης μαθαίνουμε επιπλέον ότι το καλώδιο αποτελεί θερμοηλεκτρικό στοιχείο.

Τα παραπάνω περιγράφουν έναν κλασικό καθετήρα Swan-Ganz .Ενδιαφέρον παρουσιάζει ο τρόπος εισαγωγής του μέσα στην δεξιά κοιλία και την πνευμονική αρτηρία. Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται πως συμπεριφέρεται το μπαλόνι στην άκρη του καθετήρα, ο τρόπος εισαγωγής καθώς επίσης πως παρακολουθείται η διαδρομή του καθετήρα με φθοροσκόπηση.



**Εικ24.** Τρόπος εισαγωγήςκαθετήρα-Γράφημα συμπεριφοράς του μπαλονιού ενός καθετήρα κατά την διάρκεια παραμονής του στην καρδιά ασθενούς

## 10<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

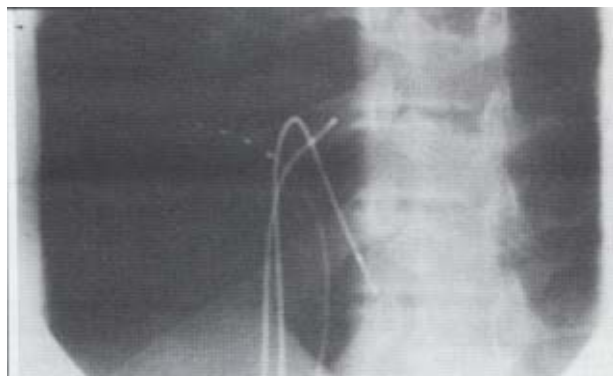
### Ο ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ ΚΑΙ Η ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΑΝΑΚΛΙΣΗΣ

Η καρδιά εξασφαλίζει την ομαλή λειτουργία των οργάνων του σώματος με την ακατάπαυστη προώθηση του οξυγονωμένου αίματος σε κάθε σωματικό κύτταρο. Αυτό επιτυγχάνεται με την “έφ’ όρου ζωής” περιοδική επανάληψη της ίδιας διεργασίας που συνίσταται στην υποδοχή του επαναφερόμενου αίματος κατά τη φάση χάλασης (διαστολή) και επαναπροώθηση αυτού κατά την φάση σύσπασης (συστολή). Με άλλα λόγια, η καρδιά δεν σταματά να εργάζεται με την ίδια διαδικασία μερόνυχτα, λεπτό προς λεπτό. Τυχόν διακοπή αυτής της συνεχούς δραστηριότητας μπορεί να οδηγήσει σε ολέθριες συνέπειες. Η συχνότητα με την οποία συσπάται το μυοκάρδιο (ο μυς της καρδιάς) κυμαίνεται από 40 ως 180 σφύξεις το λεπτό ανάλογα με τις υφιστάμενες ανάγκες. Έτσι στη διάρκεια του ύπνου, όταν οι ανάγκες για κατανάλωση ενέργειας είναι μικρές οι σφύξεις πέφτουν, ενώ κατά την διάρκεια της σωματικής άσκησης, όταν απαιτείται κατανάλωση ενέργειας στους σκελετικούς μύες οι σφύξεις ανεβαίνουν. Οι εντολές για το πόσο συχνά θα πρέπει να συσπάται το μυοκάρδιο δίδονται απ’ το ονομαζόμενο ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς. Αυτό δεν είναι τίποτα άλλο παρά ένα καλά οργανωμένο δίκτυο ηλεκτρικών καλωδίων και ηλεκτρικών σταθμών που εντοπίζονται σε συγκεκριμένα στοιχεία των κόλπων και των κοιλιών. Το ηλεκτρικό ερέθισμα ξεκινάει από τους κόλπους και στη συνέχεια κατέρχεται στις κοιλίες αφού πρώτα καθυστερήσει σε μια γέφυρα που ονομάζεται κολποκοιλιακός κόμβος. Έτσι επιτυγχάνεται συντονισμένη σύσπαση τόσο των κόλπων όσο και των κοιλιών σε διαδοχικές χρονικές στιγμές. Αυτό εξασφαλίζει τη ρυθμικότητα της καρδιακής λειτουργίας. Όταν διαταράσσεται αυτή η ρυθμικότητα, ομιλούμε περί καρδιακών αρρυθμιών. Το φάσμα των καρδιακών αρρυθμιών είναι ευρύ και κυμαίνεται από τις πλέον αθώες, όπως οι έκτακτες συστολές, έως τις πλέον σοβαρές, όπως η αδιάκοπη κοιλιακή ταχυκαρδία. Οι πρώτες συχνά παρατηρούνται και σε κατά τα άλλα υγιή άτομα και δεν επιπροσθέτουν κανένα κίνδυνο για τη ζωή του πάσχοντος, ενώ οι δεύτερες απαντώνται συνήθως σε ασθενείς με σοβαρή καρδιακή πάθηση. Στο ενδιάμεσο μια μεγάλη ποικιλία ταχυκαρδιών που, αν και δεν θέτουν σε κίνδυνο τη ζωή του ασθενούς,

προκαλούν συμπτώματα που συχνά οδηγούν σε βραχύβιες νοσοκομειακές περιθάλψεις.

### 10.1 Ηλεκτροφυσιολογικός έλεγχος

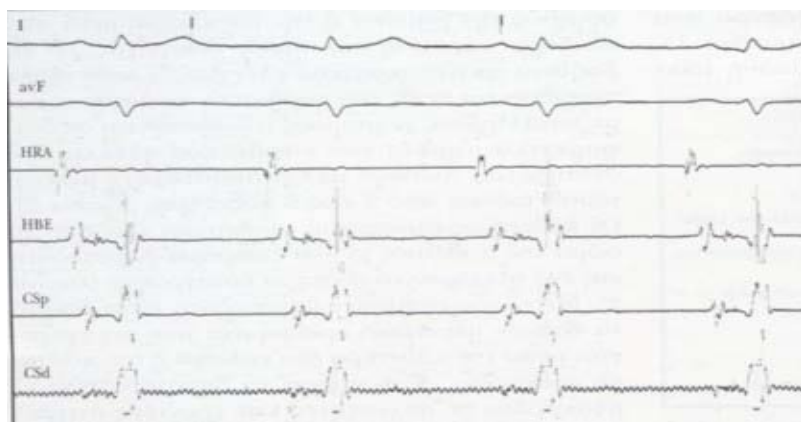
Σήμερα είναι δυνατό να μελετήσουμε τόσο την φυσιολογική λειτουργία του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς, όσο και τυχόν υπάρχουσες διαταραχές αυτής στο ηλεκτροφυσιολογικό εργαστήριο. Αυτό γίνεται με την χρήση καθετήρων (λεπτών πλαστικών σωλήνων εφοδιασμένων με ηλεκτρόδιο) , που τοποθετούνται σε διαφορετικά σημεία των καρδιακών κοιλοτήτων. Οι καθετήρες-ηλεκτρόδια εισάγονται από μια μεγάλη περιφερική φλέβα, συνήθως τη μηριαία ή την υποκλείδιο μετά από υποδόρια νάρκωση στο σημείο εισαγωγής. Με τη βοήθεια ακτινοσκοπικού ελέγχου οι καθετήρες οι καθετήρες προωθούνται εντός των καρδιακών κοιλοτήτων και με κατάλληλους χειρισμούς τοποθετούνται σε διαφορετικά του καρδιακού συστήματος. Ανάλογα με την απαιτούμενη μελέτη, τοποθετούνται από 2 έως 5 καθετήρες.



*Εικ25. τοποθέτηση τριών καθετήρων-ηλεκτροδίων σε διαφορετικά σημεία του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας.*

Οι καθετήρες ηλεκτρόδια συνδέονται έξω από το σώμα του ασθενούς με ένα computer-βηματοδότη και ένα ηλεκτρονικό σύστημα καταγραφής. Μέσω του computer-βηματοδότη είναι δυνατό να δοθούν ηλεκτρικά ερεθίσματα που μεταφέρονται μέσω του καθετήρα στο κολπικό ή στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Έτσι μπορεί να βηματοδοτηθεί το μυοκάρδιο σε συχνότητες και χρονικές στιγμές που προκαθορίζονται από το χειριστή καρδιολόγο .Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατό να μελετηθεί λεπτομερώς η λειτουργία διαφορετικών τμημάτων του καρδιακού ηλεκτρικού συστήματος. Μέσω του καταγραφικού συστήματος

επιτυγχάνεται η απεικόνιση ηλεκτρικών σημάτων από τα σημεία επαφής του καθετήρα-ηλεκτροδίου με το καρδιακό τοίχωμα.



*Εικ26. ηλεκτρικά σήματα από ηλεκτρόδια στον δεξιό και αριστερό κόλπο.*

Όταν πολλαπλά τέτοια σήματα καταγράφονται από διαφορετικά σημεία των κόλπων και των κοιλιών, είναι δυνατή η χρονική τους συσχέτιση και έτσι μπορεί να χαρτογραφηθεί η διαδρομή που ακολουθεί το ηλεκτρικό ερέθισμα. Έτσι εντοπίζονται τυχόν υφιστάμενα βραχυκυκλώματα στο ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς που μπορεί να οδηγήσουν σε επικίνδυνες ή βασανιστικές αρρυθμίες.

Το ηλεκτροφυσιολογικό εργαστήριο, εκτός των προαναφερθέντων οργάνων είναι εφοδιασμένο με άλλες συσκευές υποστήριξης, όπως τον απινιδωτή, την συσκευή καρδιοπνευμονικής ανάνηψης και τις αντλίες έγχυσης φαρμάκων. Για την ασφαλή ολοκλήρωση του ηλεκτροφυσιολογικού ελέγχου, εκτός του ειδικά εκπαιδευμένου καρδιολόγου-ηλεκτροφυσιολόγου, απαιτείται και η παρουσία ενός καρδιολόγου βοηθού και ενός νοσοκόμου. Το εργαστήριο θα πρέπει να υποστηρίζεται από μονάδα εντατικής θεραπείας και καλά οργανωμένη καρδιολογική κλινική. Εφόσον οι ανωτέρω προϋποθέσεις ικανοποιούνται, είναι δυνατό να πραγματοποιηθούν και οι πλέον πολύπλοκες εξετάσεις με ελάχιστο κίνδυνο για τον ασθενή που δεν ξεπερνά αυτόν της κοινής στεφανιογραφίας. Η συνολική διάρκεια της εξέτασης ποικίλλει από μία ώρα για τους απλούστερες έως και 5 ώρες για τις πολυπλοκότερες. Μετά το πέρας της εξέτασης, οι καθετήρες απομακρύνονται και τοπική αιμόσταση επιτυγχάνεται στο σημείο εισαγωγής αυτών. Ο ασθενής παραμένει κλινήρης και ακίνητος για 4-6 ώρες. Την επόμενη της εξέτασης είναι σε θέση να

αναλάβει φυσιολογικές δραστηριότητες εφόσον όλη η κλινική του κατάσταση το επιτρέπει.

Συνοψίζοντας θα πρέπει να τονισθεί ο ηλεκτροφυσιολογικός έλεγχος προσφέρει χρήσιμες πληροφορίες και βοηθά σημαντικά στη διάγνωση και θεραπεία πολύπλοκων καρδιακών αρρυθμιών. Σε επιλεγμένα περιστατικά παρέχει τη δυνατότητα ριζικής θεραπείας. Ένας τέτοιος έλεγχος προαπαιτεί ειδικά εξοπλισμένο εργαστήριο και εξειδικευμένη ομάδα, προϋποθέσεις απαραίτητες για την ασφαλή και επιτυχή ολοκλήρωσή του. Προ της παραπομπής ενός ασθενούς για τη διενέργεια ηλεκτροφυσιολογικού ελέγχου, θα πρέπει να προηγηθεί αξιολόγηση της καρδιακής αρρυθμίας από ειδικό καρδιολόγο. Έτσι αποφεύγεται η περιττή ταλαιπωρία του ασθενούς και η ανεπιθύμητη φόρτιση του εργαστηρίου.

## 10.2 Δοκιμασία ανάκλισης

Η δοκιμασία ανάκλισης βοηθά στη διαγνωστική διερεύνηση των συγκοπικών επεισοδίων ειδικά αυτών που είναι άγνωστης αιτιολογίας. Ένα συγκοπικό επεισόδιο, η κοινώς αποκαλούμενη λιποθυμία, χαρακτηρίζεται από αιφνίδια και παρωδική απώλεια των αισθήσεων. Ένα τέτοιο επεισόδιο οφείλεται συνηθέστερα σε ελάττωση της αιμάτωσης του εγκεφάλου για λίγα δευτερόλεπτα. Μια μεγάλη κατηγορία παθολογικών καταστάσεων μπορεί να οδηγήσει σε μια τέτοια παρωδική διαταραχή της άρδευσης του εγκεφαλικού ιστού. Δυστυχώς πολλά απ' αυτά τα λιποθυμικά επεισόδια παραμένουν αγνώστου αιτιολογίας. Τόσο η διαγνωστική τους διερεύνηση όσο και η θεραπευτική τους αντιμετώπιση είναι δύσκολη και συχνά δημιουργεί προβλήματα επικοινωνίας μεταξύ ασθενούς και θεράποντος ιατρού. Αν και στην πλειονότητάς τους οι λιποθυμικές προσβολές "αγνώστου αιτιολογίας" δεν αποτελούν σοβαρή απειλή για τη ζωή του ασθενούς και συχνά παρατηρούνται σε κατά τ' άλλα υγιή άτομα νεαρής ηλικίας, υπάρχουν περιστατικά όπου τέτοιες προσβολές λαμβάνουν ανησυχητικό χαρακτήρα. Πράγματι σε ορισμένους ασθενείς, τέτοιες προσβολές αιφνιδίας απώλειας των αισθήσεων λαμβάνουν χώρα καθ' υποτροπήν και συχνά οδηγούν σε κακώσεις δημιουργώντας επιπρόσθετα προβλήματα στον πάσχοντα και στο

οικογενειακό του περιβάλλον. Όπως προαναφέρθηκε, η διερεύνησή τους αποβαίνει συχνά ανεπιτυχής, δαπανηρή και χρονοβόρα, επιπροσθέτωντας ψυχολογικό stress, στον ασθενή που έχει να αντιμετωπίσει μια σωρεία εξεταστικών μεθόδων όπως η αξονική τομογραφία του κρανίου, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, η μακροχρόνια ηλεκτροκαρδιογραφική καταγραφή και άλλα. Τα τελευταία έτη η χρησιμοποίηση της δοκιμασίας ανάκλισης έχει βοηθήσει σημαντικά στην ανεύρεση του αιτίου τέτοιων συγκοπικών επεισοδίων. Πράγματι σήμερα με αυτήν, είναι δυνατόν να ανευρεθεί ο μηχανισμός πρόκλησης συγκοπής σε ποσοστό κυμαινόμενο από 25%-60%, ακόμη και όταν όλες οι άλλες εξετάσεις έχουν αποβεί αρνητικές. Είναι εύκολα αντιληπτό ότι τα οφέλη για τον γιατρό και τον ασθενή είναι σημαντικά τόσο από οικονομική όσο και από καθαρά κλινική άποψη.

