



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

**ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΟΝ
ΕΝΤΟΠΙΣΜΟ ΤΩΝ ΦΑΣΕΩΝ ΤΕΛΟΣΥΣΤΟΛΗΣ ΚΑΙ
ΤΕΛΟΔΙΑΣΤΟΛΗΣ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΚΥΚΛΟΥ**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΑΓΚΛΗΣ Ν. ΙΩΑΝΝΗΣ

Επιβλέπων : Διονύσιος – Δημήτριος Κουτσούρης, Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα 2011

**ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΟΝ
ΕΝΤΟΠΙΣΜΟ ΤΩΝ ΦΑΣΕΩΝ ΤΕΛΟΣΥΣΤΟΛΗΣ ΚΑΙ
ΤΕΛΟΔΙΑΣΤΟΛΗΣ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΚΥΚΛΟΥ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΚΑΓΚΛΗΣ Ν. ΙΩΑΝΝΗΣ**

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή :

Διονύσιος – Δημήτριος Κουτσούρης, Καθηγητής ΕΜΠ
(Επιβλέπων)

Νικόλαος Τράκας, Αναπληρωτής Καθηγητής ΕΜΠ

Γεώργιος Ματσόπουλος, Επίκουρος Καθηγητής ΕΜΠ

ΑΘΗΝΑ, ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2011

Πρόλογος

Η παρούσα εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, με επιβλέποντα Καθηγητή τον κ. Διονύσιο – Δημήτριο Κουτσούρη και μέλη της τριμελούς εξεταστικής επιτροπής τον Αναπληρωτή Καθηγητή Νικόλαο Τράκα και τον Επίκουρο Καθηγητή Γεώργιο Ματσόπουλο.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Διονύσιο – Δημήτριο Κουτσούρη, για την εμπιστοσύνη του και τις πολύτιμες συμβουλές του σε ότι με απασχόλησε, από την ανάθεση έως και την παρουσίαση και εξέταση της εργασίας αυτής.

Επίσης ευχαριστώ τον Δρ. Πέτρο Τουμπανιάρη για τη συνεχή στήριξη και την άμεση ανταπόκρισή του στα προβλήματα που παρουσιάστηκαν καθ' όλη τη διάρκεια περαίωσης αυτής της διπλωματικής.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Νικόλαο Τράκα και τον Επίκουρο Καθηγητή κ. Γεώργιο Ματσόπουλο που δέχτηκαν να συμμετάσχουν στην τριμελή εξεταστική επιτροπή της παρούσας εργασίας.

Περιεχόμενα

| | |
|-----------------------------------------------------------|-----------|
| ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ | 1 |
| ΠΕΡΙΛΗΨΗ | 3 |
| ABSTRACT | 4 |
| 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ | 5 |
| 2. Η ΚΑΡΔΙΑ | 6 |
| 2.1. ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΒΑΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ..... | 6 |
| 2.2.1. ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΚΟΙΛΟΤΗΤΕΣ | 6 |
| 2.2.2. ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΒΑΛΒΙΔΕΣ | 7 |
| 2.2.3. ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΟ | 10 |
| 2.2. ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ..... | 11 |
| 2.2.1. ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΣΥΣΤΟΛΗ | 11 |
| 2.2.2. ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΔΙΑΣΤΟΛΗ | 13 |
| 2.2.3. ΣΧΕΣΗ ΠΙΕΣΗΣ ΟΓΚΟΥ | 16 |
| 2.2.4. ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ ΚΑΙ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ | 17 |
| 3. ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ | 21 |
| 3.1. ΓΕΝΙΚΑ | 21 |
| 3.2. ΤΡΟΠΟΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ - ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ | 21 |
| 3.2.1. ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ..... | 22 |
| 3.2.2. ΑΠΑΓΩΓΕΣ | 22 |
| 3.2.3. ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΑΞΟΝΑΣ..... | 24 |
| 3.2.4. ΚΥΜΑΤΑ..... | 25 |
| 3.2.5. ΧΡΟΝΙΚΑ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ | 25 |
| 3.3. ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ | 26 |
| 4. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ | 36 |
| 4.1. ΓΕΝΙΚΑ | 36 |
| 4.2. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ | 36 |
| 4.3. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ | 38 |
| 4.3.1. ΠΙΕΖΟΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΕΑΣ..... | 38 |
| 4.3.2. PULSE ECHO US IMAGING | 41 |
| 4.3.3. ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΑΝΤΗΧΗΣΕΩΝ | 42 |
| 4.3.4. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ | 44 |
| 4.3.5. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ DOPPLER..... | 46 |

| | |
|------------------------------------------------------|-----------|
| 5. MATLAB | 48 |
| 5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ..... | 48 |
| 5.1.1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΠΡΑΞΕΙΣ | 49 |
| 5.1.2 ΠΡΟΤΕΡΑΙΟΤΗΤΑ ΠΡΑΞΕΩΝ | 50 |
| 5.1.3 ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ..... | 50 |
| 5.1.4 ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΙΝΑΚΕΣ..... | 52 |
| 5.2. ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΙΣΜΟΣ ΣΤΟ MATLAB | 54 |
| 5.2.1. ΔΟΜΕΣ ΕΛΕΓΧΟΥ ΡΟΗΣ | 54 |
| 5.2.2. ΣΧΕΣΙΑΚΟΙ ΤΕΛΕΣΤΕΣ..... | 54 |
| 5.2.3. ΛΟΓΙΚΟΙ ΤΕΛΕΣΤΕΣ | 55 |
| 5.2.4. ΒΡΟΧΟΙ FOR..... | 55 |
| 5.2.5. ΒΡΟΧΟΙ WHILE..... | 56 |
| 5.2.6. ΕΝΤΟΛΕΣ BREAK RETURN CONTINUE..... | 57 |
| 5.2.7. ΕΝΤΟΛΗ IF | 57 |
| 5.2.8. ΕΝΤΟΛΗ SWITCH CASE | 58 |
| 5.3. ΓΡΑΦΙΚΑ..... | 59 |
| 5.3.1. ΕΝΤΟΛΗ PLOT..... | 59 |
| 5.3.2. ΧΡΩΜΑΤΑ ΣΥΜΒΟΛΑ ΚΑΙ ΓΡΑΜΜΕΣ | 61 |
| 6. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ | 63 |
| 6.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ..... | 63 |
| 6.2. ΠΡΟΫΠΟΘΕΣΕΙΣ..... | 63 |
| 6.3. ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ - ΜΕΘΟΔΟΣ | 63 |
| 6.4. ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΤΟ MATLAB | 70 |
| 6.5. ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ..... | 72 |
| 6.6. ΕΙΔΙΚΕΣ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ | 84 |
| 6.7. ΑΔΥΝΑΜΙΕΣ | 89 |
| 7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ | 91 |
| ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΙΣΤΟΣΕΛΙΔΕΣ | 93 |

Περίληψη

Στην εργασία που ακολουθεί γίνεται μια προσπάθεια εντοπισμού των διαστημάτων τελοσυστολής και τελοδιαστολής του καρδιακού κύκλου με σκοπό να δημιουργηθούν οι προϋποθέσεις για την μέτρηση του ελάχιστου και μέγιστου όγκου της καρδιάς.

Αρχικά γίνεται μια περιγραφή της ανατομικής βάσης της καρδιακής λειτουργίας καθώς και των διαφόρων φάσεων του καρδιακού κύκλου. Επίσης, παρουσιάζεται ο τρόπος λειτουργίας του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και τα βασικά χαρακτηριστικά των κυριότερων μορφών καρδιακής αρρυθμίας.

Στη συνέχεια αναφέρονται οι αρχές των μεθόδων απεικόνισης υπερήχων, ως πιθανότερου μέσου μέτρησης του καρδιακού όγκου στην πράξη και τα κύρια χαρακτηριστικά του μαθηματικού λογισμικού πακέτου MATLAB, που χρησιμοποιήθηκε για την επεξεργασία του καρδιογραφήματος.

Τέλος, γίνεται αναλυτική περιγραφή της μεθόδου που αναπτύχθηκε, των χαρακτηριστικών της ψηφιακής μορφής του καρδιογραφήματος, της επεξεργασίας του και του τελικού αποτελέσματος. Επίσης, παρουσιάζονται παραδείγματα και γίνεται μια αποτίμηση της όλης διαδικασίας με συμπεράσματα και προοπτικές για το μέλλον.

Abstract

The work that follows is an attempt to locate the end systolic and end diastolic phases of the cardiac circle in order to create the conditions for the measurement of the minimum and maximum volume of the heart.

In the beginning there is a description of the anatomic base of the heart function and of the phases of the cardiac circle. There is also a presentation of the way that the electrocardiogram works and the basic characteristics of the most common types of cardiac arrhythmias.

Additionally, the ultrasound imaging method is reported, as the most probable way of measuring the heart volume. The main aspects of MATLAB are also reported, since that was the program used for the cardiogram editing.

Finally, there is a thorough description of the developed method, the signal's characteristics, the editing and the results. Moreover, examples are presented and the whole project is evaluated through conclusions and future prospects.

1.Εισαγωγή

Η δυνατότητα μέτρησης του όγκου της ανθρώπινης καρδιάς, αποτελεί σημαντικό εργαλείο τόσο για την καλύτερη κατανόηση της λειτουργίας της, όσο και για μια σειρά από εφαρμογές για την διάγνωση και τη θεραπεία καρδιακών παθήσεων. Για το λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές απεικόνισης της καρδιάς και υπολογισμού του όγκου της.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν δύο συγκεκριμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου, η τελοσυστολή και η τελοδιαστολή. Εκεί, ο καρδιακός όγκος παίρνει αντιστοίχως την ελάχιστη και τη μέγιστη τιμή του.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι να εντοπιστούν τα διαστήματα τελοσυστολής και τελοδιαστολής, μέσω της επεξεργασίας του καρδιογραφήματος. Αυτό θα αποτελέσει τη βάση ώστε, σε συνεργασία με κάποια απεικονιστική μέθοδο, να μετρηθούν οι ζητούμενοι όγκοι.

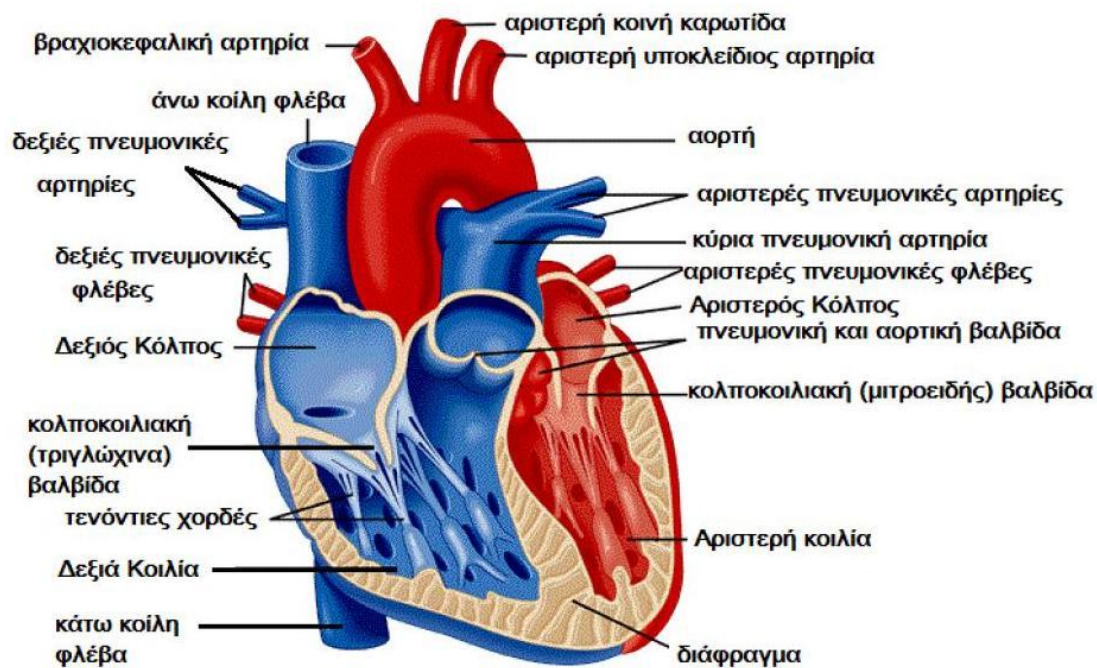
Για να επιτευχθεί ο σκοπός αυτός, πρώτα απ' όλα θα πρέπει να γίνει μια συσχέτιση των χαρακτηριστικών του καρδιογραφήματος με τον καρδιακό κύκλο. Γι αυτό και αρχικά γίνεται αναφορά τόσο στην λειτουργία της καρδιάς όσο και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στη συνέχεια, θα πρέπει να βρεθεί μια μέθοδος ώστε οι αριθμητικές τιμές του καρδιογραφήματος, μετά την επεξεργασία, να μπορούν να δώσουν το ζητούμενο αποτέλεσμα.

Η επεξεργασία θα πρέπει να γίνει με χρήση απλών εντολών προγραμματισμού και τελικά να αποθηκεύει όλη την ζητούμενη πληροφορία για το καρδιογράφημα, ώστε αυτή να είναι διαθέσιμη ανά πάσα στιγμή. Επίσης, θα πρέπει να μπορεί να εφαρμοστεί και σε περιπτώσεις που εμφανίζουν καρδιακή κατάσταση που διαφέρει από την συνηθισμένη.

2. Η Καρδιά

2.1. Ανατομική Βάση της Καρδιακής Λειτουργίας

Η καρδιά παρουσιάζει μεγάλο εύρος δραστηριότητας και λειτουργικής ικανότητας και εκτελεί καταπληκτική ποσότητα έργου στη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου. Για να κατανοήσει κανείς πώς η καρδιά επιτελεί τον σημαντικό ρόλο της, είναι αναγκαίο να εξετάσει πρώτα τις σχέσεις μεταξύ της δομής και της λειτουργίας των διαφόρων συνιστωσών της. Η καρδιά χωρίζεται σε τέσσερις κοιλότητες: τον αριστερό κόλπο και την αριστερή κοιλία, τον δεξιό κόλπο και τη δεξιά κοιλία. Αποτελείται δε από ένα περίπλοκο σύστημα βαλβίδων και σωλήνων (αρτηρίες και φλέβες) που μαζί με το περικάρδιο συντελούν στην προώθηση του αίματος σε ολόκληρο το σώμα.



Εικόνα 2.1 Η καρδιά

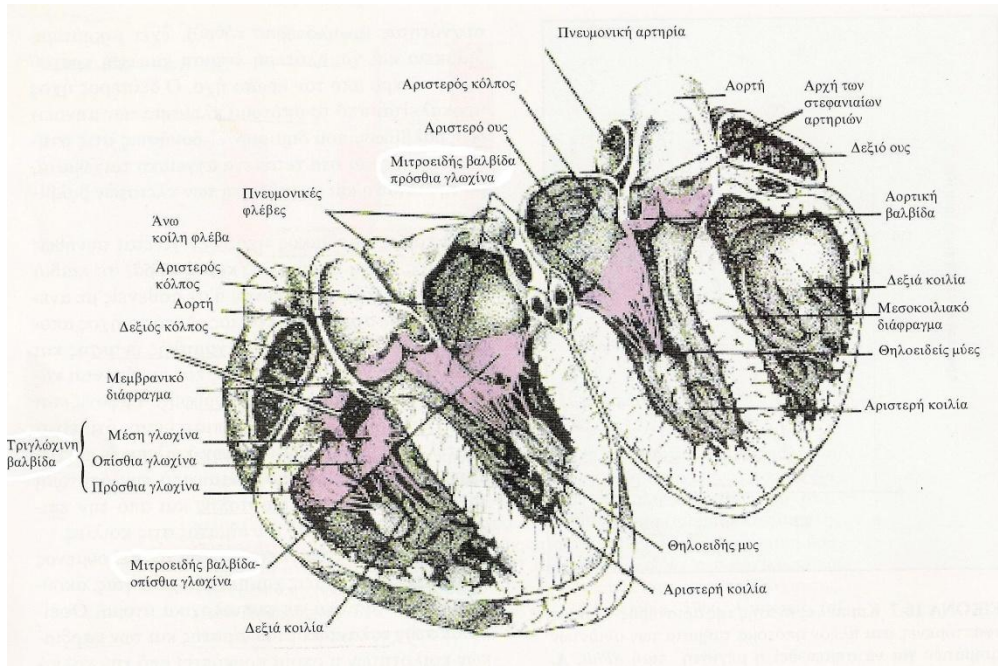
2.1.1. Καρδιακές κοιλότητες

Οι κόλποι είναι κοιλότητες με λεπτά τοιχώματα και χαμηλή πίεση που λειτουργούν περισσότερο ως μεγάλες δεξαμενές και αγωγοί αίματος για τις αντίστοιχες κοιλίες

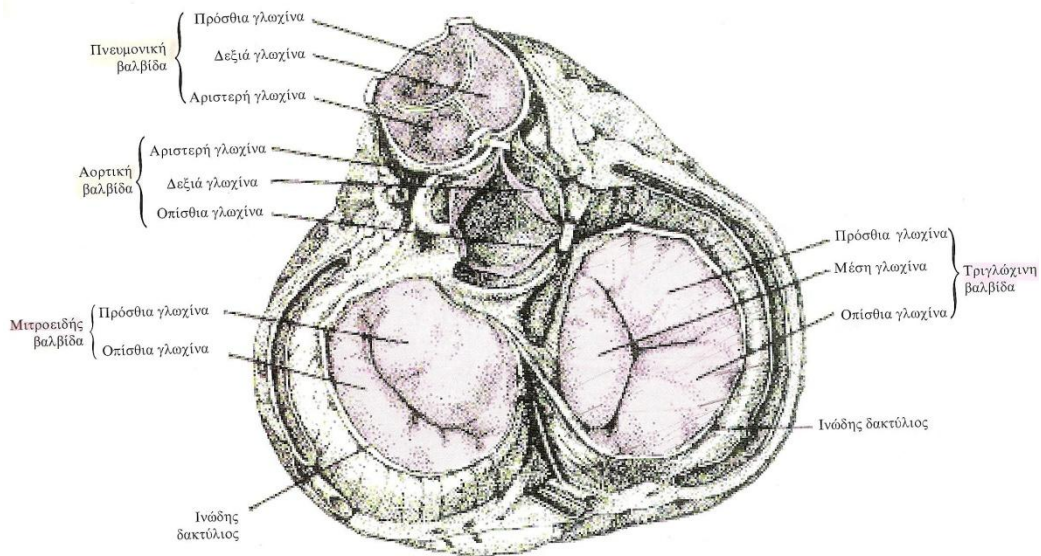
παρά ως σημαντικές αντλίες για την πλήρωση των κοιλιών. Οι κοιλίες αποτελούνται από ένα συνεχές μυϊκών ινών που αρχίζει από τον ινώδη σκελετό της βάσης της καρδιάς, κυρίως γύρω από το αορτικό στόμιο. Οι ίνες αυτές εκτείνονται προς την επικαρδιακή επιφάνεια της κορυφής της καρδιάς. Κατευθύνονται επίσης προς το ενδοκάρδιο καθώς υφίστανται σταδιακά μεταβολή, ακολουθώντας διαδρομή παράλληλη με τις επικάρδιες ίνες και σχηματίζοντας το ενδοκάρδιο και τους θηλοειδείς μυς. Στην κορυφή της καρδιάς, οι ίνες κάμπτονται και γυρίζουν προς τα μέσα, σχηματίζοντας τους θηλοειδείς μυς. Στη βάση της καρδιάς και γύρω από τα στόμια των βαλβίδων, οι ίνες του μυοκαρδίου σχηματίζουν έναν παχύ, δυνατό μυ, που μειώνει την κοιλιακή περίμετρο βοηθώντας στην εξώθηση του αίματος, και παράλληλα στενεύουν τα κολποκοιλιακά στόμια των βαλβίδων, γεγονός που βοηθά στο κλείσιμο των βαλβίδων. Η κοιλιακή εξώθηση δεν πραγματοποιείται μόνο με μείωση της περιμέτρου αλλά και με μείωση του διαμήκους άξονα, η οποία επιτυγχάνεται με πτώση της βάσης της καρδιάς. Η πρώιμη συστολή της κοιλιακής κορυφής, σε συνδυασμό με την προσέγγιση των κοιλιακών τοιχωμάτων, προωθεί το αίμα προς το σύστημα εξόδου.

2.1.2. Καρδιακές βαλβίδες

Οι καρδιακές βαλβίδες αποτελούνται από λεπτά πτερύγια εύκαμπτου, ανθεκτικού και καλυμμένου με ενδοθήλιο ινώδους ιστού, η βάση του οποίου είναι στερεωμένη στους ινώδεις βαλβιδικούς δακτυλίους. Οι κινήσεις των πτερυγίων των βαλβίδων είναι ουσιαστικά παθητικές και ο προσανατολισμός των καρδιακών βαλβίδων είναι υπεύθυνος για τη μονής κατεύθυνσης ροή του αίματος μέσω της καρδιάς. Υπάρχουν δύο τύποι βαλβίδων στην καρδιά: οι κολποκοιλιακές και οι μηννοειδείς βαλβίδες (Εικόνες 2.2 και 2.3).



Εικόνα 2.2 Απεικόνιση μιας καρδιάς που έχει διατμηθεί καθέτως προς μεσοκοιλιακό διάφραγμα για να παρουσιάσει τις ανατομικές σχέσεις των γλωχίνων των κολποκοιλιακών και αορτικών βαλβίδων.



Εικόνα 2.3 Οι τέσσερις καρδιακές βαλβίδες, όπως φαίνονται από τη βάση της καρδιάς. Σημειωτέον ότι οι γλωχίνες αλληλεπικαλύπτονται στις κλειστές βαλβίδες.

2.1.2.A. Κολποκοιλιακές βαλβίδες

Η τριγώνη βαλβίδα βρίσκεται μεταξύ του δεξιού κόλπου και της δεξιάς κοιλίας και αποτελείται από τρεις γλωχίνες, ενώ η μιτροειδής βαλβίδα βρίσκεται μεταξύ του αριστερού κόλπου και της αριστερής κοιλίας και έχει δύο γλωχίνες. Η συνολική επιφάνεια των γλωχίνων της κάθε κολποκοιλιακής βαλβίδας είναι περίπου διπλάσια από εκείνην του αντίστοιχου κολποκοιλιακού στομίου και, έτσι, στην κλειστή θέση των βαλβίδων τα πτερύγια αλληλεπικαλύπτονται σε μεγάλο βαθμό (Εικόνες 2.2 και 2.3). Στα ελεύθερα άκρα αυτών των βαλβίδων είναι συνδεδεμένα λεπτά, δύο νημάτια (τενόντιες χορδές), τα οποία εκκινούν από τους ισχυρούς θηλοειδείς μυς των αντίστοιχων κοιλιών και εμποδίζουν την αναστροφή των βαλβίδων κατά την διάρκεια της κοιλιακής συστολής.

Στη φυσιολογική καρδιά τα πτερύγια των βαλβίδων είναι κοντά μεταξύ τους κατά την κοιλιακή πλήρωση, δημιουργώντας έτσι ένα χωνί για τη μεταφορά του αίματος από τον κόλπο στην κοιλία. Αυτή η μερική προσέγγιση των επιφανειών της βαλβίδας κατά τη διαστολή οφείλεται κυρίως σε στροβιλώδη ρεύματα πίσω από τα πτερύγια. Επίσης, οι τενόντιες χορδές και θηλοειδής μύες εκτείνονται κατά την πλήρωση της κοιλίας και ασκούν τάση στα ελεύθερα άκρα των βαλβιδικών πτερυγίων.

Οι κινήσεις των γλωχίνων της μιτροειδούς βαλβίδας κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου εμφανίζονται στο ηχοκαρδιογράφημα (Εικόνα 2.5). Η ηχοκαρδιογραφία συνίσταται στην εκπομπή βραχέων παλμών από ηχητικά κύματα υψηλής συχνότητας (υπερήχους) διά μέσου των ιστών του στέρνου και της καρδιάς και στην καταγραφή των αντηχήσεων που ανακλώνται από τις διάφορες καρδιακές δομές.

Στην Εικόνα 2.5, ο μορφοτροπέας του ηχοκαρδιογράφου είναι τοποθετημένος κατά τρόπο που να απεικονίζει την κίνηση της πρόσθιας γλωχίνας της μιτροειδούς βαλβίδας. Η οπίσθια γλωχίνα κινείται με τρόπο που να σχηματίζει ένα ανακλώμενο είδωλο της πρόσθιας γλωχίνας, με τη διαφορά ότι στην προβολή που παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.5 οι κινήσεις της γλωχίνας φαίνεται ότι είναι πολύ μικρότερες. Στο σημείο Δ, η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει και, κατά την ταχεία πλήρωση (Δ έως Ε), η πρόσθια γλωχίνα κινείται προς το κοιλιακό διάφραγμα. Κατά τη φάση της μειωμένης πλήρωσης (Ε έως Ζ), οι γλωχίνες πλησιάζουν η μία την άλλη, αλλά η βαλβίδα δεν κλείνει. Το τμήμα της κοιλιακής πλήρωσης η οποία συντελείται με την κολπική συστολή (Ζ έως Α) απομακρύνει τις γλωχίνες, για να ακολουθήσει δεύτερη

προσέγγιση τους (Α έως Γ). Στο σημείο Γ η βαλβίδα κλείνει με την κοιλιακή συστολή. Κατά την κοιλιακή συστολή, οι γλωχίνες της βαλβίδας προβάλλουν μεν προς τον κόλπο, παραμένουν όμως σε στενή επαφή.

2.1.2.B. Μηνοειδείς βαλβίδες

Η βαλβίδα μεταξύ της δεξιάς, κοιλίας κοντής πνευμονικής αρτηρίας και εκείνη μεταξύ της αριστερής κοιλίας και της αορτής αποτελούνται από τρεις θολωτές γλωχίνες που είναι συνδεδεμένες στους δακτυλίους των βαλβίδων (βλ. Εικόνες 2.2 και 2.3). Στο τέλος της φάσης μειωμένης διοχέτευσης της κοιλιακής συστολής, η ροή του αίματος αναστρέφεται στιγμιαία προς τις κοιλίες (γεγονός που εμφανίζεται ως αρνητική ροή στην καμπύλη της φασικής αορτικής ροής στην Εικόνα 2.6). Αυτή η αναστροφή της ροής κλείνει απότομα τις γλωχίνες και εμποδίζει την παλινδρόμηση του αίματος προς τις κοιλίες. Κατά την κοιλιακή συστολή, οι γλωχίνες δεν ακουμπούν πάνω στα τοιχώματα της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής, αλλά επιπλέουν στο ρεύμα του αίματος -κάπου στο μέσο μεταξύ των τοιχωμάτων των αγγείων και της κλειστής τους θέσης.

Πίσω από τις μηνοειδείς βαλβίδες υπάρχουν μικρές προβολές (μηνοειδείς κόλποι ή κόλποι Valsava) της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής. Σε αυτούς τους κόλπους αναπτύσσονται στροβιλώδη ρεύματα, που κρατούν τις βαλβιδικές γλωχίνες μακριά από τα τοιχώματα των αγγείων. Τα στόμια της δεξιάς και της αριστερής στεφανιαίας αρτηρίας βρίσκονται πίσω από τη δεξιά και την αριστερή γλωχίνα της αορτικής βαλβίδας, αντίστοιχα. Εάν δεν υπήρχαν οι κόλποι Valsava και τα στροβιλώδη ρεύματα που αναπτύσσονται σε αυτούς, τα στεφανιαία στόμια θα μπορούσαν να φραχθούν από τις γλωχίνες της βαλβίδας.

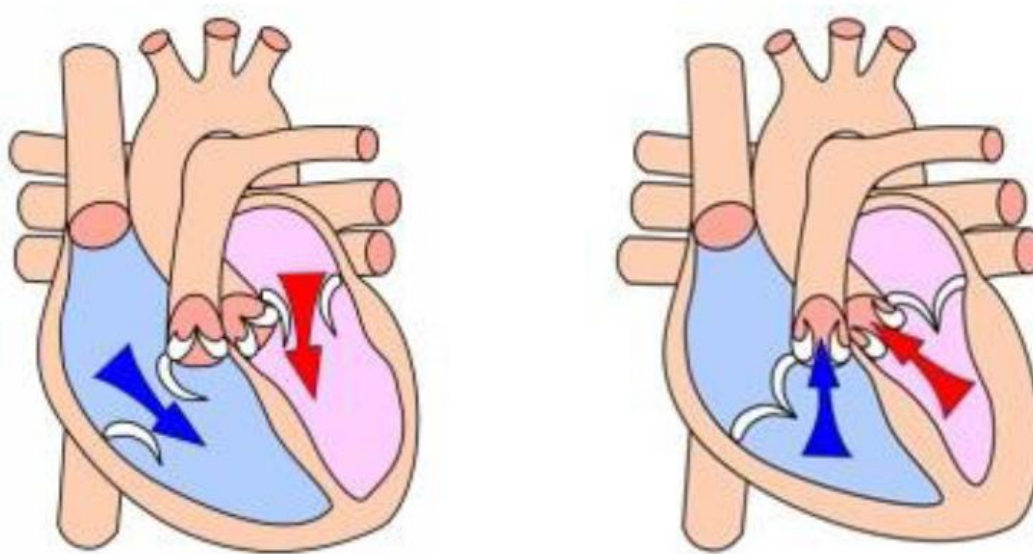
2.1.3. Περικάρδιο

Το περικάρδιο είναι ένας ινώδης θύλακας που καλύπτεται από επιθήλιο. Περιβάλλει στενά ολόκληρη την καρδιά και το καρδιακό τμήμα των μεγάλων αγγείων και επικαλύπτει την καρδιακή επιφάνεια με το μέρος του που ονομάζεται επικάρδιο. Ο θύλακας περιέχει, κανονικά, μια μικρή ποσότητα υγρού, το οποίο προσφέρει λίπανση για την συνεχή κίνηση της εσώκλειστης καρδιάς. Το περικάρδιο δεν διαστέλλεται πολύ και έτσι ανθίσταται σθεναρά σε μια μεγάλη και γρήγορη αύξηση του καρδιακού

μεγέθους. Με τον τρόπο αυτό, το περικάρδιο συμβάλλει στην αποτροπή μιας αιφνίδιας υποδιαστολής των καρδιακών κοιλιών.

2.2. Καρδιακός κύκλος

Η κυκλοφορία του αίματος στηρίζεται στη συνεχή και ρυθμική σύσπαση της καρδιάς. Κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου η καρδιά συνεχώς διαστέλλεται και συστέλλεται. Κατά τη διαστολή το αίμα από τους κόλπους μετακινείται στην κοιλία, ενώ κατά τη συστολή αρχίζει η σύσπαση της κοιλίας η οποία αυξάνει την ενδοκοιλιακή πίεση. Όταν η ενδοκοιλιακή πίεση αυξηθεί αρκετά ανοίγουν οι μηννοειδείς βαλβίδες και το αίμα εξωθείται προς τις αρτηρίες. Κάθε λεπτό η καρδιά αντλεί κατά μέσο όρο πέντε λίτρα αίματος.



Εικόνα 2.4 καρδιακή συστολή - διαστολή

2.2.1. Κοιλιακή συστολή

Ισομετρική συστολή: Η έναρξη της κοιλιακής συστολής συμπίπτει με την κορυφή του κύματος R του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και την αρχική δόνηση του πρώτου καρδιακού ήχου. Στην καμπύλη της κοιλιακής πίεσης εμφανίζεται ως πρώτη άνοδος

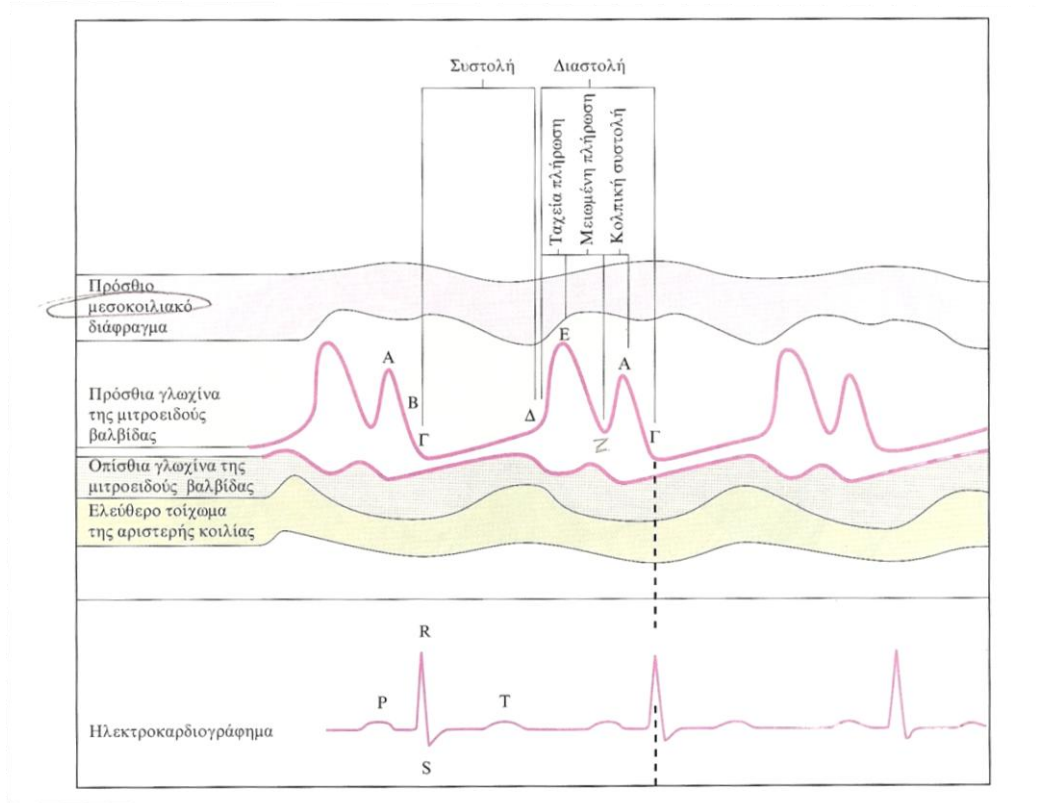
της κοιλιακής πίεσης μετά τη συστολή των κόλπων (Εικόνα 2.6). Το διάστημα μεταξύ της έναρξης της κοιλιακής συστολής και του ανοίγματος των μηννοειδών βαλβίδων (όταν η κοιλιακή πίεση αυξάνεται απότομα) ονομάζεται ισομετρική συστολή, επειδή ο κοιλιακός όγκος είναι σταθερός κατά τη βραχεία αυτή περίοδο (Εικόνα 2.6).

