

Ατομική Διπλωματική Εργασία

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ QRS
ΚΑΙ ΕΞΑΓΩΓΗ ΜΕΤΡΙΚΩΝ
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥΣ**

Κάλια Χρίστου

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Ιούνιος 2009

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**Ανάλυση αλγορίθμων ανίχνευσης συμπλέγματος QRS και εξαγωγή μετρικών
αποτελεσματικότητάς τους**

Κάλια Χρίστου

Επιβλέπων Καθηγητής
Δρ Κωνσταντίνος Παττίχης

Η Ατομική Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε προς μερική εκπλήρωση των
απαιτήσεων απόκτησης του πτυχίου Πληροφορικής του Τμήματος Πληροφορικής του
Πανεπιστημίου Κύπρου

Ιούνιος 2009

Ευχαριστίες

Τις θερμές μου ευχαριστίες θα ήθελα να εκφράσω στον Καθηγητή του Πανεπιστημίου Κύπρου και επιβλέποντα καθηγητή μου Δρ Κωνσταντίνο Παττίχη καταρχάς για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με το παρόν θέμα, το οποίο εφαρμόζει την Επιστήμη της Πληροφορικής στον κρίσιμο και ιδιαίτερα ενδιαφέρον τομέα της Ιατρικής. Οι καίριες παρεμβάσεις του, η διακριτική καθοδήγηση αλλά και η περίσσεια κατανόηση την οποία επέδειξε, σε συνδυασμό πάντοτε με το ευρύτατο πεδίο γνώσεών το οποίο κατέχει, συνέβαλαν στην ομαλή ανάπτυξη και ολοκλήρωση της παρούσης διπλωματικής εργασίας.

Παράλληλα, επιθυμώ να εκφράσω ιδιαίτερες ευχαριστίες προς την οικογένειά μου για τη διαρκή τους στήριξη καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου στο Πανεπιστήμιο Κύπρου.

Περίληψη

Η ψηφιακή επεξεργασία του ΗΚΓ αποτελεί τεχνική μέσω της οποίας λαμβάνουμε ιδιαίτερα χρήσιμες πληροφορίες για τη λειτουργία της καρδιάς και κατά πόσον αυτή είναι εύρυθμη ή παρουσιάζει οποιεσδήποτε ανωμαλίες, από τις οποίες έμφαση δίνεται στις αρρυθμίες για τους σκοπούς της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ιδιαίτερα κατατοπιστική ως προς την εύρεση και τον καθορισμό του τύπου αρρυθμιών είναι η ανίχνευση και επεξεργασία του συμπλέγματος QRS. Η ανίχνευση ενός τέτοιου συμπλέγματος επιτυγχάνεται συγκρίνοντας τα χαρακτηριστικά της κυματομορφής με κατώφλια.

Στη διπλωματική αυτή εργασία παρατίθεται ανάλυση των δύο επικρατέστερων αλγορίθμων που αναπτύχθηκαν για τον εντοπισμό συμπλεγμάτων QRS (Pan & Tompkins, 1985 και Hamilton P. & Tompkins, 1986). Γίνεται ιδιαίτερη αναφορά και επεξήγηση των μεθόδων και βημάτων επεξεργασίας αλλά και του τρόπου με τον οποίο ανιχνεύεται και κατηγοριοποιείται μια καρδιακή αρρυθμία. Βαρύτητα δίνεται στην ανάπτυξη και εφαρμογή των κανόνων απόφασης / ανίχνευσης, στον καθορισμό των κατωφλίων και στην αυτόματη αναπροσαρμογή τους. Ακολουθώς διερευνάται η ποσοτική επίδραση των κανόνων ανίχνευσης στην απόδοση των ανιχνευτών QRS, ενώ μελετάται και η βελτιστοποίηση των κανόνων αυτών. Παρατίθενται τα αποτελέσματα από μετρήσεις στις οποίες προέβησαν ερευνητές για να εξετάσουν την επίδραση των διαφόρων παραμέτρων. Εξερευνάται έπειτα εις βάθος το λογισμικό ανοικτού κώδικα ανίχνευσης αρρυθμιών και γίνεται ανάλυση της παραγωγής των συναρτήσεων από τα βήματα των αλγορίθμων.