Αλλά τι είναι αυτή η δοκιμασία ανάκλισης; Πόσο διαρκεί; Προαπαιτεί ειδικό εξοπλισμό και κατάλληλα εκπαιδευμένο ιατρικό προσωπικό; Συνοδεύεται από σημαντικές επιπλοκές; Αυτή η δοκιμασία μπορεί να ολοκληρωθεί σε ένα κατάλληλα εξοπλισμένο χώρο μιας καρδιολογικής κλινικής, παρουσία ενός καρδιολόγου και ενός βοηθού νοσοκόμου ή εκπαιδευόμενου γιατρού. Ο ασθενής τοποθετείται στην εξεταστική κλίνη ανάκλισης η οποία έχει δυνατότητα ηλεκτρικής ανόρθωσης από 0°-90°. Η κλίνη έχει υποστήριγμα για τα πόδια του ασθενούς και συνοδεύεται από ζώνες με τις οποίες περισφίγγεται η κοιλιά και οι μηροί του ασθενούς.

Έτσι σε περίπτωση αναπαραγωγής της λιποθυμίας στη θέση ανάκλισης, ο ασθενής δεν κινδυνεύει από αιφνίδια πτώση και τραυματισμό. Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας, οι σφύξεις και η πίεση του ασθενούς παρακολουθούνται συνεχώς και καταγράφονται κάθε 2 λεπτά. Η θέση ανάκλισης κυμαίνεται από 60°-80° ανάλογα με το χρησιμοποιούμενο πρωτόκολλο. Τυχόν εμφάνιση ενοχλημάτων καταγράφεται συγχρόνως με τη μετρούμενη πίεση και τις σφύξεις του ασθενούς.





*Εικ27. δοκιμασία ανάκλισης.*

Εφόσον εμφανισθούν λιποθυμικά ενοχλήματα ή απώλεια των αισθήσεων, γεγονός που οφείλεται στην κατά κανόνα αιφνίδια εμφάνιση πτώσης της αρτηριακής πίεσης και ελάττωσης των σφύξεων, η κλίση επαναφέρεται στην οριζόντια θέση και η δοκιμασία διακόπτεται θεωρούμενη θετική για λιποθυμία νευροαγγειακής αιτιολογίας. Ο τελευταίος όρος υπαινίσσεται απώλεια των αισθήσεων οφειλόμενη σε κάποια ανωμαλία των νευρικών αντανακλαστικών που ρυθμίζουν την πίεση και τις σφύξεις. Η αποκατάσταση των αισθήσεων του ασθενούς είναι συνήθως άμεση με την επαναφορά στην οριζόντια θέση. Η δυνατότητα της δοκιμασίας να αναπαράγει τη συγκοπική συνδρομή γίνεται υψηλότερη, εφόσον όλη η διαδικασία γίνει με ταυτόχρονη ενδοφλέβια χορήγηση ενός φαρμάκου, της ισοπροτενόλης. Αυτό προϋποθέτει τη χρήση αντλίας συνεχούς ενδοφλέβιας έγχυσης με ακριβή υπολογισμό της χορηγούμενης δόσης. Οι επιπλοκές της δοκιμασίας είναι σπάνιες και παροδικές, χωρίς αυτό να σημαίνει ότι δεν χρειάζεται συνεχής εγρήγορση καθόλη την διάρκειά της. Η παρουσία ενός εξωτερικού απινιδωτή και ενός set ανάνηψης συνίσταται σε όλες τις περιπτώσεις, είναι δε προτιμότερο η όλη δοκιμασία να ολοκληρώνεται σε μια οργανωμένη καρδιολογική μονάδα.

Τα οφέλη που αποκομίζει ο ασθενής από αυτή την εξέταση είναι πολλά. Κατ' αρχήν αποφεύγεται η αδικαιολόγητη ανησυχία ότι κάτι σοβαρό συμβαίνει με την καρδιά ή τον εγκέφαλο. Γνωρίζοντας ότι η όλη διαταραχή οφείλεται σε κάποια παροδική αντίδραση του κυκλοφορικού συστήματος που, ακόμη και να υποτροπιάσει, δεν θα αποτελέσει απειλή για τη ζωή, τόσο ο ασθενής όσο και ο θεράπωντας γιατρός αντιμετωπίζουν την κατάσταση με αισιοδοξία. Στις

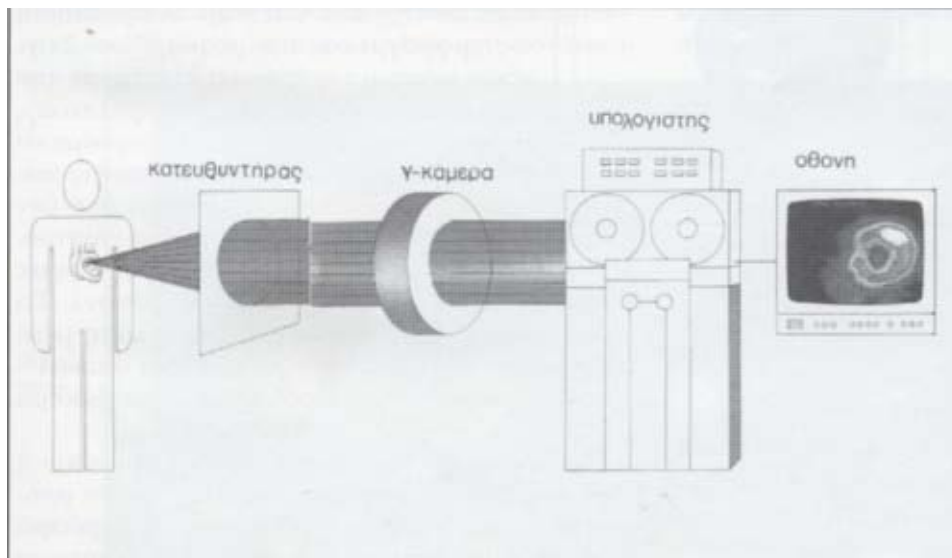
σπανιότερες περιπτώσεις που αυτή η διαταραχή είναι πραγματικά βαριά και επικίνδυνη για την ζωή του ασθενούς, είναι δυνατό να αντιμετωπισθεί με την προφυλακτική τοποθέτηση βηματοδότη. Στις περιπτώσεις που η διαταραχή, αν και δεν είναι επικίνδυνη για τη ζωή του ασθενούς, δημιουργεί ιδιαίτερες ανησυχίες λόγω των συχνών υποτροπών, ενθαρρυντικά αποτελέσματα έχουν παρατηρηθεί με τη χορήγηση απλών και καλά ανεκτών φαρμάκων. Τέτοια φάρμακα (π.χ. β-αναστολείς) αποτρέπουν την ενεργοποίηση του παθολογικού αντανακλαστικού που οδηγεί στην εμφάνιση υπότασης και βραδυκαρδίας και έτσι ελαττώνουν σημαντικά την εμφάνιση υποτροπών. Τέλος οδηγίες μπορεί να προσφερθούν στον ασθενή ούτως ώστε να αποφεύγει συνθήκες που ευνοούν την εμφάνιση λιποθυμικών επεισοδίων. Συμπερασματικά η δοκιμασία ανάκλισης βοηθά στην αντιμετώπιση ασθενών που εμφανίζουν λιποθυμικά επεισόδια, των οποίων ο μηχανισμός πρόκλησης παραμένει αδιευκρίνιστος.

## 11<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΟΙ ΡΑΔΙΟΪΣΟΤΟΠΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΣΤΗ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΚΑΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΚΑΡΔΙΟΠΑΘΕΙΩΝ

Οι ραδιοϊσοτοπικές εξετάσεις είναι ένας συνδυασμός τεχνολογίας και ειρηνικής χρήσης της ραδιενέργειας, που σκοπό έχουν την απεικόνιση (φωτογράφιση) της αιμάτωσης, της λειτουργίας και του μεταβολισμού της καρδιάς. Οι συνηθέστερες εξετάσεις που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι το σπινθηρογράφημα του μυοκαρδίου με θάλλιο 201 και η ραδιοϊσοτοπική κοιλιογραφία, ενώ λιγότερο γνωστές στο ευρύ κοινό είναι η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου ή απεικόνιση της αντιμυοσίνης κ.α.

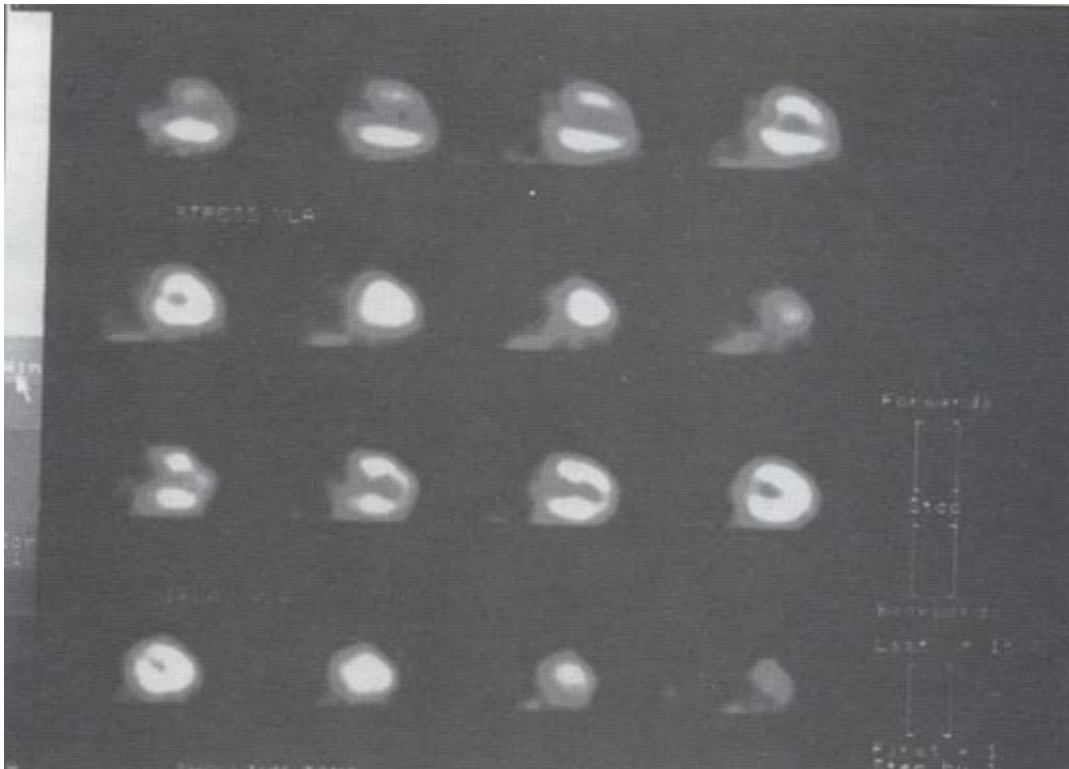
Η βασική αρχή, στην οποία στηρίζεται η σπινθηρογραφική απεικόνιση της καρδιάς παριστάνεται στην παρακάτω εικόνα



*Εικ28 βασική αρχή σπινθηρογραφήματος καρδιάς.*

Εργαστηριακά παρασκευασμένα ραδιοϊσότοπα, που έχουν την ικανότητα να εκπέμπουν ακτινοβολία γ σε μη βλαπτική για τον οργανισμό δόση, χορηγούνται με ενδοφλέβια ένεση στον ασθενή. Τα ραδιοϊσότοπα μεταφέρονται με την αιματική κυκλοφορία στην καρδιά, όπου μια ειδική συσκευή γ-κάμερα, τοποθετημένη κοντά στον θώρακα του ασθενή, ανιχνεύει την ραδιοϊσοτοπική δραστηριότητα από το όργανο-στόχο(καρδιά).Ανάλογα με την φτωχή ή φυσιολογική αιμάτωση που εξασφαλίζουν στα διάφορα

τοιχώματα της καρδιάς τα πάσχοντα ή φυσιολογικά αντιστοίχως στεφανιαία αγγεία, είναι και η πυκνότητα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας που ανιχνεύεται από την γ-κάμερα με τη μορφή κρούσεων. Οι κρούσεις κατευθύνονται σ'έναν κρύσταλλο, όπου αναλύονται οι φωτεινές δέσμες. Οι φωτεινές αναλαμπές μετά από ενίσχυση μετατρέπονται σε ηλεκτρικούς παλμούς, οι οποίοι με την βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή καταγράφονται ανάλογα με την συχνότητα και την θέση τους στον χώρο. Τα δεδομένα υφίστανται επεξεργασία και με την βοήθεια ειδικών προγραμμάτων γίνεται σύνθεση της τελικής εικόνας της καρδιάς που προβάλλεται στην οθόνη.