Διοχέτευση: Το άνοιγμα των μηννοειδών βαλβίδων σηματοδοτεί την έναρξη της φάσης διοχέτευσης, που μπορεί να χωριστεί σε μια πρώτη, ελαφρώς βραχύτερη φάση (ταχεία διοχέτευση) και μια δεύτερη και μεγαλύτερη φάση (μειωμένη διοχέτευση). Η φάση ταχείας διοχέτευσης χαρακτηρίζεται από την απότομη άνοδο της κοιλιακής και αορτικής πίεσης, που φτάνει στο μέγιστο της κοιλιακής ή αορτικής πίεσης, μια απότομη μείωση στον κοιλιακό όγκο και μια μεγάλη ροή, αίματος στην αορτή (Εικόνα 2.6). Κατά την περίοδο της μειωμένης διοχέτευσης η ροή αίματος από την αορτή στην περιφέρεια υπερβαίνει την κοιλιακή παροχή και, γι' αυτό, η αορτική και η κοιλιακή πίεση μειώνονται. Καθ' όλη τη διάρκεια της κοιλιακής συστολής, το αίμα που επανέρχεται στους κόλπους, αυξάνει προοδευτικά την κολπική πίεση.

Σημειωτέον ότι κατά τη διάρκεια της ταχείας κοιλιακής διοχέτευσης, η αριστερή κοιλιακή πίεση υπερβαίνει ελαφρώς την αορτική πίεση και έτσι επιταχύνεται η ροή (εξακολουθεί να αυξάνεται), ενώ κατά τη μειωμένη κοιλιακή διοχέτευση γίνεται το αντίστροφο. Αυτή η αντιστροφή της κλίσης κοιλιακής/αορτικής πίεσης με παρουσία συνεχούς ροής αίματος από την αριστερή κοιλία προς την αορτή (που οφείλεται στην κεκτημένη ταχύτητα της ροής του αίματος) προκύπτει από την άθροιση δυναμικής ενέργειας στα διατεταμένα αρτηριακά τοιχώματα, η οποία επιβραδύνει την ροή του αίματος προς την αορτή.

Η επίδραση της κοιλιακής συστολής στην αριστερή κοιλιακή διάμετρο παρουσιάζεται στο ηχοκαρδιογράφημα (Εικόνα 2.5). Κατά τη συστολή (Εικόνα 2.5, Γ έως Δ), το μεσοκοιλιακό διάφραγμα και το ελεύθερο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας γίνονται παχύτερα και πλησιάζουν το ένα το άλλο.

Στο τέλος της διοχέτευσης, ένας όγκος αίματος ίσος περίπου με αυτόν που διοχετεύθηκε κατά τη συστολή παραμένει στις κοιλιακές κοιλότητες. Αυτός ο υπολειπόμενος όγκος είναι αρκετά σταθερός στις φυσιολογικές καρδιές. Εν τούτοις, είναι μικρότερος όταν ο ρυθμός της καρδιάς αυξάνεται ή όταν η αντίσταση εκροής μειώνεται, ενώ είναι μεγαλύτερος όταν επικρατούν οι αντίθετες συνθήκες.



Εικόνα 2.5 Σχέδιο από ηχοκαρδιογράφημα που δείχνει κινήσεις των γλωχίνων της μιτροειδούς βαλβίδας (ιδιαίτερα της πρόσθιας γλωχίνας) και τις μεταβολές στη διάμετρο της αριστερής κοιλιακής κοιλότητας και στο πάχος των τοιχωμάτων της αριστερής κοιλίας κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου σε ένα φυσιολογικό άτομο. Δ έως Γ, κοιλιακή διαστολή· Γ έως Δ, κοιλιακή συστολή· Δ έως Ε, ταχεία πλήρωση· Ε έως Ζ, μειωμένη πλήρωση (διάταση)· Ζ έως Α, κολπική συστολή. Η μιτροειδής βαλβίδα κλείνει στο Γ και ανοίγει στο Δ. Ταυτόχρονη καταγραφή ηλεκτροκαρδιογράφηματος στο κάτω μέρος.

2.2.2. Κοιλιακή διαστολή

Η κοιλιακή συστολή πραγματοποιείται μέσω των παρακάτω βημάτων:

Ισομετρική χάλαση: Το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας που παράγει την εντομή στο κατιόν τμήμα της καμπύλης της αορτικής πίεσης σηματοδοτεί το τέλος της κοιλιακής συστολής. Η περίοδος μεταξύ του κλεισίματος των μηννοειδών βαλβίδων και του ανοίγματος των κολποκοιλιακών βαλβίδας ονομάζεται ισομετρική χάλαση. Χαρακτηρίζεται από μια απότομη πτώση στην κοιλιακή πίεση χωρίς μεταβολή του κοιλιακού όγκου (Εικόνα 2.6).

Φάση ταχείας πλήρωσης: Το μεγαλύτερο μέρος της κοιλιακής πλήρωσης σημειώνεται αμέσως μετά το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων. Το αίμα που έχει γυρίσει στους κόλπους κατά την προηγούμενη συστολή απελευθερώνεται

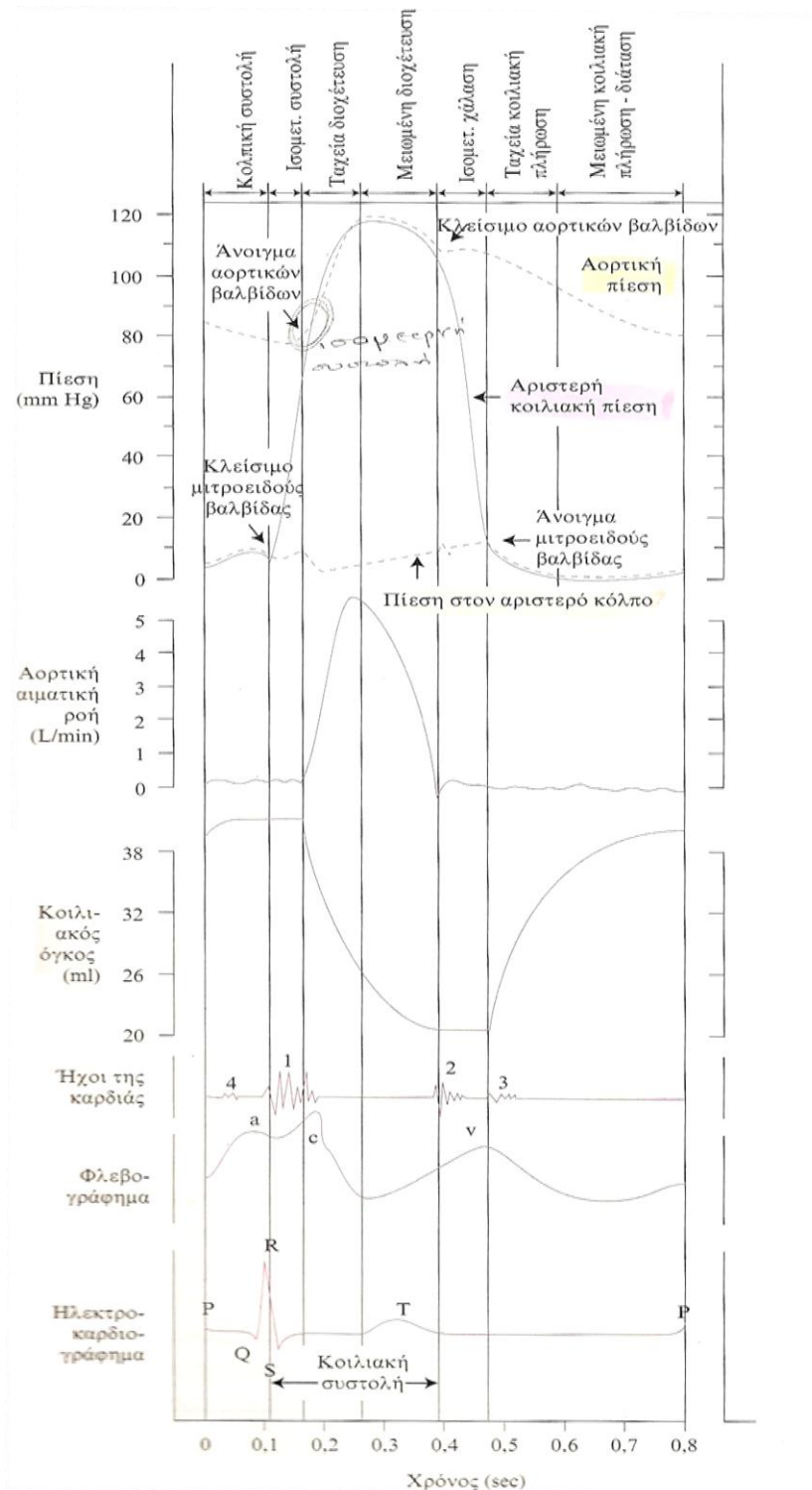
απότομα στις χαλαρές κοιλίες. Αυτή η περίοδος της κοιλιακής πλήρωσης ονομάζεται φάση ταχείας πλήρωσης (Εικόνα 2.6). Η κολπική και η κοιλιακή πίεση μειώνονται παρά την αύξηση του κοιλιακού όγκου, επειδή οι χαλαρές κοιλίες ασκούν όλο και μικρότερη δύναμη στο αίμα μέσα στις κοιλότητες.

Διάταση: Η φάση ταχείας πλήρωσης ακολουθείται από μια φάση βραδείας πλήρωσης, που ονομάζεται διάταση. Κατά τη διάταση, το αίμα, επιστρέφοντας από την πνευμονική κυκλοφορία εισρέει στη δεξιά κοιλία ενώ το αίμα από την πνευμονική κυκλοφορία εισρέει στην αριστερή κοιλία. Αυτή η μικρή, βραδεία προσθήκη στην κοιλιακή πλήρωση γίνεται φανερή από σταδιακές αυξήσεις στην κολπική, κοιλιακή και φλεβική πίεση και στον κοιλιακό όγκο (Εικόνα 2.6).

Κολπική συστολή: Η έναρξη της κολπικής συστολής σημειώνεται λίγο μετά την αρχή του κύματος P στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (καμπύλη της κολπικής εκπόλωσης). Η μεταφορά αίματος από τον κόλπο στην κοιλία που πραγματοποιείται με το περισταλτικό κύμα της κολπικής συστολής, ολοκληρώνει την περίοδο της κοιλιακής πλήρωσης (Εικόνα 2.6). Καθ' όλη τη διάρκεια της κοιλιακής διαστολής, η κολπική πίεση μόλις που υπερβαίνει την κοιλιακή. Αυτή η μικρή κλίση πίεσης δείχνει ότι η αντίσταση της οδού μέσω των ανοιχτών κολποκοιλιακών βαλβίδων κατά την κοιλιακή πλήρωση είναι, φυσιολογικά, πολύ χαμηλή.

Επειδή δεν υπάρχουν βαλβίδες στα σημεία συνένωσης μεταξύ κοίλων φλεβών και δεξιού κόλπου ή μεταξύ πνευμονικών φλεβών και αριστερού κόλπου, η κολπική συστολή μπορεί να ωθήσει το αίμα και στις δύο κατευθύνσεις. Λίγο αίμα αντλείται πίσω προς τις φλεβικές διακλαδώσεις κατά τη βραχεία κολπική συστολή, κυρίως λόγω της αδράνειας του εισρέοντος αίματος.

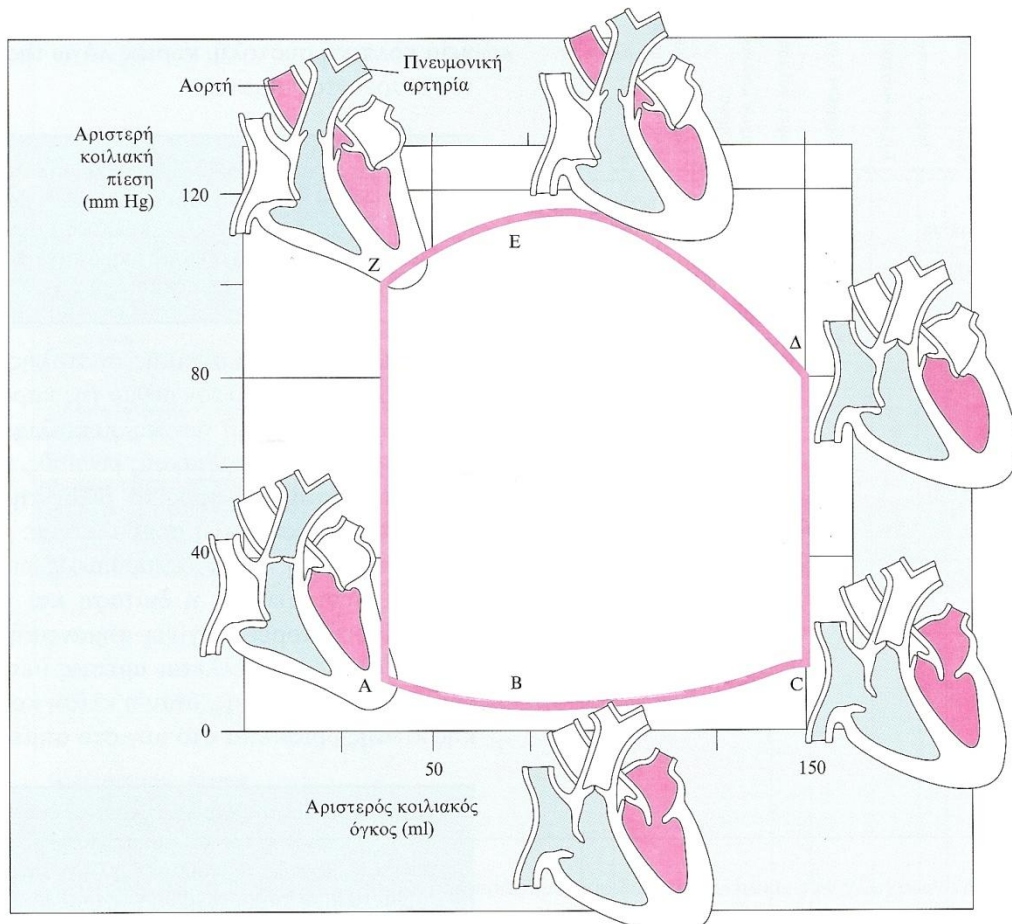
Η συμβολή της κολπικής συστολής εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον ρυθμό της καρδιακής λειτουργίας και τη δομή των κολποκοιλιακών βαλβίδων. Σε χαμηλούς καρδιακούς ρυθμούς, η πλήρωση ουσιαστικά σταματά προς το τέλος της διάτασης και η κολπική συστολή συμβάλλει με μικρή πρόσθετη πλήρωση. Όταν ο καρδιακός ρυθμός είναι υψηλός, συντομεύεται η διάταση και η συμβολή του κόλπου μπορεί να γίνει σημαντική, ιδιαίτερα εάν ο κόλπος συστέλλεται αμέσως μετά τη φάση της ταχείας πλήρωσης, όταν η κλίση κολποκοιλιακής πίεσης βρίσκεται στο μέγιστο σημείο της.



Εικόνα 2.6 Καμπύλες πίεσης αριστερού κόλπου, αορτής και αριστερής κοιλίας σε χρονικό συσχετισμό με την αορτική ροή, τον κοιλιακό όγκο, τους ήχους της καρδιάς το φλεβογράφημα και το ηλεκτροκαρδιογράφημα ενός ολοκληρωμένου καρδιακού κύκλου στον σκύλο.

2.2.3. Σχέση πίεσης-όγκου

Οι μεταβολές στην αριστερή κοιλιακή πίεση και στον κοιλιακό όγκο κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου συνοψίζονται στην Εικόνα 2.7. Ο παράγοντας του χρόνου δεν λαμβάνεται υπ' όψιν σε αυτήν την αγκύλη πίεσης-όγκου. Η διαστολική πλήρωση αρχίζει στο Α και τελειώνει στο Γ, όταν κλείνει η μιτροειδής βαλβίδα. Η αρχική μείωση στην αριστερή κοιλιακή πίεση (Α έως Β), παρά την ταχεία εισροή αίματος από τον κόλπο, προέρχεται από την προοδευτική κοιλιακή χάλαση και την αυξημένη διασταλτικότητα. Κατά τη διάρκεια της τελικής φάσης της διαστολής (Β έως Γ) η αύξηση της κοιλιακής πίεσης αντανακλά την κοιλιακή πλήρωση και τα παθητικά ελαστικά χαρακτηριστικά της κοιλίας. Σημειωτέον ότι, μετά την αρχική φάση της κοιλιακής διαστολής, μικρή μόνο αύξηση εμφανίζεται στην πίεση με την αύξηση του κοιλιακού όγκου (Β έως Γ) και ότι η κοιλιακή συστολή (η μικρή προς τα επάνω εκτροπή ακριβώς αριστερά από το σημείο Γ) συμβάλλει στον κοιλιακό όγκο και στην κοιλιακή πίεση. Με την ισομετρική συστολή (Γ έως Δ) αυξάνεται η πίεση απότομα, ενώ ο κοιλιακός όγκος παραμένει σταθερός. Στο Δ η αορτική βαλβίδα ανοίγει. Κατά την πρώτη φάση της διοχέτευσης (ταχεία διοχέτευση, Δ έως Ε) η μεγάλη μείωση του όγκου συνδέεται με προοδευτική αύξηση της κοιλιακής πίεσης, η οποία είναι μικρότερη από την αύξηση που εμφανίζεται κατά την ισομετρική συστολή. Αυτή η φάση ακολουθείται από μειωμένη διοχέτευση (Ε έως Ζ) και από μικρή μείωση της κοιλιακής πίεσης. Η αορτική βαλβίδα κλείνει στο Γ, και ακολουθεί ισομετρική χάλαση (Ζ έως Α), η οποία χαρακτηρίζεται από οξεία πτώση της πίεσης, χωρίς μεταβολή στον όγκο. Η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει στο Α, και έτσι ολοκληρώνεται ένας καρδιακός κύκλος.



Εικόνα 2.7 Κύκλωμα πίεσης όγκου της αριστερής κοιλίας στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου (Α–Ζ).

2.2.4. Καρδιακός κύκλος και αναπνευστική λειτουργία

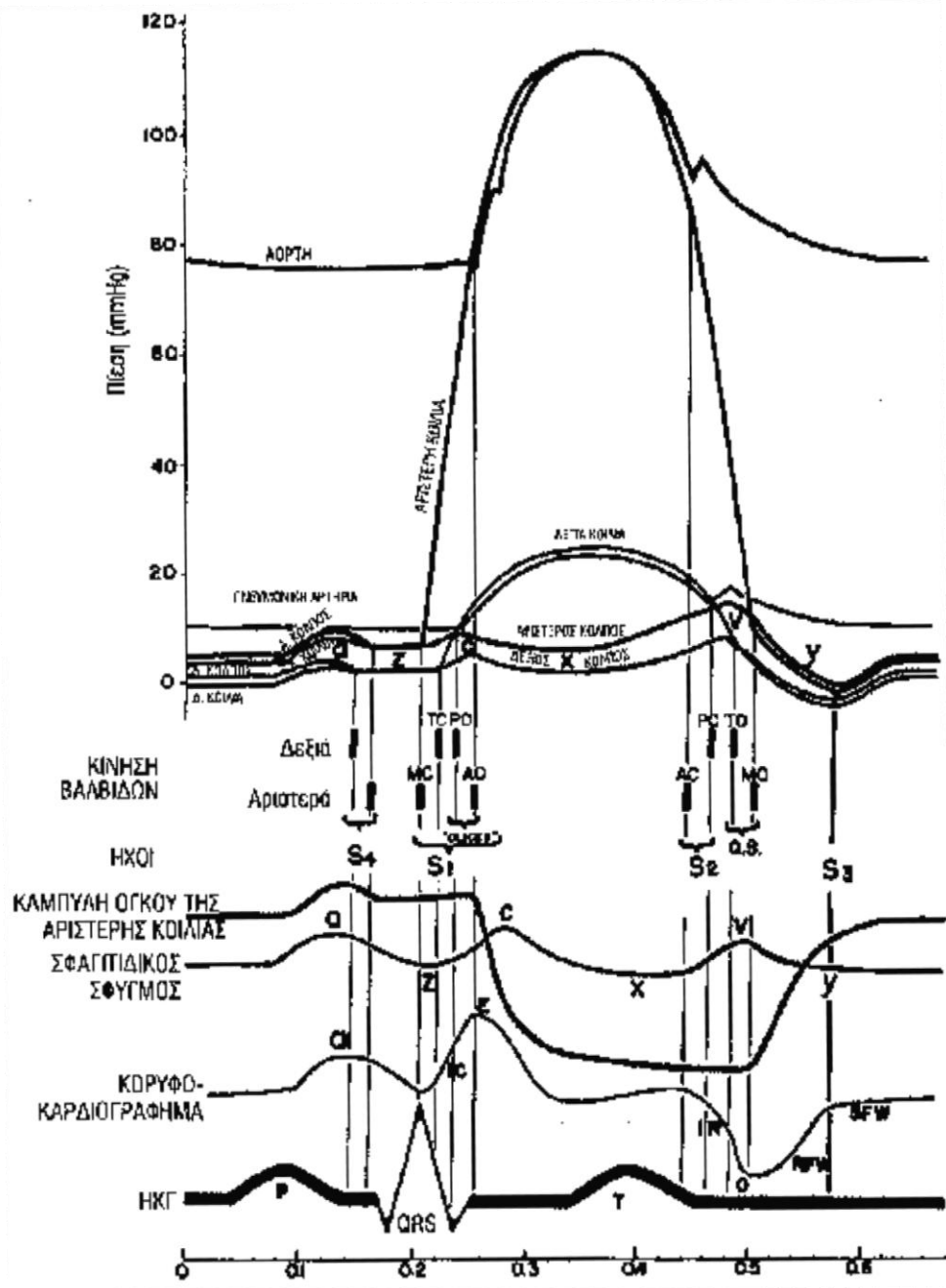
Ο εξωθούμενος από το δεξιό κόλπο όγκος αυξάνει κατά την εισπνοή λόγω μεταφοράς μεγαλύτερης ποσότητας αίματος με την άνω και κάτω κοίλη φλέβα. Κατά τη διάνοιξη της τριγλώχινας βαλβίδας η αυξημένη αυτή ποσότητα αίματος μεταφέρεται στη δεξιά κοιλία. Έτσι, με την εισπνοή ο όγκος παλμού της δεξιάς κοιλίας αυξάνει, με αποτέλεσμα την παράταση συστολής της δεξιάς κοιλίας και την καθυστέρηση του κλεισίματος της βαλβίδας της πνευμονικής αρτηρίας. Το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας προηγείται του κλεισίματος της πνευμονικής βαλβίδας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη διεύρυνση του διαστήματος μεταξύ του δεύτερου πνευμονικού και αορτικού τόνου κατά την εισπνοή. Σε κάθε αναπνευστικό κύκλο αντιστοιχούν 4-5 καρδιακοί κύκλοι. Ο αριστερός κόλπος δέχεται αίμα από τις πνευμονικές φλέβες. Κατά την εισπνοή αυξάνει η εισροή αίματος στον αριστερό κόλπο αφού το αίμα κυριολεκτικά συνθλίβεται μέσα στους πνεύμονες και διαφεύγει μέσω των

πνευμονικών φλεβών προς τον αριστερό κόλπο. Ο τελευταίος αδειάζει το περιεχόμενό του μέσα στην αριστερή κοιλία όταν ανοίξει η μιτροειδής βαλβίδα. Η βαλβίδα ανοίγει όταν η πίεση στην αριστερή κοιλία μεταπέσει από την υψηλή συστολική της τιμή στη διαστολική τιμή που είναι χαμηλότερη από εκείνη του αριστερού κόλπου. Η διαδικασία αυτή είναι σχετικά βραδεία, έτσι ώστε η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει καθυστερημένα σε σχέση με την τριγλώχινα βαλβίδα (Εικόνα 2.8).

Φυσιολογικά, η μέση πίεση στον αριστερό κόλπο είναι κατά 4 mmHg υψηλότερη από εκείνη του δεξιού κόλπου. Η διαφορά αυτή είναι η αντανάκλαση μιας υψηλότερης διαστολικής αντίστασης πλήρωσεως της αριστερής κοιλίας. Η κολπική συστολή δεν είναι ουσιαστικός παράγοντας της καρδιακής λειτουργίας ηρεμίας αφού σε βασικές συνθήκες ακόμη και στη διάρκεια κολπικής μαρμαρυγής διατηρείται ανέπαφη η καρδιακή παροχή. Εντούτοις, όταν οι κόλποι δεν συστέλλονται φυσιολογικά, δεν μπορεί να επιτευχθεί μέγιστη καρδιακή παροχή υπό συνθήκες σωματικής άσκησης.

Η αριστερή κοιλία εργάζεται εναντίον των υψηλών αντιστάσεων των αγγείων της συστηματικής κυκλοφορίας. Η κοιλιακή συστολή αρχίζει με τη φάση της ισομετρικής συστολής κατά την οποία πρώτα κλείνει η μιτροειδής και στη συνέχεια η πίεση στην αριστερή κοιλία αυξάνει στο επίπεδο της διαστολικής πίεσης της αορτής, που είναι περίπου 70-80 mmHg. Η εξώθηση του αίματος από την αριστερή κοιλία προς την αορτή αρχίζει μόλις ανοίξει η αορτική βαλβίδα και συνεχίζει μέχρι λίγο πριν το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας. Στο διάστημα αυτό η πίεση στην αριστερή κοιλία φθάνει τη μέγιστη τιμή που είναι 120-140mmHg.

Τότε αρχίζει η περίοδος ισομετρικής χάλασης του μυϊκού τοιχώματος της αριστερής κοιλίας, κατά τη διάρκεια της οποίας η πίεση στην αριστερή κοιλία πέφτει προοδευτικά στο διαστολικό της επίπεδο οπότε κλείνει η αορτική βαλβίδα. Η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει όταν η πίεση στην αριστερή κοιλία πέσει κάτω από την πίεση του αριστερού κόλπου και έτσι ξεκινάει η πλήρωση της κοιλίας. Η αριστερή κοιλία έχει τη μεγαλύτερη μάζα του καρδιακού μυός και δέχεται αναλογικά το μεγαλύτερο μέρος της στεφανιαίας αιματικής ροής. [1],[3]



Εικόνα 2.8 Συσχέτιση των διαφόρων μετρήσεων αιμοδυναμικών παραμέτρων στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Καταγράφονται οι διάφορες πιέσεις, τα συμβαίνοντα στις βαλβίδες, οι καρδιακοί τόνοι, και άλλες μετρήσεις του καρδιακού κύκλου ως συνάρτηση του χρόνου. Άνω: Απεικονίζονται οι κατάλληλες πιέσεις στην αορτή, την αριστερή κοιλία, την πνευμονική αρτηρία, τη δεξιά κοιλία, και το δεξιό αριστερό κόλπο. Το άνοιγμα (O) και το κλείσιμο (C) της βαλβίδας σημειώνονται με το γράμμα M για τη μιτροειδή βαλβίδα, το T για την τριγλώχινα, το P για τη βαλβίδα της πνευμονικής αρτηρίας και το A της αορτής. Ο εντοπισμός των τεσσάρων καρδιακών τόνων (S1-S4). Η καμπύλη όγκου της αριστερής κοιλίας δείχνει μικρή περαιτέρω αύξηση κοντά στην τελοδιαστολή, που οφείλεται στη συστολή του αριστερού κόλπου. Ακολουθεί απότομη μείωση του όγκου κατά τη συστολή με επακόλουθη πλήρωση στη διάρκεια του επόμενου διαστολικού καρδιακού κύκλου. Οι περιγραφές για το σφαιγτιδικό σφυγμό, και τις πιέσεις στο δεξιό και αριστερό κόλπο είναι οι ακόλουθες: το έπαρμα α οφείλεται στην κολπική συστολή που ακολουθείται από το έπαρμα Z που οφείλεται στην κολπική χάλαση. Το έπαρμα C του σφαιγτιδικού σφυγμού παριστάνει την ώθηση προς τα πρόσω και διάταση της τριγλώχινας βαλβίδας μέσα στο δεξιό κόλπο κατά τη συστολή. Ακολουθεί η κάμψη X καθώς η βάση της καρδιάς κινείται προς τα κάτω κατά τη διάρκεια της συστολής. Το έπαρμα V, παριστάνει συνεχιζόμενη πλήρωση των κόλπων ενάντια σε μία κλειστή τριγλώχινα βαλβίδα, που ακολουθείται από ένα πτωτικό Y αμέσως μετά το άνοιγμα της τριγλώχινας βαλβίδας. Στο κορυφοκαρδιογράφημα (που παριστάνει το κύμα μετατόπισης της

κορυφής της καρδιάς και γίνεται αισθητό μέσα από το θωρακικό τοίχωμα, όταν ο άρρωστος είναι κατακεκλιμένος στο αριστερά του πλάγιο το έπαρμα α παριστάνει την περαιτέρω πλήρωση της αριστερής κοιλίας που παράγεται από τη συστολή του αριστερού κόλπου. Το IC παριστάνει την φάση της ισοογκωτικής συστολής, ενώ το σημείο E παριστάνει την αρχή της εξώθησης. Το IR παριστάνει τη φάση της ισοογκωτικής χάλασης μέχρι το σημείο O, όπου χρονικά ανοίγουν η μιτροειδής και η τριγλώχινα βαλβίδα. Τότε εμφανίζεται ένα έπαρμα ταχείας πληρώσεως (RFW) που ακολουθείται από ένα έπαρμα βραδείας πληρώσεως (SFW). Το Χαρακτηριστικό έπαρμα P, το σύμπλεγμα QRS και το έπαρμα T ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος δείχνονται στο κάτω μέρος για λόγους χρονικού συντονισμού.

3. Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

3.1. Γενικά

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι η καταγραφή και απεικόνιση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς συναρτήσει του χρόνου, μέσω ενός αριθμού ηλεκτροδίων τα οποία τοποθετούνται εξωτερικά στο δέρμα. Πρόκειται για μια μη επεμβατική τεχνική τα αποτελέσματα της οποίας παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για τη λειτουργία της καρδιάς και την ανίχνευση πιθανών παθολογιών.

Η λειτουργία του βασίζεται στην ανίχνευση και ενίσχυση των ηλεκτρικών αλλαγών στην επιφάνεια του δέρματος που προκαλούνται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Μια φυσιολογική καρδιά παράγει μια συγκεκριμένη ακολουθία κυμάτων μέσω της αποπόλωσης και επαναπόλωσης που πραγματοποιείται, τα οποία εξαπλώνονται σε ολόκληρο το σώμα. Έτσι είναι δυνατή η παρατήρηση της λειτουργίας όλων των μυών της καρδιάς και επομένως η διάγνωση αποκλίσεων από το φυσιολογικό. [7],[9]

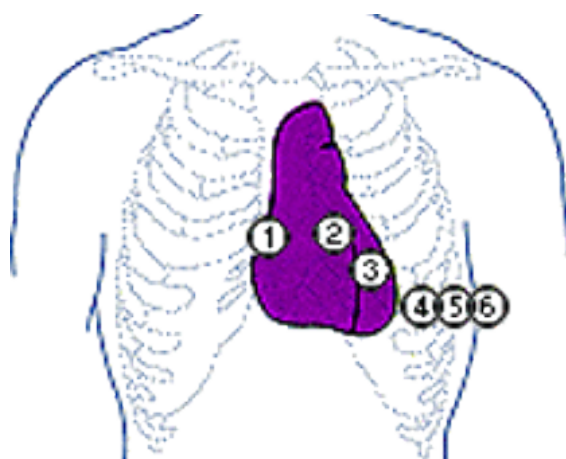
3.2. Τρόπος Λειτουργίας

Η ανίχνευση των ρευμάτων γίνεται μέσω ζευγών ηλεκτροδίων τα οποία τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Ένα ζεύγος αυτών αποτελεί μια διπολική απαγωγή. Συνήθως χρησιμοποιούνται 10 ηλεκτρόδια και 12 απαγωγές. Οι πρώτες 6 απαγωγές ονομάζονται απαγωγές των ακρών (ή κλασικές) διότι καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά που φθάνουν στα άκρα και σχηματίζονται από 4 ηλεκτρόδια τοποθετημένα συμμετρικά στα χέρια και τα πόδια. Οι υπόλοιπες 6 καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από την πρόσθια επιφάνεια του θώρακος μέσω άλλων 6 ηλεκτροδίων και ονομάζονται προκάρδιες απαγωγές. Η κεντρική μονάδα στη συνέχεια επεξεργάζεται τα δεδομένα και απεικονίζει σε χαρτί ή οθόνη την ηλεκτρική τάση συναρτήσει του χρόνου. Κάθε κύμα λοιπόν αποτελεί και μια κορυφή με χαρακτηριστική μορφή.

Αναλυτικά υπάρχουν τα εξής ηλεκτρόδια και απαγωγές:

3.2.1. Ηλεκτρόδια

1. RA (δεξί χέρι)
2. LA (αριστερό χέρι)
3. RL (δεξί πόδι)
4. LL (αριστερό πόδι)
5. V₁ (δεξιά του στήθους)
6. V₂ (αριστερά του στήθους)
7. V₃ (σχετικά με V₁, V₂)
8. V₄ (μεταξύ πλευρών 5 κ 6)
9. V₅ (οριζόντια του V₄)
10. V₆ (οριζόντια των V₄ και V₅)



Εικόνα 3.1 Τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο θώρακα

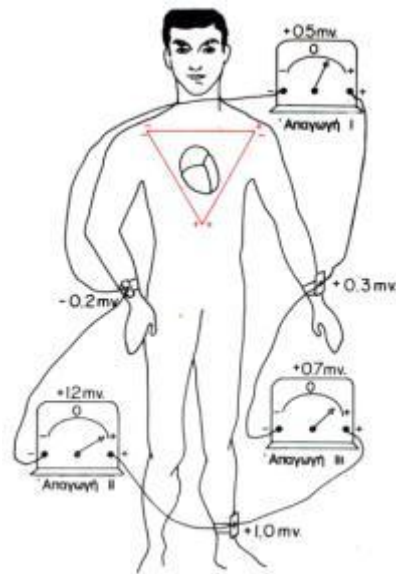
3.2.2. Απαγωγές

Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων:

$$I = LA - RA$$

$$II = LL - RA$$

$$III = LL - LA$$



Εικόνα 3.2 Οι απαγωγές των άκρων.