Επίσης, υλοποιήθηκε κώδικας για τον υπολογισμό στατιστικών μετρικών για το σύμπλεγμα QRS. Ο κώδικας λαμβάνει αρχεία με πληροφορίες του μεσοδιαστήματος RR και υπολογίζει την τυπική απόκλιση, την τυπική απόκλιση των διαδοχικών διαφορών και τον αυτοσυσχετισμό. Οι εγγραφές με περιστατικά αρρυθμίας οι οποίες επεξεργάζονται προέρχονται από την MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) και MIT-BIH SupraVentricular Arrhythmia DB, ενώ γίνεται και επεξεργασία ορισμένων εγγραφών της Normal Sinus Rhythm Database, η οποία περιλαμβάνει εγγραφές που

αντιστοιχούν σε κανονικό καρδιακό ρυθμό. Από τις μετρικές αυτές εξάγονται συμπεράσματα για τις εγγραφές ΗΚΓ οι οποίες αντιστοιχούν σε κάποια αρρυθμία.

Ο αλγόριθμος δύναται να εφαρμοσθεί σε σύστημα τηλεϊατρικής για ανίχνευση αρρυθμιών σε φορητούς υπολογιστές.

Περιεχόμενα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	III
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	IV
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	VI
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ, ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ, ΠΙΝΑΚΩΝ ΚΑΙ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	VIII
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	1
ΕΙΣΑΓΩΓΗ, ΣΤΟΧΟΣ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	1
1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.2 ΣΤΟΧΟΣ.....	2
1.3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	2
1.4 ΔΟΜΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	3
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	5
ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΗΚΓ ΚΑΙ ΟΙ ΚΥΡΙΟΤΕΡΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ.....	5
2.1 ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ (ΗΚΓ).....	5
2.2 ΣΥΜΠΛΕΓΜΑ QRS	7
2.3 ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ ΣΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΜΥΪΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	10
2.4 ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ	12
2.5 ΨΗΦΙΑΚΑ ΦΙΛΤΡΑ ΚΑΙ ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ.....	14
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	17
ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ QRS.....	17
3.1 ΣΥΝΤΟΜΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΤΩΝ ΜΕΧΡΙ ΣΗΜΕΡΑ ΕΡΓΑΣΙΩΝ ΠΟΥ ΣΧΕΤΙΖΟΝΤΑΙ ΜΕ ΤΟ ΘΕΜΑ	17
3.2 ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ (PAN & TOMPKINS, 1985).....	23
3.2.1 Εισαγωγή	23
3.2.2 Μέθοδοι	26
3.2.2.1 Ζωνοδιάβατο φίλτρο (Band-pass filter)	26
3.2.2.2 Βαθυπέρατο φίλτρο (Low-pass filter)	27
3.2.2.3 Υψηlopέρατο φίλτρο (High-pass filter)	27
3.2.2.4 Παράγωγος	28
3.2.2.5 Συνάρτηση τετραγωνισμού (squaring function)	29
3.2.2.6 Ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου (moving window integration).....	29
3.2.2.7 Fiducial mark	30
3.2.3 Προσαρμογή των κατωφλίων.....	30
3.2.4 Προσαρμογή των μέσων RR interval και Rate ορίων	32
3.2.5 Αναγνώριση επαρμάτων T.....	33
3.2.6 Αξιολόγηση	33
3.2.6.1 Μετρικές αποτελεσματικότητας	33
3.2.7 Αποτελέσματα	37
3.2.8 Πειραματική Διευθέτηση	39
3.3 ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΤΩΝ ΚΑΝΟΝΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΤΗΝ MIT-BIH ΒΑΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΑΠΟ ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ (ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ HAMILTON & TOMPKINS, 1986)	40
3.3.1 Εισαγωγή.....	40
3.3.2 Βελτιστοποίηση κανόνων ανίχνευσης.....	43
3.3.3 Υπολογισμός / Εκτίμηση επιπέδου ακμής	45
3.3.4 Mean square prediction error	45
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	52
ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΑΝΟΙΚΤΟΥ ΚΩΔΙΚΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΗΚΓ.....	52