*Εικ29. Παθολογικό σπινθηρογράφημα καρδιάς.*

Βασικό στοιχείο της όλης εξέτασης είναι η υποβολή των ασθενών σε κόπωση. Η κόπωση προκαλείται με τον κυλιόμενο τάπητα ή με ποδήλατο, με τα οποία επιτυγχάνουμε τη σταδιακά και ελεγχόμενη κόπωση της καρδιάς. Η κόπωση τελειώνει, όταν ο ασθενής αυξήσει τις σφύξεις του σε επίπεδο που προβλέπεται από την ηλικία και το φύλλο του ή εάν εμφανιστούν σημεία ισχαιμίας, όπως στηθάγχη ή μεταβολές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Για την περίπτωση των ασθενών που δεν μπορούν να υποστούν σωματική κόπωση λόγω π.χ. αναπηρίας, παθήσεως των αγγείων ή παχυσαρκίας, η πρόκληση κόπωσης της καρδιάς επιτυγχάνεται με την χορήγηση

φαρμακευτικών ουσιών, όπως της διπυριδαμόλης, αδενοσίνης και της ντομπουταμίνης. Από την παρακολούθηση και την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και της αρτηριακής πίεσεως στη διάρκεια της κόπωσης συνάγονται συμπεράσματα πολύ σημαντικά για την αιμάτωση και την λειτουργία της καρδιάς.

### 11.1 Κλινικές εφαρμογές

Οι ραδιοϊσοτοπικές διαγνωστικές τεχνικές παρέχουν πληροφορίες για παθήσεις της καρδιάς που αξιοποιούνται σε συνδυασμό με άλλες εξετάσεις, όπως ο καρδιακός καθετηριασμός, το υπερηχοκαρδιογράφημα κ.α. Έχουν εφαρμογή σχεδόν σε όλες τις περιπτώσεις παθήσεων της καρδιάς.

Η πιο σημαντική προσφορά στην διάγνωση και εκτίμηση νόσου των στεφανιαίων αγγείων (στεφανιαία ανεπάρκεια). Είναι γνωστό ότι η πάθηση αυτή είναι η συχνότερη καρδιοπάθεια του ενήλικου πληθυσμού σε όλο τον κόσμο και είναι η πρώτη αιτία θανάτου. Η διαπίστωση της ύπαρξης ισχαιμίας του μυοκαρδίου δηλ. της ελλειψμένης προσφοράς αίματος και οξυγόνου σε σχέση προς την αυξημένη ζήτηση, εξαρτάται από τα συμπτώματα του αρρώστου δηλ. από τον τυπικό πόνο στο στήθος-στηθάγχη-ιδιαίτερα μετα την έντονη προσπάθεια. Τις περισσότερες φορές την ισχαιμία της καρδιάς, που εκδηλώνεται με στηθάγχη, επιβεβαιώνει το καρδιογράφημα. Ορισμένες φορές όμως τα συμπτώματα απουσιάζουν (σιωπηλή ισχαιμία) και το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν καταγράφει μεταβολές δηλωτικές της ισχαιμίας. Για τις μη τυπικές αυτές καταστάσεις, όπως και για τις περιπτώσεις εκείνες με αμφίβολα ή οριακά παθολογικά αποτελέσματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος ηρεμίας ή κόπωσης, το σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου ξεκαθαρίζει με υψηλό ποσοστό ευαισθησίας τα παθολογικά από τα φυσιολογικά. Έτσι, εάν ένα τοίχωμα της καρδιάς, π.χ. το πρόσθιο, έχει μειωμένη, αιμάτωση λόγω στένωσης του αυλού του υπεύθυνου στεφανιαίου αγγείου, η εκπομπή ακτινοβολίας είναι ελλειψμένη σ' αυτήν την περιοχή και δημιουργεί έλλειμμα στις εικόνες που παίρνουμε έπειτα από τη σωματική ή φαρμακευτική κόπωση. Μεγάλη είναι η συμβολή των ραδιοϊσοτοπικών τεχνικών και στην αντιμετώπιση του εμφράγματος του μυοκαρδίου. Στην οξεία φάση μπορούμε να ελέγξουμε την αποτελεσματικότητα της θρομβολυτικής αγωγής. Σε

ενδιάμεσο στάδιο μπορούμε να θέσουμε την διάγνωση σε περιπτώσεις που υπάρχει υποψία εμφράγματος, που δεν εκδηλώθηκε με συμπτώματα ή με ηλεκτροκαρδιογραφικές μεταβολές ,(οι περιπτώσεις αυτές αγγίζουν το 30% όλων των εμφραγμάτων).Τα τελευταία χρόνια, χρησιμοποιούνται ακόμη μετά το έμφραγμα τεχνικές που μπορούν να αποκαλύψουν τμήματα του μυοκαρδίου που είναι βιώσιμα και μπορούν να επαναιματωθούν.

Τέλος μετά το έμφραγμα χρησιμοποιείται και η ραδιοϊσοτοπική κοιλιογραφία με την οποία μπορούμε να εκτιμήσουμε την έκταση, τη βαρύτητα και την επίπτωση που είχε το έμφραγμα στην εν γένει απόδοση της καρδιάς ως αντλίας.

Έτσι για παράδειγμα, αν θεωρήσουμε την καρδιά ως κινητήρα, η απόδοσή του μετριέται με ένα δείκτη της ραδιοϊσοτοπικής κοιλιογραφίας, που λέγεται κλάσμα εξώθησης. Κάθε τιμή του κλάσματος εξώθησης μικρότερη του 50 έπειτα από έμφραγμα σημαίνει και τη μικρότερη ή μεγαλύτερη επίπτωση του εμφράγματος στη λειτουργία της καρδιάς. Το ραδιοϊσότοπο που χρησιμοποιείται συνήθως είναι το τεχνήτιο, το οποίο μετά την ενδοφλέβια χορήγησή του μεταφέρεται από τα ερυθρά αιμοσφαίρια του αίματος και γεμίζει τις κοιλότητες της καρδιάς, ιδιαίτερα την αριστερή κοιλία. Μετρώντας κάθε φορά τον όγκο της κοιλίας, όταν αδειάζει (συστολή) και όταν γεμίζει (διαστολή), γνωρίζουμε πόσο αίμα εξωθείται προς τα περιφερειακά όργανα και αυτό εκφράζει το κλάσμα εξώθησης.

Σημαντική επίσης είναι η συμβολή των ραδιοϊσοτοπικών τεχνικών στην εκτίμηση της αποτελεσματικότητας της φαρμακευτικής αγωγής ή της χειρουργικής θεραπείας με μπάι πας σε ασθενείς με στεφανιαία ανεπάρκεια. Σε άλλες παθήσεις της καρδιάς, όπως οι μυοκαρδίτιδες και οι μυοκαρδιοπάθειες, αναγνωρίζονται και εκτιμάται η βαρύτητα τους με ειδικές τεχνικές και ειδικά ραδιοϊσότοπα, τα οποία μπορεί να δώσουν χρήσιμες πληροφορίες και σε μερικές περιπτώσεις συγγενών παθήσεων της καρδιάς.

Το σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου και η ραδιοϊσοτοπική κοιλιογραφία ανήκουν στις σύγχρονες διαγνωστικές μεθόδους που χρησιμοποιεί η καρδιολογία. Είναι ανώδυνες, αναίμακτες, στερούμενες ουσιαστικών επιπλοκών, είναι επαναλήψιμες και προσφέρουν αποκλειστική ή συμπληρωματική άλλων εξετάσεων συμβολή για τις περισσότερες

καρδιοπάθειες. Η στεφανιαία ανεπάρκεια, που πλήττει περισσότερο τους ενήλικες σ ' όλο τον κόσμο, είναι σήμερα ο κύριος διαγνωστικός τους στόχος.

## 12<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΤΕΧΝΗΤΗ ΒΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ

Μέχρι το 1960 για την αντιμετώπιση όλων των αρρυθμιών, καταφεύγαμε στα φάρμακα με μικρή πιθανότητα θεραπείας. Από το 1960 όμως, η ιατρική χρησιμοποιεί τον ηλεκτρισμό στη μορφή του τεχνητού βηματοδότη. Τα αποτελέσματα είναι πολύ ικανοποιητικά και με την πάροδο του χρόνου καλύτερεύουν χάρις στην εξέλιξη της βαθμολογίας.

Η τεχνητή βηματοδότηση (ηλεκτροδότηση) της καρδιάς απετέλεσε επανάσταση στην ιατρική. Στην Ελλάδα ο βηματοδότης εφαρμόστηκε για πρώτη φορά το 1962 στο Ιπποκράτειο Νοσοκομείο Αθηνών συγχρόνως με τις προηγούμενες χώρες της Δύσης. Και ενώ τα πρώτα χρόνια γινόντουσαν πολύ λίγες επεμβάσεις και μάλιστα με γενική νάρκωση, τώρα υπολογίζεται ότι 1.600 έως 1.800 νέοι ασθενείς στη χώρα μας δέχονται στο σώμα τους τεχνητό βηματοδότη κάθε χρόνο. Σ' όλο τον κόσμο τοποθετούνται εκατοντάδες χιλιάδες, μόνο με τοπική αναισθησία, χωρίς μεγάλη ταλαιπωρία του ασθενούς. Πριν απ' αυτήν την ανακάλυψη, το 50% των ασθενών με επικίνδυνες αρρυθμίες πέθαινε εντός 6 μηνών. Τώρα υπολογίζεται ότι η επιβίωση αυξήθηκε 12 φορές, αύξηση που σημαίνει πως αν δεν συνυπάρχει άλλη σοβαρή ασθένεια, οι πάσχοντες από αρρυθμία μπορούν να ζήσουν ως τα βαθιά γεράματα. Αλλά ας δούμε λεπτομερέστερα τι είναι αυτός ο βηματοδότης.

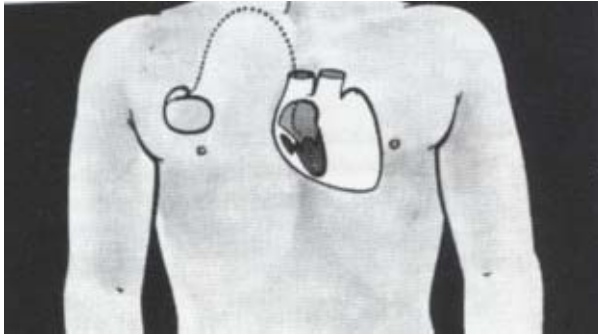
#### 12.1 Τεχνικός ηλεκτρονικός βηματοδότης

Ο τεχνητός ηλεκτρονικός βηματοδότης παράγει μικρά ηλεκτρικά σήματα-ερεθίσματα σαν το φυσιολογικό βηματοδότη (τον φλεβόκομβο), τα οποία διεγείρουν την καρδιά κάνοντας την έτσι να συστέλλεται και να αντλεί μια ικανοποιητική ποσότητα αίματος στο σώμα.

Κάθε βηματοδότης αποτελείται από δύο μέρη: την γεννήτρια (μπαταρία από λίθιο) και το ηλεκτρονικό κύκλωμα. Τα ηλεκτρικά ερεθίσματα που παράγει μεταβιβάζονται στη καρδιά με τη βοήθεια ηλεκτροδίου του οποίου το ένα άκρο



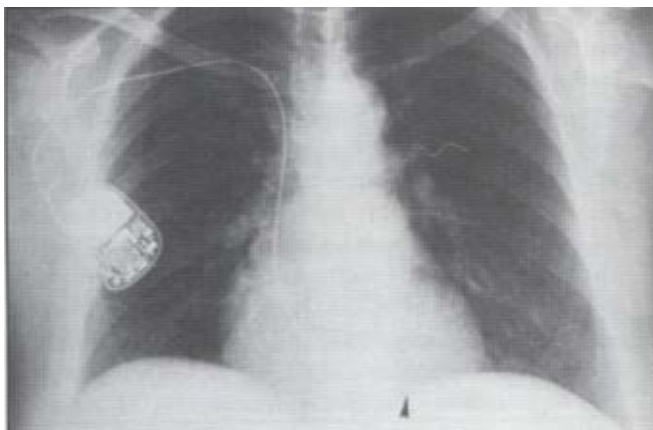
είναι συνδεδεμένο με το βηματοδότη και το άλλο με την καρδιά. Ο βηματοδότης και το ηλεκτρόδιο μαζί αποτελούν το σύστημα βηματοδότησης.



*Εικ30. τοποθέτηση τεχνητού βηματοδότη.*

Ο βηματοδότης συνήθως τοποθετείται στο στήθος μόλις κάτω από την κλείδα και σπανιότερα μέσα στο κοιλιακό τοίχωμα ακριβώς κάτω από το δέρμα. Το ηλεκτρόδιο συνήθως τοποθετείται μέσα στην καρδιά (ενδοκαρδιακόηλεκτρόδιο) περνώντας το μέσα από μια φλέβα που βρίσκεται στη περιοχή της κλείδας και στη συνέχεια εμφυτεύοντάς το στο κατάλληλο σημείο της δεξιάς κοιλίας ή του δεξιού κόλπου ή και στις δύο αυτές κοιλότητες της καρδιάς ανάλογα με τον τύπο του βηματοδότη (κοιλιακό, κολπικό ή διπλό κολποκοιλιακό). Σε μερικές περιπτώσεις το ηλεκτρόδιο τοποθετείται κατ'ευθείαν πάνω στο εξωτερικό τοίχωμα της καρδιάς.