Συχνά χρησιμοποιούνται και κάποιες ενισχυμένες απαγωγές λόγω των πολύ μικρών διαφορών δυναμικού:

Ενισχυμένες απαγωγές:

$$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA + LL)$$

$$aVL = LA - \frac{1}{2}(RA + LL)$$

$$aVF = LL - \frac{1}{2}(RA + LA)$$

Οι προκαρδιακές απαγωγές ($V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$) λόγω του ότι τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα πολύ κοντά στην καρδιά δεν χρειάζονται καμία ενίσχυση.

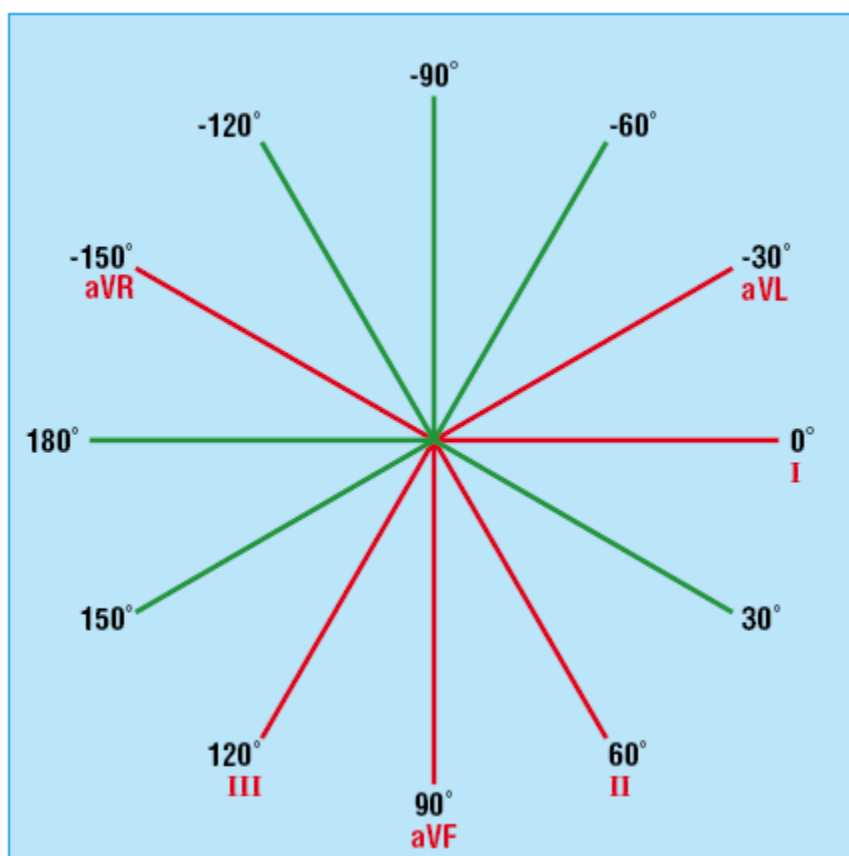
Κύματα και χαρακτηριστικά χρονικά διαστήματα:

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η απεικόνιση του καρδιογραφήματος παρουσιάζει συγκεκριμένες διακυμάνσεις στην τάση, οι οποίες οφείλονται στη μυϊκή δραστηριότητα της καρδιάς και διακρίνονται ως διακριτές κορυφές, τα κύματα. Ενδιαφέρον επίσης παρουσιάζει η χρονική διάρκεια των κυμάτων καθώς και ο χρόνος που μεσολαβεί από κορυφή σε κορυφή. [5],[9]

3.2.3. Καρδιακός Άξονας

Ο καρδιακός άξονας ορίζεται σε συνάρτηση με τη μέση διεύθυνση του κύματος της κοιλιακής εκπόλωσης στο κάθετο επίπεδο, μετρημένος από ένα μηδενικό σημείο αναφοράς. Το σημείο αυτό «βλέπει» την καρδιά όπως η απαγωγή I. Οι γωνίες πάνω από την οριζόντιο παίρνουν αρνητικές τιμές και οι υπόλοιπες θετικές. Θεωρητικά, ο καρδιακός άξονας μπορεί να είναι σε οποιαδήποτε γωνία αλλά συνήθως περιορίζεται στο διάστημα $-30^{\circ} - 90^{\circ}$.

Ο προσδιορισμός του καρδιακού άξονα γίνεται μέσω της παρατήρησης του λαμβανομένου σήματος από τις απαγωγές. Τα κύματα που κατευθύνονται προς τα ηλεκτρόδια δίνουν θετική τάση ενώ αυτά που απομακρύνονται αρνητική. Κύματα που διαδίδονται κάθετα στην απαγωγή παράγουν μια συμμετρική ως προς το πρόσημο της τάσης κορυφή QRS. [6]



Εικόνα 3.3 Οι κυριότερες απαγωγές σε σχέση με τις γωνίες του καρδιακού άξονα

3.2.4. Κύματα

P: Εκπόλωση (συστολή) των κόλπων. Διαρκεί συνήθως 80ms

QRS: Εκπόλωση (συστολή) των κοιλιών. Πρόκειται για απότομο και έντονο κύμα λόγω της μεγάλης μυϊκής μάζας και δύναμης των κοιλιών. Διαρκεί συνήθως 80 – 120ms

T: Επαναπόλωση των κοιλιών. Διαρκεί συνήθως 160ms

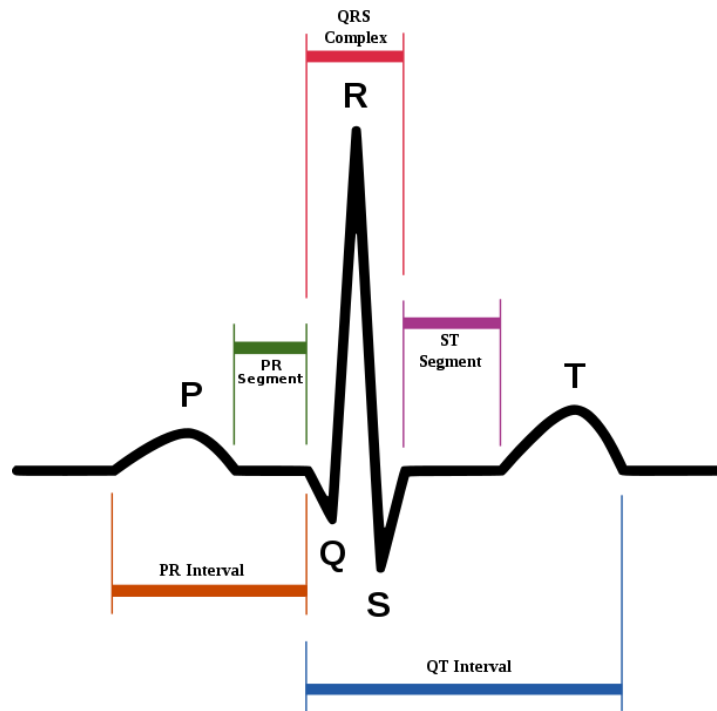
U: Επαναπόλωση των κόλπων. Πρόκειται για πολύ ασθενές κύμα το οποίο σε πολλές περιπτώσεις απουσιάζει.

3.2.5. Χρονικά διαστήματα

R-R: Ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ δύο κορυφών R. Φυσιολογικές τιμές είναι 0,6 – 1,2s

P-R: Ο χρόνος που παρέρχεται από την έναρξη της συστολής των κόλπων μέχρι την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Διαρκεί συνήθως 120 – 200ms

Q-T: Το διάστημα κατά το οποίο συστέλλονται οι κοιλίες. Διαρκεί συνήθως 300-430ms [7],[8]



Εικόνα 3.4 Κύματα και χρονικά διαστήματα του φυσιολογικού καρδιογραφήματος

3.3 Καρδιακές Αρρυθμίες

Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι συνηθέστερες καρδιακές αρρυθμίες μαζί με τα αντίστοιχα καρδιογραφήματα.

Φλεβοκομβικός Ρυθμός:

Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός για την πλειοψηφία των ενηλίκων.



Εικόνα 3.5 Φλεβοκομβικός Ρυθμός

Φλεβοκομβική Βραδυκαρδία:

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



Εικόνα 3.6 Φλεβοκομβική Βραδυκαρδία

Φλεβοκομβική Ταχυκαρδία:

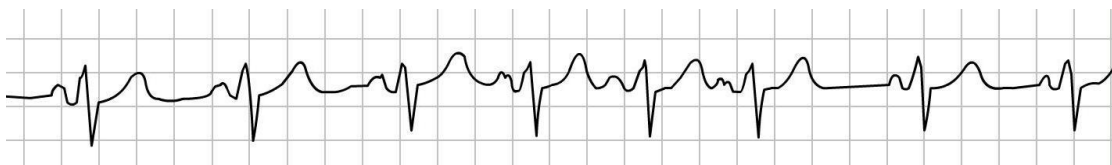
Εάν η συχνότητα υπερβεί τους 100 παλμούς ανά λεπτό τότε έχουμε φλεβοκομβική ταχυκαρδία.



Εικόνα 3.7 Φλεβοκομβική Ταχυκαρδία

Φλεβοκομβική Αρρυθμία:

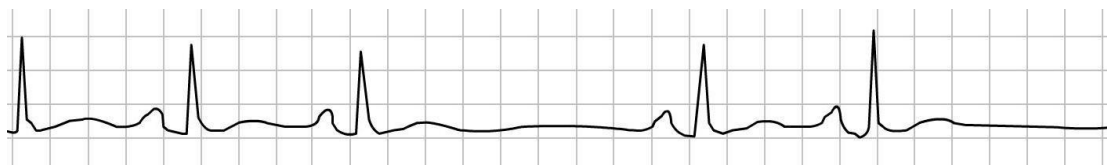
Ο ρυθμός επιταχύνεται κατά την εισπνοή και επιβραδύνεται κατά την εκπνοή. Συνήθως παρατηρείται σε παιδιά και δεν πρόκειται για παθολογική περίπτωση.



Εικόνα 3.8 Φλεβοκομβική Αρρυθμία

Φλεβοκομβικός Αποκλεισμός:

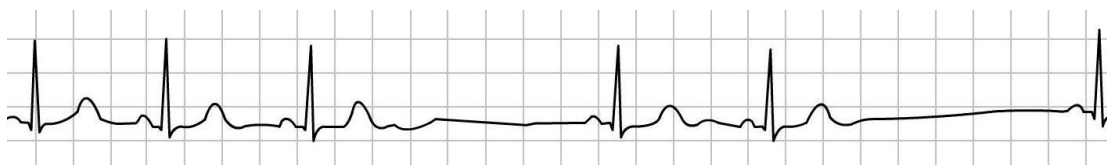
Οι παλμοί από το φλεβόκομβο δεν φτάνουν στον προορισμό τους ώστε να εκπολωθούν οι κόλποι.



Εικόνα 3.9 Φλεβοκομβικός Αποκλεισμός

Φλεβοκομβική Παύση:

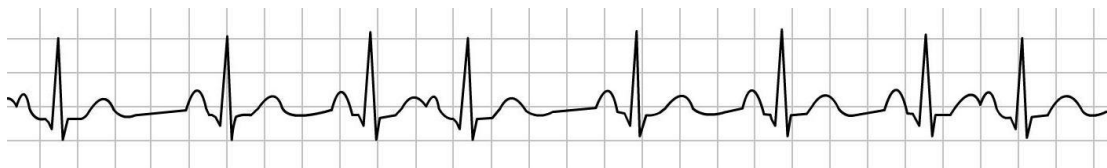
Πρόκειται για αδυναμία του φλεβόκομβου να παράγει ερέθισμα για κάποιο χρονικό διάστημα. Αποτέλεσμα είναι η εμφάνιση ασυστολίας και ο κίνδυνος θανάτου.



Εικόνα 3.10 Φλεβοκομβική Παύση

Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κολπικές Συστολές:

Οι κόλποι συστέλλονται νωρίτερα απ' ό τι περιμένει ο φλεβόκομβος



Εικόνα 3.11 Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κολπικές Συστολές

Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κοιλιακές Συστολές:

Ένας τέτοιος ρυθμός μπορεί να φανερώνει ευερέθιστες κοιλίες. Χαρακτηριστικό είναι ότι το κύμα T συχνά έχει αντίθετο πρόσημο από το QRS.



Εικόνα 3.12 Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κοιλιακές Συστολές

Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κομβικές Συστολές:

Εδώ χαρακτηριστικά είναι η απουσία του κύματος P, το μειωμένο διάστημα PR και η πρόωρη παρουσία του παλμού.



Εικόνα 3.13 Φλεβοκομβικός Ρυθμός με Πρώιμες Κομβικές Συστολές

Υπερκοιλιακή Ταχυκαρδία:

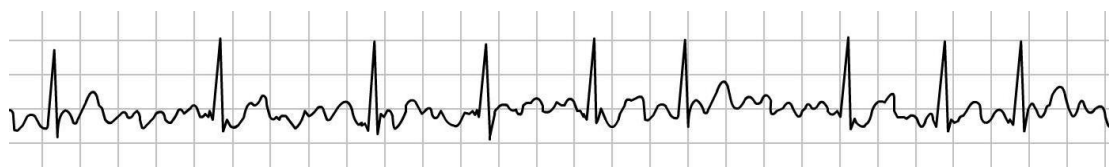
Ο ρυθμός φτάνει τους 170 – 230 παλμούς το λεπτό και είναι προβληματικός. Χαρακτηριστικό είναι το στενό και ραγδαία επαναλαμβανόμενο QRS.



Εικόνα 3.14 Υπερκοιλιακή Ταχυκαρδία

Κολπική Μαρμαρυγή:

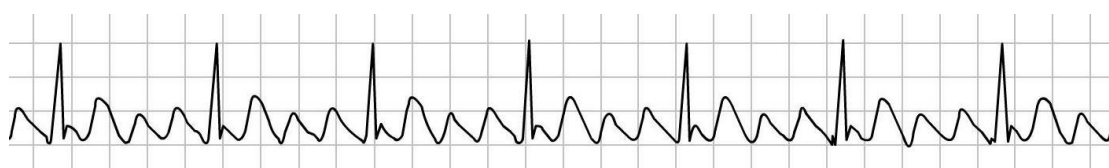
Στην περίπτωση αυτή πολλά ερεθίσματα ξεκινούν και εξαπλώνονται στους κόλπους. Ο ρυθμός που προκύπτει είναι αποδιοργανωμένος, ταχύς και ανώμαλος. Επειδή τα ερεθίσματα ταξιδεύουν στους κόλπους με ακανόνιστο τρόπο, οι κόλποι είναι ανίκανοι να συσταθούν με κανονικό ρυθμό. Η καρδιακή συχνότητα στους κόλπους μπορεί να ποικίλει από 300 έως 600 σφυγμούς το λεπτό. Ευτυχώς ο κολποκοιλιακός κόμβος περιορίζει τον αριθμό των ερεθισμάτων που οδεύουν στις κοιλίες. Η καρδιακή συχνότητα που προκύπτει είναι ανώμαλη και κυμαίνεται περίπου από 50 – 150 σφίξεις το λεπτό.



Εικόνα 3.15 Κολπική Μαρμαρυγή

Κολπικός Πτερυγισμός:

Ο κολπικός πτερυγισμός είναι παρόμοιος με την κολπική μαρμαρυγή εκτός από το ότι αντί να έχουμε χαοτική ηλεκτρική πυροδότηση από όλα τα σημεία, ένα μόνο σημείο έχει ερεθιστεί και βάλει περίπου 300 φορές το λεπτό.



Εικόνα 3.16 Κολπικός Πτερυγισμός

Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 1^{ου} Βαθμού:

Φυσιολογικά οι παλμοί της καρδιάς προέρχονται από τον φλεβοκόμβο ο οποίος βηματοδοτεί την καρδιά. Μετά τον φλεβόκομβο το ερέθισμα μέσω του ερεθισματοαγωγού συστήματος κατευθύνεται προς τις κοιλίες. Εάν παρουσιαστεί βλάβη σε κάποιο σημείο του ερεθισματοαγωγικού συστήματος με αποτέλεσμα μείωση ή διακοπή της αγωγής η κατάσταση αυτή λέγεται κολποκοιλιακός αποκλεισμός. Συνέπεια αυτού είναι να εμφανισθεί βραδυκαρδία η ασυστολία από την οποία και κινδυνεύει ο άρρωστος. Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται παράταση του PR διαστήματος.



Εικόνα 3.17 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 1^{ου} Βαθμού

Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος I):

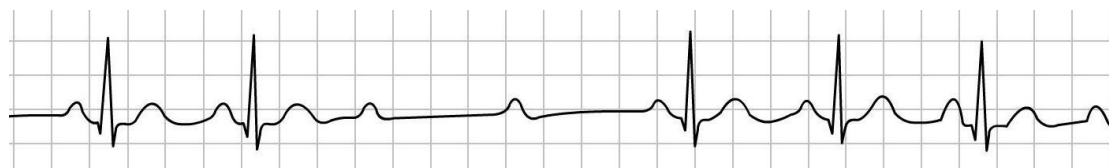
Εδώ παρατηρούμε μια περιοδική επιμήκυνση του διαστήματος PR συνδυαζόμενη με την απουσία QRS αλλά την ύπαρξη κύματος P.



Εικόνα 3.18 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος I)

Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος II):

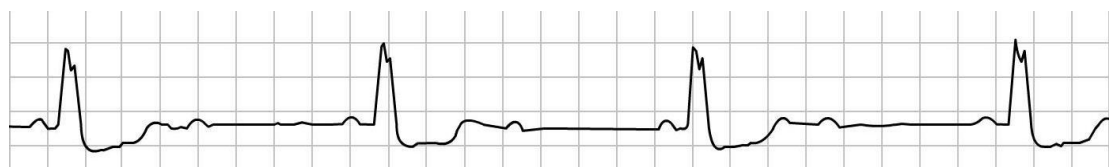
Τα διαστήματα PR παραμένουν αμετάβλητα, χάνονται όμως πολλά QRS.



Εικόνα 3.19 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος II)

Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος 2:1):

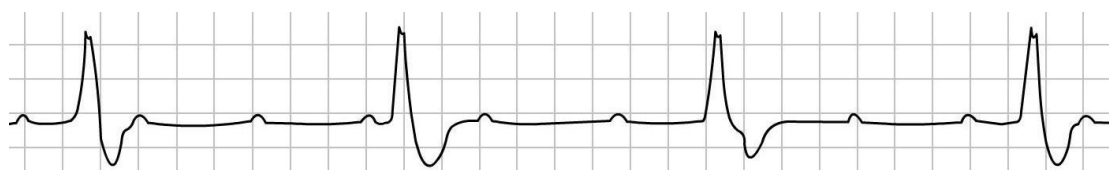
Τα διαστήματα PR παραμένουν αμετάβλητα, όμως τα κύματα P δεν συνδυάζονται με QRS με ρυθμό ένα παρά ένα.



Εικόνα 3.20 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} Βαθμού (Τύπος 2:1)

Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 3^{ου} Βαθμού:

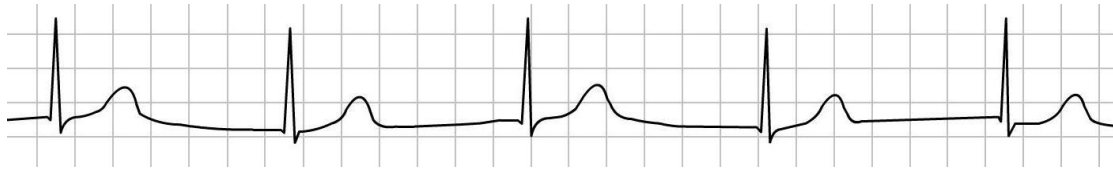
Τα διαστήματα PR γίνονται τεράστια ενώ τα κύματα P μπορεί να εμφανιστούν απομονωμένα ή χωρίς την παρουσία QRS.



Εικόνα 3.21 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 3^{ου} Βαθμού

Κομβικός Ρυθμός:

Είναι ρυθμός εκ διαφυγής από έκτοπο κέντρο που βρίσκεται στον κολποκοιλιακό κόμβο. Η καρδιακή συχνότητα είναι χαμηλή, 35 – 60 το λεπτό. Όπως στις έκτακτες κομβικές συστολές, το σύμπλεγμα QRS-T είναι φυσιολογικό αλλά το κύμα P είναι αρνητικό και μπορεί να προηγείται, να συμπίπτει ή να εμφανίζεται μετά το QRS. Ο κομβικός ρυθμός συχνότερα παρατηρείται σε οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου ή ως μία από τις εκδηλώσεις του συνδρόμου νοσούντος φλεβόκομβου.



Εικόνα 3.22 Κομβικός Ρυθμός

Επιταχυνόμενος Κομβικός Ρυθμός:

Η καρδιακή συχνότητα είναι περίπου 60 – 100 σφυγμούς το λεπτό, το κύμα P είναι αντιστραμμένο ή απόν, το διάστημα PR μειωμένο και τα QRS στενά.



Εικόνα 3.23 Επιταχυνόμενος Κομβικός Ρυθμός

Κομβική Ταχυκαρδία:

Ισχύουν τα ίδια με τον επιταχυνόμενο κομβικό ρυθμό για συχνότητες όμως άνω των 100 ανά λεπτό.

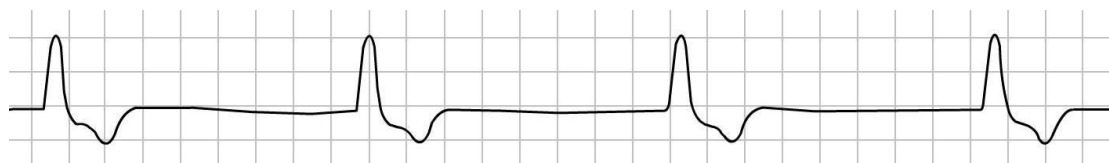


Εικόνα 3.24 Κομβική Ταχυκαρδία

Ιδιοκοιλιακός Ρυθμός:

Είναι ρυθμός εκ διαφυγής με πολύ μικρή καρδιακή συχνότητα, συνήθως κάτω των 40 ανά λεπτό, από έκτοπο κέντρο που βρίσκεται στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Το σύμπλεγμα QRS του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι ανώμαλο, διευρυμένο, όπως στις έκτακτες κοιλιακές συστολές, το δε κύμα T έχει κατεύθυνση αντίθετη του R. Ο ιδιοκοιλιακός ρυθμός εμφανίζεται στον πλήρη κολποκοιλιακό αποκλεισμό και σε σοβαρές

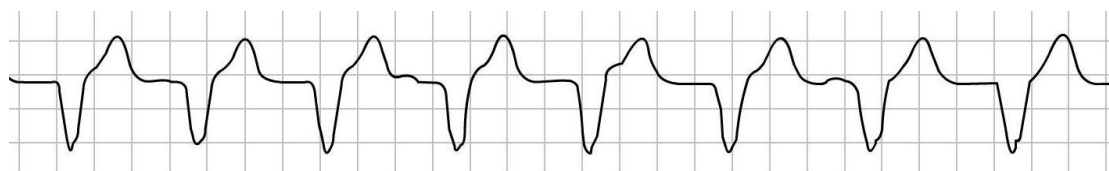
καταστάσεις, όπως το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, σε προχωρημένο στάδιο καρδιακών παθήσεων ή μετά λήψη φαρμάκων.



Εικόνα 3.25 Ιδιοκοιλιακός Ρυθμός

Επιταχυνόμενος Ιδιοκοιλιακός Ρυθμός:

Ιδιοκοιλιακός ρυθμός για συχνότητες περίπου 40 – 100 σφυγμών το λεπτό.



Εικόνα 3.26 Επιταχυνόμενος Ιδιοκοιλιακός Ρυθμός

Κοιλιακή Ταχυκαρδία:

Εάν για κάποια αιτία μια έκτοπη εστία που βρίσκεται στο επίπεδο των κοιλιών αναλάβει να βηματοδοτεί την καρδιά τότε λέμε ότι υπάρχει κοιλιακή ταχυκαρδία. Έχει την τάση να εξελίσσεται σε κοιλιακή μαρμαρυγή.

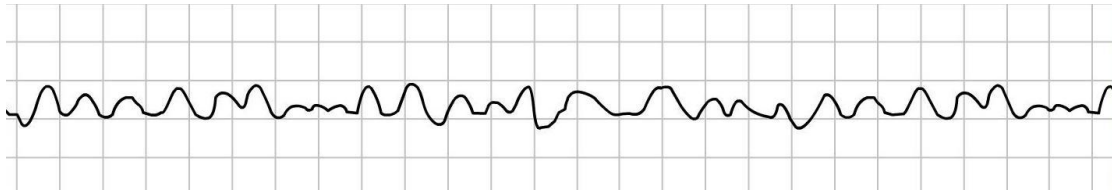


Εικόνα 3.27 Κοιλιακή Ταχυκαρδία

Κοιλιακή Μαρμαρυγή:

Στις κοιλίες επικρατεί ένας χαώδης ρυθμός με συχνότητα ερεθισμάτων 300-4000 ανά λεπτό έτσι διάφορα τμήματα του κοιλιακού μυοκαρδίου συσπώνται και

χαλαρώνονται χωρίς κανένα συντονισμό. Πρόκειται για μία αρρυθμία κατά την οποία οι κοιλίες παύουν να εκτελούν μια οργανωμένη συστολή. Αποτέλεσμα είναι η ανυπαρξία αποτελεσματικής κοιλιακής σύσπασης και διακοπή της κυκλοφορίας. [6],[10]



Εικόνα 3.28 Κοιλιακή Μαρμαρυγή

4. Μέθοδοι Απεικόνισης Υπερήχων

4.1 Γενικά

Η χρήση των υπερήχων στην ιατρική εστιάζεται κυρίως στον τομέα της διάγνωσης με την μέτρηση διαφόρων χαρακτηριστικών των ανακλώμενων ή διερχόμενων κυμάτων. Παράλληλα έχουν αρχίσει να αναπτύσσονται και κάποιες θεραπευτικές εφαρμογές τους, όπως για παράδειγμα η χρήση τους στα πλαίσια της φυσιοθεραπείας. Τέλος, με κατάλληλη εστίαση μιας δέσμης υπερήχων προκαλείται συγκέντρωση μεγάλης ισχύος σε μικρή περιοχή σε ορισμένο βάθος μέσα στο σώμα λειτουργώντας σαν νυστέρι, χωρίς να προκαλεί βλάβη στους υπερκείμενους ιστούς.

4.2 Φυσικές Αρχές

Οι ήχοι είναι διαμήκη ελαστικά κύματα που δημιουργούνται από την περιοδική μεταβολή της πυκνότητας του υλικού μέσου εντός του οποίου διαδίδονται. Ο αριθμός κύκλων στην μονάδα του χρόνου ορίζεται ως συχνότητα και συμβολίζεται f . Αναλόγως τη συχνότητα οι ήχοι διακρίνονται σε υπόηχους ($f < 20\text{Hz}$), ακουστικούς ήχους ($20\text{Hz} < f < 20000\text{Hz}$) και υπέρηχους ($f > 20000\text{Hz}$). Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι έχουν συχνότητες στην περιοχή $1 - 50\text{MHz}$, ενώ η μικροσκοπία υπερήχων χρησιμοποιεί υπέρηχους μέχρι 200MHz και εξετάζει τις δομές μέσα στα κύτταρα.

Η ταχύτητα διάδοσης του ήχου σ' ένα υλικό δίνεται από τη σχέση: $c = \sqrt{E/d}$, όπου: c η ταχύτητα, E το μέτρο ελαστικότητας και d η πυκνότητά του.

Το μήκος κύματος λ είναι η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών μετώπων πίεσης (χαμηλών ή υψηλών) και συνδέεται με τη συχνότητα ως εξής: $f \cdot \lambda = c$

Η ένταση του ηχητικού κύματος ορίζεται ως η ενέργεια ανά μονάδα χρόνου που διαδίδεται μέσα από μια μοναδιαία επιφάνεια κάθετη στη διεύθυνση του κύματος και έχει μονάδες ισχύος ανά μονάδα επιφανείας. Συνήθως μετρούνται W/cm^2

Η ακουστική εμπέδηση ή διαπερατότητα Z ενός υλικού εξαρτάται αποκλειστικά από τις μηχανικές του ιδιότητες: $Z = d \cdot c$ και μετριέται σε *Rayl* ($1Rayl = 10^{-5} gr/cm^2 sec$).

Ενδιαφέρον επίσης παρουσιάζει η πρόσπτωση μιας ηχητικής δέσμης στη διαχωριστική επιφάνεια δύο μέσων. Η γωνία πρόσπτωσης θ_0 , η γωνία ανάκλασης θ_α και η γωνία διάθλασης θ_δ συνδέονται μέσω των ακόλουθων σχέσεων:

$$\theta_\alpha = \theta_0$$

$$\frac{\sin\theta_0}{\sin\theta_\delta} = \frac{c_1}{c_2} = n_{21}$$

όπου n_{21} είναι ο σχετικός δείκτης διάθλασης του μέσου 2 ως προς το 1.

Ορίζουμε επίσης το συντελεστή ανάκλασης πλάτους R_A ως το ποσοστό του πλάτους της προσπίπτουσας δέσμης που ανακλάται και εξαρτάται από το λόγο των ακουστικών εμπεδήσεων των δύο μέσων:

$$R_A = \frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2}$$

$$R_1 = \left(\frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2} \right)^2$$

Ακόμη ένα σημαντικό μέγεθος είναι η εξασθένηση δέσμης που εξαρτάται από τρεις παράγοντες:

Το εύρος της δέσμης: Καθώς το μέτωπο της δέσμης γίνεται ευρύτερο, η ενέργεια κατανέμεται σε μεγαλύτερη περιοχή με αποτέλεσμα τη μείωση της έντασής της.

Τη σκέδαση: Καθώς η δέσμη ανακλάται σε διάφορους διάχυτους ή κατοπτρικούς ανακλαστήρες, χάνει μέρος της ενέργειάς της.

Την απορρόφηση: Μέρος της ταλαντωτικής ενέργειας των σωματιδίων χάνεται λόγω φαινομένων τριβής και μετατρέπεται σε θερμότητα.

Η εξασθένηση περιγράφεται από τον εκθετικό νόμο:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

$$I = I_0 e^{-2\alpha x}$$

όπου α είναι ο συντελεστής εξασθένισης πλάτους με μονάδες cm^{-1} .

Οι κυριότεροι παράμετροι των υλικών μέσων τα οποία συναντώνται σε μια εφαρμογή ιατρικής (δηλαδή στο ανθρώπινο σώμα) φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

| Υλικό Μέσο | Ταχύτητα Διάδοσης (m/sec) | Ακουστική Εμπέδηση (106 kgr/m . sec) | Εξασθένιση (dB/cm για 1MHz) |
|---------------|------------------------------|-----------------------------------------|--------------------------------|
| Αέρας | 330 | 0.0004 | 12 |
| Νερό | 1480 | 1.48 | 0.002 |
| Λίπος | 1450 | 1.38 | 0.63 |
| Αίμα | 1570 | 1.61 | 0.18 |
| Μαλακοί Ιστοί | 1540 | 1.63 | 0.70 |
| Μύες | 1580 | 1.70 | 1.3 - 3.3 |
| Οστά | 4080 | 7.80 | 15 |

Πίνακας 4.1 Η ταχύτητα διάδοσης, η ακουστική εμπέδηση και η εξασθένιση για τα κυριότερα βιολογικά υλικά.

4.3 Παραγωγή και Ανίχνευση Υπερήχων

Τόσο η παραγωγή όσο και η ανίχνευση των υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο όπου ειδικοί κρύσταλλοι μετατρέπουν την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και αντίστροφα. Ο κρύσταλλος αυτός τοποθετείται ανάμεσα σε δύο λεπτά επίπεδα ηλεκτρόδια στα οποία εφαρμόζεται μια διαφορά δυναμικού που συνεπάγεται τη δημιουργία ηλεκτρικού πεδίου εντάσεως E αλλά και τη μεταβολή του πάχους z του κρυστάλλου. Ισχύει η σχέση:

$$\frac{dz}{z} = C_c \cdot E, \text{ όπου } C_c \text{ η αντίστροφη πιεζοηλεκτρική σταθερά.}$$

Το φαινόμενο λειτουργεί και αντίστροφα με την υπερηχητική πίεση p να προκαλεί ηλεκτρικό πεδίο στον κρύσταλλο. Εδώ έχουμε:

$$E = C_d \cdot p, \text{ όπου } C_d \text{ η ευθεία πιεζοηλεκτρική σταθερά.}$$

Το πιεζοηλεκτρικό υλικό με την ευρύτερη χρήση σήμερα είναι το PZT (lead – zirconate – titanate). Ο λόγος είναι η υψηλή διηλεκτρική σταθερά που του εξασφαλίζει υψηλή απόδοση ηλεκτρομηχανικής μετατροπής, μικρές εγγενείς απώλειες και καλά ηλεκτρικά χαρακτηριστικά. Επίσης το PZT έχει μεγάλη μηχανική

αντοχή, παίρνει με ευκολία το επιθυμητό σχήμα και μέγεθος ενώ είναι αξιόπιστο ακόμη και σε υψηλές θερμοκρασίες (άνω των 100 °C). Όλες αυτές οι ιδιότητες μπορούν να ρυθμιστούν ανάλογα με τις ανάγκες μεταβάλλοντας τις αναλογίες zirconium – titanium ή προσθέτοντας άλλες ουσίες.

Τα μειονεκτήματά του που είναι η μεγάλη ακουστική εμπέδηση και η ύπαρξη δευτερογενών λοβών μπορούν να περιοριστούν με τη χρήση στρωμάτων ακουστικής σύζευξης και την επιλογή κυψελών κατάλληλων διαστάσεων.