4.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ	52
4.2	ΠΙΘΑΝΕΣ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΕΙΣ – ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ	53
4.3	ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΤΩΝ ΑΡΧΕΙΩΝ ΠΟΥ ΣΥΝΑΠΟΤΕΛΟΥΝ ΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ	54
4.4	ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΠΑΛΜΩΝ (BEAT DETECTION).....	60
4.4.1	Φίλτρα – Εφαρμογή φίλτρων	61
4.4.2	Κανόνες ανίχνευσης.....	62
4.4.3	Υπολογισμός κατωφλίου.....	63
4.4.4	Καθυστέρηση ανίχνευσης.....	64
4.4.5	Απόδοση του ανιχνευτή παλμών.....	65
4.4.6	Η λειτουργία ανίχνευσης από προγραμματιστική προσέγγιση	66
4.5	ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΠΑΛΜΩΝ	68
4.5.1	Αρχείο <i>classify.cpp</i>	69
4.5.2	Αρχεία <i>match.cpp</i> , <i>rhythmchk.cpp</i> , <i>analbeat.cpp</i> και <i>postclas.cpp</i>	73
4.6	ΕΚΤΕΛΕΣΙΜΑ ΑΡΧΕΙΑ ΚΑΙ ΜΟΡΦΗ ΕΞΟΔΟΥ	77
4.7	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	79
4.8	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΕΣ ΜΕΤΡΙΚΕΣ	81
4.8.1	Εισαγωγή.....	81
4.8.2	Περιγραφή μετρικών	82
4.8.3	Υλοποίηση στατιστικών μετρικών.....	83
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5		86
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....		86
5.1	ΔΟΜΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	86
5.2	ΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΙΣ ΕΥΡΕΣΗΣ ΚΟΡΥΦΩΝ ΣΤΟΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟ PAN & TOMPKINS	86
5.3	ΜΕΤΡΙΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ.....	91
5.4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΙΚΩΝ	92
5.4.1	Σχολιασμός αποτελεσμάτων.....	108
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6		109
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ.....		109
6.1	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	109
6.2	ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ.....	111
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....		112
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.....		118
Α.1 ΠΗΓΑΙΟΣ ΚΩΔΙΚΑΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΙΚΩΝ		118