Πλέον το 95% των περιπτώσεων γίνεται με την πρώτη μέθοδο (διαφλέβια) που είναι απλή υπό τοπική αναισθησία και διαρκεί περίπου 1 ώρα ανάλογα με τις συνθήκες και την επιδεξιότητα του γιατρού, σε αντίθεση με τη δεύτερη μέθοδο (επικαρδιακή) που χρειάζεται γενική νάρκωση, διαρκεί περισσότερο και έχει περισσότερες επιπλοκές.



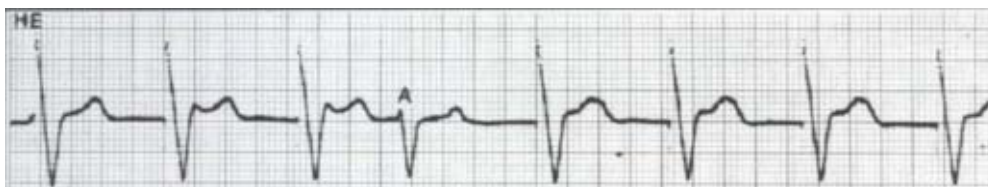
*Εικ31. ακτινογραφία που απεικονίζει βηματοδότη σε λειτουργία. Το βέλος δείχνει την κορυφή του ηλεκτροδίου.*

Αντιλαμβάνεται κανείς ότι επιπλοκές σχετικά με την εγχείρηση μπορεί να συμβούν όπως η αιμορραγία, η μόλυνση τομής και του βηματοδότη κ.λ.π.

Ο ασθενής παραμένει στο νοσοκομείο 2-3 μέρες για τελική εκτίμηση και στη συνέχεια εξέρχεται με τις σχετικές οδηγίες, για τις οποίες θα μιλήσουμε παρακάτω

Τα πρώτα χρόνια, το μέγεθος του βηματοδότη ήταν μεγάλο, με βάρος 200 γραμμάρια περίπου, η λειτουργία πολύ απλή, η δε διάρκεια ζωής του μικρότερη του έτους και κατά συνέπεια πολλές οι επιπλοκές στον ασθενή τόσο από τη χειρουργική επέμβαση όσο και από τη λειτουργία του και δικαιολογημένα ο ασθενής έδειχνε κάποιους δισταγμούς για τοποθέτηση βηματοδότη στο σώμα του. Σήμερα το μέγεθος του είναι πολύ μικρό, σαν ένα κουτάκι σπίρτα με βάρος μέχρι 35 γραμμάρια. Είναι σύνθετος στη κατασκευή ώστε να αντιμετωπίζει ακόμη και περίπλοκες καταστάσεις, η δε διάρκεια «καλής» λειτουργίας ανέρχεται μέχρι και 10 χρόνια με αποτέλεσμα σπάνια να παρουσιάζονται επιπλοκές.

Οι σύγχρονοι βηματοδότες έχουν την δυνατότητα να προγραμματίζονται ποικιλότροπα ανάλογα με τις ανάγκες του οργανισμού. Στο άκρο του ηλεκτροδίου που είναι σε επαφή με την καρδιά υπάρχει ειδικός αισθητήρας (ραντάρ), ο οποίος ανιχνεύει τις δυνατότητες και ανάγκες της καρδιάς με αποτέλεσμα να αντιδρά βηματοδοτικά σύμφωνα με τον προγραμματισμό, που του έχουμε κάνει. Εάν π.χ. ο βηματοδότης είναι προγραμματισμένος να λειτουργεί με 70 σφύξεις το λεπτό και η καρδιά του ασθενούς έχει από κάτω 70/1', τότε αυτόματα ο βηματοδότης αρχίζει να βηματοδοτεί. Στη περίπτωση όμως που η καρδιά αναλάβει και αναπτύξει δικές της σφύξεις πάνω από 70/1', αυτόματα ο βηματοδότης αναστέλλει τη λειτουργία του μέχρις ότου κουραστεί η καρδιά και πέσουν πάλι οι δικές της σφύξεις κάτω από 70/1'. Γι' αυτό και ονομάζεται κατ' επίκληση βηματοδότης. Στην περίπτωση που οι ανάγκες του οργανισμού για οποιονδήποτε λόγο μεταβληθούν, τότε είναι δυνατό να γίνει αναπρογραμματισμός του βηματοδότη με ειδικό μηχανήμα-προγραμματιστή, αναίμακτα, εξωτερικά του σώματος του ασθενούς, όπως ακριβώς γίνεται με την τηλεόραση.



Εικ32.ΗΚΓ από τεχνητή βηματοδότηση.

## 12.2 Βηματοδότης δύο κοιλοτήτων (κολποκοιλιακός)

Υπάρχουν πολλοί ασθενείς, που η καρδιά τους είναι πολύ κουρασμένη και ως εκ τούτου έχουν ανάγκη από περισσότερη ηλεκτρική βοήθεια. Στις περιπτώσεις αυτές τοποθετούμε το διπλό βηματοδότη (κολποκοιλιακό) με δύο ηλεκτρόδια, το ένα τοποθετείται στον δεξιό κόλπο και το άλλο στη δεξιά κοιλία ούτως ώστε να βηματοδοτεί αρχικά τους κόλπους και στη συνέχεια τις κοιλίες μιμούμενη τη φυσιολογική καρδιά. Γι' αυτό ο τύπος αυτός βηματοδότη ονομάστηκε και φυσιολογικός βηματοδότης.

Τα τελευταία χρόνια φτάσαμε σε τέτοιο βαθμό προόδου ώστε να υπάρχουν ενσωματωμένα στο βηματοδοτικό σύστημα ειδικά αισθητήρια όργανα χάρις στα οποία, τόσο ο απλός κοιλιακός βηματοδότης όσο και ο διπλός κολποκοιλιακός να πληροφορείται ανά πάσα στιγμή τις ανάγκες του οργανισμού π.χ. από τη μυϊκή δραστηριότητα ή από τη συχνότητα των βηματοδοτικών παλμών. Έτσι την ώρα της ανάπαυσης και του ύπνου να δίνει λίγους παλμούς π.χ. 60-65/1', ενώ κατά τη διάρκεια της εργασίας ή της γυμναστικής, που το σώμα έχει περισσότερες ανάγκες, ο βηματοδότης να αυξάνει τους παλμούς π.χ. μέχρι 120-130/1' όπως ακριβώς αντιδρά η φυσιολογική καρδιά, δηλαδή οι βηματοδότες του τύπου αυτού με τη δυνατότητα αυτόματης προσαρμογής της βηματοδοτικής συχνότητας είναι ένα είδος σκεπτόμενου βηματοδότη και αποτελούν το τελευταίο επίτευγμα στο χώρο της βηματοδότησης.

## 12.3 Αυτόματος εμφυτεύσιμος απινιδωτής

Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, εκτός από τον συμβατικό τύπο βηματοδότη, που εφαρμόζεται για την θεραπευτική αντιμετώπιση της

επικίνδυνης βραδυκαρδίας-βραδυαρρυθμίας, την τελευταία δεκαετία εφαρμόζεται στον άνθρωπο με μεγάλη επιτυχία και ένα δεύτερο είδος βηματοδότη που κύριο χαρακτηριστικό του είναι να λειτουργεί αυτόματα ως απινιδωτής στην περίπτωση που ο ασθενής παρουσιάζει θανατηφόρο αρρυθμία (κοιλιακή ταχυκαρδία ή κοιλιακή μαρμαρυγή).δηλαδή στην προθανάτια στιγμή το σύστημα του βηματοδότη απινιδωτή ανιχνεύει αμέσως τον υπάρχοντα κίνδυνο και αυτόματα διοχετεύει ηλεκτροσόκ στην καρδιά με αποτέλεσμα τη μετάπτωση από το θάνατο στη ζωή.

Αυτή ήταν η φιλοσοφία των ερευνητών που το 1981 επινόησαν και εφήρμοσαν την σωτήρια αυτή ηλεκτρονική συσκευή.

Με την πρόοδο όμως της τεχνολογίας, έγινε εφικτός ο εμπλουτισμός του με την επιπλέον δυνατότητα να λειτουργεί και ως απλός βηματοδότης στις περιπτώσεις που η καρδιά του ασθενούς παρουσιάσει λίγες σφύξεις, όπως αναπτύχθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο.

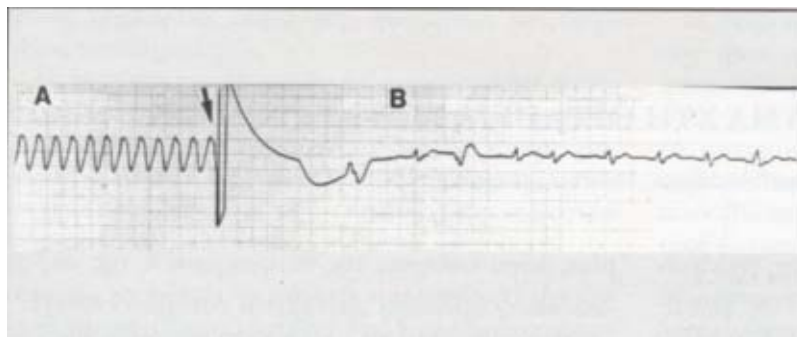
Η τοποθέτηση της συσκευής αυτής σε ασθενείς με βαριά πάθηση και θανατηφόρες αρρυθμίες έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση του ποσοστού των αιφνιδίων θανάτων (στο 5% περίπου ετησίως) , σε αντίθεση με τους παρόμοιους ασθενείς, που βρίσκονται μόνο υπό φαρμακευτική αγωγή και στους οποίους το ποσοστό των αιφνιδίων θανάτων είναι μεταξύ 10%-15%.

Έτσι οι μελέτες επί διεθνούς επιπέδου έδειξαν ότι ο χρόνος επιβίωσης των βαρέων πασχόντων είναι με αυτόματο απινιδωτή 3-4 φορές μεγαλύτερος σε σύγκριση με τους ασθενείς που νοσηλεύονται μόνο με φάρμακα. Γι αυτό το λόγο στους ασθενείς με επικίνδυνες αρρυθμίες όπου τα φάρμακα δεν είναι αποτελεσματικά συνίσταται η τοποθέτηση του αυτόματου απινιδωτή.

Η τοποθέτηση αυτή δεν είναι τόσο απλή, δεδομένου ότι για να αποφασισθεί θα πρέπει προηγουμένως ο ασθενής να υποβληθεί σε ηλεκτροφυσιολογικό έλεγχο, σε ειδικό καρδιολογικό εργαστήριο, με σκοπό να αναλυθεί η αρρυθμία του και να μελετηθεί η αντίδρασή της, τόσο στα διάφορα αντιαρρυθμικά φάρμακα, όσο και στα ηλεκτρικά ερεθίσματα ποικίλης εντάσεως.. Τελικά σε περίπτωση που απαιτηθεί τοποθέτηση του αυτόματου απινιδωτή, η συσκευή προγραμματίζεται με τέτοιο τρόπο ούτως ώστε σε στιγμές επικίνδυνης αρρυθμίας να μπορεί αυτόματα να ελευθερώνει ηλεκτρικά ερεθίσματα μικρής εντάσεως (0.5-2 joules).Εάν αυτά δεν είναι αποτελεσματικά τότε ο απινιδωτής, που αντιλαμβάνεται αυτόματα ότι δεν επιτεύχθηκε το ποθητό αποτέλεσμα,

ελευθερώνει ηλεκτρική ενέργεια (ηλεκτροσόκ) πολύ μεγαλύτερης έντασης (15-35 joules) που τις περισσότερες φορές είναι αποτελεσματικό σώζοντας έτσι τον ασθενή από βέβαιο θάνατο.

Αντιλαμβάνεται κανείς ότι η επιτυχημένη λειτουργία της συσκευής αυτής προϋποθέτει καλό ηλεκτρονικό προγραμματισμό και καλή χειρουργική τοποθέτηση, από πολύ εξειδικευμένο προσωπικό. Ένα μεγάλο ποσοστό των ασθενών αυτών πάσχουν συγχρόνως από στεφανιαία καρδιοπάθεια. Στους ασθενείς αυτούς γίνεται πρώτα χειρουργική επέμβαση των στεφανιαίων αγγείων (μπάι-πας) για καλύτερη άρδευση με αίμα και στη συνέχεια τοποθετείται ο αυτόματος απινιδωτής. Για τους λόγους αυτούς, οι επεμβάσεις αυτές πρέπει απαραίτητως να γίνονται σε καρδιολογικές κλινικές με δυνατότητες ηλεκτροφυσιολογικού ελέγχου και καρδιοχειρουργικής υποστήριξης του καρδιακού μυός (μυοκαρδίου). Μετά την έξοδο από το νοσοκομείο πολλοί από αυτούς τους ασθενείς συγχρόνως με τον εμφυτευμένο βηματοδότη-απινιδωτή θα πρέπει να παίρνουν και αντιαρρυθμικά φάρμακα για καλύτερη προστασία.