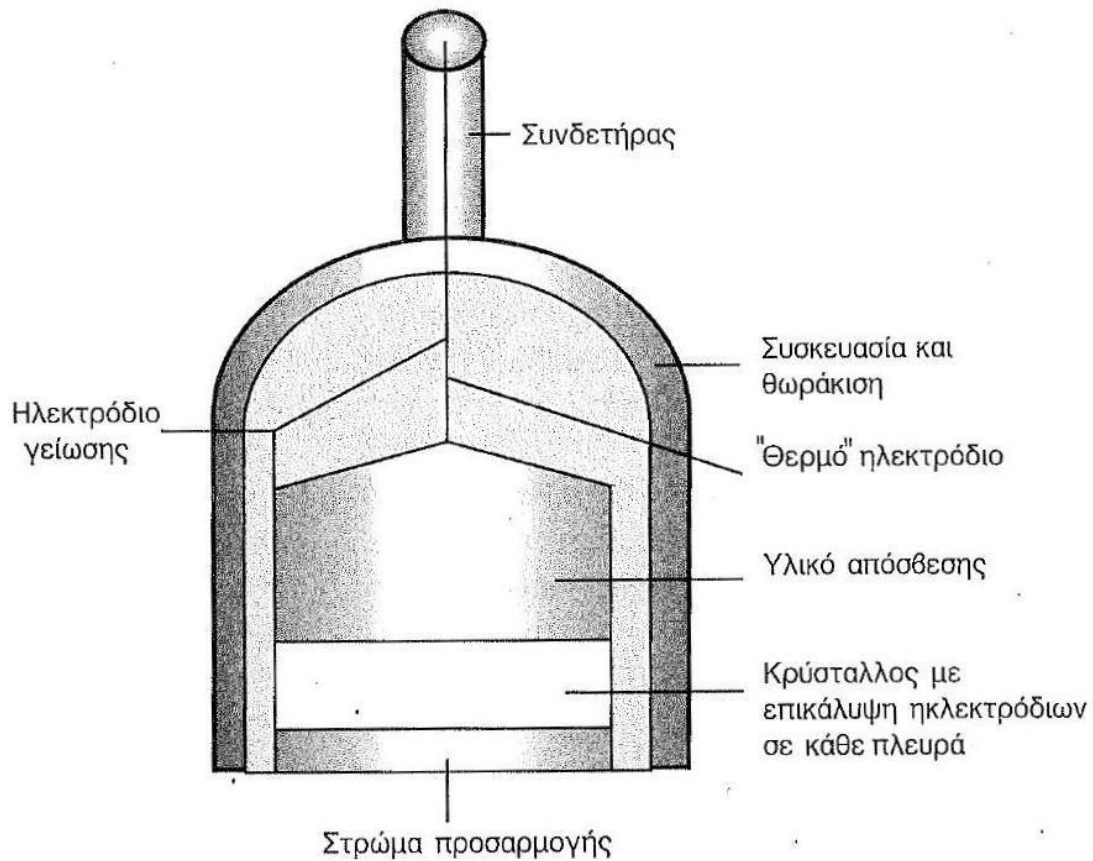
4.3.1 Πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας

Σε μία διάταξη πιεζοηλεκτρικού μετατροπέα τοποθετείται πίσω από τον κρύσταλλο ένα υλικό απόσβεσης (backing material), το οποίο πέρα από την απόσβεση των ταλαντώσεων του στοιχείου και την βελτίωση του εύρους συχνοτήτων επιτυγχάνει τη μείωση της οπίσθιας διάδοσης του κύματος και των ανακλάσεών του από τις εσωτερικές δομές. Ταυτόχρονα εκτελείται και δυναμική απόσβεση μέσω της εφαρμογής διαφοράς δυναμικού εκτός φάσης με αυτή της διέγερσης και άρα την πρόκληση δονήσεων αντίθετης διεύθυνσης.

Η πλευρά του στοιχείου προς τον ασθενή καλύπτεται από τα στρώματα προσαρμογής (matching layers), με σκοπό τη σύζευξη των εμπεδήσεων του κρυστάλλου Z_c και του ιστού Z_t και τη μείωση της απώλειας ηχητικής ενέργειας στη διαχωριστική τους επιφάνεια. Το πάχος τους είναι περιττό πολλαπλάσιο του $\lambda/4$ της κεντρικής συχνότητας, ενώ η ακουστική τους εμπέδηση ισούται με:

$$Z_1 = \sqrt[3]{Z_c \cdot Z_t^2}, \text{ για ένα στρώμα και}$$

$$Z_1 = \sqrt[4]{Z_c^4 \cdot Z_t^3} \text{ και } Z_2 = \sqrt[7]{Z_c \cdot Z_t^6}, \text{ για δύο στρώματα.}$$



Εικόνα 4.29 Τα κυριότερα μέρη ενός πιεζοηλεκτρικού μετατροπέα.

Ένα άλλο σημαντικό ζήτημα είναι η μεγάλη διαφορά της ακουστικής εμπέδησης των ιστών και του αέρα. Η ύπαρξη αέρα μεταξύ μετατροπέα και ιστού θα προκαλούσε μεγάλη απώλεια ενέργειας του ηχητικού κύματος. Γι αυτό το λόγο, τοποθετείται ένα ειδικό υλικό (gel) ανάμεσά τους.

Η διάρκεια του παραγόμενου ηχητικού παλμού τ μετριέται σε αριθμό κύκλων που απαιτούνται ώστε το αρχικό πλάτος να μειωθεί στο 10%, ενώ το χωρικό μήκος του παλμού είναι το γινόμενο του μήκους κύματος επί τον αριθμό των κύκλων. Ο παλμός δεν είναι καθαρά ημιτονικός. Έχει ένα φάσμα συχνοτήτων (bandwidth) το οποίο όσο μικρότερη είναι η διάρκεια του παλμού, γίνεται ευρύτερο.

Το σχέδιο μιας δέσμης υπερήχων (beam pattern) αποτελείται από δύο περιοχές: το εγγύς (Fresnel) πεδίο και το μακρινό (Fraunhofer) πεδίο. Στην ζώνη Fresnel, οι πεπερασμένες διαστάσεις του κρυστάλλου οδηγούν σε φαινόμενα περίθλασης και χωρικής συμβολής, με αποτέλεσμα η ένταση να μεταβάλλεται ακανόνιστα. Το μήκος της ζώνης L εξαρτάται από το μήκος κύματος λ και τη διάμετρο του κρυστάλλου ρ .

Ισχύει: $L = \rho^2/4\lambda$

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 θ : $\theta = \arcsin(1,22 \lambda/\rho)$.

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.

4.3.2 Pulse – echo us imaging

Κάθε φορά που ένας διαδιδόμενος στο σώμα ηχητικός παλμός συναντά δομές διαφορετικής ακουστικής εμπέδησης, ανακλάται μερικώς. Μετρώντας τη χρονική διαφορά t μεταξύ εκπομπής του παλμού και ανίχνευσης της ανακλασθείσας δέσμης (echo), μπορούμε να υπολογίσουμε το βάθος d της δομής που συνάντησε ο παλμός:

$$d = \frac{1}{2} t \cdot c$$

Ένας παλμός δεν μπορεί να εκπεμφθεί αν πρώτα δεν έχουν συλλεχθεί όλες οι αντηχήσεις του προηγούμενου παλμού από το σημείο εξέτασης. Επομένως, η συχνότητα εκπομπής ηχητικών παλμών PRF (Pulse Repetition Frequency) εξαρτάται από το μέγιστο υπό εξέταση βάθος d_{max} :

$$PRF_{max} = \frac{c}{2d_{max}}$$

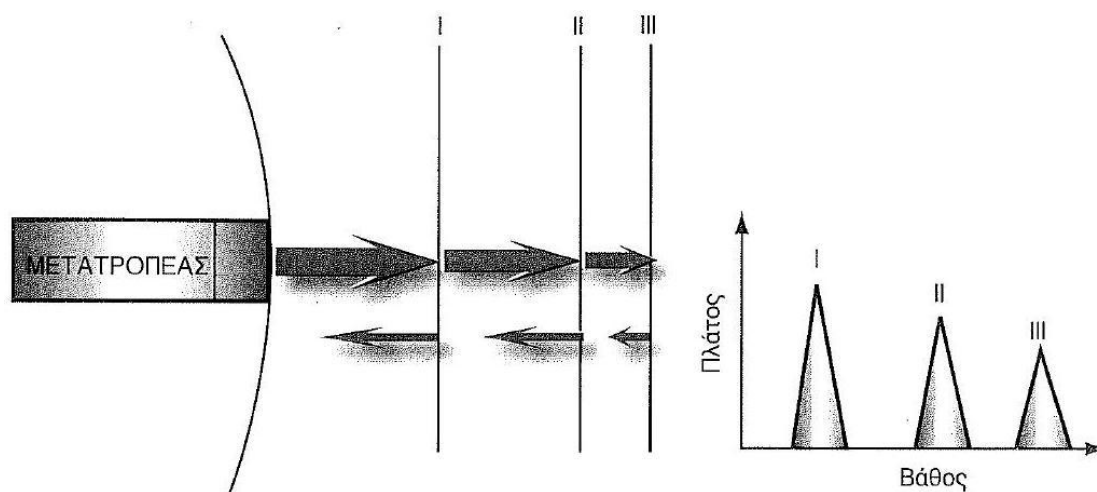
Καθώς η ηχητική ενέργεια διαδίδεται από και προς τον μετατροπέα, η εξασθένησή της προκαλεί τη μείωση του σήματος συναρτήσει της απόστασης, με αποτέλεσμα ομογενείς μορφές να παρουσιάζουν διαφορετική εικόνα ανάλογα με το βάθος στο οποίο βρίσκονται. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται με τη μέθοδο TGC (Time Gain Compensation), όπου αυξάνεται η απολαβή του ενισχυτή σε χρονική συμφωνία με την άφιξη ασθενέστερων αντηχήσεων από μεγαλύτερα βάθη.

Οι αντηχήσεις μετατρέπονται σε κυματομορφές διαφοράς δυναμικού, διέρχονται από ένα κύκλωμα απόρριψης σημάτων υψηλού πλάτους (limiter), ενισχύονται από ένα λογαριθμικό ενισχυτή, ανορθώνονται και αποδιαμορφώνονται. Το τελικό σήμα

περιέχει όλη την απαιτούμενη πληροφορία για την απεικόνιση των υπό εξέταση δομών.

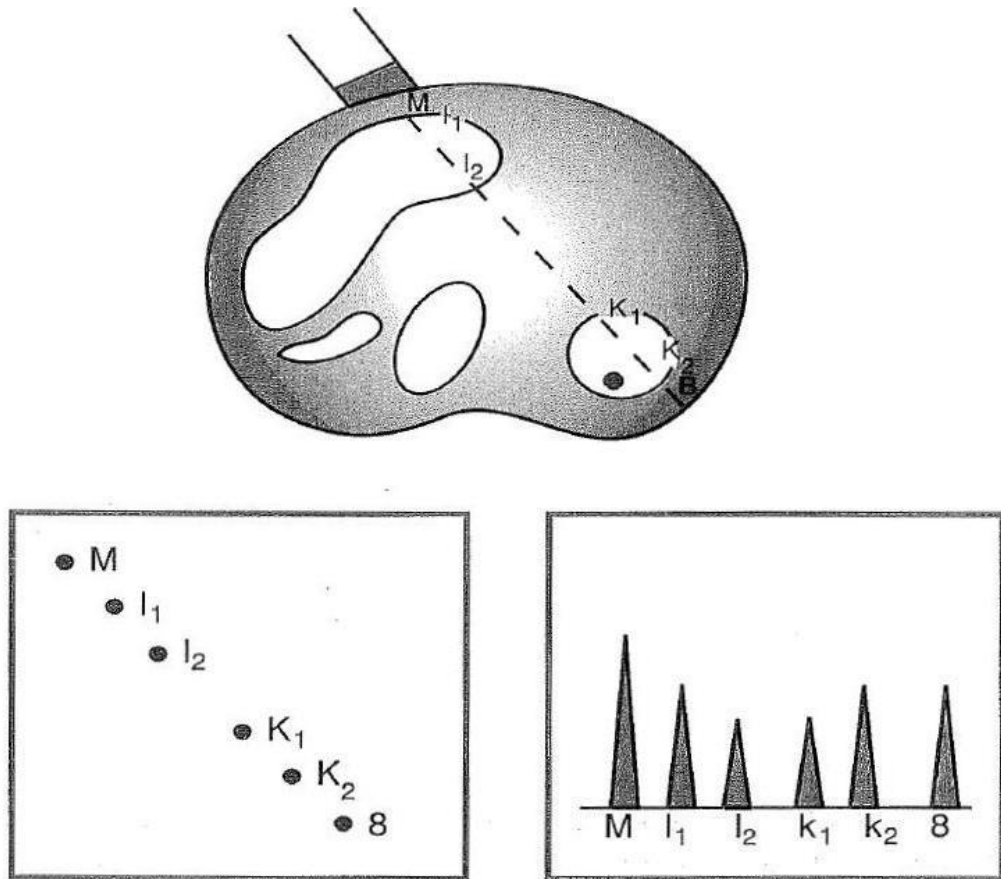
4.3.3 Παρουσίαση Αντηχήσεων:

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι παρουσίασης των αντηχήσεων. Στην απλούστερη μέθοδο A-mode (Amplitude mode) ο άξονας x ενός παλμογράφου αντιπροσωπεύει το βάθος μέσα στο σώμα και ο y το πλάτος των σημάτων. Έτσι παρέχονται πληροφορίες κατά μήκος μιας ακτίνας και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διατάξεις. Χαρακτηριστικό παράδειγμα η οφθαλμολογία.



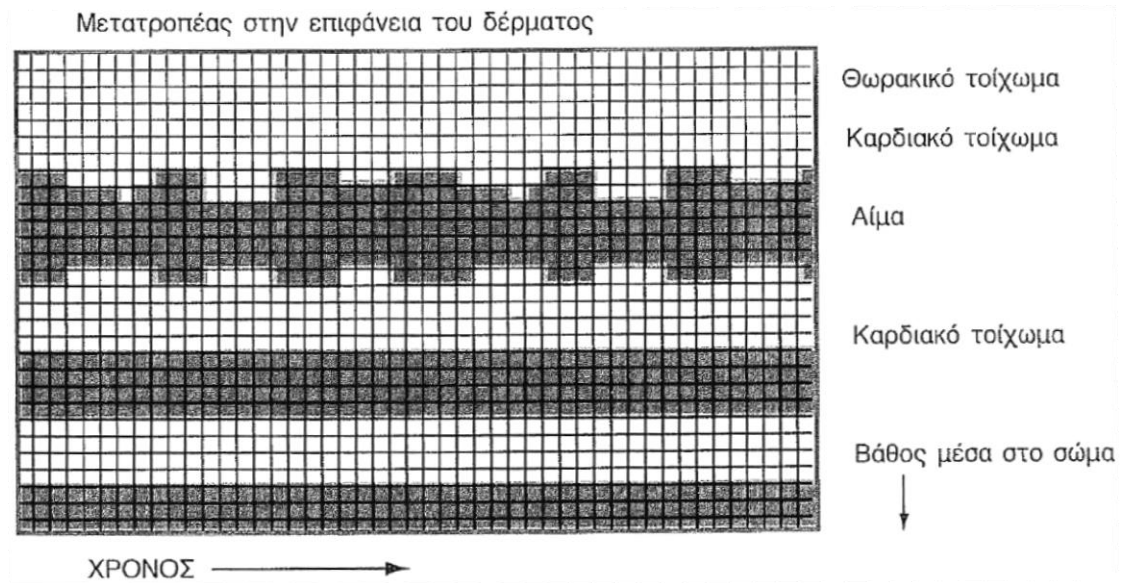
Εικόνα 4.30 Η A-mode απεικόνιση για διάφορα βάθη.

Μια άλλη μέθοδος είναι η B-mode (Brightness mode), στην οποία το πλάτος μιας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μιας τομής του σώματος. Η μέθοδος αυτή βοηθά στην ανίχνευση διαφόρων ασθενειών και αποτελεί τη συνηθέστερη επιλογή απεικόνισης.



Εικόνα 4.31 Η b-mode απεικόνιση και η αντιστοίχσή της με την A-mode.

Συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων αποτελεί η τεχνική M-mode (motion mode). Η απόσταση μέσα στον ασθενή αντιπροσωπεύεται από την κάθετη ακτίνα και το πλάτος της αντήχησης από ένα σημείο κατάλληλης φωτεινότητας. Η κάθετη ακτίνα μετακινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με σταθερή ταχύτητα, με αποτέλεσμα οι ακίνητες δομές να προκαλούν αντανάκλασεις στο ίδιο σημείο, ενώ οι κινούμενες να παράγουν ένα γράφημα της κίνησής τους. Το πλάτος και η ταχύτητα κίνησης μπορούν εύκολα να μετρηθούν, ενώ οι βασικές γραμμές σάρωσης (scan lines) είναι μειωμένης ή μηδενικής φωτεινότητας για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην καρδιολογία για την μελέτη της κίνησης των καρδιακών τοιχωμάτων και των βαλβίδων αλλά και σε άλλα μεγάλα αγγεία του σώματος. Όλες οι πληροφορίες αποθηκεύονται σε ψηφιακή μορφή επιτρέποντας την εύκολη επεξεργασία των δεδομένων και προσφέροντας αξιοπιστία.



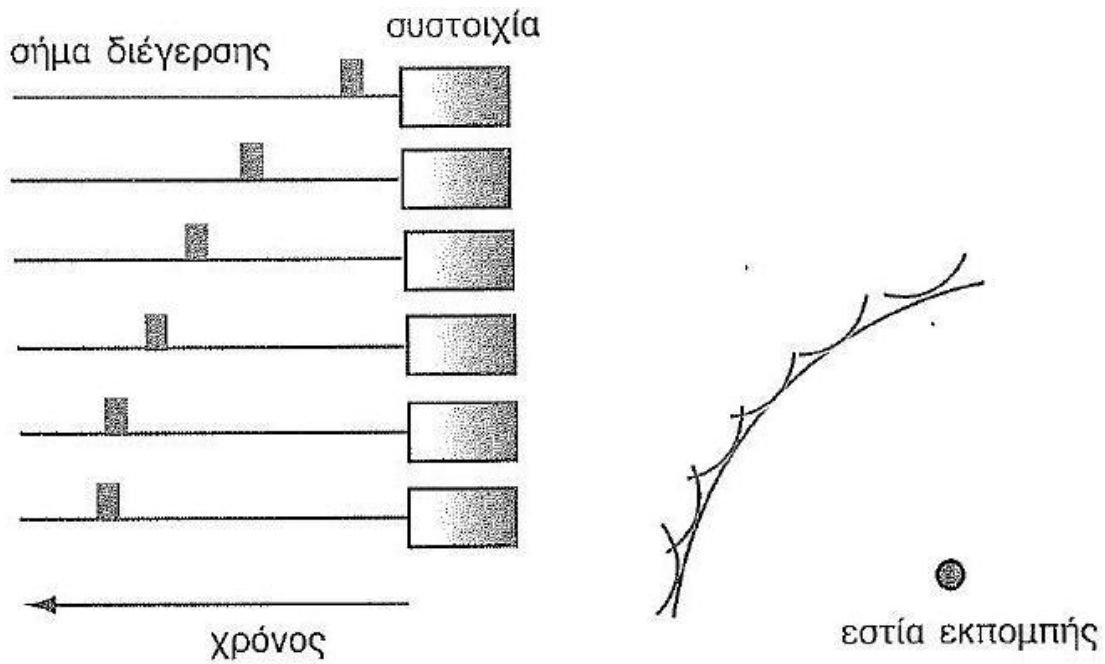
Εικόνα 4.32 Ηχοκαρδιογράφημα M-mode.

4.3.4. Απεικόνιση πραγματικού χρόνου

Η σάρωση πραγματικού χρόνου διενεργείται με τη γρήγορη επανάληψη της διαδικασίας σάρωσης, έτσι ώστε κινούμενα όργανα, κυρίως η καρδιά και οι δομές της, να εμφανίζονται σε μια δυναμικά μεταβαλλόμενη εικόνα. Ένας κύκλος σάρωσης δημιουργεί ένα καρτέ της δυναμικής εικόνας. Η παρουσίαση διαδοχικών καρτέ παράγει την εικόνα πραγματικού χρόνου.

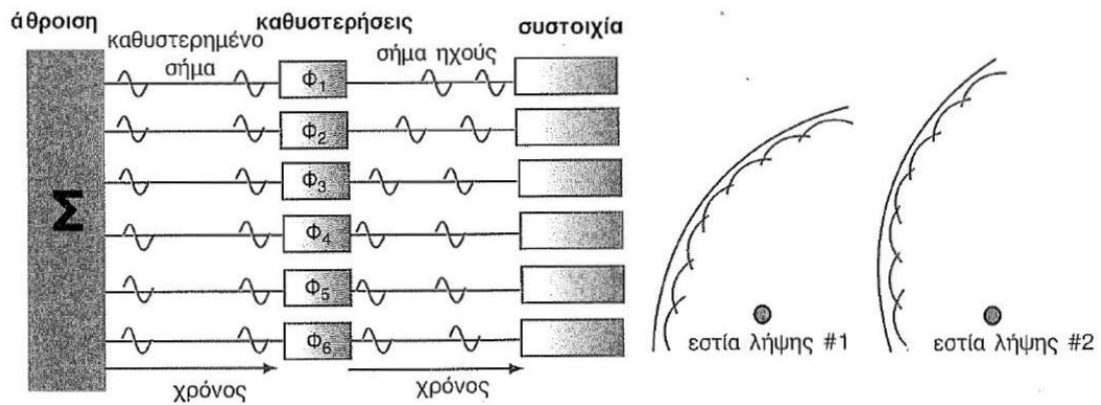
Ο απλούστερος χρησιμοποιούμενος μετατροπέας είναι ο μηχανικός μετατροπέας, ο οποίος περιστρέφεται με μεγάλη ταχύτητα και συλλέγει σήματα κάθε φορά που αντικρίζει ένα παράθυρο στη διεύθυνση του σώματος. Το οπτικό του πεδίο είναι περιορισμένο σε μικρή απόσταση απ' αυτόν, ενώ διευρύνεται σε μεγαλύτερες αποστάσεις.

Περισσότερο διαδεδομένη είναι η χρήση πολλαπλών μετατροπέων, για τους οποίους η εστίαση και ο έλεγχος της κατεύθυνσης της δέσμης γίνονται ηλεκτρονικά.



Εικόνα 4.33 Εκπομπή ακουστικής δέσμης.

Κάθε στοιχειώδης κυψέλη μπορεί να θεωρηθεί ως μια σημειακή πηγή που εκπέμπει ένα σφαιρικό κύμα. Η κορυφαία κυψέλη, που βρίσκεται και πιο μακριά από την εστία, διεγείρεται πρώτη και στην συνέχεια διεγείρονται οι υπόλοιπες με κατάλληλη χρονική καθυστέρηση, έτσι ώστε τα ηχητικά σήματα να φτάνουν στο εστιακό σημείο την ίδια στιγμή. Το τελικό ηχητικό σήμα είναι το άθροισμα όλων των σημάτων και είναι μέγιστο στο εστιακό σημείο. Η ίδια διαδικασία αντιστραμμένη χρησιμοποιείται για την λήψη μιας αντήχησης.



Εικόνα 4.34 Λήψη ακουστικής δέσμης.

Η χρήση πολλαπλών μετατροπών προσφέρει την δυνατότητα επιλογής του σχεδίου της δέσμης με τη μεταβολή των χρονικών καθυστερήσεων, αντικατάστασης των ευαίσθητων μηχανικών στοιχείων με περισσότερο αξιόπιστα ηλεκτρονικά κυκλώματα και παράλληλης επεξεργασίας των συλλεγομένων δεδομένων, για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και την αύξηση της παρεχόμενης πληροφορίας.

4.3.5. Απεικόνιση Doppler

Τα συστήματα υπερήχων Doppler εκμεταλλεύονται το φαινόμενο Doppler, δηλαδή τη μεταβολή της παρατηρούμενης συχνότητας ενός κύματος λόγω της σχετικής κίνησης πομπού δέκτη. Όταν μια δέσμη υπερήχων συχνότητας f_0 προσπέσει σ' ένα στόχο κινούμενο με ταχύτητα u , η οποία σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα της δέσμης, τότε η συχνότητα του λαμβανομένου σήματος θα διαφέρει από την f_0 κατά $\Delta f = f - f_0$, όπου: $|\Delta f| = \frac{2u}{c} f_0 \cos \theta$

Η ποσότητα Δf ονομάζεται συχνότητα μετατόπισης Doppler, είναι θετική όταν ο στόχος κινείται προς τον μετατροπέα και αρνητική στην αντίθετη περίπτωση, ενώ είναι μηδενική όταν η διεύθυνση κίνησης του στόχου είναι κάθετη στον άξονα της δέσμης. Για τις βιολογικές εφαρμογές, η μετατόπιση Doppler εμπίπτει στην περιοχή των ακουστών συχνοτήτων.

Τα συστήματα Doppler χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ταχύτητας και του όγκου της ροής του αίματος στην καρδιά και τα αγγεία. Οι κυριότεροι ανακλαστές των υπερήχων στο αίμα είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, η κατανομή της ταχύτητας των οποίων μπορεί να προσδιοριστεί με την εκτίμηση της συχνότητας μετατόπισης Doppler.

Στα συστήματα Doppler συνεχούς κύματος το ισοδύναμο μήκος του ηχητικού παλμού είναι μεγάλο και το εύρος της ζώνης συχνοτήτων πολύ μικρό, ενώ για τη μετάδοση της δέσμης και τη συλλογή πληροφοριών χρησιμοποιούνται δύο πιεζοηλεκτρικά στοιχεία. Η διαμήκης διακριτική ικανότητα της τεχνικής αυτής είναι μικρή, δεδομένου ότι ανιχνεύονται σήματα απ' όλα τα βάθη του δείγματος. Η γωνία

μεταξύ των δύο κρυστάλλων καθορίζει το βάθος και το μήκος του εξεταζόμενου όγκου.

Στα παλμικά συστήματα Doppler ένας ηχητικός παλμός μικρής διάρκειας εκπέμπεται από τον μετατροπέα, ενώ για τη συλλογή των δεδομένων χρησιμοποιούνται χρονικές πύλες, το εύρος των οποίων καθορίζει το μέγεθος του εξεταζόμενου όγκου και η χρονική τους καθυστέρηση το βάθος στο οποίο βρίσκεται. Με αυτόν τον τρόπο καθίσταται δυνατή η εκτίμηση της κατανομής της ταχύτητας του αίματος. Η μέγιστη ταχύτητα που μπορεί να προσδιοριστεί αντισταθμίζεται με το επιθυμητό βάθος του υπό μελέτη όγκου. Επίσης, η μείωση του μεγέθους του όγκου της δειγματοληψίας με σκοπό την αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας, μειώνει την ακρίβεια μέτρησης.

Ο συνδυασμός της μεθόδου παλμικού Doppler και της απεικόνισης πραγματικού χρόνου επιτρέπει τον ακριβή προσδιορισμό της θέσης του εξεταζόμενου όγκου, λόγω της παρατήρησης της ανατομικής εικόνας της σάρωσης B-mode και παρέχει πολλές διαγνωστικές πληροφορίες.

Ιδιότητες όπως η γρήγορη και άνετη εξέταση, το χαμηλό κόστος, η ευκολία μεταφοράς των μηχανημάτων, η ευρύτητα των εφαρμογών αλλά κυρίως το γεγονός ότι δεν εμπεριέχεται κανένας κίνδυνος για τον ασθενή, καθιστούν τις απεικονιστικές μεθόδους υπερήχων ως μια από τις χρησιμότερες διαγνωστικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται σήμερα. [4]

5. MATLAB

5.1 Εισαγωγή

Το MATLAB είναι ένα σύγχρονο ολοκληρωμένο μαθηματικό λογισμικό πακέτο που χρησιμοποιείται σε πανεπιστημιακά μαθήματα αλλά και ερευνητικές και άλλες εφαρμογές με επιστημονικούς υπολογισμούς (scientific computing). Το όνομά του προέρχεται από τα αρχικά γράμματα των λέξεων Matrix Laboratory (εργαστήριο πινάκων).

Το MATLAB είναι ένα διαδραστικό (interactive) πρόγραμμα για αριθμητικούς υπολογισμούς και οπτικοποίηση δεδομένων (data visualization) με δυνατότητες προγραμματισμού που το καθιστούν ένα ισχυρό και χρήσιμο εργαλείο στις μαθηματικές και φυσικές επιστήμες. Σε αντίθεση με τα λογισμικά Maple και Mathematica, το MATLAB στις αρχικές του εκδοχές δεν έκανε συμβολικούς υπολογισμούς. Στις νεότερες εκδοχές του, το πακέτο περιλαμβάνει εργαλειοθήκες που επιτρέπουν συμβολικούς υπολογισμούς.

Όπως υποδηλώνεται και από το όνομά του, το MATLAB είναι ειδικά σχεδιασμένο για υπολογισμούς με πίνακες, όπως η επίλυση γραμμικών συστημάτων, η εύρεση ιδιοτιμών και ιδιοδιανυσμάτων, η αντιστροφή τετραγωνικών πινάκων κλπ. Επιπλέον το πακέτο αυτό είναι εφοδιασμένο με πολλές επιλογές για γραφικά (δηλ. την κατασκευή γραφικών παραστάσεων) και προγράμματα γραμμένα στη δική του γλώσσα προγραμματισμού για την επίλυση άλλων προβλημάτων όπως η εύρεση των ριζών μη γραμμικής εξίσωσης, η επίλυση μη γραμμικών συστημάτων, η επίλυση προβλημάτων αρχικών τιμών με συνήθεις διαφορικές εξισώσεις κα.

Η γλώσσα προγραμματισμού του MATLAB δίνει την ευχέρεια στον χρήστη να το επεκτείνει με δικά του προγράμματα. Συχνά γράφεται η MATLAB (εννοώντας τη γλώσσα προγραμματισμού) και όχι το (πακέτο) MATLAB. Το MATLAB είναι σχεδιασμένο για την αριθμητική επίλυση προβλημάτων σε αριθμητική πεπερασμένης ακρίβειας (finite-precision arithmetic), δηλαδή δεν βρίσκει την ακριβή αλλά μια προσεγγιστική λύση ενός προβλήματος. Αυτή είναι και η βασική του διαφορά από τα συστήματα συμβολικών υπολογισμών όπως η Maple και το Mathematica.

Στη συνέχεια αναφέρονται οι βασικοί κανόνες και συμβολισμοί που χρησιμοποιήθηκαν αργότερα, στην επεξεργασία του καρδιογραφήματος.

5.1.1 Βασικές πράξεις

Το MATLAB μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν απλή αριθμομηχανή. Για τις βασικές πράξεις χρησιμοποιούνται τα σύμβολα που φαίνονται στον πιο κάτω πίνακα:

| Σύμβολο | Πράξη |
|---------|-----------------|
| + | Πρόσθεση |
| - | Αφαίρεση |
| * | Πολλαπλασιασμός |
| / | Διαίρεση |
| ^ | Ύψωση σε δύναμη |

Για παράδειγμα:

```
>> 1+2
```

```
ans =
```

```
3
```

```
>> 3.14567-3
```

```
ans =
```

```
0.1457
```

```
>> 8/2.2
```

```
ans =
```

```
3.6364
```

```
>> 3*4
```

```
ans =
```

12

```
>> 3^4
```

```
ans =
```

81

5.1.2. Προτεραιότητα πράξεων

Όπως και στις γλώσσες προγραμματισμού FORTRAN και C, το MATLAB ακολουθεί τους συνήθεις αλγεβρικούς κανόνες για την σειρά εκτέλεσης πράξεων:

1. Πρώτα εκτελούνται οι πράξεις μέσα σε παρενθέσεις από τα μέσα προς τα έξω.
2. Μετά εκτελούνται οι υψώσεις σε δύναμη.
3. Μετά εκτελούνται οι πολλαπλασιασμοί και διαιρέσεις από τα αριστερά προς τα δεξιά.
4. Τέλος, εκτελούνται οι προσθέσεις και αφαιρέσεις από τα αριστερά προς τα δεξιά.

5.1.3. Μεταβλητές

Η εκχώρηση τιμής σε μια μεταβλητή γίνεται με το σύμβολο =. Για τα ονόματα μεταβλητών χρησιμοποιούνται κυρίως γράμματα του αγγλικού αλφαβήτου. Το MATLAB κάνει διάκριση μεταξύ κεφαλαίων και μικρών γραμμάτων. Έτσι, οι μεταβλητές y και Y είναι διαφορετικές μεταξύ τους. Για τα ονόματα μεταβλητών ισχύουν οι πιο κάτω κανόνες:

1. Το όνομα αρχίζει με γράμμα (του αγγλικού αλφαβήτου).
2. Το όνομα περιέχει μόνο γράμματα, αριθμούς και υποπαύλες (underscore).
3. Δεν χρησιμοποιούνται ονόματα που έχουν δεσμευτεί από το MATLAB (π.χ. συναρτήσεις βιβλιοθήκης και εργαλειοθηκών).
4. Προτιμούνται μικρά ονόματα για πρακτικούς λόγους αν και δεν υπάρχει περιορισμός στο μήκος των ονομάτων. Για παράδειγμα:

```
>> Y=20.2
```

```
Y =
```

```
20.2000
```

```
>> y=2;
```

```
:>> Y+y
```

```
ans =
```

```
22.2000
```

Όπως φαίνεται και στο παράδειγμα, το MATLAB επιστρέφει μετά από κάθε εντολή το αποτέλεσμά της. Αν δεν χρειάζεται να εμφανίζεται στο παράθυρο εργασίας το αποτέλεσμα μιας εντολής εισάγεται στο τέλος της εντολής το ερωτηματικό ';' (semicolon). Αν χρειαστεί να εμφανιστεί στο παράθυρο εργασίας η τιμή μιας ενεργής μεταβλητής, αρκεί να γραφεί το όνομά της. Για παράδειγμα:

```
>> x=1.234567
```

```
x =
```

```
1.2346
```

```
>> y=2006;
```

```
>> z=x/y;
```

```
>> y y =
```

```
2006
```

```
>> z z = 6.1544e-004
```

Γίνεται να γραφούν περισσότερες από μια εντολές σε μια γραμμή οι οποίες χωρίζονται είτε με κόμματα είτε με ερωτηματικά.

Για παράδειγμα:

```
>> x=1; y=2, z=3; sum=x+y+z, w=x*y*z;
```


`y =`

`2`

`sum =`

`6`

Στο παράθυρο εντολών τυπώθηκαν μόνο τα `y` και `sum` αφού μετά τις αντίστοιχες εντολές χρησιμοποιήθηκε κόμμα και όχι ερωτηματικό. Όταν το αποτέλεσμα μιας εντολής δεν εκχωρείται σε μια μεταβλητή, τότε αυτό εκχωρείται στην προεπιλεγμένη μεταβλητή `ans`. Η μεταβλητή αυτή ανακυκλώνεται κάθε φορά που δίνεται εντολή το αποτέλεσμα της οποίας δεν εκχωρείται σε κάποια άλλη μεταβλητή. Οι μεταβλητές στο MATLAB μπορεί να είναι όχι μόνο πραγματικές αλλά και μιγαδικές ή αλφαριθμητικές, Δηλαδή να έχουν ως τιμές ακολουθίες χαρακτήρων (strings), ή ακόμα λογικές (logical), οι οποίες παίρνουν τις τιμές `true` (αληθής) και `false` (ψευδής).