**Εικ33. ΗΚΓ ασθενή με βαριά στεφανιαία νόσο και εμφυτευμένο αυτόματο απινιδωτή.**

## 13<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ HOLTER

Το πρόβλημα της ΗΚΓγραφικής διάγνωσης των παθολογικών καταστάσεων που έχουν παροδικό και μικρής χρονικής διάρκειας χαρακτήρα ή δεν προκαλούν ενοχλήματα και όπου το συνηθισμένο ΗΚΓ γράφημα διάρκειας 1'-2' δεν μπορεί να δώσει λύση, απασχόλησε από πολλά χρόνια τους καρδιολόγους. Για την επίλυση αυτού του προβλήματος η βασική σκέψη ήταν να κατασκευασθεί ένας ΗΚΓγράφος μικρού μεγέθους και βάρους που να μπορεί να προσαρμόζεται πάνω στον ασθενή, να είναι φορητός, να μην τον εμποδίζει στις καθημερινές ιδιωτικές ή επαγγελματικές δραστηριότητές του και να μπορεί να καταγράφει συνεχώς το ΗΚΓ επί πολλές ώρες. Έτσι με αυτόν τον τρόπο θα μπορούσαν να συλληφθούν ΗΚΓγραφικές ανωμαλίες που συμβαίνουν ξαφνικά, που δεν γίνονται αντιληπτές από τον ασθενή (ασυμπτωματικές), που διαρκούν επί μικρό χρονικό διάστημα ή που παρουσιάζονται κατά την διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων ή υπό την επίδραση των ψυχικών επιβαρύνσεων της καθημερινής ζωής. Ο ερευνητής που έδωσε την καλύτερη και πρακτικότερη λύση στο πολύπλοκο αυτό ιατροτεχνικό πρόβλημα είναι ο αμερικάνος Norman Holter. Ύστερα από πολλές προσπάθειες το 1961 παρουσίασε μια πολύ εύχρηστη μικρή φορητή συσκευή βάρους 1 κιλού που είχε δυνατότητα συνεχούς καταγραφής 10 ωρών. Με την εφεύρεσή του αυτή ο Holter άνοιξε νέους ορίζοντες στην διαγνωστική καρδιολογία και δίκαια η μέθοδος αυτή ονομάστηκε "ηλεκτροκαρδιογραφία Holter".

#### 13.1 Συστήματα καταγραφής και ανάλυσης ΗΚΓ Holter

Η εφαρμογή στην πράξη της ΗΚΓ γραφίας Holter γίνεται με το σύστημα καταγραφής και ανάλυσης του ΗΚΓ Holter. Το σύστημα αυτό αποτελείται από:

1. Τον καταγραφέα Holter
2. Τον αναλυτή Holter
3. Τον εκτυπωτή Holter

Ο καταγραφέας Holter είναι ένας μικρός φορητός ΗΚΓγράφος βάρους 600-700 γρ, που λειτουργεί με αλκαλικές μπαταρίες. Σε αντίθεση με τους κοινούς ΗΚΓγράφους δεν χρησιμοποιεί ταινία χάρτου αλλά μια κοινή μαγνητοταινία ραδιομαγνητοφώνου ή οποία περιστρέφεται πάρα πολύ αργά.(ένα πλήρες γύρισμα διαρκεί 24 ώρες). Στην μαγνητοταινία αυτή καταγράφεται ηλεκτρονικά συμπυκνωμένο το ΗΚΓγράφημα. Ταυτόχρονα ένα ενσωματωμένο ηλεκτρονικό ρολόι σημειώνει στην ταινία την ακριβή ώρα κάθε δευτερόλεπτο. Ο καταγραφέας είναι εφοδιασμένος με ένα πλήκτρο με το οποίο ο ασθενής να σημειώσει στην μαγνητοταινία την χρονική στιγμή που αισθάνθηκε κάποιο ενόχλημα.



*Εικ34 καταγραφέας Holter.*



*Εικ35 ψηφιακός καταγραφέας Holter.*

Με αυτόν τον τρόπο ο γιατρός θα προσέξει ιδιαίτερα το ΗΚΓγράφημα εκείνη την στιγμή κατά την διάρκεια της ανάλυσης. Κατά την διάρκεια της 24ωρης καταγραφής ο ασθενής έχει εφοδιασθεί με μία κάρτα-ημερολόγιο ώστε να σημειώνει και ο ίδιος την ακριβή ώρα και την ακριβή φύση του ενοχλήματος που αισθάνθηκε, ώστε να βοηθήσει ακόμη περισσότερο το γιατρό στην ακριβή ερμηνεία του ΗΚΓγραφήματος. Μετά το τέλος του 24ώρου ο καταγραφέας αφαιρείται από τον ασθενή και η μαγνητοταινία εισάγεται για επεξεργασία στον αναλυτή.

Ο αναλυτής είναι ένα ηλεκτρονικό μηχάνημα μεγέθους μικρής τηλεόρασης που έχει μια μικρή οθόνη και μια υποδοχή για τη μαγνητοταινία. Όταν αρχίσει η ανάλυση, το ηλεκτρονικό ΗΚΓγράφημα της μαγνητοταινία μετατρέπεται στην οθόνη του μηχανήματος σε κανονικό ΗΚΓγράφημα που παρακολουθείται συνεχώς από τον γιατρό. Όταν διαπιστωθεί κάποια ΗΚΓγραφική ανωμαλία, είναι δυνατό με την πίεση ενός πλήκτρου να καταγραφεί το ΗΚΓ γράφημα με την βοήθεια του εκτυπωτή σε ΗΚΓγραφικό χαρτί για λεπτομερέστερη μελέτη ή αρχειοθέτηση. Ο αναλυτής έχει την δυνατότητα, αφού προγραμματισθεί κατάλληλα, να αναλύσει αυτόματα το ΗΚΓγράφημα και να καταγράψει επίσης αυτόματα κάθε ανωμαλία, εξοικονομώντας έτσι πολύ χρόνο ιατρικής



εργασίας. Ο χρόνος που απαιτείται από ένα έμπειρο γιατρό για να αναλύσει 24ωρη καταγραφή, είναι περίπου 1-2 ώρες.

Μετά το τέλος της ανάλυσης, με την χρήση ενός άλλου μηχανογραφικού εκτυπωτή μπορούμε μέσα σε 2-3 λεπτά της ώρας να πάρουμε καταγραμμένα συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα της ανάλυσης, έτσι ώστε η πληροφόρησή μας να είναι ακόμη πιο λεπτομερής.



*Εικ34 ηλεκτροκαρδιογράφημα Holter ασθενούς με σοβαρό καρδιακό πρόβλημα και απώλεια των αισθήσεων.*

### 13.2 Εφαρμογές Ηλεκτροκαρδιογραφήματος Holter

Το ΗΚΓγράφημα Holter συνέβαλε αποτελεσματικά στην απάντηση πολλών και σοβαρών ερωτημάτων της διαγνωστικής καρδιολογίας. Τέτοια ερωτήματα είναι:

- Υπάρχουν ή όχι αρρυθμίες, ποιάς μορφής ,ποιάς συχνότητας και ποιάς βαρύτητας;
- Η αντιαρρυθμική θεραπεία που εφαρμόστηκε ποια αποτελέσματα είχε και πόσο ωφέλησε τον ασθενή;
- Οι καρδιακές αρρυθμίες είναι ή όχι το αίτιο λιποθυμίας,ζάλης ή απώλειας αισθήσεων;
- Ποιο είδος αρρυθμίας προκαλεί το δυσάρεστο αίσθημα προκάρδιων παλμών;
- Κατά την ανάρρωση από οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου υπάρχουν αρρυθμίες; Ποιάς μορφής και πόσο επικίνδυνες;
- Στις σοβαρές καρδιακές παθήσεις που ονομάζονται μυοκαρδιοπάθειες υπάρχουν αρρυθμίες που δεν γίνονται αντιληπτές;Και πως πρέπει να θεραπευθούν;

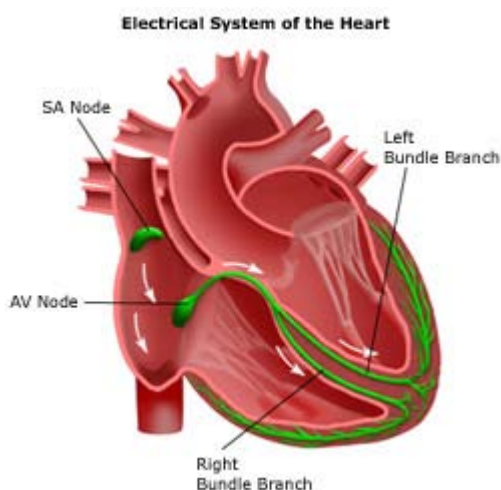
- Υπάρχει ή όχι σιωπηρή ισχαιμία, δηλαδή ισχαιμία που δεν προκαλεί πόνο στο στήθος και η οποία χρειάζεται λεπτομερέστερο έλεγχο ή θεραπεία;
- Ο τεχνητός βηματοδότης που φέρει ο ασθενής λειτουργεί κανονικά ή έχει υποστεί βλάβη;

## 14<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΥΨΙΣΥΧΝΟ ΡΕΥΜΑ ΣΤΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΤΩΝ ΑΡΡΥΘΜΙΩΝ

Τα τελευταία χρόνια η βελτίωση των γνώσεων μας πάνω στην παθοφυσιολογία των αρρυθμιών, καθώς και η εκρηκτική ανάπτυξη της τεχνολογίας έδωσαν μεγάλη ώθηση στη θεραπευτική αντιμετώπιση των ασθενών με προβλήματα αρρυθμίας.

Μια από τις μεθόδους που εφαρμόζονται τελευταία είναι η χορήγηση μέσω ενός καθετήρα-ηλεκτροδίου ρεύματος (υψίσυχνου εναλλασσόμενου ρεύματος ή radiofrequency adaption) σε επιλεγμένα σημεία μέσα στην καρδιά για την καταστροφή των υπεύθυνων εστιών της αρρυθμίας.



*Εικ36 τρόπος εισαγωγής καθετήρα υψίσυχνου ρεύματος.*

Η εφαρμογή της μεθόδου αυτής άρχισε από τα μέσα του 1980 στην Αμερική. Έκτοτε επεκτάθηκε και σε άλλες χώρες, εφόσον κατεδείχθη η σχετική ακινδυνότητα αυτού του ρεύματος και έτσι η χρήση του γενικεύθηκε στον έλεγχο διαφόρων αρρυθμιών, όπως είναι οι κοιλιακές και οι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες. Η έρευνα και η σχεδίαση ειδικών καθετήρων ηλεκτροδίων, μέσω των οποίων χορηγείται αυτό το ρεύμα, πολλαπλασίασε τη δυνατότητα εφαρμογής της μεθόδου. Οι επεμβάσεις αυτές της παρεμβατικής ηλεκτροφυσιολογίας γίνονται σε οργανωμένα κέντρα της Αμερικής και στην Ευρώπη, όπως στη Γερμανία, την Αγγλία, την Γαλλία και την Ολλανδία. Απαραίτητη η προϋπόθεση για τη διενέργεια αυτών των επεμβάσεων είναι η

υψηλή επιστημονική εξειδίκευση του προσωπικού και η ανάλογη υλικοτεχνική υποδομή αυτών των κέντρων. Στη χώρα μας η μέθοδος εφαρμόζεται από το 1991 με πολύ καλά αποτελέσματα.

Το ρεύμα αυτό παράγεται από μια συσκευή που είναι υψηλής συχνότητας και η συχνότητά του αυτή φτάνει τη ραδιοσυχνότητα, δηλαδή από 100kHz έως 1.5MHz. Όπως είναι γνωστό η συχνότητα των ακουστών αυτών ήχων είναι 20-20.000Hz, των υπερήχων 1.5-10 MHz του συνήθως εναλλασσόμενου ρεύματος 50-60 MHz και των μικροκυμάτων από 1.000-3.000 MHz.

Η εφαρμογή του γίνεται με εισαγωγή ηλεκτροδίων στην καρδιά με παρακέντηση από το δέρμα, από μια φλέβα ή αρτηρία (όπως μια απλή στεφανιογραφία). Αυτά κατευθύνονται με ακτινοσκόπηση στο επιθυμητό σημείο που βρίσκεται η εστία της ταχυκαρδίας ή ο έκτοπος παθολογικός ιστός. Εδώ πρέπει να σημειωθεί, είναι το πιο δύσκολο και λεπτός σημείο της παρέμβασης.

Η δράση του υψίσυχνου ρεύματος γίνεται κυρίως λόγω αύξησης της θερμοκρασίας της άκρης του ηλεκτροδίου που έρχεται σε επαφή με τον ιστό του μυοκαρδίου. Είναι γνωστό ότι αύξηση της θερμοκρασίας σε επίπεδα μέχρι 40°C είναι αβλαβής στα κύτταρα. Όταν όμως η εφαρμοζόμενη θερμοκρασία είναι άνω των 40°C μέχρι 70 °C, επιτυγχάνεται θερμοπηξία των κυττάρων και μη αναστρέψιμη βλάβη τους. Με αυτόν τον τρόπο καταστρέφονται παθολογικοί ιστοί της καρδιάς που είναι υπεύθυνοι για τις αρρυθμίες.

Η κύρια εφαρμογή της μεθόδου είναι σε παροξυσμικές υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες και στο σύνδρομο Βόλφ Πάρκινσον Γουάιτ (WPW) που είναι μια συγγενής πάθηση, όπου υπάρχει ένα επιπλέον αγωγό παραπληρωματικό δεμάτιο πέραν του φυσιολογικού αγωγού του συστήματος της καρδιάς. Εδώ πρέπει να σημειωθεί ότι αυτές οι ταχυκαρδίες αρχίζουν από την παιδική ηλικία και συνήθως συνεχίζονται σε όλη τη ζωή των ασθενών με αποτέλεσμα τις επανειλημμένες νοσηλείες σε νοσοκομεία, παρά τη θεραπεία με φάρμακα. Οι αρρυθμίες αυτές που σχετίζονται με το σύνδρομο Βόλφ Πάρκινσον Γουάιτ (WPW) μερικές φορές μπορεί να προκαλέσουν ακόμα και αιφνίδιο θάνατο. Έτσι η χρήση του ρεύματος για την καταστροφή των έκτοπων κολποκοιλιακών δεματίων, του συνδρόμου (WPW), έδωσε πράγματι νέα διάσταση στην επεμβατική ηλεκτροφυσιολογία. Οι τεχνικές που συνήθως χρησιμοποιούνται περιλαμβάνουν προσπέλαση της εστίας της αρρυθμίας είτε

από την αριστερή κοιλία, όταν τα δεμάτια είναι αριστερά, είτε από την πλευρά της δεξιάς κοιλίας όταν τα δεμάτια είναι δεξιά. Επίσης το υψίσυχο ρεύμα χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις ασθενών που έχουν παροξυσμούς χρόνιας κολπικής μαρμαρυγής ή πτερυγισμού, δύσκολα ελεγχόμενες με φαρμακευτική αγωγή.

#### **14.1 Πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου (radiofrequency ablation) συγκριτικά με άλλες θεραπείες**

Η χρόνια χορήγηση αντιαρρυθμικών, πέρα από το ότι από μόνη της είναι δυνατό να αποτύχει, όπως έχει βρεθεί τελευταία, επιπλέον μπορεί να προξενήσει και σοβαρές αρρυθμίες ή και αιφνίδιο θάνατο. Επίσης οι διάφορες άλλες επιπλοκές και δυσανεξίες των φαρμάκων καθιστούν πολλές φορές δύσκολη τη συμμόρφωση των ασθενών στη θεραπεία. Έτσι τα φάρμακα σήμερα φαίνεται ότι δεν είναι αυτά που σε μεγάλο ποσοστό ασθενών δίνουν λύση στα προβλήματά τους.

Η χειρουργική θεραπεία από την άλλη μεριά που ήταν η μόνη αποδεκτή αγωγή, όταν αποτύγχαναν τα φάρμακα, έχει τους κινδύνους της και φθάνει σε περιεγχειρητική θνησιμότητα 3-4% για τις υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες και σε 20-30% σε σοβαρές κοιλιακές αρρυθμίες. Εδώ δεν πρέπει να παραβλέπεται και η σημαντική ψυχική και σωματική καταπόνηση του ανθρώπου.

Η νέα αυτή μέθοδος θεραπείας με το υψίσυχο ρεύμα, με την οποία, όπως αναφέρθηκε, αποφεύγεται η εγχείρηση καθώς και η λήψη φαρμάκων, εκτιμάται ότι θα αποκτήσει ακόμη μεγαλύτερη εξάπλωση, γιατί τα μεγάλα πλεονεκτήματά της είναι, ότι πρόκειται για σχετικά ακίνδυνη θεραπευτική μέθοδο που μπορεί να εφαρμοσθεί αρκετές φορές και επίσης ότι δεν έχουν παρατηρηθεί σημαντικές επιπλοκές. Η μέθοδος αυτή υπόσχεται ότι θα αλλάξει ριζικά τη θεραπεία, αλλά και την ποιότητα ζωής των ασθενών, που για χρόνια ταλαιπωρούνται με αυτά τα προβλήματα και που συχνά κατέφευγαν σε νοσοκομεία.

## 15<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΠΙΕΣΗ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ-ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ

Η γνώση της τιμής της πίεσης της πνευμονικής αρτηρίας για τους γιατρούς φαίνεται ότι παίζει σημαντικό ρόλο στην αντιμετώπιση ασθενών που βρίσκονται σε κρίσιμη κατάσταση. Σήμερα υπάρχουν στο διεθνές εμπόριο κάποιες συσκευές που μπορούν να υποστηρίξουν αυτές τις μετρήσεις. Η σύγχρονη τεχνολογία έχει επιτρέψει την παραγωγή τέτοιων αισθητήρων από μεγάλες εταιρείες. Επειδή οι μετρήσεις που απαιτούνται διεξάγονται μέσα στην καρδιά κρίνεται σκόπιμη η αναφορά σε τέτοιου είδους τεχνικές.

Η μέθοδος μέτρησης της πίεσης πνευμονικής αρτηρίας με τον τρόπο που από την αρχή έχουμε περιγράψει είναι αρκετά παλιά. Χρονολογείται από το 1970 και από τότε παραμένει αρκετά αμφιλεγόμενη. Ο καθετήρας εισάγεται ευθέως στην πνευμονική αρτηρία από την δεξιά καρδιά. Όταν σφηνώνουμε την άκρη του καθετήρα στην πνευμονική κυκλοφορία σχηματίζεται μία στατική κολώνα αίματος μεταξύ αυτής και των πνευμονικών φλεβών όπως ακριβώς ένας σωλήνας για την μέτρηση της πίεσης της αριστερής κοιλίας. Η πνευμονική τριχοειδής πίεση αποτελεί μία ασφαλή εκτίμηση αυτής της πίεσης.

Ο αισθητήρας είναι προσαρμοσμένος επάνω στον καθετήρα SWAN-GANZ. Μία από τις εταιρείες η οποία κατασκευάζει τέτοιες συσκευές είναι η Mallinckrodt. Παρακάτω φαίνονται ορισμένοι αισθητήρες πίεσης πνευμονικής αρτηρίας.

**Εικ37** Αισθητήρες πίεσης πνευμονικής αρτηρίας.



Τα τεχνικά χαρακτηριστικά που συνοδεύουν τους αισθητήρες αυτούς με βάση πάντα το φυλλάδιο που προαναφέραμε είναι τα παρακάτω:

- πεδίο πιέσεων λειτουργίας : -50 μέχρι 300mmHg  
[operating pressure range]
- ευαισθησία: 5μV/volt/mmHg +/- 1%  
[sensitivity]
- γραμμικότητα και υστέρηση: +/- 1% της ένδειξης ή 1mmHg  
[linearity and hysteresis]
- ευαισθησία θερμικής επίδρασης: <math>\leq 0.1\% /\text{βαθμό Κελσίου}</math>  
[sensitivity thermal effect]

- θερμική επίδραση στο μηδέν :< ή = 0.5 mmHg/βαθμό κελσίου  
[zero thermal effect]
- χρονική απόκλιση από το μηδέν :< ή = 1mmHg/8h  
[zero drift time]
- ανοχές απινίδωσης: 5 αποφορτίσεις μέσα σε 5' των 400joules με φορτίο 50ohm  
[defibrication withstands]
- διαρροή ηλεκτρικού ρεύματος:<4μA  
[leakage current]
- διαταραχή ισορροπίας :+/- 40 mmHg μέγιστη  
[unbalance]
- φυσική συχνότητα :>200Hz σε NaCl 0.9%  
[natural frequency]
- προστασία υπερπίεσης :-400 έως +400 mmHg  
[overpressure protection]
- θερμοκρασία λειτουργίας :15 έως 40 βαθμούς κελσίου  
[operating temperature]
- αντίσταση εισόδου : 350ohms+/- 10%  
[ input impedance]
- αντίσταση εξόδου :< ή = 400 ohms  
[output impedance]
- τάση και συχνότητα εξόδου:2 έως 10 volts rms DC , 5 kHz  
[excitation voltage and frequency]
- ασυμμετρία :<2%  
[asymmetry]
- φάση μετατόπισης :< 5 μοίρες στα 5kHz  
[phase shift]
- διάρκεια λειτουργίας :>500 ώρες  
[operating life]
- θερμοκρασία αποθήκευσης: -25 έως +65 βαθμούς κελσίου  
[storage temperature]



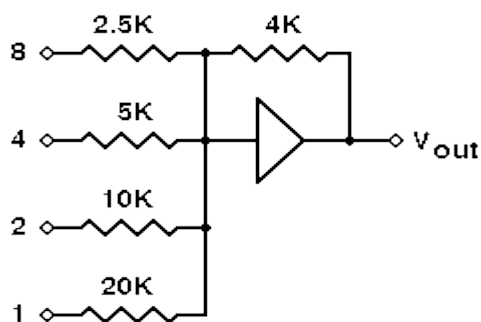
## 16<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ

### ΧΡΗΣΙΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΚΥΚΛΩΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ

Η μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό γίνεται μέσω ηλεκτρονικών διατάξεων που ονομάζονται μετατροπείς. Τέτοια κυκλώματα αναλύονται στην συνέχεια.

Υπάρχουν μετατροπείς από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα(ADC) και μετατροπείς από ψηφιακά σε αναλογικά σήματα (DAC).Τα κυκλώματα αυτά μπορούν να υλοποιηθούν με chip ή μπορεί να αναπτυχθούν και χωρίς αυτά σε πιο απλή μορφή. Παρακάτω γίνεται μια αναφορά σε τέτοιου είδους κυκλώματα όλων των ειδών.

Ξεκινώντας από τους DAC, ένας τέτοιος είναι ο ακόλουθος:



Εικ38.Κύκλωμα DAC

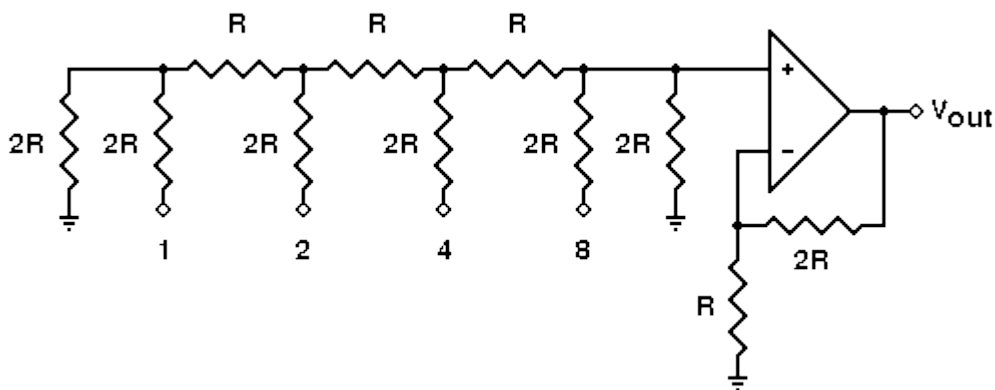
Η λογική κατασκευής του είναι η παρακάτω:

Υποθέτουμε ότι έχουμε έναν 4-bit δυαδικό αριθμό σε μορφή BCD.Χρησιμοποιούμε είσοδο 5V ως λογικό1 και 0 V ως λογικό 0.Αυτό που

γίνεται στην ουσία είναι η μετατροπή αυτού του αριθμού σε μια ανεστραμμένη τάση εξόδου. Αυτά τα ψηφία 1,2,4 και 8 αντιστοιχούν στα αντίστοιχα 'βάρη' που έχουν καθοριστεί για την κάθε είσοδο. Το 1 είναι το 'λιγότερο σημαντικό ψηφίο (LSB) ενώ το 8 το περισσότερο σημαντικό ψηφίο.(MSB).

Εάν οι τάσεις εισόδου είναι ακριβώς 0 και 5 V , τότε η 1 είσοδος θα προκαλέσει μία τάση εξόδου:  $-5 \cdot (4k/20k) = -5 \cdot (1/5) = -1V$ . Όμοια οι είσοδοι 2,4 και 8 θα ελέγχουν τάσεις -2,-4 και -8 αντιστοίχως. Ως αποτέλεσμα η τάση εξόδου θα πάρει μία από τις 10 ειδικές τιμές τάσεις σύμφωνα με την είσοδο BCD πάντα.

Δυστυχώς υπάρχουν πολλά πρακτικά προβλήματα με αυτού του είδους τα κυκλώματα Πρώτον ότι οι περισσότερες λογικές πύλες δεν παράγουν ακριβώς τάσεις 0 και 5V στις εξόδους τους. Γι αυτό οι αναλογικές τάσεις που προκύπτουν θα είναι σχεδόν αλλά όχι τελείως ακριβείς. Επιπλέον οι διαφορετικές αντιστάσεις εισόδου θα φορτώσουν διαφορετικά τις ψηφιακές εξόδους του κυκλώματος το οποίο έχει ως αποτέλεσμα την εφαρμογή διαφορετικών τάσεων στις εισόδους.



Εικ39.κύκλωμα DAC με πύλες εισόδου CMOS

Μια πολυπλοκότερη μορφή DAC είναι αυτή που ακολουθεί:

Το παραπάνω κύκλωμα παρουσιάζει και αυτό μετατροπή από ψηφιακό σε αναλογικό σήμα αλλά κάπως διαφοροποιημένα με προηγούμενως. Τυπικά οι εισοδοι οδηγούνται από CMOS πύλες, οι οποίες έχουν χαμηλή αλλά ισοδύναμη αντίσταση για τα λογικά 0 και 1. Επίσης αν χρησιμοποιήσουμε τα ίδια λογικά επίπεδα, οι CMOS πύλες πραγματικά πετυχαίνουν τάσεις 0 και 5V για τα λογικά επίπεδα.

Το κύκλωμα εισόδου είναι ένα πραγματικά αξιοσημείωτο σχεδιαστικά κύκλωμα, που είναι γνωστό ως R-2R σκάλα, Έχει πάρα πολλά πλεονεκτήματα για το βασικό κύκλωμα που είδαμε αρχικά. Συνοπτικά είναι τα παρακάτω:

1. Μόνο δύο τιμές αντίστασης χρησιμοποιούνται παντού σε όλο το κύκλωμα. Αυτό σημαίνει ότι μόνο 2 τιμές ακριβούς αντίστασης χρειάζονται σε μία κλίμακα αντίστασης 2:1. Αυτή η απαίτηση είναι εύκολο να υλοποιηθεί και δεν είναι ιδιαίτερα ακριβή.

2. Η αντίσταση εισόδου που βλέπει κάθε ψηφιακή είσοδος είναι η ίδια για οποιαδήποτε είσοδο.. Η ενεργή εμπέδηση που βλέπει κάθε ψηφιακή πηγή είναι 3R. Με ένα αντίσταση CMOS πύλης γύρω στα 200ohms, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τις καθορισμένες τιμές των 10k και 20k για τους αντιστάτες μας.

3. Το κύκλωμα μπορεί ανεπιφύλακτα να υποστεί επέκταση για δυαδικούς αριθμούς. Γι αυτό αν χρησιμοποιούμε δυαδικές εισόδους αντί για BCD μπορούμε απλά να διπλασιάσουμε το μήκος της σκάλας για έναν 8-bit αριθμό(0-255) ή να τον διπλασιάσουμε ξανά για έναν 16-bit αριθμό 90-65535). Το μόνο που χρειάζεται να κάνουμε είναι να προσθέσουμε 2 αντιστάσεις για κάθε πρόσθετη δυαδική είσοδο.