5.1.4. Διανύσματα και Πίνακες

Στις αρχικές εκδοχές του MATLAB (μέχρι και την εκδοχή 3) κάθε μεταβλητή ήταν ένας δισδιάστατος, δηλαδή $m \times n$, πίνακας με (μιγαδικούς) αριθμούς διπλής ακρίβειας. Τα διανύσματα και οι αριθμοί ήταν απλώς ειδικές περιπτώσεις ($1 \times n$ ή $n \times 1$ και 1×1 πίνακες αντίστοιχα). Από την εκδοχή 4, το MATLAB δέχεται επιπλέον n -διάστατους πίνακες καθώς και άλλους τύπους δεδομένων. Οι νέοι αυτοί τύποι δεδομένων περιλαμβάνουν τις δομές (structures), τις τάξεις (classes) και τους πίνακες κελίων (cell arrays), οι οποίοι είναι πίνακες με στοιχεία όχι αναγκαστικά του ίδιου τύπου. Για παράδειγμα σ' ένα μονοδιάστατο πίνακα, το πρώτο στοιχείο μπορεί να είναι ένας αριθμός, το δεύτερο ένα αλφαριθμητικό (string), το τρίτο ένα διάνυσμα `kok`.

Ένα διάνυσμα $u = (u_1, u_2, \dots, u_n)$ εισάγεται στο MATLAB ως εξής:

```
>> u=[ u1, u2 , ..., un ] ή >> u=[ u1 u2 ... un]
```

Έτσι οι συνιστώσες βρίσκονται ανάμεσα σε αγκύλες (όχι παρενθέσεις) και διαχωρίζονται από κόμματα ή απλώς με διαστήματα.

Οι πίνακες ορίζονται με παρόμοιο τρόπο: δίνουμε τα στοιχεία κάθε γραμμής και για να υποδείξουμε την αλλαγή γραμμής χρησιμοποιούμε το σύμβολο ‘;’ ή απλά αλλάζουμε γραμμή. Κατ’ αυτόν τον τρόπο λοιπόν, ο πίνακας $a = [-3, 4, 0]$, ορίζεται με τους εξής τρόπους:

```
>> a=[ -3, 4, 0]
a =
    -3  4  0
>> a=[-3 4 0 ]
a =
    -3  4  0
```

Υπάρχουν πολλοί πίνακες οι οποίοι μπορούν παραχθούν με τις συναρτήσεις του MATLAB. Οι σημαντικότερες από αυτές φαίνονται στον πίνακα που ακολουθεί:

| Συνάρτηση | Ερμηνεία |
|-----------|---------------------------------------------|
| eye | πίνακας με 1 στη κύρια διαγώνιο και 0 αλλού |
| zeros | μηδενικός πίνακας |
| ones | πίνακας με 1 σε όλες τις θέσεις |
| rand | ομοιόμορφα ψευδο-τυχαίος πίνακας |
| randn | κανονικά ψευδο-τυχαίος πίνακας |
| pascal | (τετραγωνικός) πίνακας Pascal |
| magic | (τετραγωνικός) μαγικός πίνακας |
| hilb | (τετραγωνικός) πίνακας Hilbert |
| invhilb | αντίστροφος πίνακας Hilbert |

Στις συναρτήσεις eye, zeros, ones rand και randn πρέπει να οριστούν οι επιθυμητές διαστάσεις του πίνακα. Αν ο πίνακας είναι τετραγωνικός είναι φανερό ότι ο πρόκειται για ταυτοτικό $n \times n$ πίνακα. Στις συναρτήσεις που παράγουν τετραγωνικούς, δηλαδή $n \times n$, πίνακες (pascal, magic, hilb και invhilb) γράφεται απλά τη διάσταση n.

5.2. Προγραμματισμός στο MATLAB

5.2.1. Δομές Ελέγχου Ροής

Για να γίνει δυνατόν να γραφούν προχωρημένα προγράμματα (δηλ. m-files που θα παίζουν το ρόλο “νέων εντολών” στο MATLAB) πρέπει να μελετηθούν οι τέσσερις δομές ελέγχου ροής (flow control structures) που διαθέτει το MATLAB:

1. βρόχοι **for** (for loops)
2. βρόχοι **while** (while loops)
3. εντολή **if** (if statement)
4. εντολή **switch** (switch statement)

Πρώτα όμως θα πρέπει να αναφερθούν οι λεγόμενοι **σχεσιακοί** (relational operators) και **λογικοί τελεστές** (logical operators).

5.2.2. Σχεσιακοί τελεστές

Οι σχεσιακοί τελεστές του MATLAB είναι οι παρακάτω:

| | |
|----|--------------------|
| < | μικρότερος |
| > | μεγαλύτερος |
| <= | μικρότερος ή ίσος |
| >= | μεγαλύτερος ή ίσος |
| == | ίσος |
| ~= | άνισος |

Σε αντίθεση με την εκχώρηση τιμής όπου χρησιμοποιείται το '=', για την ισότητα στις λογικές προτάσεις χρησιμοποιείται το '=='. Η σύγκριση μεταξύ δύο αριθμών δίνει τη λογική μονάδα αν αυτή είναι αληθής και το λογικό μηδέν αν είναι ψευδής.

5.2.3. Λογικοί τελεστές

Οι λογικοί τελεστές (logical operators) φαίνονται στον πιο κάτω πίνακα μαζί με τις αντίστοιχες λογικές συναρτήσεις:

| Σύμβολο | Συνάρτηση | Περιγραφή |
|---------|-----------|---------------------------------------------------------|
| & | and | λογικό και (κατά στοιχεία) |
| | or | λογικό ή (κατά στοιχεία) |
| ~ | not | λογικό όχι |
| xor | xor | λογικό αποκλειστικό ή |
| all | all | αληθής αν όλα τα στοιχεία διανύσματος είναι μη μηδενικά |
| any | any | αληθής αν ένα στοιχείο διανύσματος δεν είναι μηδέν |
| && | relop | λογικό και μικρού κυκλώματος |
| | relop | λογικό ή μικρού κυκλώματος |

5.2.4. Βρόχοι for

Οι βρόχοι for έχουν την εξής δομή:

```
for index = initial value (: step) : final value  
  
    statements  
  
end
```

Οι λέξεις “for” και “end” χρησιμοποιούνται στην αρχή και στο τέλος του βρόχου, ο μετρητής *index* παίρνει τις τιμές από *initial value* μέχρι *final value* με βήμα *step*, και οι εντολές (statements) εκτελούνται για όλες τις τιμές του μετρητή *index*. Αν παραλειφθεί το βήμα, τότε το MATLAB χρησιμοποιεί το 1 σαν βήμα. Σημειώνεται επίσης ότι το βήμα μπορεί να είναι αρνητικό.

Για παράδειγμα, για τον υπολογισμό της παράστασης $j+2$, $j=1, 2, 3, 4$ μπορεί να γραφεί:

```
>> for j=1:4
```

```
    j+2
```

end

ans = 3

ans = 4

ans = 5

ans = 6

5.2.5. Βρόχοι while

Οι βρόχοι while είναι της μορφής:

```
while relation
    statements
end
```

Οι λέξεις “while” και “end” χρησιμοποιούνται στην αρχή και στο τέλος του βρόχου. Η ακολουθία εντολών (statements) εκτελούνται εφόσον η συνθήκη *relation* ικανοποιείται (δηλαδή είναι αληθής) και σταματούν όταν αυτή παύει να ισχύει. Για να γράψουμε τη συνθήκη *relation* χρησιμοποιούμε τους σχεσιακούς και λογικούς τελεστές.

Για παράδειγμα το function m-file `xlgmin.m`, που φαίνεται πιο κάτω, βρίσκει τον ελάχιστο ακέραιο για τον οποίο ισχύει: $\log n \geq x$, όπου x δοσμένος αριθμός.

```
function [n] = xlgmin(x)
n = 1 ;
while log(n) < x
    n = n+1;
end
```

5.2.6. Εντολές **break**, **return** και **continue**

Οι βρόχοι `for` και `while` μπορούν να διακοπούν με την εντολή `break` η οποία μεταφέρει τον έλεγχο στην πρώτη εντολή μετά το τελικό `end` του βρόχου στον οποίο χρησιμοποιείται. Έτσι αν έχουμε εγκιβωτισμένους βρόχους ο έλεγχος περνά στον επόμενο (εξωτερικό βρόχο). Η εντολή `break` ορίζεται μόνο μέσα σε βρόχους `for` και `while`. Μια παρόμοια εντολή που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εναλλακτικά και εκτός βρόχων `for` και `while` είναι η εντολή `return`. Γενικά η εντολή αυτή μεταφέρει τον έλεγχο στην καλούσα συνάρτηση (π.χ. στο καλόν `m-file`) ή στο πληκτρολόγιο. Χρησιμοποιείται της για τερματισμό της εντολής `keyboard` που μεταφέρει τον έλεγχο από ένα `m-file` στο πληκτρολόγιο. Με την εντολή `return` μπορούμε να διακόψουμε όταν χρειάζεται την εκτέλεση των εντολών της `m-file`. Τέλος η εντολή `continue` μεταβιβάζει τον έλεγχο στην επόμενη επανάληψη της βρόχου `for` ή `while` χωρίς να εκτελεστούν οι εναπομένουσες εντολές του βρόχου.

5.2.7. Η εντολή **if**

Η εντολή `if` της επιτρέπει να ελέγξουμε αν μια (ή περισσότερες) συνθήκες ισχύουν και να εκτελέσουμε σε κάθε περίπτωση την επιθυμητή ακολουθία εντολών και πράξεων. Η εντολή έχει την γενική μορφή:

```
if relation_1
    statement(s)
elseif relation_2
    statement(s)
else
    statement(s)
end
```

Οι συνθήκες ελέγχονται με τη χρήση σχεσιακών και λογικών τελεστών. Σημειώνουμε της ότι η εντολή `elseif` γράφεται σαν μια λέξη (δεν πρέπει να υπάρχει κενό μεταξύ του `else` και του `if`). Η απλούστερη μορφή της εντολής `if` είναι η πιο κάτω:

```
if relation
    statement(s)
end
```

Οι εντολές εκτελούνται μόνο αν ικανοποιείται η συνθήκη *relation*. Διαφορετικά δεν εκτελείται καμιά εντολή στο σημείο αυτό του προγράμματος και η ροή του τελευταίου συνεχίζει κανονικά. Αν χρειάζεται να γραφούν στην ίδια γραμμή οι εντολές χρησιμοποιείται κόμμα ή ερωτηματικό για να χωριστεί η μια εντολή *if* από την επόμενη. Για παράδειγμα αντί

```
if x>0
    x=sqrt(x)
end
```

γράφεται

```
if x>0, x=sqrt(x); end
```

5.2.8. Η εντολή *switch-case*

Η εντολή *switch-case* της δίνει τη δυνατότητα να επιλεγθεί για εκτέλεση μια ομάδα εντολών από της πιθανές ομάδες. Η γενική της δομή έχει ως εξής:

```
switch switch_expression
    case value_1
        statement(s)
    case value_2
        statement(s)
    case value_3
        statement(s)
    ...
    otherwise
        statement(s)
end
```

Για αυτήν την εντολή ισχύουν τα εξής:

1. Η πρώτη γραμμή περιέχει την λέξη κλειδί `switch`, ακολουθούμενη από το όνομα `switch_expression`, που θα δώσουμε εμείς, το οποίο μπορεί να είναι βαθμωτή ποσότητα, αλφαριθμητικό, ή ακόμα και μαθηματική παράσταση με προκαθορισμένες μεταβλητές που μπορεί να πάρει μια τιμή.
2. Μετά από το `switch`, ακολουθούν οι διάφορες εντολές `case`. Η κάθε μια έχει ένα όνομα (π.χ. `value_1`, `value_2` κλπ) το οποίο μπορεί να είναι βαθμωτή ποσότητα ή αλφαριθμητικό, και μετά ακολουθούν οι εντολές που θα εκτελεστούν αν βρεθούμε στη συγκεκριμένη περίπτωση.
3. Μετά την τελευταία περίπτωση/εντολή `case`, ακολουθεί η προαιρετική περίπτωση/εντολή `otherwise` της οποίας οι εντολές θα εκτελεστούν αν καμιά από της προηγούμενες περιπτώσεις δεν ισχύει.
4. Σε αντίθεση με της γλώσσες προγραμματισμού (της, π.χ. η C), στο MATLAB δεν χρειάζεται να διακόψουμε τη ροή της δομής μετά από κάθε `case`, μια και αυτό θα γίνει αυτόματα αφού μια από της περιπτώσεις έχει επαληθευτεί.

5.3. Γραφικά

Το MATLAB έχει εξαιρετικές δυνατότητες για γραφικά και είναι εφοδιασμένη με αρκετές συναρτήσεις για εύκολο και ευέλικτο σχεδιασμό επίπεδων καμπυλών, τρισδιάστατων επιφανειών, ισοϋψών, παραμετρικών δισδιάστατων αλλά και τρισδιάστατων καμπυλών κα.

5.3.1. Εντολή `plot`

Η συνάρτηση `plot` χρησιμοποιείται για την κατασκευή του γραφήματος μιας επίπεδης καμπύλης τα σημεία της οποίας είναι αποθηκευμένα στα ισομήκη διανύσματα x και y .

Αν για παράδειγμα, υπάρχουν τα διανύσματα

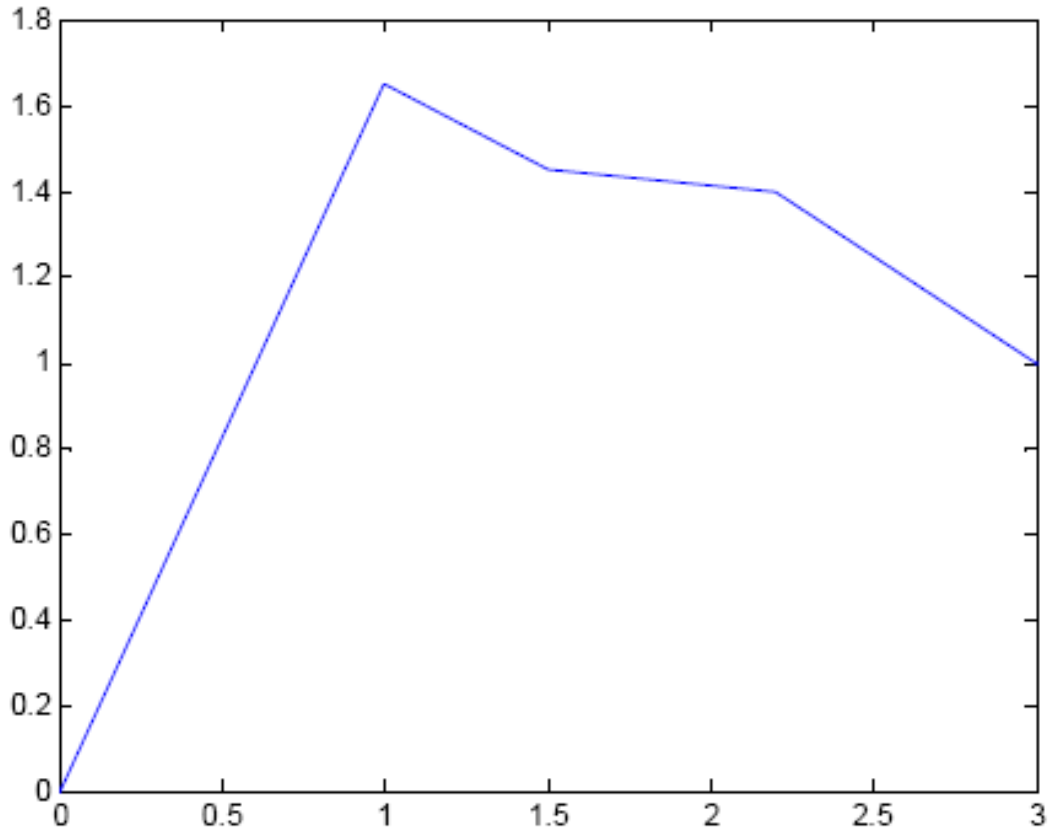
```
>> x=[0 1 1.5 2.2 3.]  
x =  
0 1.0000 1.5000 2.2000 3.0000  
>> y=[0 1.65 1.45 1.4 1]
```


$y =$
 $0 \ 1.6500 \ 1.4500 \ 1.4000 \ 1.0000$

με την εντολή

`>> plot(x,y)`

εμφανίζεται αυτόματα ένα παράθυρο γραφικών με το πιο κάτω γράφημα:



Εικόνα 5.35 Γράφημα κατασκευασμένο με την εντολή plot.

Η plot ενώνει τα 5 σημεία που ορίζουν τα x και y με συνεχείς γραμμές. Μπορούν φυσικά να γίνουν πολλές διαφοροποιήσεις στη γραμμή και γενικά στα γραφήματα με τις κατάλληλες εντολές. Οι κυριότερες συναρτήσεις γραφικών μαζί με παραδείγματα του τρόπου χρήσης τους και μια σύντομη περιγραφή παρατίθενται στον ακόλουθο πίνακα:

| Εντολή | Περιγραφή | Παράδειγμα |
|--------|--------------------------------------------------|--------------------------|
| plot | Δημιουργεί το γράφημα του y συναρτήσει του x | plot(x,y) |
| title | Προσθήκη τίτλου | title('Titlos') |
| xlabel | Προσθήκη ετικέτας στον οριζόντιο άξονα | xlabel('Χρονος, t') |
| ylabel | Προσθήκη ετικέτας στον κατακόρυφο | ylabel('Taxuthta, cm/s') |

| | | |
|--------|-----------------------------------------------------------------------------|---------------------------|
| | άξονα | |
| legend | Προσθήκη λεζάντας | legend('First', 'Second') |
| text | Προσθήκη κειμένου στη θέση (xi, yi) | text(xi, yi, 'string') |
| grid | Δημιουργία πλέγματος | grid |
| figure | Άνοιγμα (άλλου) παραθύρου γραφικών | figure(2) |
| hold | Πάγωμα του τρέχοντος παραθύρου γραφικών για το σχεδιασμό και άλλων καμπυλών | hold on/hold off |
| axis | Κλείδωμα/ξεκλείδωμα αξόνων | axis |

5.3.2. Χρώματα, σύμβολα και γραμμές

Η εντολή plot παρέχει μια ευρεία επιλογή χρωμάτων, συμβόλων και τύπων γραμμών.

Ενώ η εντολή

```
>> plot(x,y)
```

μας δίνει γράφημα με μπλε συνεχή γραμμή, η εντολή

```
>> plot(x,y, '[color][stype][ltype]')
```

μας επιτρέπει να επιλέξουμε το χρώμα του γραφήματος και τους τύπους συμβόλου και γραμμής.

Το χρώμα [color] ορίζεται με ένα από τα πιο κάτω γράμματα:

| [color] | Χρώμα |
|---------|---------|
| b | μπλε |
| g | πράσινο |
| r | κόκκινο |
| c | κυανό |
| m | μοβ |
| y | κίτρινο |
| k | μαύρο |
| w | άσπρο |

Για τον τύπο [stype] του συμβόλου έχουμε τις εξής επιλογές:

| [stype] | Σύμβολο |
|----------------|------------------|
| . | τελεία |
| o | κύκλος |
| x | χι |
| + | συν |
| * | αστερίσκος |
| s | τετράγωνο |
| d | ρόμβος |
| v | κάτω τρίγωνο |
| ^ | άνω τρίγωνο |
| < | αριστερό τρίγωνο |
| > | δεξιό τρίγωνο |
| p | πεντάλφα |
| h | εξάλφα |

Για τον τύπο [ltype] της γραμμής έχουμε τις εξής επιλογές:

| [ltype] | Τύπος γραμμής |
|----------------|----------------------|
| - | συνεχής |
| : | λεπτή διακεκομμένη |
| -- | αδρή διακεκομμένη |
| -. | διακεκομμένη-τελείες |

[2]

6. Επεξεργασία Καρδιογραφήματος

6.1. Εισαγωγή

Έχοντας μελετήσει τόσο την λειτουργία του καρδιακού κύκλου όσο και τα χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορεί πλέον να προσδιοριστεί το είδος της επεξεργασίας που θα υποστεί το ψηφιακό σήμα. Στόχος είναι να απομονωθούν τα τμήματα τα οποία αντιστοιχούν στις φάσεις μέγιστου και ελάχιστου καρδιακού όγκου. Σε ένα καρδιογράφημα, η τελοδιαστολή εντοπίζεται στο σύμπλεγμα QRS και η τελοσυστολή στην κορυφή T.

6.2. Προϋποθέσεις

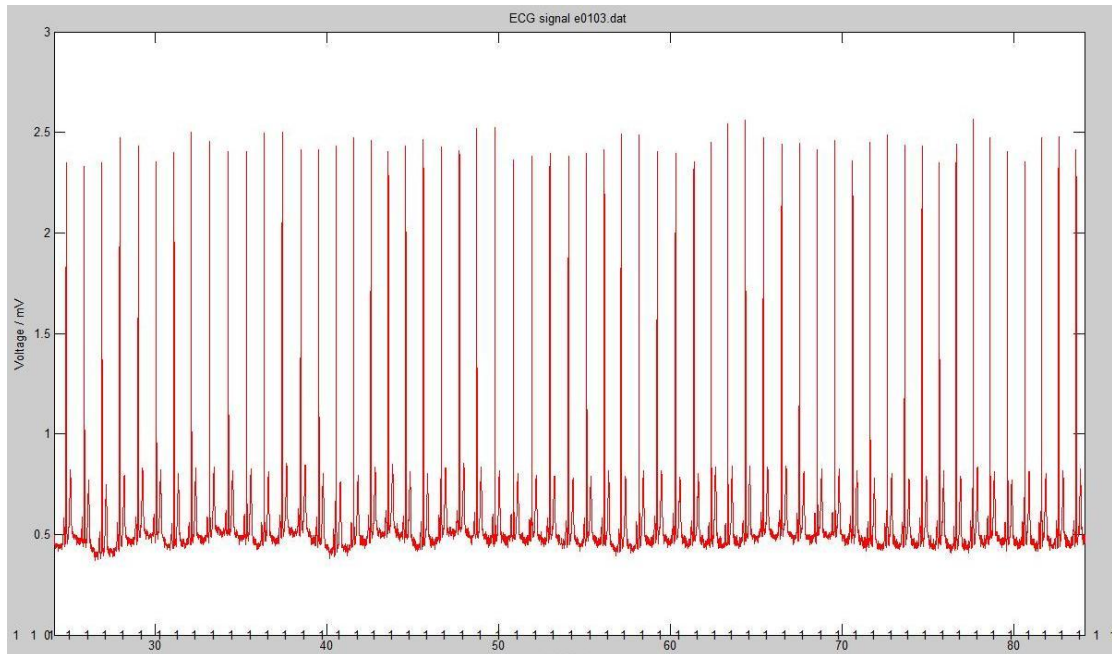
Το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε είναι το MATLAB, του οποίου οι βασικές αρχές περιγράφηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο. Σκοπός της εργασίας ήταν να επιτευχθεί ο στόχος χρησιμοποιώντας όσο το δυνατόν απλούστερες εντολές. Πράγματι ο κώδικας, που θα παρουσιαστεί αναλυτικότερα παρακάτω, βασίζεται αποκλειστικά σε βρόχους for, εντολές if και τους σχεσιακούς και λογικούς τελεστές του MATLAB.

Ένα άλλο βασικό ζήτημα που έπρεπε να ληφθεί υπ' όψιν, είναι η εφαρμογή του προγράμματος στην πράξη. Το πιθανότερο είναι να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση του όγκου της καρδιάς με χρήση υπερήχου. Η διαδικασία αυτή για να πραγματοποιηθεί, απαιτεί κάποιο χρονικό διάστημα και επομένως έτσι καθορίζεται και η ελάχιστη διάρκεια που θα πρέπει να απομονώνεται σε κάθε καρδιακό κύκλο.

6.3 Χαρακτηριστικά του Ψηφιακού Σήματος – Μέθοδος

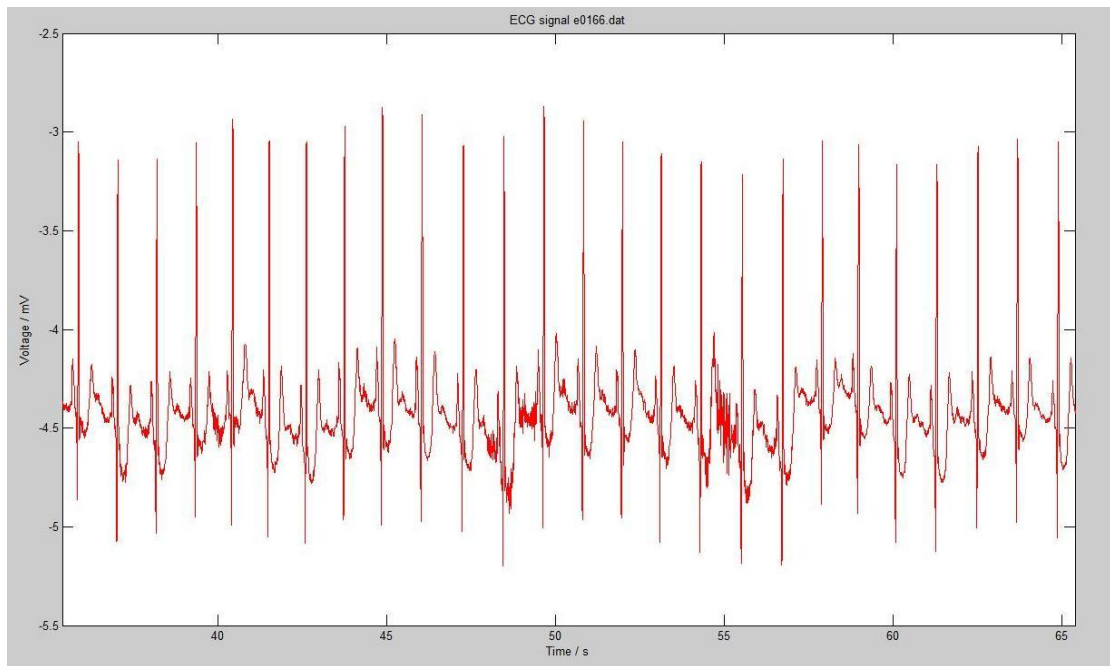
Το καρδιογράφημα αναγνωρίζεται από το MATLAB, ως δύο ξεχωριστούς πίνακες γραμμές μήκους 30.000 θέσεων. Στον ένα πίνακα εκχωρούνται οι τιμές της τάσης σε mV και στον άλλο ο χρόνος σε sec. Κάθε πότε λαμβάνεται τιμή τάσης εξαρτάται από

τη συνολική διάρκεια του καρδιογραφήματος, καθώς οι συνολικές τιμές είναι πάντα 30.000. Έτσι, δεδομένου ότι τα περισσότερα διαθέσιμα καρδιογραφήματα είχαν διάρκεια 60 – 120s, το χρονικό βήμα κυμαίνεται από 2 – 4ms.



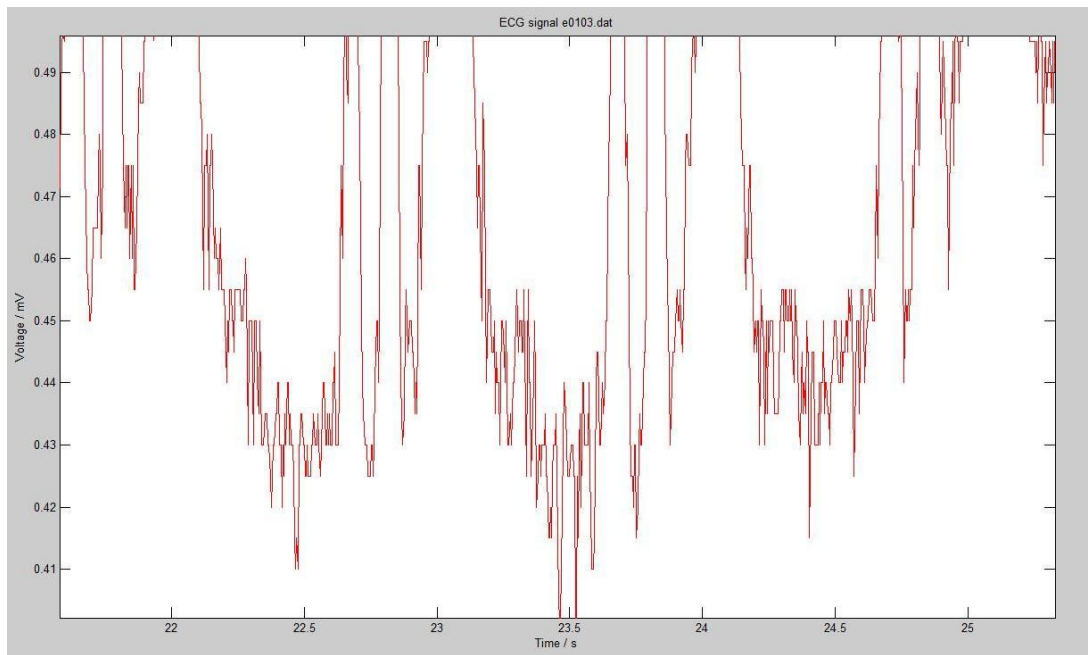
Εικόνα 6.36 Το καρδιογράφημα

Σημαντικό ρόλο επίσης, παίζει το γεγονός ότι υπάρχει σημαντική διαφορά στις τιμές της τάσης από καρδιογράφημα σε καρδιογράφημα. Αυτό σημαίνει ότι δεν υπάρχει κάποια τιμή η οποία να μπορεί να λειτουργήσει ως σημείο αναφοράς για όλες τις περιπτώσεις και συνεπώς δεν γίνεται ο εντοπισμός των ζητούμενων κορυφών να βασιστεί εκεί.



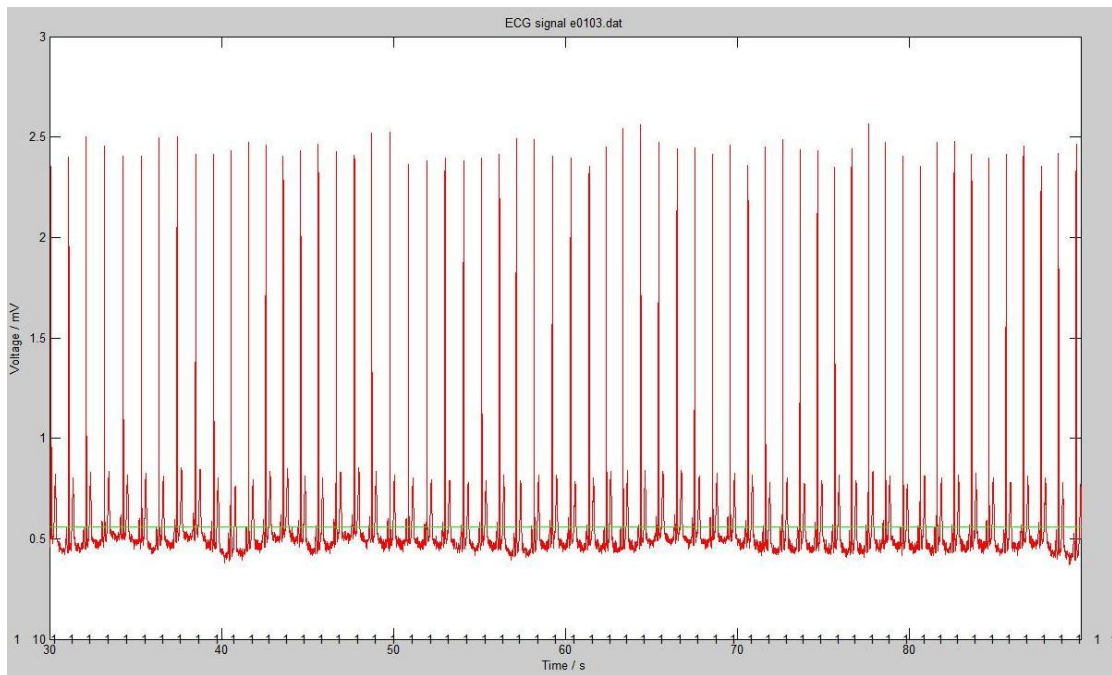
Εικόνα 6.37 Στην εικόνα 6.1 οι κορυφές R εμφανίζονται περίπου στα 2,5mV ενώ εδώ στα -3mV

Μια διαφορετική προσέγγιση θα βασιζόταν στην διακύμανση της τάσης ανεξαρτήτως τιμής. Διαδοχικές συγκρίσεις μεταξύ προηγούμενων και επόμενων τιμών, θα μπορούσε να καθορίσει την ύπαρξη κορυφής στο καρδιογράφημα. Όμως, ένα άλλο χαρακτηριστικό του σήματος καθιστά και αυτή τη μέθοδο ανέφικτη. Η τιμή της τάσης παρουσιάζει πολύ έντονη αυξομείωση σε κάθε χρονικό βήμα. Ακόμη και με στρωγγυλοποίηση ή συσχέτιση της κάθε τιμής με τις γειτονικές της, δεν γίνεται να εξομαλυνθεί το σήμα, χωρίς να αρχίσει να αλλοιώνεται ουσιαστικά το καρδιογράφημα.



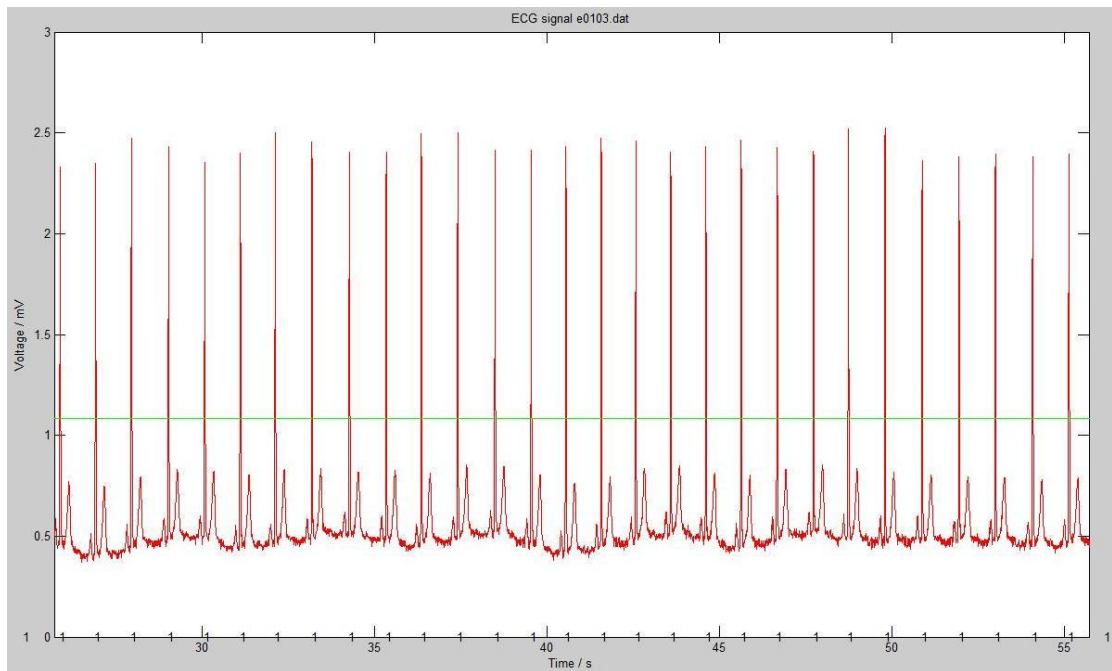
Εικόνα 6.38 Οι έντονες διακυμάνσεις της τάσης

Η παρατήρηση που οδηγεί στη λύση του προβλήματος είναι, ότι οι τιμές που αντιστοιχούν σε κορυφές αποτελούν πολύ μικρό ποσοστό του συνολικού πλήθους τιμών. Η κορυφή R καταλαμβάνει περίπου το 1% της διάρκειας του καρδιακού κύκλου με συνέπεια η μέση τιμή της τάσης για όλο το καρδιογράφημα να βρίσκεται πολύ κοντά στις τιμές εκτός κορυφών.

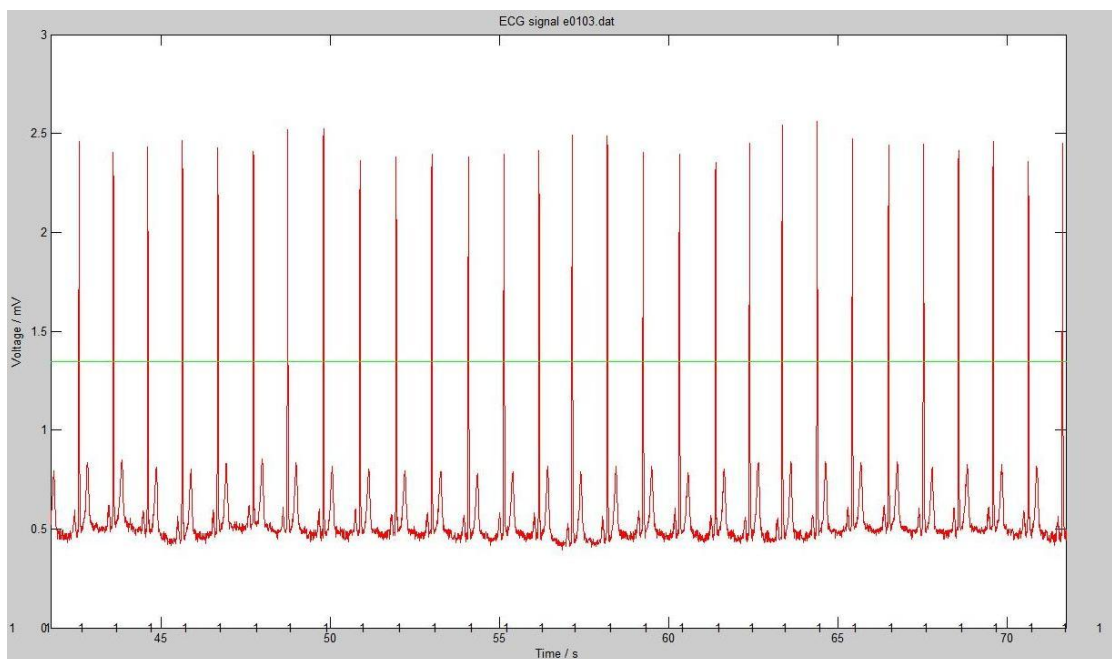


Εικόνα 6.39 Η πράσινη γραμμή είναι ο μέσος όρος όλων των τιμών

Η κατανομή των τιμών είναι τέτοια που θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι ακολουθεί την κανονική κατανομή. Οι κορυφές του R που ψάχνουμε θα αντιστοιχούν στις τιμές που αποκλίνουν περισσότερο από το μέσο όρο. Έτσι, χρησιμοποιώντας το μέγεθος της τυπικής απόκλισης και συσχετίζοντάς το με το μέσο όρο, απομονώνονται απ' ευθείας οι κορυφές. Για το φυσιολογικό καρδιογράφημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί εξίσου καλά τόσο το διάστημα $\mu + 2\sigma$, όσο και το $\mu + 3\sigma$. Η επιλογή διαστήματος αποτελεί και τρόπο ελέγχου του πλήθους των τιμών που θα αποκοπούν, με το μικρότερο διάστημα να δίνει τις περισσότερες τιμές και αντίστροφα.



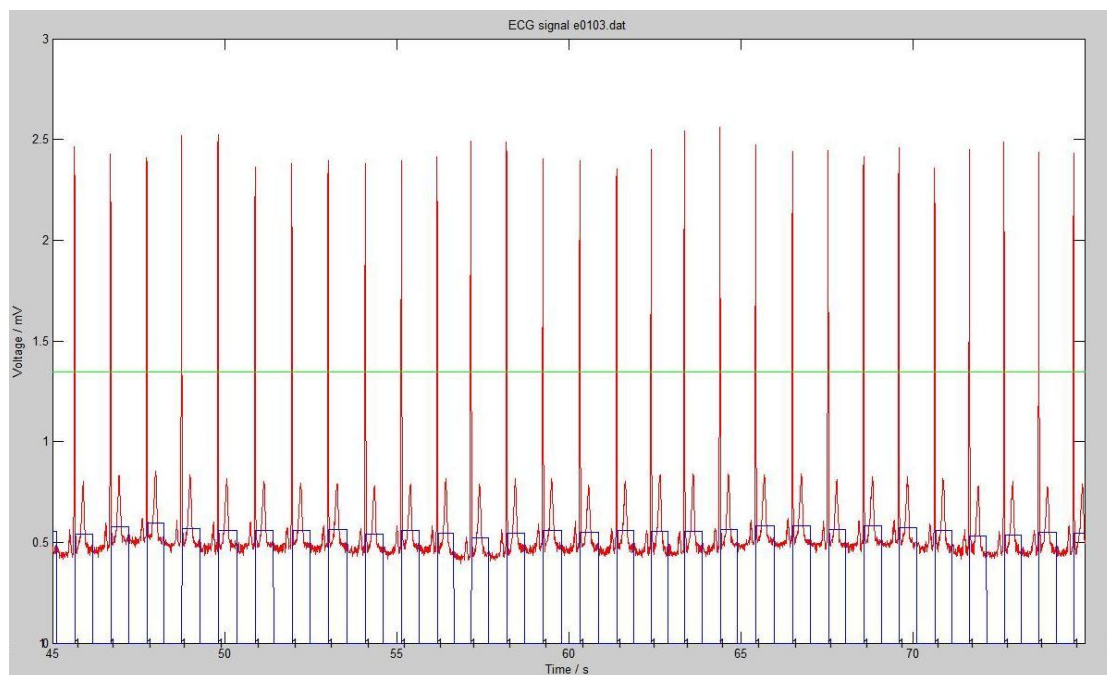
Εικόνα 6.40 Η πράσινη γραμμή στην τιμή $\mu + 2\sigma$



Εικόνα 6.41 Η πράσινη γραμμή στην τιμή $\mu + 3\sigma$

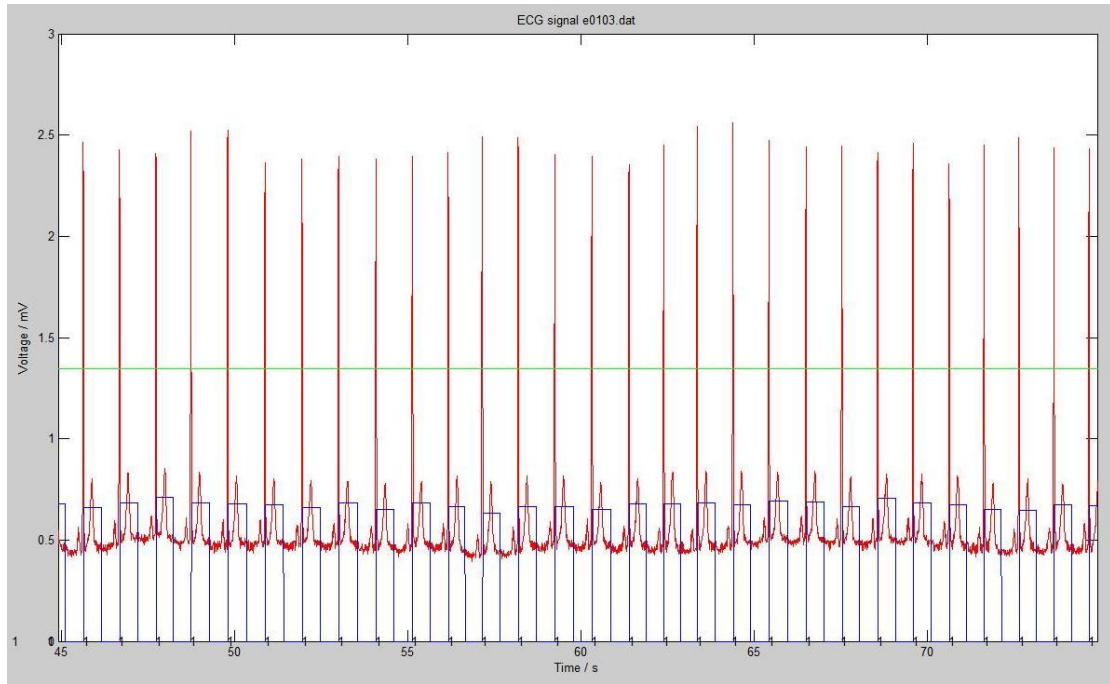
Σε περιπτώσεις μη φυσιολογικής καρδιάς είναι πιθανό να πρέπει να επιλεγεί το διάστημα κατόπιν παρατήρησης της περίπτωσης. Αυτό όπως θα παρουσιαστεί παρακάτω είναι πολύ απλό και απαιτεί ελάχιστο χρόνο.

Επόμενος στόχος είναι να απομονωθούν και οι κορυφές T. Η διαδικασία γι αυτές θα βασιστεί στις ήδη εντοπισμένες R. Αυτή τη φορά, η παρατήρηση εστιάζεται ξεχωριστά σε κάθε διάστημα R – R. Μέσα λοιπόν στο διάστημα αυτό η πλειοψηφία των τιμών είναι και πάλι κοντά στο μέσο όρο, αλλά με μία διαφορά. Δε γίνεται να χρησιμοποιηθεί ένας καθολικός μέσος όρος για όλο το καρδιογράφημα, διότι οι κορυφές T είναι λιγότερο έντονες και η μικρή διακύμανση της βάσης του καρδιογραφήματος, επηρεάζει σημαντικά το αποτέλεσμα. Η λύση δίνεται με τον υπολογισμό του μέσου όρου των τιμών εσωτερικά του κάθε R – R ξεχωριστά.



Εικόνα 6.42 Η μπλε γραμμή δείχνει το μέσο όρο των τιμών μέσα στα διαστήματα R-R

Στη συνέχεια χρησιμοποιείται και πάλι η τυπική απόκλιση. Δεδομένου ότι οι κορυφές εσωτερικά του R – R είναι δύο, η T και η P, αλλά πρέπει να εντοπιστεί μόνο η πρώτη, η διαδικασία πραγματοποιείται για το πρώτο μισό του R – R αφού εκεί δεν υπάρχει περίπτωση να εμφανιστεί P και επίσης πάντοτε εμφανίζεται το T. Το διάστημα που λειτουργεί καλύτερα εδώ είναι το $\mu + \sigma$, διότι όπως αναφέρθηκε και πριν το T παρουσιάζει λιγότερο έντονες κορυφές.



Εικόνα 6.43 Η πράσινη γραμμή στο $\mu+3\sigma$ και η μπλε στο $\mu+\sigma$ του κάθε διαστήματος R-R.

6.4. Το Πρόγραμμα στο MATLAB

Το καρδιογράφημα εισάγεται στο MATLAB, από μια τριάδα αρχείων τα οποία τελικά δίνουν τη ψηφιακή του μορφή. Στη συνέχεια, ο κώδικας εφαρμόζει τη μέθοδο που αναφέρθηκε προηγουμένως και παράλληλα χαρακτηρίζει κάθε τιμή του καρδιογραφήματος, σχετικά με το αν πρόκειται για τιμή που ανήκει σε διάστημα τελοσυστολής, τελοδιαστολής ή τίποτα από τα δύο. Ακολουθεί αναλυτικά ο κώδικας και η περιγραφή του:

```
M(:,5) = zeros (length(M(1)));
mean_value = mean (M(:,1));
standar_dev = std (M(:,1));
tmimal=1/2;
tmima2=1/2;
stdR =3;
stdT =1;
v_index =1;
RR =[];
M(:,4) = mean_value +(standar_dev)* stdR;

for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,1)>M(j,4) ;
        M(j,5)=1 ;
    else M(j,5)=0 ;
    end;
```

```

end;

for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,5)==1;
        RR=[];
        v_index=1;
    else
        RR(v_index,1)= M(j,1);
        v_index= v_index+1;
    end;
    if j<length(M(:,1))-1;
        if M(j,5)==0 && M(j+1,5)==1;
            for i=1:length(RR(:,1));
                if i> round (length(RR(:,1))*(tmima1))
                    M(j-i+1,7) = mean (RR(1:length(RR(:,1)) *
                    (tmima2),1)) +
                    (stdT)* std (RR(1:length(RR(:,1)) *
                    (tmima2),1)) ;
                else
                    M(j-i+1,7)=0;
                end;
            end;
        end;
    end;
end;

for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,1)>M(j,7)&& M(j,5)==0 && M(j,7)~=0
        M(j,5)=2 ;
    end;
end;

for j = 2: length(M(:,1));
    if M(j-1,5)==1 && M(j,5)==2
        M(j,5)=1;
    end;
end;

```

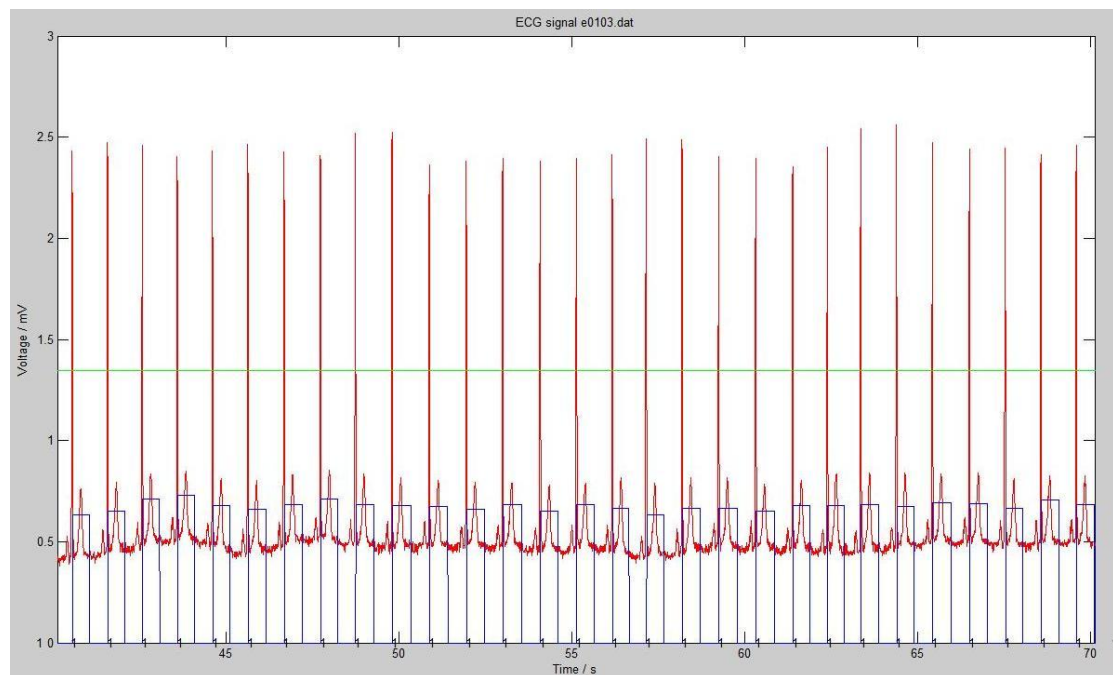
Αρχικά ορίζονται οι μεταβλητές και οι πίνακες που χρησιμοποιούνται. Ιδιαίτερη σημασία έχουν οι μεταβλητές `stdR`, `stdT`, `tmima1` και `tmima2` αφού δίνουν τη δυνατότητα στο χρήστη να αλλάξει τις βασικές παραμέτρους της μεθόδου. Συγκεκριμένα, η `stdR` ορίζει τον πολλαπλασιαστή της τυπικής απόκλισης για τις κορυφές R, η `stdT` τον αντίστοιχο πολλαπλασιαστή για τις T, η `tmima1` το κομμάτι του διαστήματος R – R στο οποίο περιορίζεται ο εντοπισμός του T και η `tmima2` το κομμάτι του διαστήματος R – R για το οποίο υπολογίζονται ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση.

Στον πρώτο βρόχο *for* γίνεται ο εντοπισμός των κορυφών R και ο χαρακτηρισμός τους ως διαστημάτων τελοδιαστολής. Στον δεύτερο βρόχο *for* γίνεται ο εντοπισμός των κορυφών T, ενώ στον τρίτο ο χαρακτηρισμός τους ως διαστημάτων τελοσυστολής. Ο τέταρτος βρόχος *for* διορθώνει μια ατέλεια στις τιμές.

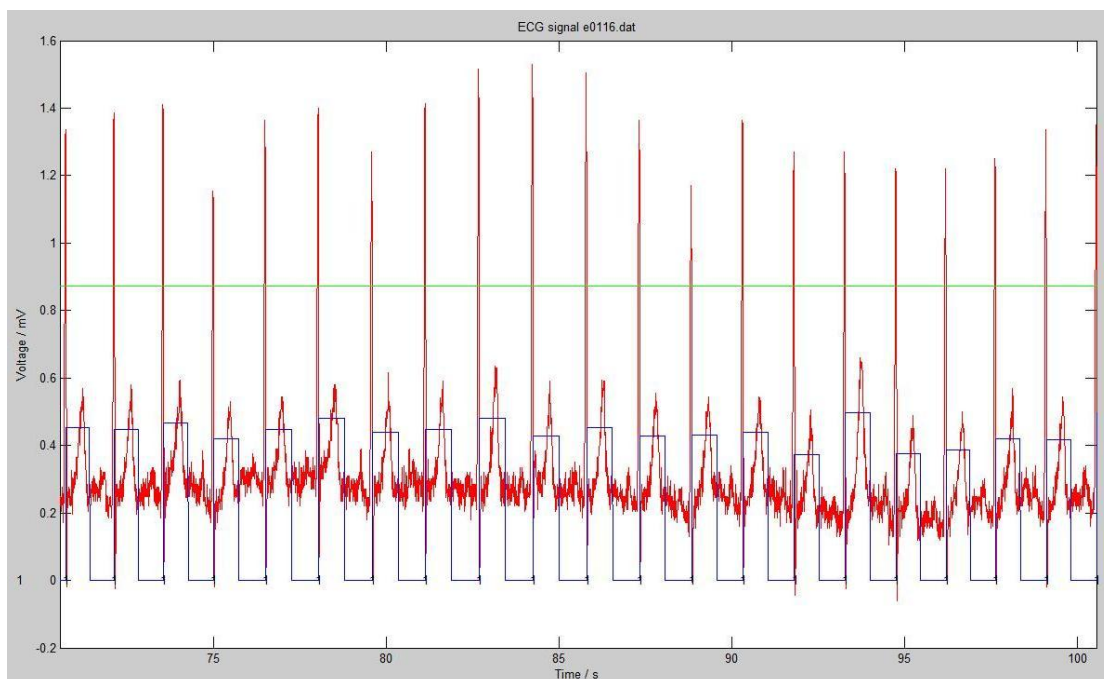
Οι τιμές της τάσης του καρδιογραφήματος είναι αποθηκευμένες στην πρώτη στήλη του πίνακα M. Τελικά, στην πέμπτη στήλη του πίνακα M, αποθηκεύεται όλη πληροφορία σχετικά με το τι συμβαίνει στην κάθε στιγμή του καρδιογραφήματος. Έτσι, όσες τιμές έχουν δείκτη 1 αντιστοιχούν σε διάστημα τελοδιαστολής και όσες έχουν δείκτη 2 σε διάστημα τελοσυστολής.

6.5. Παραδείγματα Εφαρμογής

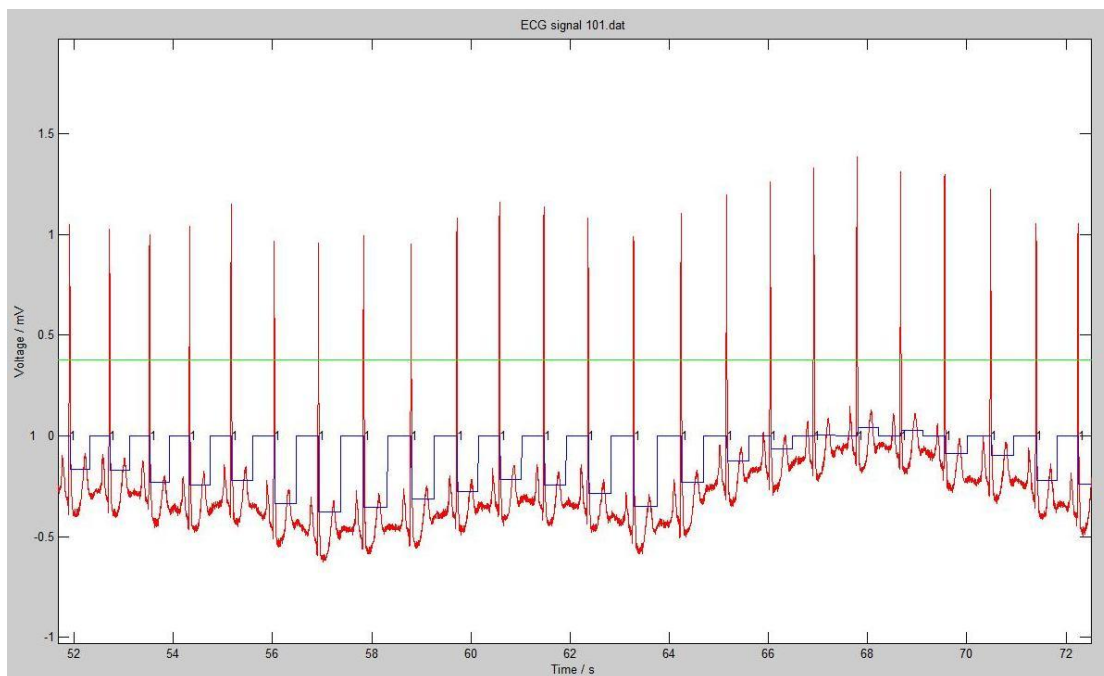
Ακολουθούν παραδείγματα όπου ο παραπάνω κώδικας εφαρμόζεται σε καρδιογραφήματα που προσεγγίζουν το φυσιολογικό αλλά και σε περιπτώσεις που παρουσιάζουν ανωμαλίες. Σε όλα τα διαγράμματα, οι τιμές τις τάσης που υπερβαίνουν την πράσινη γραμμή, καταγράφονται ως διαστήματα τελοδιαστολής, ενώ αυτές που υπερβαίνουν την μπλε, ως διαστήματα τελοσυστολής.



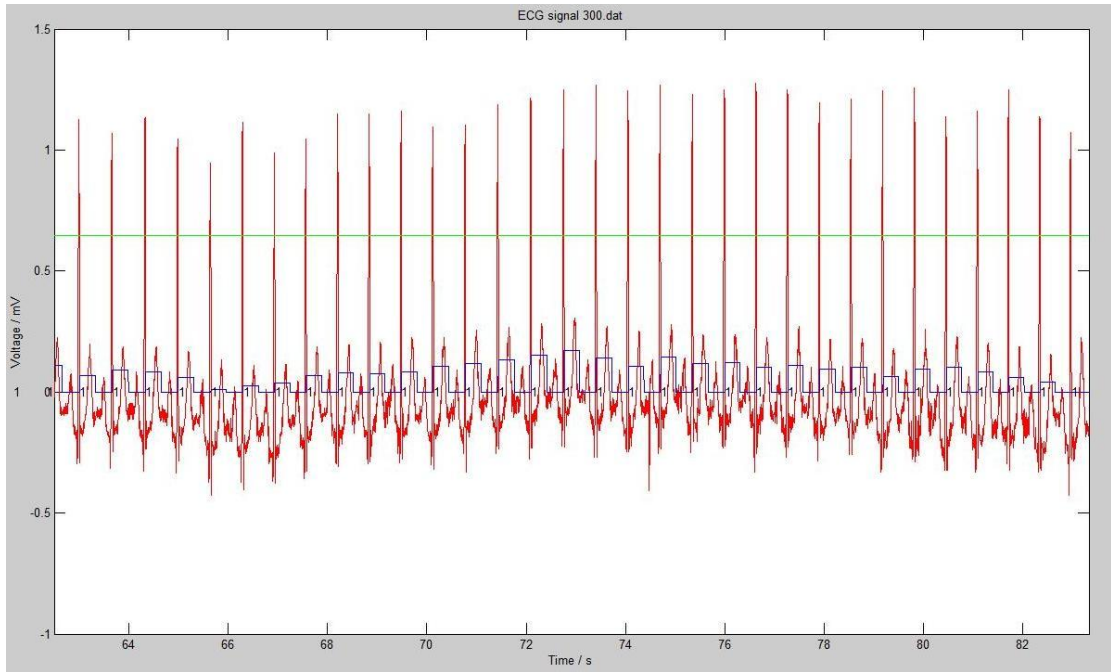
Εικόνα 6.44 Μια αρκετά απλή περίπτωση όπου οι κορυφές R και T ξεχωρίζουν εύκολα.



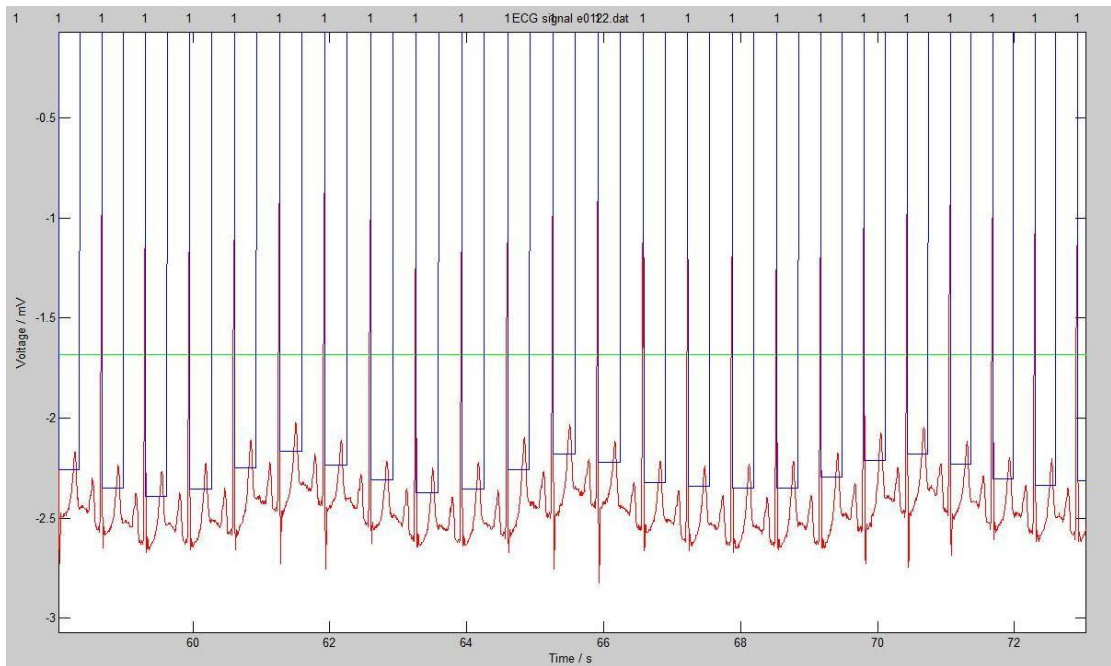
Εικόνα 6.45 Η έντονη διακύμανση της τάσης ανάμεσα στις κορυφές δεν επηρεάζει το αποτέλεσμα.



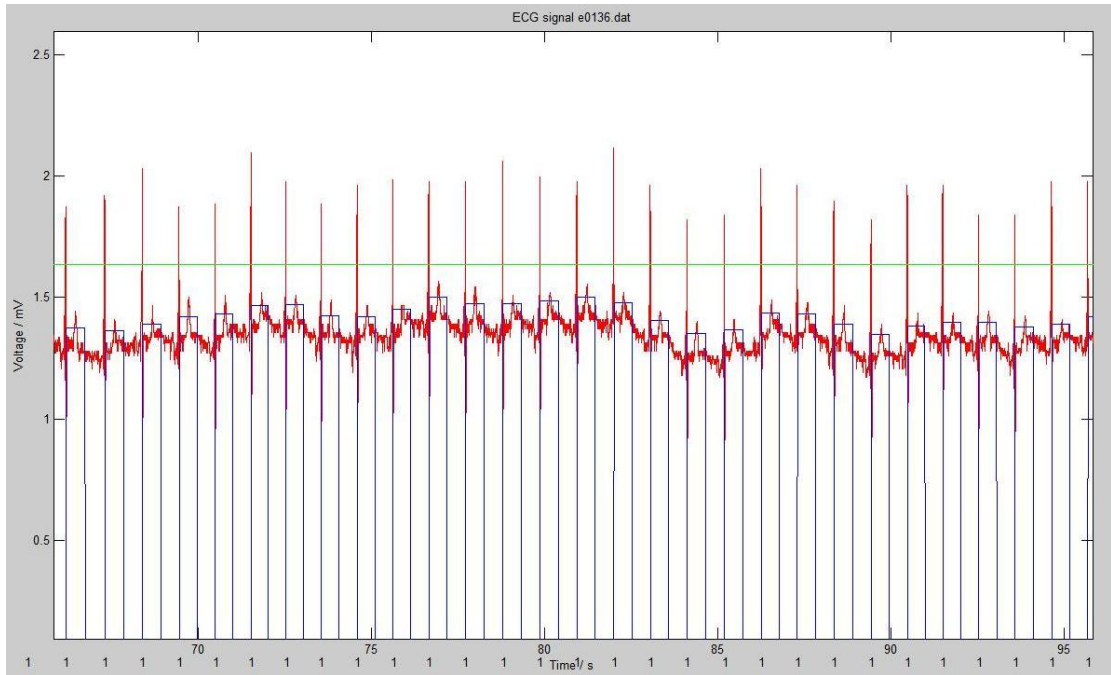
Εικόνα 6.46 Εδώ φαίνεται ότι παρά τη μεταβολή της τάσης που εμφανίζεται η κορυφή T, το αποτέλεσμα δεν επηρεάζεται.



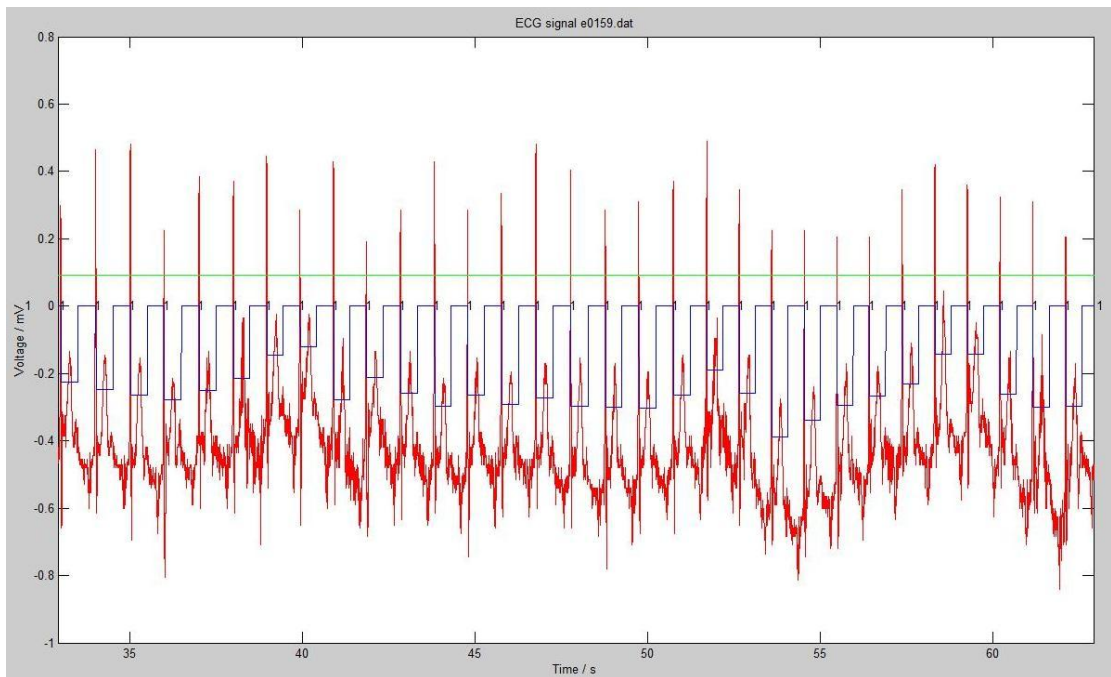
Εικόνα 6.47 Στα διαστήματα μεταξύ των κορυφών R εμφανίζονται αρνητικές κορυφές οι οποίες όμως δεν αλλάζουν το αποτέλεσμα.