4. Το κύκλωμα μπορεί να βγει και σε έκδοση μη-αναστροφής. Παρολ' αυτά δεν χρειάζεται να μας απασχολεί για άμεση εφαρμογή τέτοιων κυκλωμάτων. Αν βέβαια χρειαστεί άμεσα δεν είναι δύσκολο να υλοποιηθεί ένα τέτοιο κύκλωμα.

Λεπτομέρειες σχετικά με αυτό το κύκλωμα: Ακόμα και αν η σκάλα εισόδου επεκταθεί η έξοδος θα παραμένει μέσα στα ίδια όρια τάσης. Πρόσθετα ψηφία εισόδου απλούστατα θα επιτρέψει στην έξοδο να υποδιαιρεθεί σε μικρότερες αυξήσεις για καλύτερη ανάλυση. Αυτό είναι ισοδύναμο με το να προσθέτουμε εισόδους με μεγαλύτερη αντίσταση (διπλασιάζω αντίσταση για κάθε bit) αλλά ακόμα χρησιμοποιώντας τις ίδιες 2 τιμές αντίστασης στην επέκταση της σκάλας.

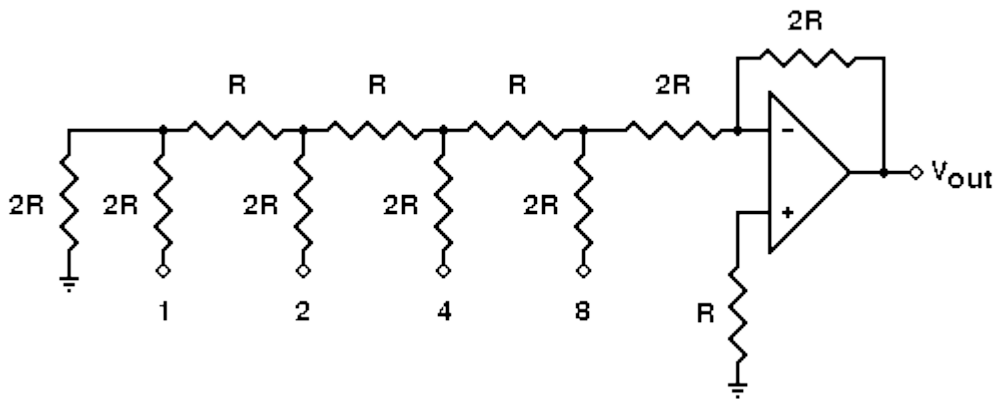
Η βασική θεωρία της R<sub>2R</sub> σκάλας είναι στην πραγματικότητα πολύ απλή. Το ρεύμα ρέει μέσα από κάθε αντίσταση εισόδου (2R) συναντώντας δύο πιθανά μονοπάτια μέχρι το τέλος της διαδρομής του. Οι αντιστάσεις σε κάθε μονοπάτι είναι ίδιες (επίσης 2R) οπότε το ρεύμα χωρίζεται ισομερώς στα δύο μονοπάτια. Το πρώτο μισό του ρεύματος δεν επηρεάζει την έξοδο ενώ το δεύτερο μισό που παίρνει το μονοπάτι κατευθείαν προς τον ενισχυτή μπορεί να επηρεάσει την έξοδο.

Το πιο σημαντικό bit (στην προκειμένη περίπτωση το 8) στέλνει το μισό από το ρεύμα του στον ενισχυτή και έτσι αυτό το μισό του ρεύματος εισόδου ρέει προς την τελική αντίσταση 2R και δημιουργεί μία πτώση τάσης σ' αυτήν. Αυτή πτώση τάσης (του 8) θα είναι μόνο το 1/3 του επιπέδου τάσης του λογικού 1 ή τα  $5/3 = 1.667$  volts. Αυτή ενισχύεται από τον κατάλληλο ενισχυτή και ελέγχεται από την ανατροφοδότηση και από τις αντιστάσεις εισόδου που είναι συνδεδεμένες στην είσοδο '-'. Με ένα κέρδος γύρω στο 3 η τάση εξόδου του ενισχυτή για την είσοδο '8' θα είναι  $5/3 * 3 = 5$  volts.

Το ρεύμα από την 4 είσοδο θα χωριστεί στα δύο κατά τον ίδιο τρόπο. Τότε το ένα μισό που πηγαίνει προς τον ενισχυτή θα συναντήσει το μισό του ρεύματος της εισόδου 8 που γυρίζει προς τα πίσω. Ξανά αυτό το ρεύμα βλέπει δύο όμοιες αντιστάσεις τιμής 2R η κάθε μία. Έτσι θα χωριστεί και πάλι σε δύο μέρη. Γι αυτό μόνο το 1/4 του ρεύματος της 4 θα φτάσει στον ενισχυτή. Όμοια

μόνο το  $1/8$  του ρεύματος της 2 θα φτάσει στον ενισχυτή. Αυτό συνεχίζεται για όσες εισόδους υπάρχουν στην R-2R σκάλα.

Η μέγιστη τάση εξόδου από αυτό το κύκλωμα θα είναι ένα βήμα κάτω από τα 10 volts του λιγότερου σημαντικού ψηφίου. Γι' αυτό μια 8bit σκάλα μπορεί να παράγει τάσεις εξόδου πάνω από τα 9.961 volts.  $(255/256 * 10\text{volts})$ . Αυτό είναι καλό για πολλές εφαρμογές. Εάν έχουμε μία εφαρμογή που απαιτεί μία τάση εξόδου από τα 0-9volt από μια BCD είσοδο, μπορούμε να ανεβάσουμε την έξοδο προς τα πάνω χρησιμοποιώντας έναν ενισχυτή με κέρδος  $1.6(8/5)$



**Εικ40.** Ένας ακόμη DAC με ευρεία εφαρμογή

Εάν θέλουμε έναν αναστρεφόμενο ψηφιακό σε αναλογικό μετατροπέα το κύκλωμα που δείχνεται παραπάνω θα δουλέψει αρκετά καλά. Μπορεί να χρειαστεί να ανυψώσουμε την τάση εξόδου ανάλογα με τις απαιτήσεις μας.

Επίσης είναι πιθανό να έχεις έναν διπολικό μετατροπέα από ψηφιακό σε αναλογικό μετατροπέα. Εάν εφαρμόσουμε το πιο σημαντικό ψηφίο σε έναν αναλογικό αντιστροφέα και χρησιμοποιήσουμε αυτήν την έξοδο για την θέση του MSB πάνω στην σκάλα, ο δυαδικός αριθμός που εφαρμόζεται σε αυτήν θα χρησιμοποιηθεί σαν αριθμός δύο συμπληρωμάτων, είναι θετικός και αρνητικός δηλαδή.

Τα παραπάνω αποτελούν έναν οδηγό για το πως κατασκευάζεται ένας μετατροπέας ψηφιακού σε αναλογικό σήμα. Εμείς στην παρούσα εφαρμογή θα χρειαστούμε έναν τέτοιο για την επεξεργασία των διαφόρων βιολογικών

σημάτων ο οποίος θα έχει πιο περίπλοκη μορφή απ' αυτόν που περιγράφηκε παραπάνω.

Μπορεί για παράδειγμα να χρησιμοποιηθεί ένας 8bit (και όχι 4bit) απ' αυτούς που ήδη υπάρχουν πολλοί στο εμπόριο.

Ένας ενδεικτικός τέτοιος DAC είναι ο 0808 καθώς και οι DAC0807/DAC0806. Είναι όλοι 8-bit μετατροπείς. Ειδικά ο 0808 παρουσιάζει χρόνο αποκατάστασης ρεύματος εξόδου γύρω στα 150ns την στιγμή που παρέχει ισχύ 33mW με τροφοδοσία γύρω στα +/- 5V. Επίσης δεν απαιτείται χρήση ρεύματος αναφοράς IREF για τις περισσότερες εφαρμογές επειδή το ρεύμα εξόδου είναι τυπικά +/-1LSB του  $255I_{REF}/256$ . Η ακρίβεια που υπάρχει στις συσκευές της τάξης του +/-0.19% διασφαλίζει την μονοτονία και γραμμικότητα των 8-bit ενώ το μηδενικό επίπεδο ρεύματος εξόδου (λιγότερο των 4μΑ) προσδίδει μηδενική ακρίβεια 8-bit για  $I_{REF} \geq 2mA$ . Οι τροφοδοσίες ρεύματος της σειράς μετατροπέων 0808 είναι ανεξάρτητες από κωδικούς bit και παρουσιάζουν ουσιαστικά τα σταθερά χαρακτηριστικά της συσκευής πάνω από ολόκληρη την κλίμακα διακυμάνσεων της τάσης τροφοδοσίας.

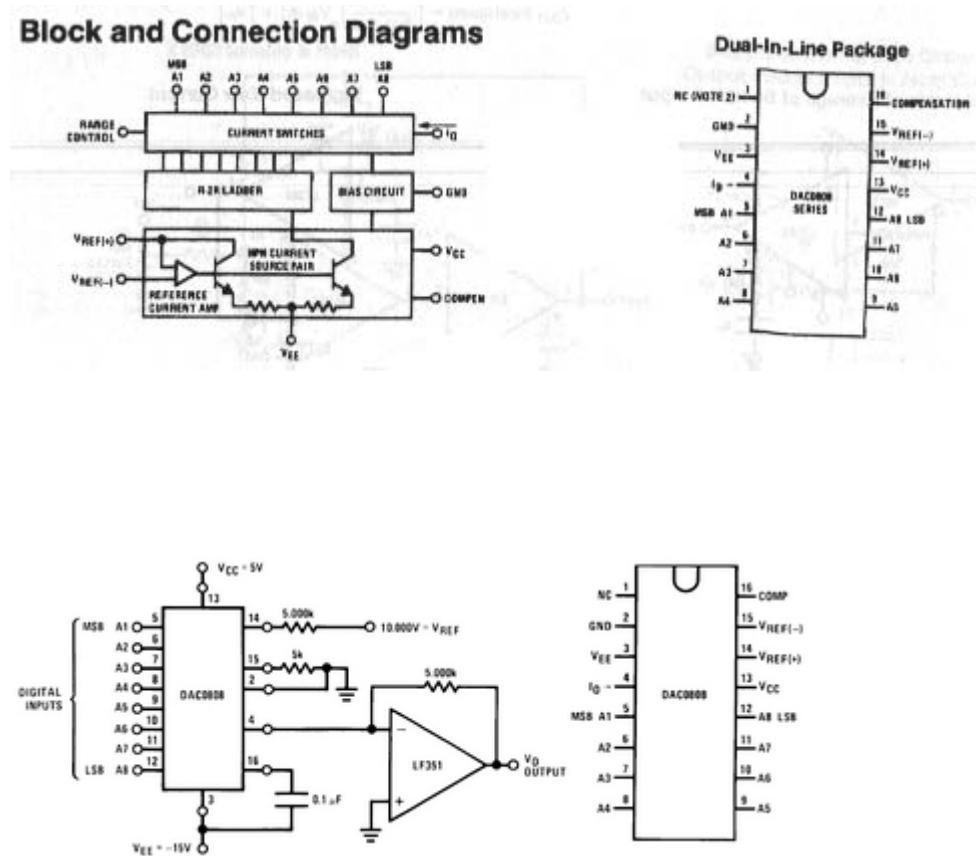
Ο DAC0808 μπορεί ουσιαστικά να υλοποιηθεί με τα γνωστά TTL, DTL ή και τα γνωστά CMOS και αποτελεί καλή επιλογή για αντικατάσταση των MC1508/MC1408. Επίσης αυτές οι σειρές μετατροπέων μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε εφαρμογές υψηλής ταχύτητας.

### 16.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ 8-BIT D/A DAC0808/DAC0807/DAC0806

- Μέγιστη απόκλιση ακρίβειας +/- 0.19% (DAC0808)
- 7 και 6-bit ακρίβεια διαθέσιμη (DAC0807, DAC0806)
- Γρήγορος χρόνος αποκατάστασης (15ns)
- Συμβατές μη αντιστρεφόμενες ψηφιακές είσοδοι :TTL, CMOS
- Υψηλής ταχύτητας είσοδοι πολλαπλασιασμού ρυθμού: 8mA/μs

- Τάση τροφοδοσίας:  $\pm 4.5V$  έως  $\pm 18V$
- Ελάχιστη δυνατή κατανάλωση τροφοδοσίας:  $33mW, 5V$

Ακολουθούν μερικά ενδεικτικά κυκλώματα DAC



Εικ41.ολοκληρωμένα κυκλώματα DAC

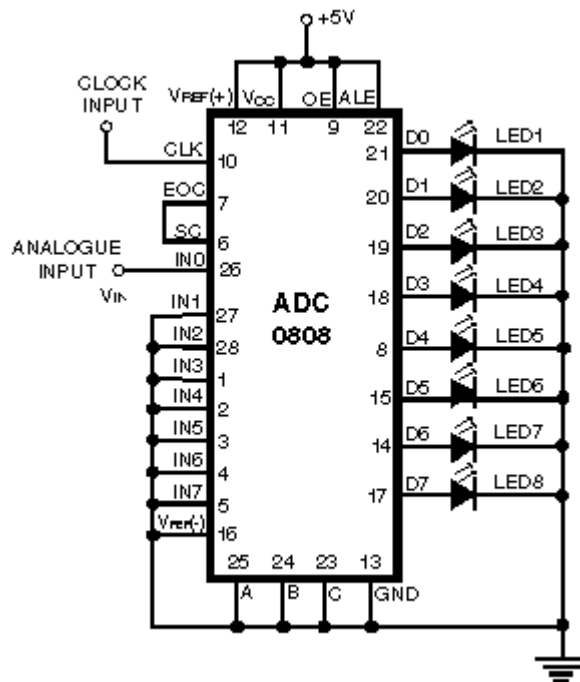
## 16.2 Analog to digital converter

Εκτός από την μετατροπή από ψηφιακό σε αναλογικό σήμα υπάρχει και η αντίστροφη μετατροπή. Κάτι τέτοιο μάλλον είναι αναμενόμενο αφού το πρωτογενές σήμα μας είναι αναλογικό και δεν είναι άλλο από τον ήχο της κεφαλής υπερήχων που επιστρέφει ύστερα από την ανάκλαση και η πίεση στα τοιχώματα της πνευμονικής αρτηρίας. Για να τα επεξεργαστούμε όλα αυτά και για να υπάρχει ακρίβεια σε μετρήσεις επιβάλλεται η μετατροπή τους σε ψηφιακά σήματα. Αυτό το αναλαμβάνουν ειδικά κυκλώματα τα οποία πλέον

έχουν την μορφή μικρολοκληρωμένων κυκλωμάτων(chip) και είναι οι γνωστοί analog to digital converters(adc).