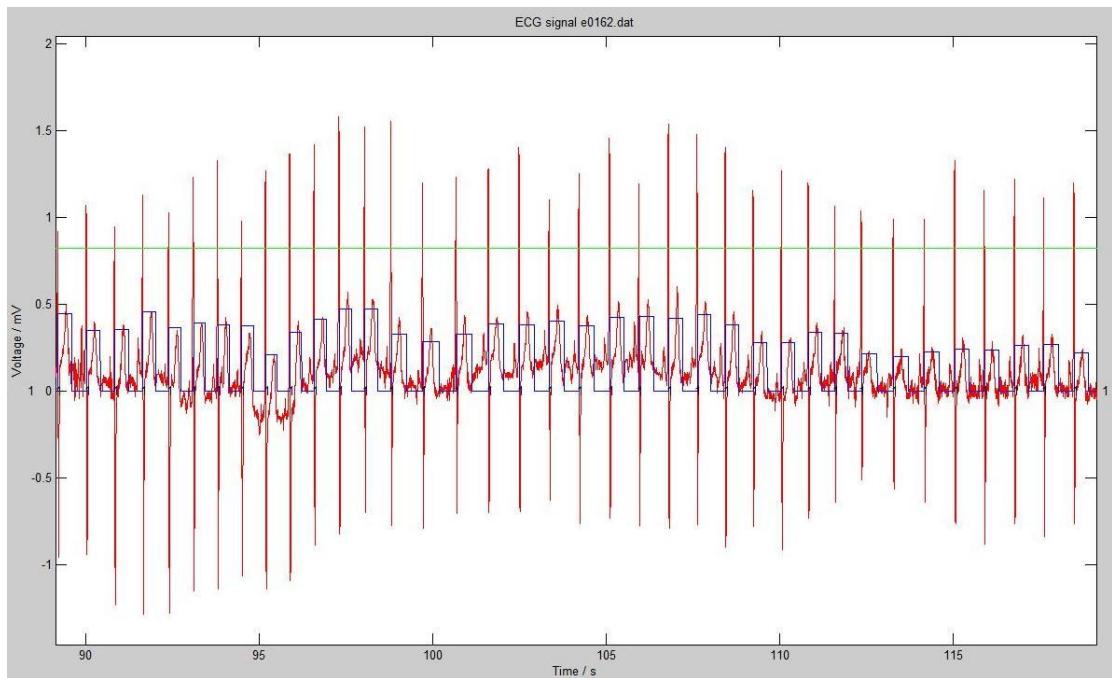
Εικόνα 6.48 Η κορυφή P γίνεται έντονη και σε τέτοιες περιπτώσεις φαίνεται ο λόγος που λαμβάνεται υπ' όψιν μόνο το πρώτο μισό του διαστήματος R-R.



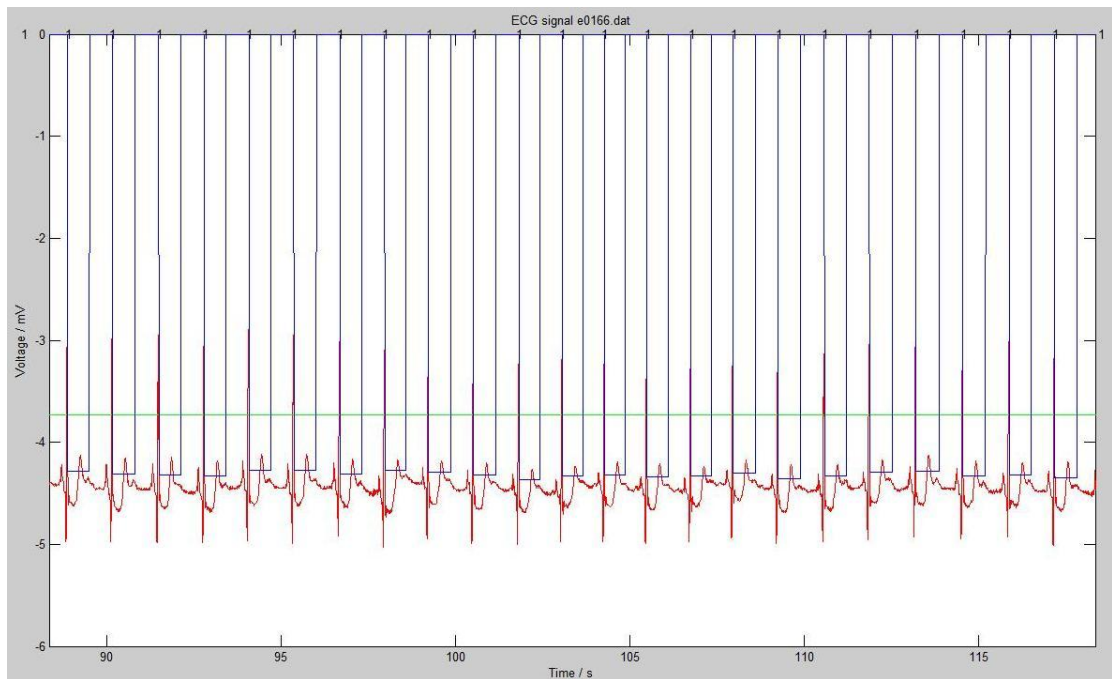
Εικόνα 6.49 Εδώ εντοπίζεται η κορυφή T, παρά το πολύ μικρό της πλάτος.



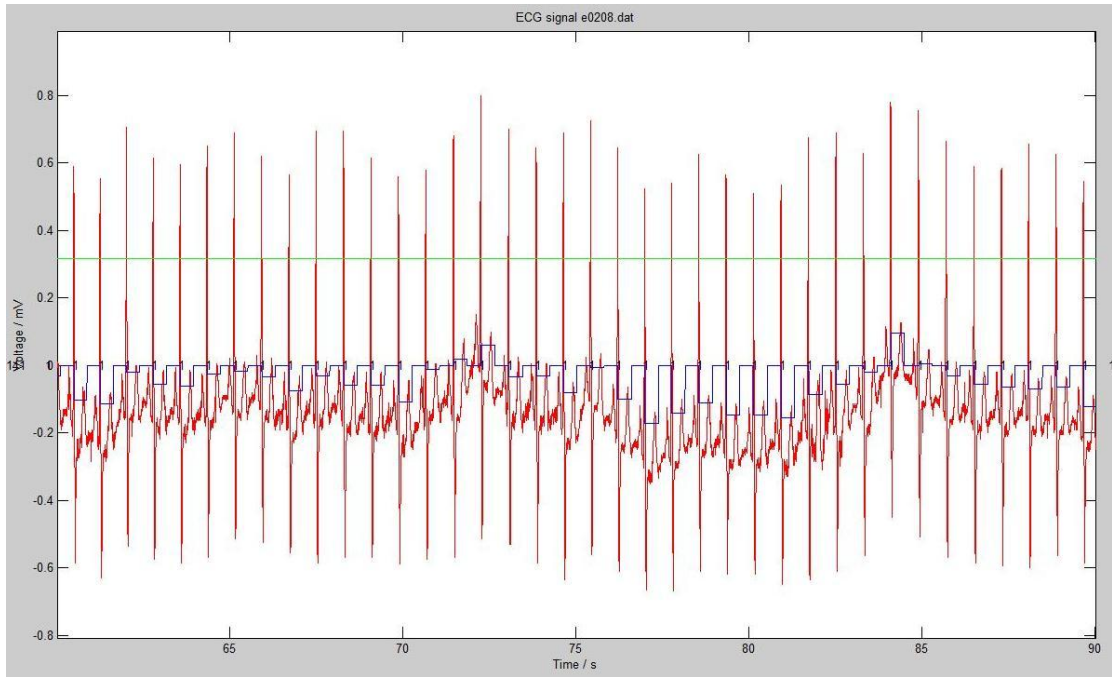
Εικόνα 6.50 Έντονες διακυμάνσεις και αρνητική κορυφή P η οποία όμως δε λαμβάνεται υπ' όψιν και δεν αλλοιώνει το αποτέλεσμα.



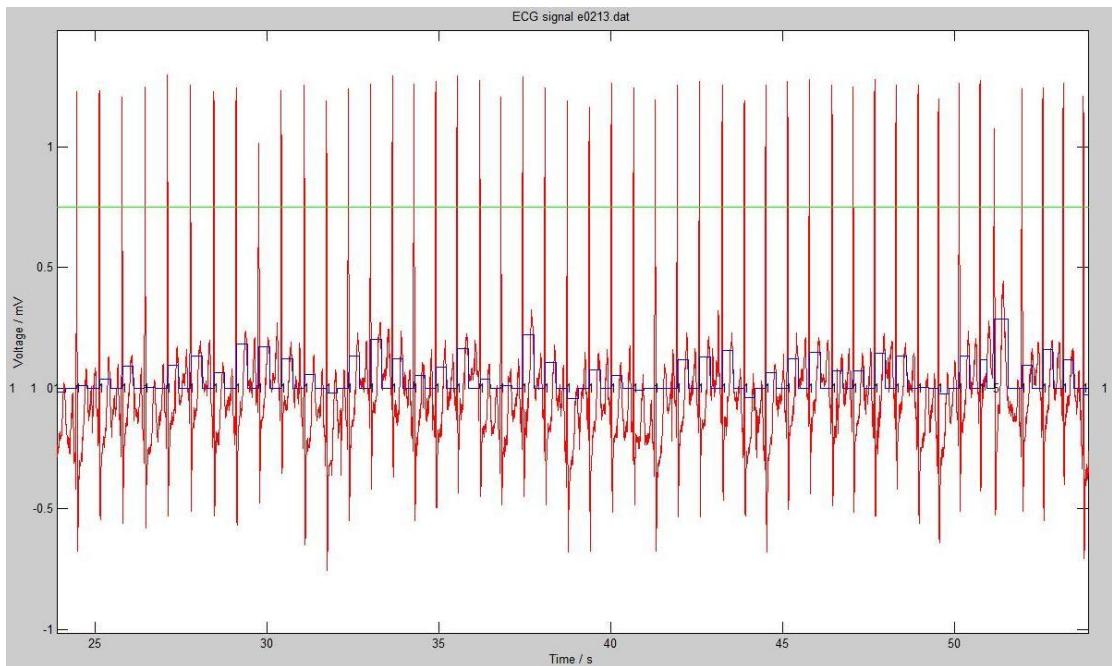
Εικόνα 6.51 Σύμπλεγμα QRS συμμετρικό πάνω και κάτω από το καρδιογράφημα, που εντοπίζεται όμως επαρκώς.



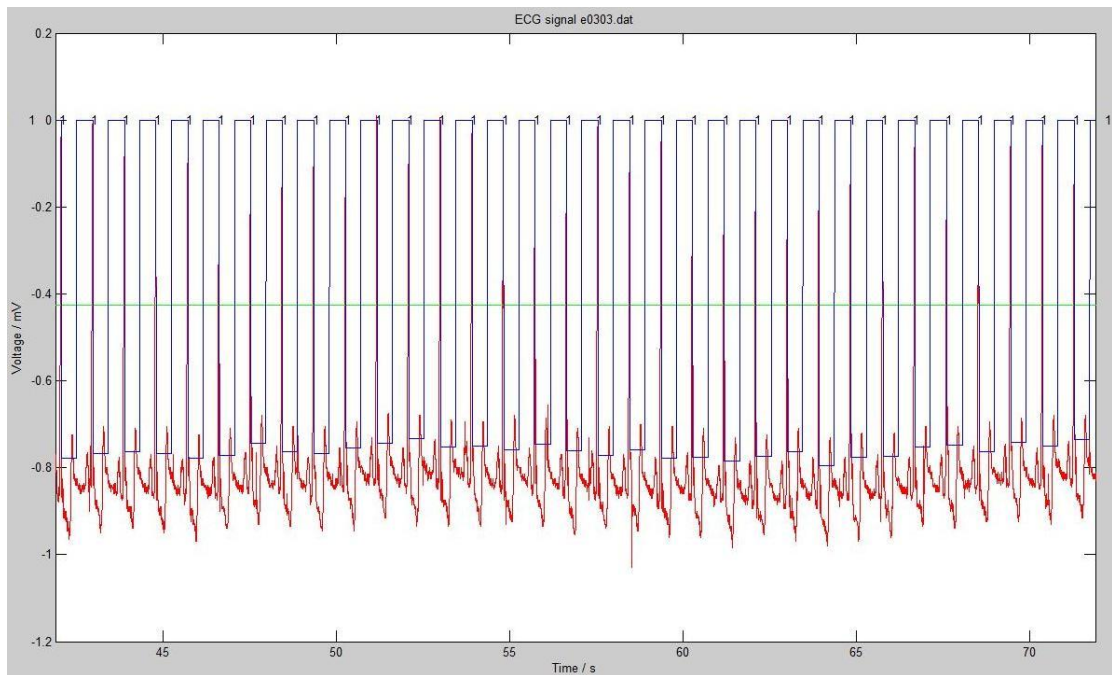
Εικόνα 6.52 Εδώ εντοπίζονται κορυφές T πολύ μικρού πλάτους.



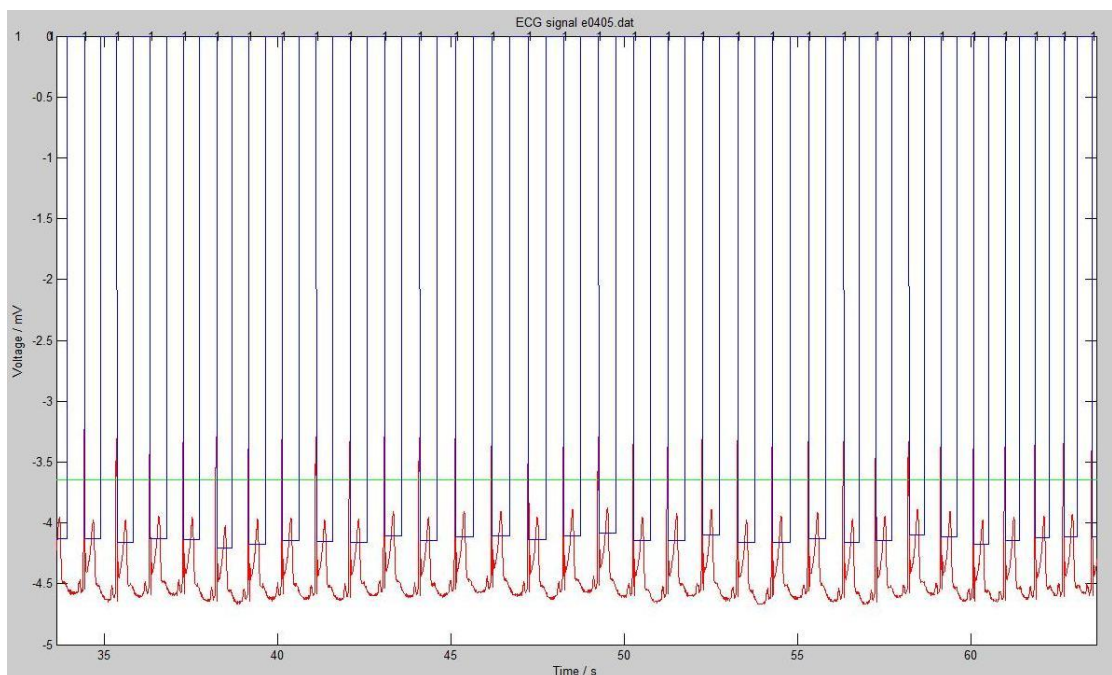
Εικόνα 6.53 Οι κορυφές P εμφανίζονται με υψηλότερη τάση από τις αντίστοιχες T, ο καθορισμός όμως του επιθυμητού τμήματος διατηρεί το αποτέλεσμα σωστό.



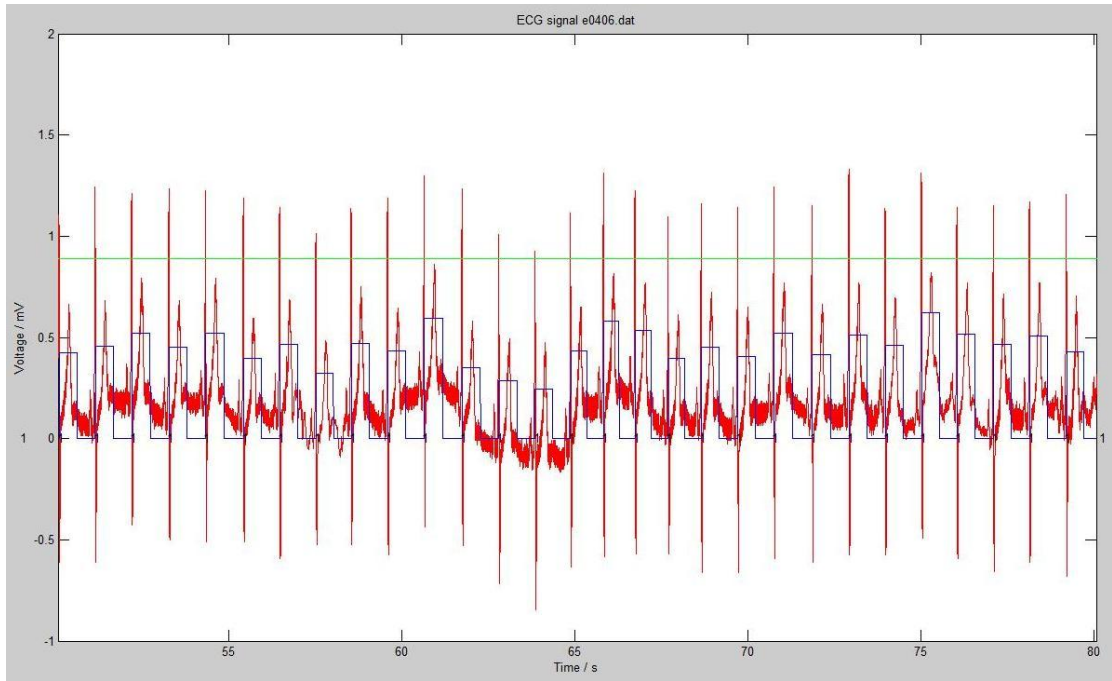
Εικόνα 6.54 Καρδιογράφημα με έντονες μεταβολές στο χρόνο. Καταγράφονται σωστά όλα τα διαστήματα.



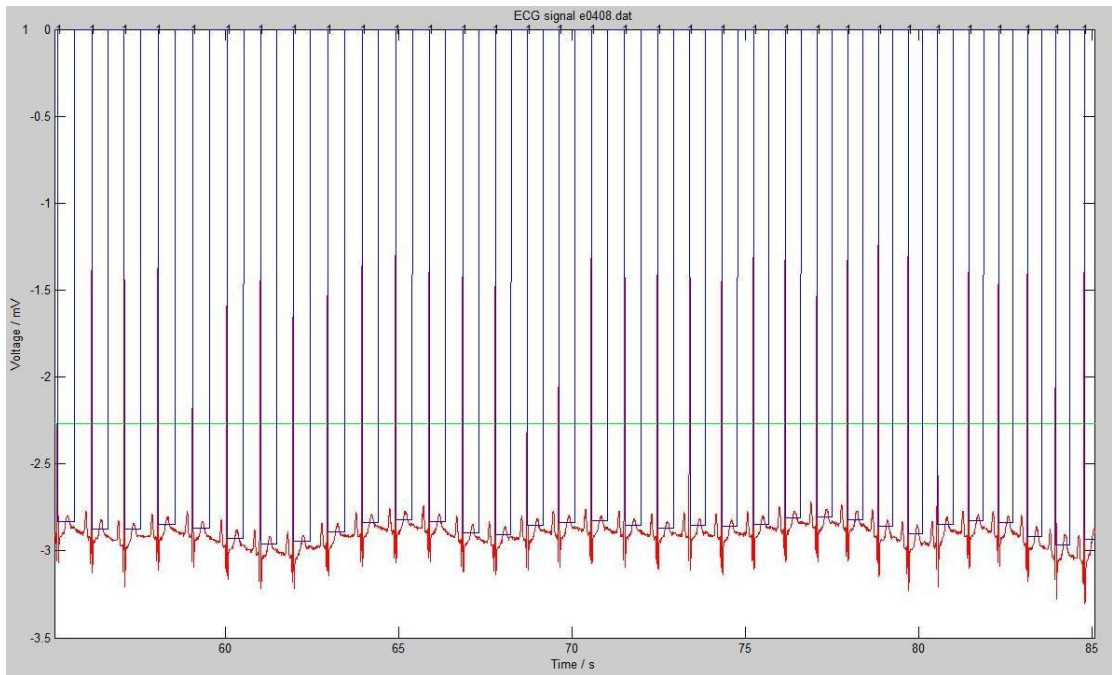
Εικόνα 6.55 Εδώ παρατηρείται αυξημένης διάρκειας αρνητική τάση μετά το QRS. Το αποτέλεσμα είναι σωστό.



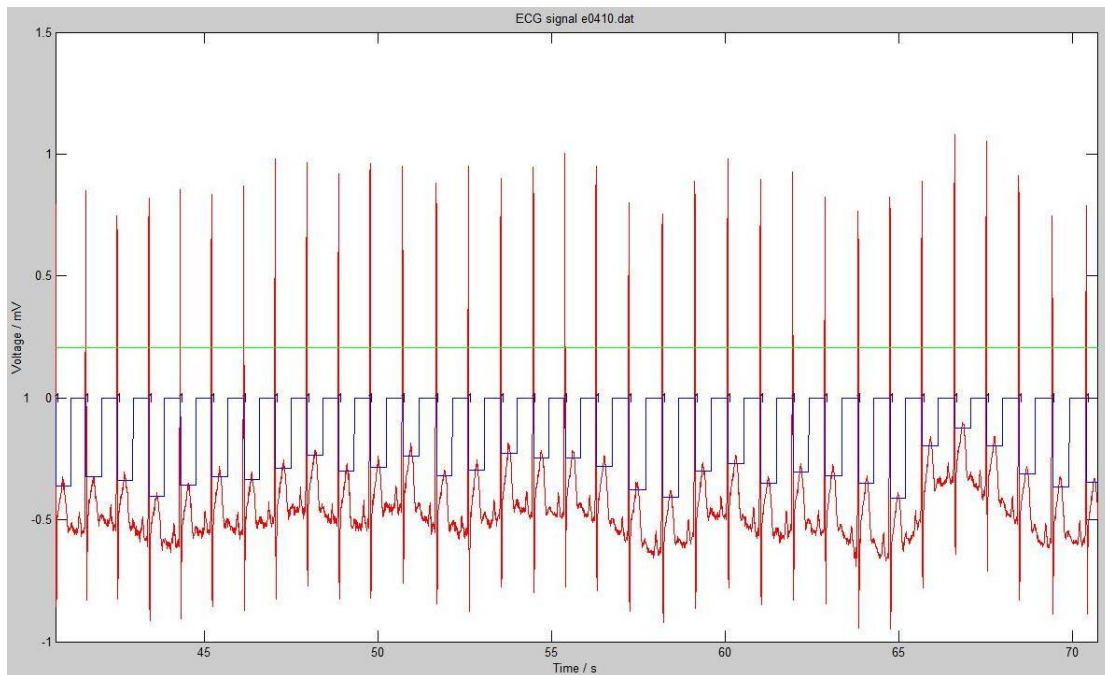
Εικόνα 6.56 Η κορυφή T εντοπίζεται πολύ κοντά στο R.



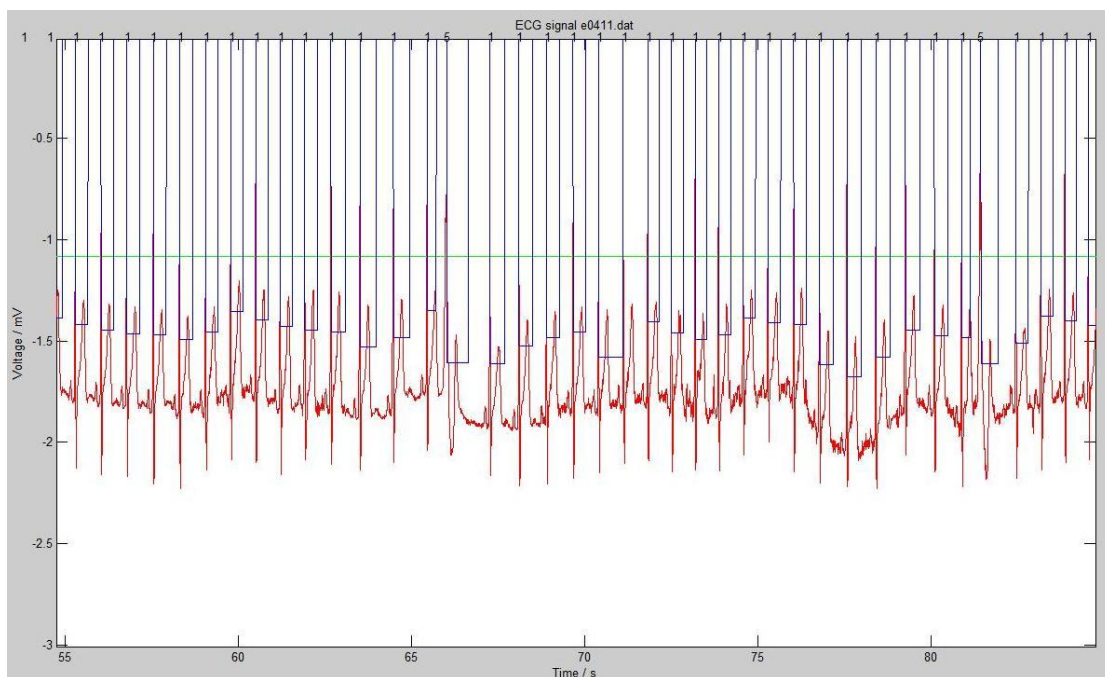
Εικόνα 6.57 Πολύ έντονη διακύμανση στην τάση που δεν επηρεάζει καθόλου το αποτέλεσμα.



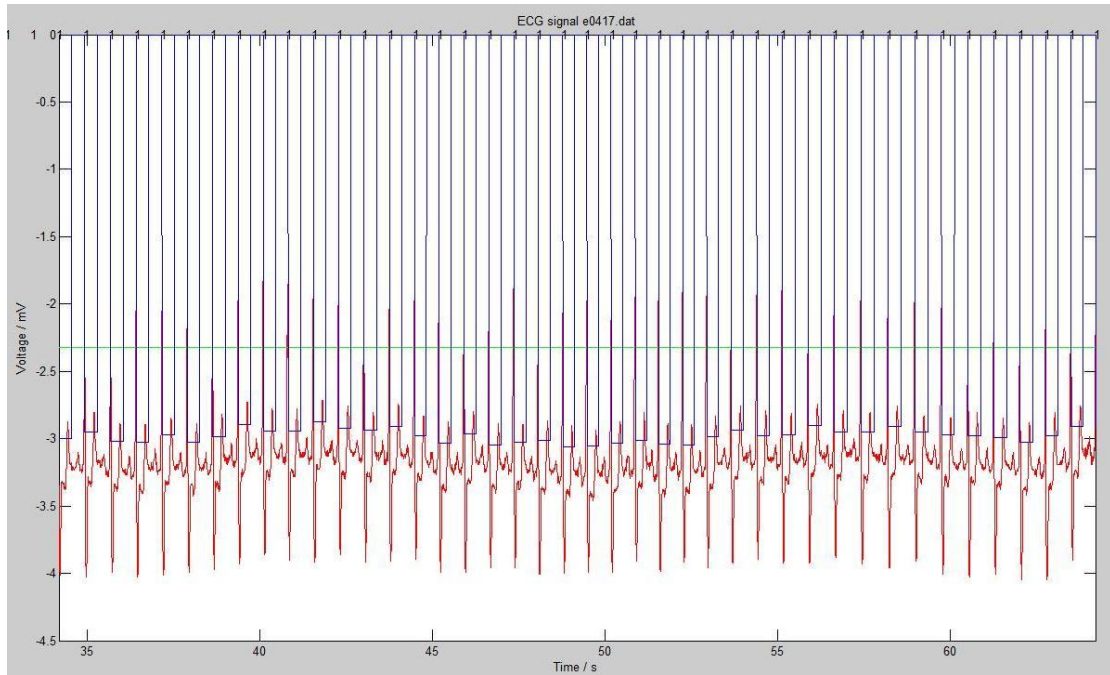
Εικόνα 6.58 Πάρα πολύ ασθενές T το οποίο έστω και οριακά εντοπίζεται.



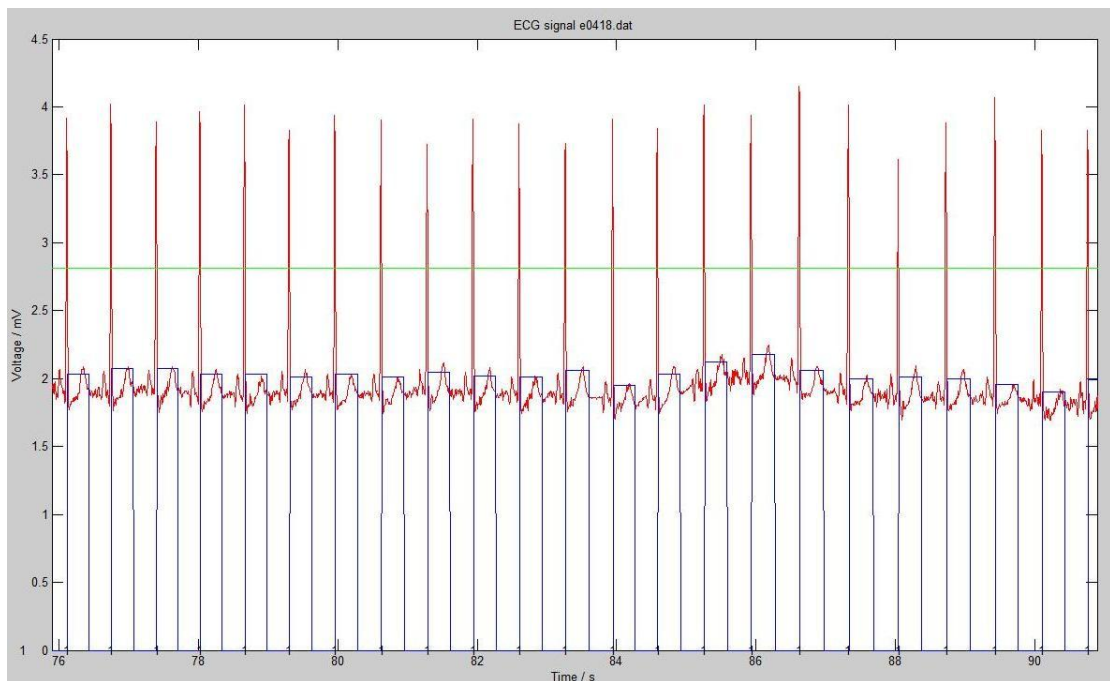
Εικόνα 6.59 Εδώ οι κορυφές T εντοπίζονται οριακά. Σε περιπτώσεις σαν αυτή ο χρήστης του προγράμματος μπορεί να μειώσει την τιμή της μεταβλητής *stdT* και περιλάβει με αυτό τον τρόπο περισσότερες τιμές στο διάστημα τελοσυστολής.



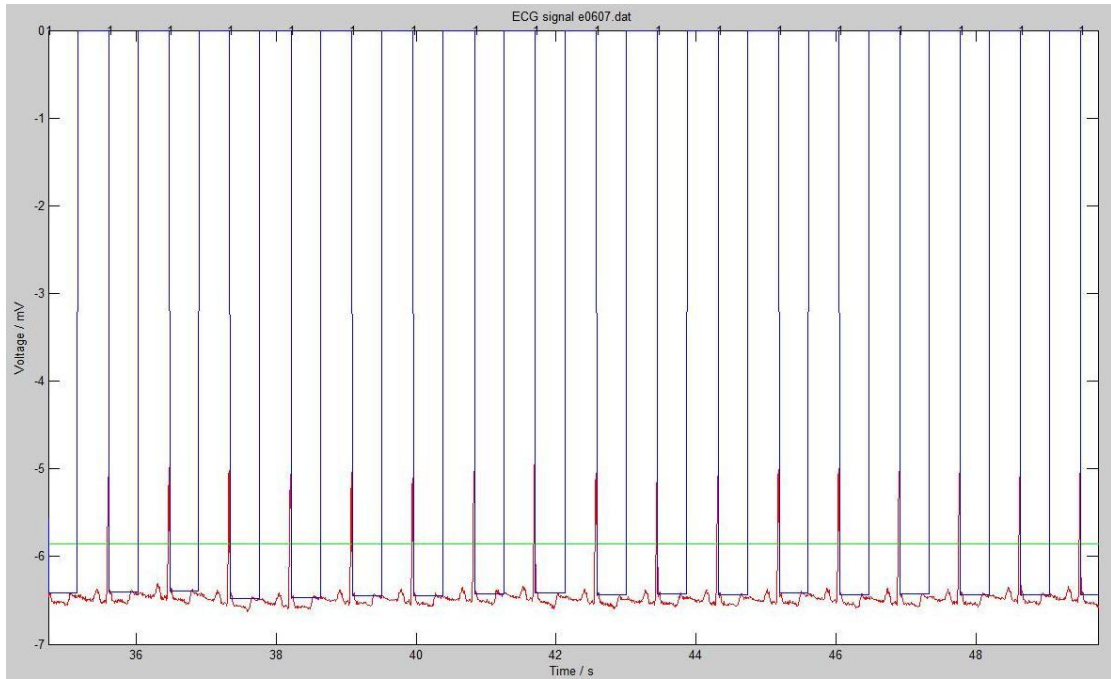
Εικόνα 6.60 Έντονη διαταραχή στο διάστημα 65 – 70sec η οποία όμως δεν αλλάζει καθόλου το αποτέλεσμα.



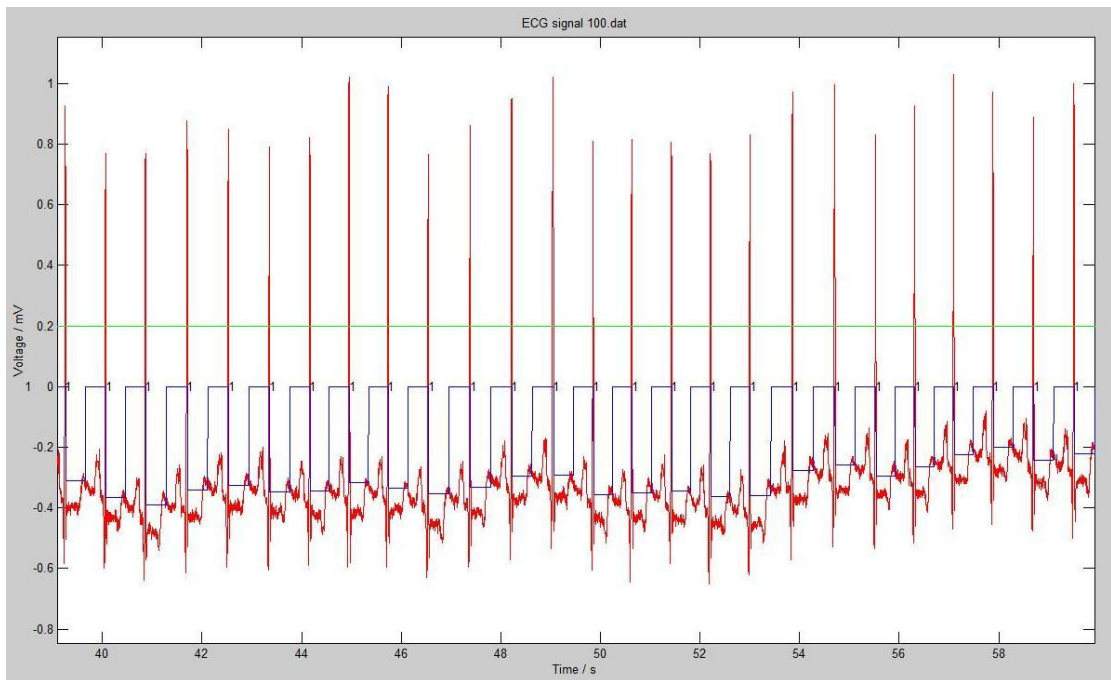
Εικόνα 6.61 Η ιδιαιτερότητα του συμπλέγματος QRS κάνει τον εντοπισμό του δύσκολο αλλά έστω και οριακά σωστό.



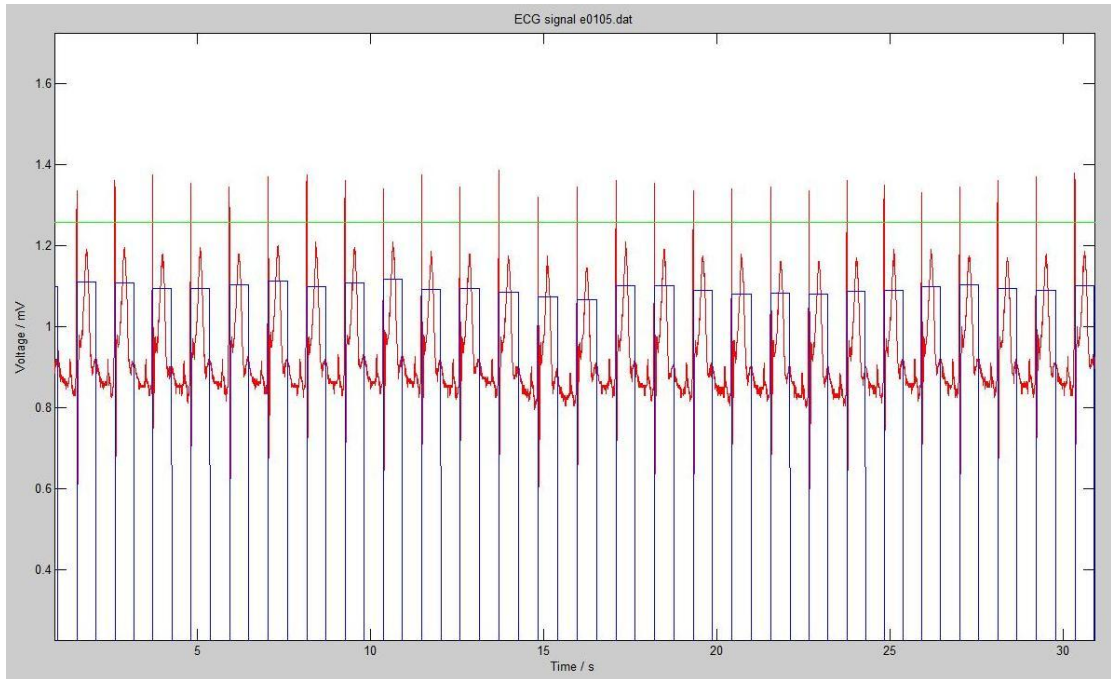
Εικόνα 6.62 Οριακός εντοπισμός της κορυφής T. Η μεταβολή (μείωση) της μεταβλητής stdT θα έδινε καλύτερο αποτέλεσμα.



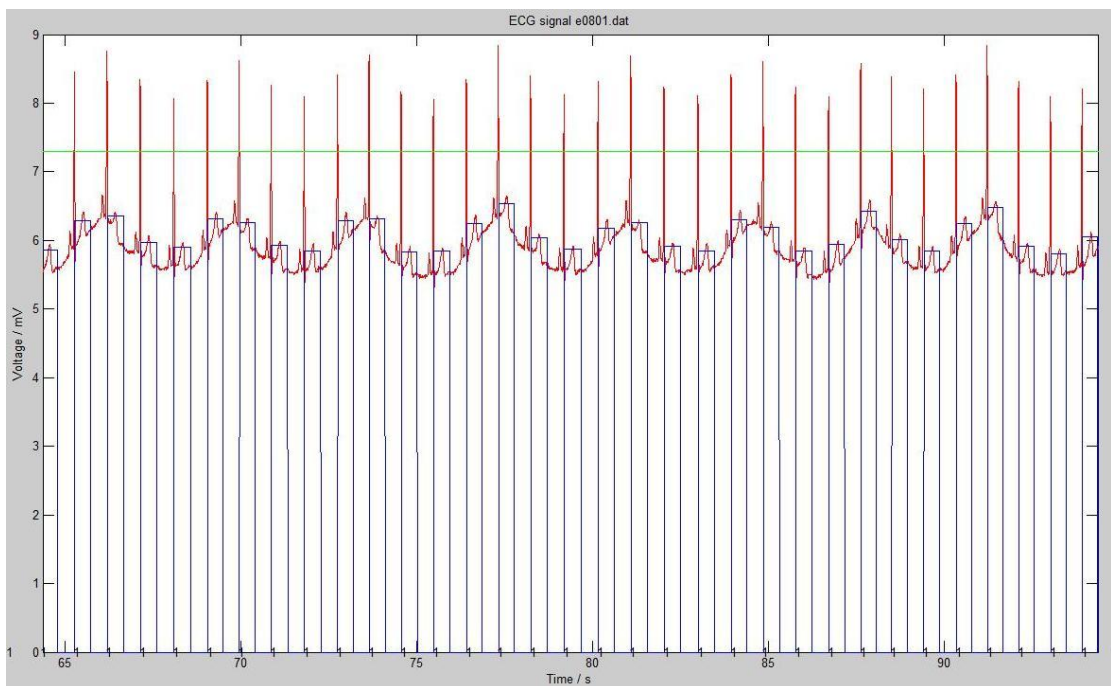
Εικόνα 6.63 Πολύ δύσκολη περίπτωση λόγω της ανεπαίσθητης κορυφής T. Εντοπίζονται κάποιες τιμές στο διαφανόμενο διάστημα τελοσυστολής.



Εικόνα 6.64 Εδώ και πάλι η τελοσυστολή δεν εντοπίζεται σαν κορυφή αλλά περισσότερο σαν σκαλοπάτι της τάσης.



Εικόνα 6.65 Η κορυφή T είναι πολύ έντονη προσεγγίζοντας τις τιμές τάσης των κορυφών R. Έστω και οριακά γίνεται σωστός διαχωρισμός.



Εικόνα 6.66 Ιδιαίτερη περίπτωση καρδιογραφήματος που αντιμετωπίζεται όμως πολύ καλά.

6.6. Ειδικές Περιπτώσεις

Εδώ θα παρουσιαστούν δύο παραλλαγές του αρχικού κώδικα, οι οποίες δίνουν τη δυνατότητα αντιμετώπισης καρδιογραφήματων που παρουσιάζουν συγκεκριμένες ιδιαιτερότητες. Η μια αφορά τα καρδιογραφήματα όπου η κορυφή T φτάνει ή και ξεπερνά τη μέγιστη τάση του συμπλέγματος QRS και η άλλη αυτά όπου το QRS εκδηλώνεται μονάχα προς τις αρνητικές τιμές της τάσης.

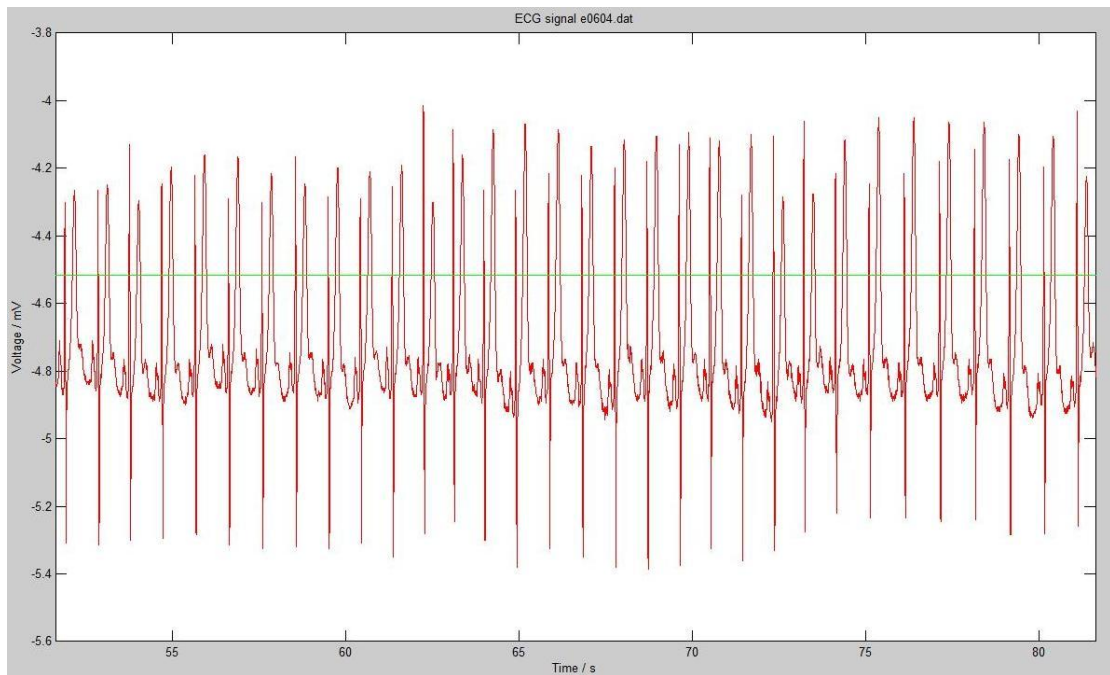
Η πρώτη αποτελεί πολύ απλή περίπτωση, αφού με ένα μόνο βρόχο *for* απομονώνονται και τα δύο ζητούμενα διαστήματα, χωρίς όμως να μπορεί να γίνει μεταξύ τους διαχωρισμός. Εδώ παρατίθεται ο κώδικας και παραδείγματα εφαρμογής του.

```
M(:,5) = zeros (length(M(1)));
mean_value =mean (M(:,1));
standar_dev = std (M(:,1));
stdR=1;
M(:,4) = mean_value +(standar_dev)*stdR;

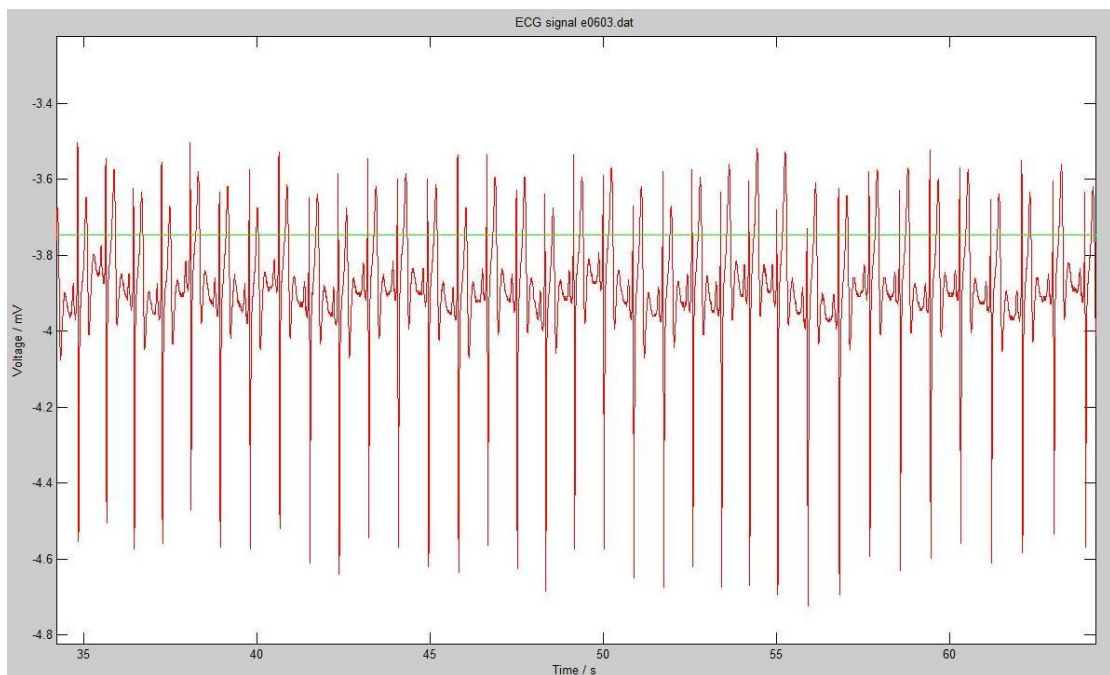
for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,1)>M(j,4) ;
        M(j,5)=1 ;
    else M(j,5)=0 ;

    end;
end;
```

Παραδείγματα:



Εικόνα 6.67 Η κορυφή Τ ξεπερνά εμφανώς την R. Τα διαστήματα εντοπίζονται απευθείας με μια συνθήκη.



Εικόνα 6.68 Καρδιογράφημα που θα μπορούσε να αντιμετωπιστεί και ως περίπτωση αρνητικού R. Εδώ πάντως ο εντοπισμός γίνεται σωστά.

Για τη δεύτερη περίπτωση, αρκεί η αλλαγή κάποιων σχεσιακών τελεστών και τα διαστήματα εντοπίζονται και διαχωρίζονται μεταξύ τους, όπως ακριβώς και στη γενική περίπτωση.

```

M(:,5) = zeros (length(M(1)));
mean_value = mean (M(:,1));
standar_dev = std (M(:,1));
tmimal= 1/2;
tmima2= 1/2;
stdR = 3;
stdT = 1;
v_index =1;
RR =[];
M(:,4) = mean_value -(standar_dev)*stdR;

for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,1)<M(j,4) ;
        M(j,5)=1 ;
    else M(j,5)=0 ;
    end;
end;

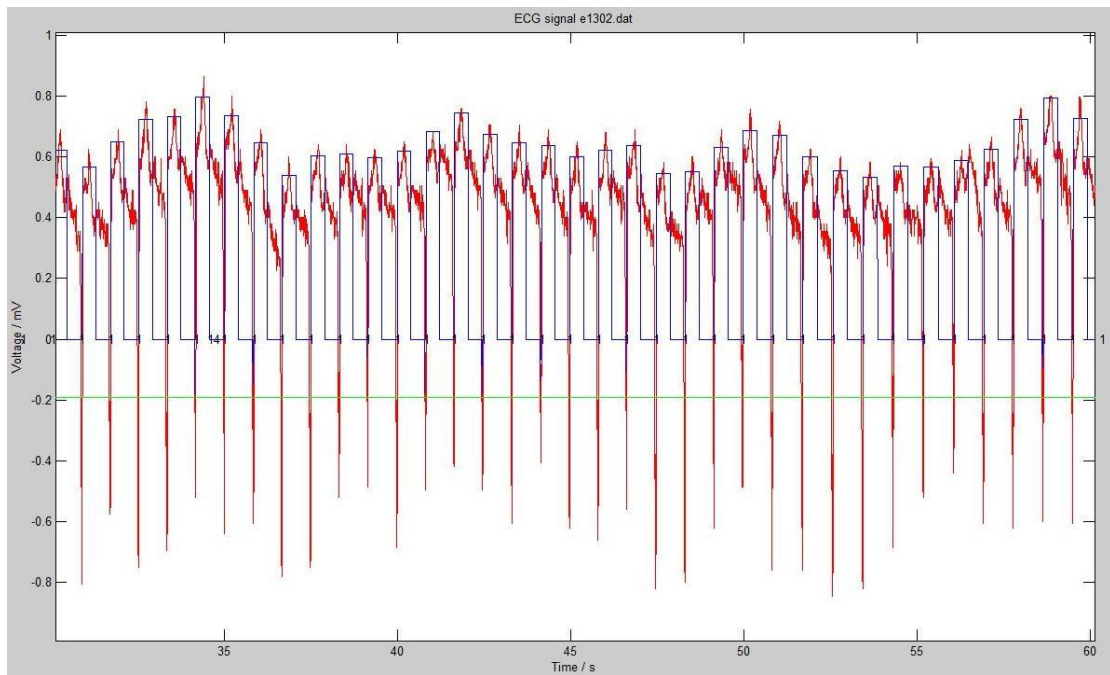
for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,5)==1;
        RR =[];
        v_index=1;
    else
        RR(v_index,1)= M(j,1);
        v_index= v_index+1;
    end;
    if j<length(M(:,1))-1;
        if M(j,5)==0 && M(j+1,5)==1;
            for i=1:length(RR(:,1));
                if i> round(length(RR(:,1))*(tmimal))
                    M(j-i+1,7)= mean
                    (RR(1:length(RR(:,1))*(tmima2),1))+(stdT)*st
                    d(RR(1:length(RR(:,1))*(tmima2),1)) ;
                else
                    M(j-i+1,7)=0;
                end;
            end;
        end;
    end;
end;

for j = 1: length(M(:,1));
    if M(j,1)>M(j,7) && M(j,5)==0 && M(j,7)~=0
        M(j,5)=2 ;
    end;
end;

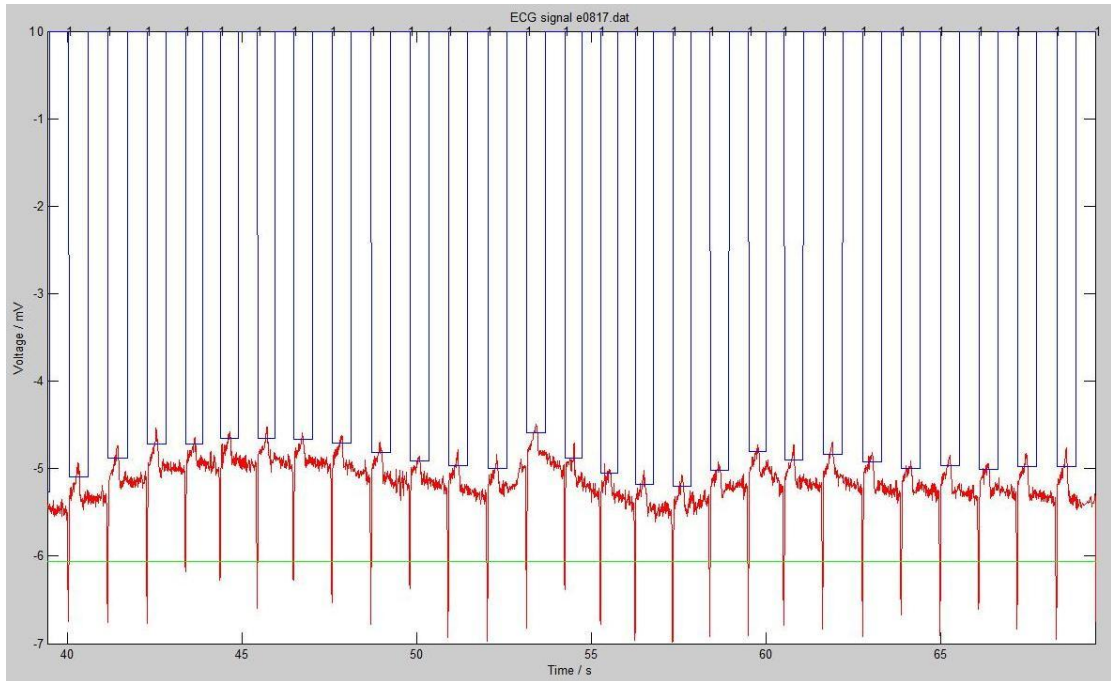
```

```
for j = 2: length(M(:,1));  
    if M(j-1,5)==1 && M(j,5)==2  
        M(j,5)=1;  
    end;  
end;
```

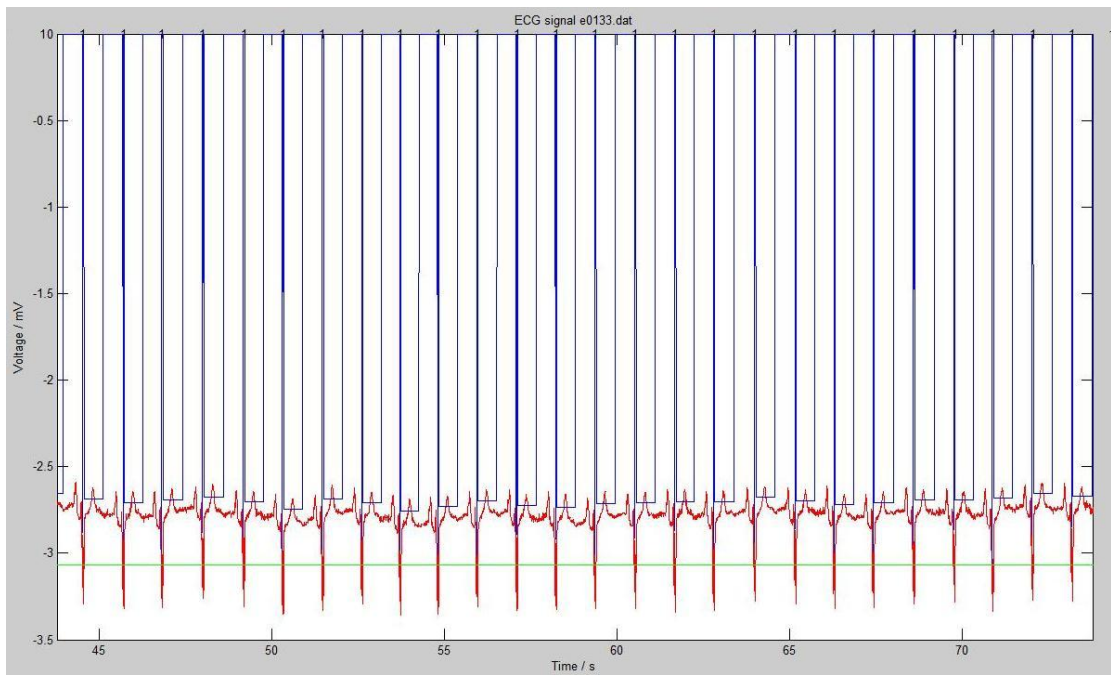
Παραδείγματα:



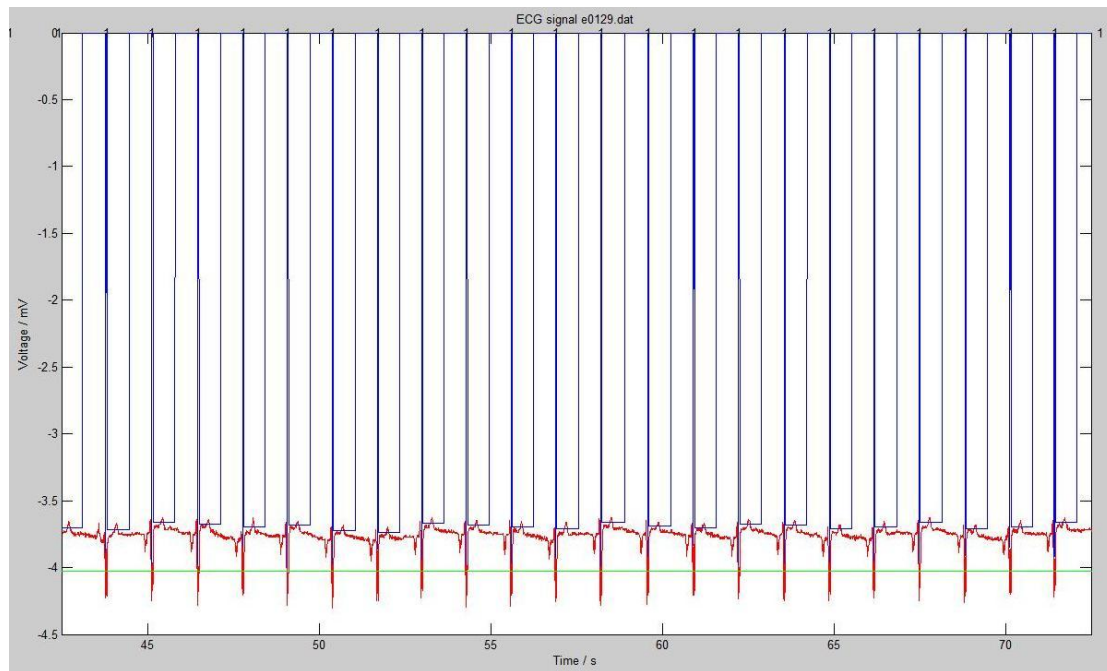
Εικόνα 6.69 Έντονα αρνητικές κορυφές και κορυφές T με διακυμάνσεις. Εντοπίζονται όλες επιτυχώς.



Εικόνα 6.70 Αρνητική κορυφή R αλλά ευδιάκριτη T.



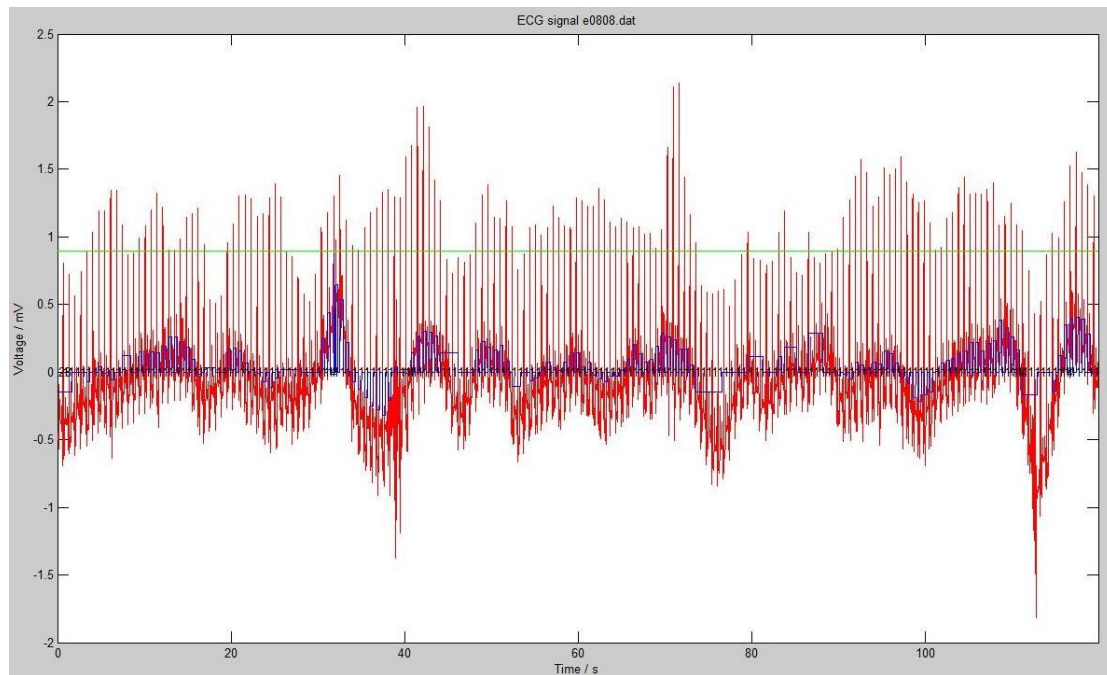
Εικόνα 6.71 Φυσιολογικές κορυφές T,P με αρνητική R.



Εικόνα 6.72 Δύσκολη περίπτωση κυρίως λόγω του πολύ μικρού πλάτους της κορυφής T.

6.7. Αδυναμίες

Όπως παρουσιάστηκε παραπάνω, το συγκεκριμένο πρόγραμμα μαζί με τις παραλλαγές του, είναι σε θέση να αντιμετωπίσει ένα αρκετά μεγάλο εύρος καρδιογραφημάτων. Φυσικά, υπάρχουν και κάποιες αδυναμίες. Η σημαντικότερη από αυτές εμφανίζεται όταν η μέγιστη τάση των κορυφών R αυξομειώνεται τόσο πολύ με το χρόνο, που δεν επιτρέπει τον εντοπισμό τους, ανεξαρτήτως της επιλογής των μεταβλητών. Σε αυτή την περίπτωση, τα διαστήματα τελοσυστολής και τελοδιαστολής δεν εντοπίζονται σωστά για όλο το καρδιογράφημα, αλλά μονάχα για συγκεκριμένα τμήματά του.



Εικόνα 6.73 Μια αρκετά ιδιόμορφη περίπτωση την οποία ο κώδικας δυσκολεύεται να αντιμετωπίσει. Για τις περιόδους όπου οι κορυφές δεν ξεπερνούν την πράσινη γραμμή τα αποτελέσματα δεν καταγράφονται σωστά. Οι υπόλοιπες περιοχές δεν επηρεάζονται.

Ένα άλλο ζήτημα είναι ότι δεν μπόρεσε να γίνει κάποια σύνδεση μεταξύ των χαρακτηριστικών του καρδιογραφήματος και των απαιτούμενων τιμών για τις μεταβλητές $stdR$ και $stdT$. Έτσι, ο καθορισμός τους γίνεται από το χρήστη αναλόγως την περίπτωση. Βέβαια, οι τιμές που αναφέρθηκαν στη μέθοδο, λειτουργούν για την πλειοψηφία των καρδιογραφημάτων και επιπλέον η επιλογή των μεταβλητών δίνει στο χρήστη τη δυνατότητα να καθορίσει το πλήθος των τιμών που περιλαμβάνει το κάθε διάστημα τελοσυστολής ή τελοδιαστολής, ανάλογα με το επιθυμητό.

7. Συμπεράσματα – Προοπτικές

Στην εργασία αυτή αναπτύχθηκε μια μέθοδος για τον εντοπισμό και την απομόνωση των διαστημάτων κατά τα οποία η καρδιά βρίσκεται σε φάση τελοσυστολής και τελοδιαστολής. Η μέθοδος αυτή, βασίστηκε στην επεξεργασία καρδιογραφήματος ψηφιακής μορφής μέσω του προγράμματος MATLAB. Ύστερα από την εφαρμογή σε μια σειρά από φυσιολογικά και μη καρδιογραφήματα, είναι πλέον δυνατό να γίνει μια συνολική αξιολόγηση της μεθόδου αυτής.

Το πρώτο και κυριότερο που παρατηρείται, είναι ότι περιπτώσεις καρδιογραφήματων που δεν παρουσιάζουν σημαντικές ανωμαλίες, αντιμετωπίζονται με απόλυτη επιτυχία. Μετά την εκτέλεση του προγράμματος, κάθε σημείο του καρδιογραφήματος είναι χαρακτηρισμένο αναλόγως αν πρόκειται για σημείο τελοσυστολής, τελοδιαστολής ή τίποτα από τα δύο. Όλη η σχετική πληροφορία είναι αποθηκευμένη σε ένα πίνακα ο οποίος είναι άμεσα διαθέσιμος και πολύ απλός στην ανάγνωσή του.

Πέραν όμως από τις φυσιολογικές περιπτώσεις, με τη χρήση του ίδιου ακριβώς προγράμματος, είναι δυνατόν να αντιμετωπιστούν και πολλές περιπτώσεις καρδιογραφήματων που παρουσιάζουν ανωμαλίες. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό, καθώς είναι πολύ πιθανό ο εξεταζόμενος να πάσχει από κάποιας μορφής καρδιοπάθεια.

Ο κώδικας είναι γραμμένος με τέτοιο τρόπο, ώστε κάθε παράμετρος να μπορεί πολύ εύκολα να μεταβληθεί από το χρήστη και να προσαρμοστεί στις εκάστοτε ανάγκες. Δύο βασικές παραλλαγές περιέχονται στην εργασία, αλλά είναι πιθανό κατά την εφαρμογή να προκύψει η ανάγκη και για άλλες. Έτσι γίνεται δυνατό να καλυφθούν ακόμα και περιπτώσεις που χαρακτηρίζονται από καρδιογραφήματα που απέχουν πολύ από το φυσιολογικό.

Φυσικά, θα πρέπει να αναφερθούν και δύο χαρακτηριστικά της μεθόδου που αποτελούν μειονεκτήματα. Αφενός ότι για να λειτουργήσει το πρόγραμμα θα πρέπει να είναι διαθέσιμο ολόκληρο το καρδιογράφημα και αφετέρου ότι η εκτέλεσή του απαιτεί μερικά δευτερόλεπτα για να ολοκληρωθεί. Έτσι, καθίσταται αδύνατη η χρήση

του σε εφαρμογές που απαιτούν την καταγραφή των ζητούμενων χαρακτηριστικών σε πραγματικό χρόνο.

Στην πράξη, η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές για την μέτρηση του όγκου της καρδιάς. Απομονώνοντας τις δύο χαρακτηριστικές φάσεις του καρδιακού κύκλου, την τελοσυστολή και την τελοδιαστολή, μπορούν να γίνουν μετρήσεις για τον αντίστοιχο ελάχιστο και μέγιστο όγκο της καρδιάς. Ο πιθανότερος τρόπος να γίνουν αυτές οι μετρήσεις είναι μέσω απεικόνισης υπερήχων, χωρίς φυσικά να αποκλείονται κάποιες από τις υπόλοιπες απεικονιστικές μεθόδους.

Βιβλιογραφία – Ιστοσελίδες

- [1]: «ΑΡΧΕΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ» Robert M. Berne Mathew N. Levy
- [2]: «ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗ MATLAB» Γ. Γεωργίου, Χ. Ξενοφώντος
- [3]: «ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ» Τόμος Ι Μηχανική Βασ. Πρώιμος
- [4]: «ΙΑΤΡΙΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ» Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, Σ. Παυλόπουλος, εκδόσεις Τζιόλα 2004.
- [5]: «ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ» John R. Cameron, James G. Skofronick, Roderick M. Grant, Εκδόσεις Παρισιανού 2001
- [6]: «ABC OF CLINICAL ELECTROCARDIOGRAPHY» Francis Morris, June Edhouse, William J. Brady, John Camm, BMJ Books 2008
- [7]: <http://www.cvphysiology.com>
- [8]: http://www.education.science-thi.org/edu_ecg/index.html
- [9]: <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- [10]: <http://www.incardiology.gr/exetaseis/hkg.htm>
- [11]: <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>