### 16.3 Περιγραφή ADC

Φυσιολογικά ένα τέτοιο κύκλωμα συνήθως εμφυτεύεται σ'έναν μικροεπεξεργαστή για να μετατρέψει αναλογικά δεδομένα σε ψηφιακά. Αυτό απαιτεί υλικό εξοπλισμό και κατάλληλο λογισμικό που να ανταποκρίνεται σε αυξημένη πολυπλοκότητα. Παρακάτω δίνεται ένα τέτοιο κύκλωμα ώστε να πάρουμε μια πρώτη ιδέα από μετατροπείς αναλογικού σε ψηφιακό σήμα.



Εικ42.ολοκληρωμένο κύκλωμα ADC

Το κύκλωμα αυτό αποτελεί τον 0808 αντίστοιχο αναλογικό μετατροπέα και στην προκειμένη περίπτωση αποφεύγεται η χρήση μικροεπεξεργαστή. Ονομάζεται λοιπόν ADC0808 και είναι ένας 8-bit μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα. Έχει ως γραμμές δεδομένων τις D0-D7.Δουλεύει στην υπηρεσία της καλύτερης προσέγγισης. Διαθέτει συνολικά 8 κανάλια εισόδου και κάθε ένα απ' αυτά μπορεί να επιλεγθεί χρησιμοποιώντας τις γραμμές διεύθυνσεων A,B C.Το κανάλι εισόδου IN0 επιλέγεται γειώνοντας τις

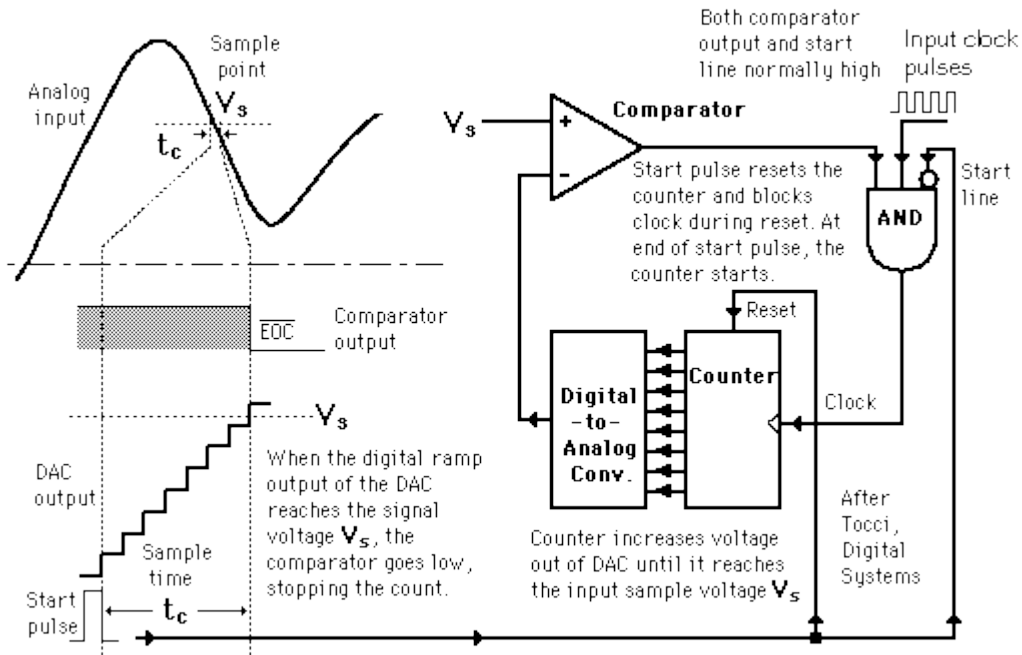


A,B,C. Συνήθως τα σήματα ελέγχου EOC (τέλος μετατροπής), SC (αρχή μετατροπής), ALE (διεύθυνση μάνδαλου ενεργή) και OE (έξοδος ενεργή) ελέγχονται μέσω του μικροεπεξεργαστή. Παρολ' αυτά το κύκλωμα που δείχνεται εδώ κατασκευάστηκε με την προϋπόθεση καμίας χρήσης μικροεπεξεργαστή. Γι' αυτό τα σήματα ελέγχου της εισόδου ALE και OE ενώ βρίσκονται στην κατάσταση high έχουν τάση +5V. Το άλλο σήμα ελέγχου εισόδου SC, ενώ βρίσκεται στην κατάσταση low, ξεκινά την μετατροπή στο όταν ο παλμός πέφτει οριακά, εκεί δηλαδή όπου το σήμα εξόδου EOC γίνεται high μετά την ολοκλήρωση της ψηφιοποίησης. Αυτή η EOC έξοδος είναι συνδεδεμένη με την SC είσοδο, και το όριο πτώσης του EOC δρα ως είσοδος SC ώστε να οδηγήσει τον μετατροπέα να αρχίσει την διαδικασία της μετατροπής. Όταν η μετατροπή αρχίσει, το σήμα EOC γίνεται high. Στον επόμενο παλμό του ρολογιού η EOC γίνεται low, και ο SC είναι σε θέση να αρχίσει την επόμενη μετατροπή. Το μέγιστο επίπεδο τάσης εισόδου θα πρέπει να είναι κατάλληλα διαμορφωμένο ώστε να είναι χαμηλότερο από αυτό της θετικής τάσης αναφοράς (+5V).

Ο ADC0808 απαιτεί σήμα ρολογιού τυπικά της τάξης των 550kHz, που μπορεί εύκολα να παραχθεί από ασταθή πολυταλαντωτή κατασκευασμένο με πύλες αντιστροφών 7404. Εάν θέλουμε να δούμε κιάλας την έξοδο μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε μια σειρά από 8 LEDs από τα οποία κάθε ένα είναι συνδεδεμένο με τις γραμμές D0-D7. Όταν ο μετατροπέας βρίσκεται σε συνεχή λειτουργία απεικονίζει την έξοδο αμέσως μόλις του δώσουμε αναλογική είσοδο.

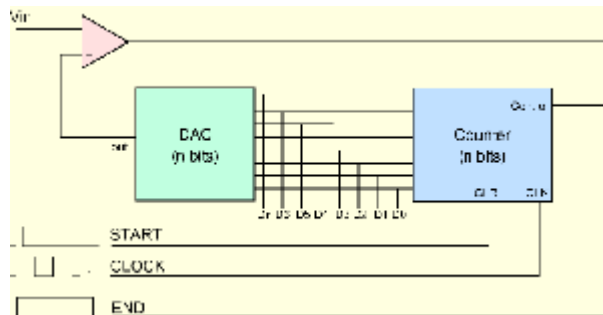
#### 16.4 Ειδικοί ADC

Μια κατηγορία μετατροπέων ειδική είναι αυτή που χρησιμοποιεί μετατροπή ψηφιακού σε αναλογικό σήμα. Χρησιμοποιούν δηλαδή DAC. Η γενική τους λειτουργία φαίνεται σχηματικά παρακάτω.



Εικ43 Αρχή λειτουργίας μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα.

Πάνω σ' αυτήν την λειτουργία στηρίζεται και η λεγόμενη ψηφιακή ράμπα ADC που δείχνεται παρακάτω:



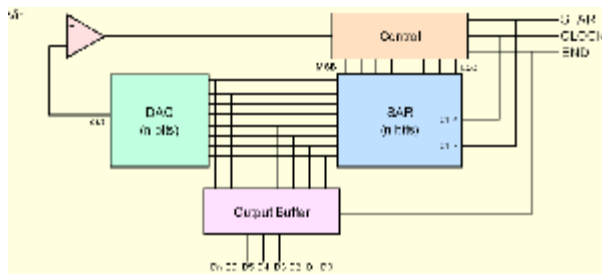
Εικ44. ψηφιακή ράμπα ADC

Η γραμμή ελέγχου του μετρητή θέτει σε λειτουργία τον μετρητή όταν είναι σε θέση low ενώ τον κλείνει όταν βρίσκεται σε θέση high. Η βασική ιδέα είναι να αυξάνουμε τον μετρητή μέχρι η τιμή του να φτάσει την τιμή του αναλογικού σήματος. Όταν ικανοποιηθεί αυτή η συνθήκη η τιμή στον μετρητή αποτελεί το ψηφιακό ισοδύναμο του αναλογικού σήματος.

Απαιτείται ένας παλμός START κάθε αναλογική τάση που θέλουμε να μετατραπεί. Το END στο σχήμα σηματοδοτεί το τέλος της μετατροπής κάθε τάσης χωριστά και όχι ολόκληρης της διαδικασίας. Κάθε παλμός του ρολογιού 'μετακινεί' τον μετρητή. Υποθέτοντας ότι έχουμε έναν 8-bit ADC και θέλουμε να μετατρέψουμε την αναλογική τιμή 128 σε ψηφιακή. Αυτό θα απαιτούσε 128 παλμούς.

Η διαδικασία πραγματοποιείται μετρώντας από το 0 μέχρι την μέγιστη δυνατή τιμή( $2^n - 1$ ) μέχρι να βρεθεί η σωστή ψηφιακή τιμή για την αναλογική τάση της  $V_{in}$ . Όταν αυτό συμβεί δίνεται το σήμα END και η ψηφιακή τιμή για την  $V_{in}$  θα είναι σε ένα από τα  $D_n-D_0$ .

Το κύριο πρόβλημα με τέτοια κυκλώματα είναι ότι είναι πολύ αργά αφού για κάθε δείγμα απαιτούνται πολλοί παλμοί. Για έναν 8-bit ADC απαιτούνται 255 κύκλοι ρολογιού ενώ για έναν 16-bit πάνω από 65.535 κύκλοι.



**Εικ45.κύκλωμα DAC μεγάλης ακρίβειας.**

Το παραπάνω ένα πολύ διαδεδομένο κύκλωμα το οποίο στηρίζεται σε DAC και είναι πιο ακριβές απ' αυτό που αναλύθηκε προηγουμένως.

Οι σύγχρονοι ADC,DAC είναι πιο γρήγοροι και ιδανικοί για εφαρμογές που απαιτούν χαμηλή τροφοδοσία. Μια τέτοια εταιρεία που μπορεί να διευκολύνει την παρούσα εφαρμογή είναι η Acqiris που διαθέτει τρεις τέτοιες σύγχρονες συσκευές:XL Fidelity,JetSpeed και JetSpeedII

## ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Αναλύοντας το πλήθος των διαγνωστικών μεθόδων όπως οι υπέρηχοι, τα ραδιοϊσότοπα, την επεμβατική καρδιολογία και τις υπόλοιπες που αναφέρθηκαν γίνεται κατανοητό ότι η προσπάθεια από την πλευρά της τεχνολογίας για την αντιμετώπιση των καρδιαγγειακών παθήσεων -που αποτελούν βασικό κίνδυνο- εντείνεται συνεχώς. Σήμερα με τη βοήθεια των ιδιαίτερα εξελιγμένων απεικονιστικών συστημάτων οι ειδικευμένοι γιατροί έχουν στα χέρια τους σημαντικά όπλα για την καταπολέμηση τέτοιων καταστάσεων. Υπάρχει πλέον η δυνατότητα για έγκαιρη διάγνωση και κατάλληλη αντιμετώπιση κάθε περίπτωσης καρδιοπαθειών. Τα μηνύματα εξάλλου που έρχονται για το μέλλον από τη μεριά της έρευνας είναι αρκετά αισιόδοξα καθώς έχουμε πλέον τον σχεδιασμό ολοκληρωμένων ρομποτικών συστημάτων που επιχειρούν λεπτομερείς επεμβάσεις αντικαθιστώντας πλέον τον ανθρώπινο παράγοντα τελείως.

**ΑΝΑΦΟΡΕΣ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. *en.wikipedia.org*
2. [www.manbit.com](http://www.manbit.com)
3. [www.healthatoz.com](http://www.healthatoz.com)
4. [www.staff.vu.edu.au](http://www.staff.vu.edu.au)
5. [www.hon.ch](http://www.hon.ch)
6. [www.electronic-circuits-diagrams.com](http://www.electronic-circuits-diagrams.com)
7. **ΙΑΤΡΙΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ**  
(Δ.ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ, Κ.ΝΙΚΗΤΑ, Σ. ΠΑΥΛΟΠΟΥΛΟΣ-ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΤΖΙΟΛΑ  
ISBN 960-418-043-6)
8. **ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ  
ΣΗΜΑΤΩΝ** (Δ.ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ, Σ.ΠΑΥΛΟΠΟΥΛΟΣ, Α.ΠΡΕΝΤΖΑ  
ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΤΖΙΟΛΑ -ISBN-960-418-026-6)
9. **ULTRASOUND PHYSICS AND INSTRUMENTATION**
10. **Η ΚΑΡΔΙΑ** (ΕΛΛΗΝΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑΣ-ΕΚΣΟΣΕΙΣ  
UNIGROUP -1996)