Ευρετήριο εικόνων, γραφημάτων, πινάκων και σχημάτων

Εικόνα 2.1	Νέκρωση τμήματος του καρδιακού μυ κατά το έμφραγμα μυοκαρδίου.....	11
Γράφημα 3.1	Συγκριτική γραφική παράσταση για το μέσο, μεσαίο και επαναληπτικό εκτιμητή...	46
Γράφημα 3.2	Επίδραση των τεχνικών επεξεργασίας στην απόδοση του ανιχνευτή.....	48
Γράφημα 5.1	Αρχικό σήμα.....	87
Γράφημα 5.2	Φιλτραρισμένο σήμα (εφαρμογή bandpass filter)	88
Γράφημα 5.3	Σήμα μετά την παραγωγή.....	88
Γράφημα 5.4	Σήμα μετά τον τετραγωνισμό.....	89
Γράφημα 5.5	Σήμα μετά την ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου.....	90
Γράφημα 5.6	Εφαρμογή κατωφλίων και εύρεση κορυφών R	90
Γράφημα 5.7	Εύρεση κορυφών Q και S	91
Πίνακας 3.1	Σύγκριση των αποτελεσμάτων από διαφορετικούς αλγόριθμους.....	20
Πίνακας 3.2	Υποκειμενική σύγκριση ως προς τον υπολογιστικό φόρτο των αλγορίθμων.....	22
Πίνακας 3.3	Confusion Matrix.....	35
Πίνακας 3.4	Αναλυτικά αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου.....	39
Πίνακας 3.5	Αποτελέσματα της πραγματικού χρόνου αξιολόγησης του βελτιστοποιημένου αλγορίθμου.....	50
Πίνακας 4.1	Αποτελέσματα ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης για το λογισμικό ανάλυσης ΗΚΓ.....	81
Πίνακας 5.1	Τιμές για τις μετρικές αποτελεσματικότητας για το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών.....	92
Πίνακας 5.2	Τιμές για τις μετρικές αποτελεσματικότητας για τους αλγορίθμους.....	92
Πίνακας 5.3	Αποτελέσματα μετρικών για την mitdb.....	105
Πίνακας 5.4	Αποτελέσματα μετρικών για επιλεγμένες εγγραφές της mitsvdb.....	107
Πίνακας 5.5	Αποτελέσματα μετρικών για επιλεγμένες εγγραφές της nsr2db.....	107
Σχήμα 2.1	Το ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς.....	6
Σχήμα 2.2	Επάρματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	7
Σχήμα 2.3	Επάρματα και η επί μέρους λειτουργία της καρδιάς στην οποία αντιστοιχούν.....	9
Σχήμα 2.4	Μορφή ΗΚΓ σε περίπτωση ισχαιμίας μυοκαρδίου.....	10
Σχήμα 2.5	Μορφή ΗΚΓ σε περιπτώσεις εμφράγματος μυοκαρδίου.....	11
Σχήμα 2.6	Μορφή ΗΚΓ σε περιπτώσεις στηθαγικής κρίσης.....	12
Σχήμα 2.7	Τμήματα ενός μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό.....	16
Σχήμα 3.1	Σχέση μεταξύ (α) κυματομορφών QRS και (β) window moving integrator.....	30
Σχήμα 3.2	Πειραματική διάταξη αξιολόγησης του προτεινόμενου αλγορίθμου χρησιμοποιώντας τη βάση δεδομένων MIT-BIH.....	39
Σχήμα 3.3	Διάγραμμα του αλγορίθμου ανίχνευσης QRS.....	43
Σχήμα 4.1	Επισκόπηση των αρχείων του λογισμικού ανάλυσης ΗΚΓ και των συναρτησιακών εξαρτήσεων.....	55
Σχήμα 4.2	Λειτουργίες ανίχνευσης παλμών.....	61
Σχήμα 4.3	Παρουσίαση των συναρτήσεων που υλοποιεί, χρησιμοποιεί και καλεί κάθε αρχείο του λογισμικού.....	77

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή, στόχος και μεθοδολογία εργασίας

1.1 Εισαγωγή	1
1.2 Στόχος	2
1.3 Μεθοδολογία διπλωματικής εργασίας	2
1.4 Δομή διπλωματικής εργασίας	3

1.1 Εισαγωγή

Αποτελεί αδιαμφισβήτητο γεγονός ότι, στη σύγχρονη εποχή που διάγουμε, οι τεχνολογίες και μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στην Ιατρική εμπλουτίζονται διαρκώς· μέθοδοι οι οποίες εναγκαλίζονται την Επιστήμη της Πληροφορικής και χρησιμοποιούν στο έπακρο τις υπηρεσίες που έχει να προσφέρει. Απώτερος σκοπός της εισαγωγής της Επιστήμης της Πληροφορικής στην Ιατρική είναι η εξέλιξη και τελειοποίηση των συστημάτων που χρησιμοποιούνται για εξαγωγή κλινικών διαγνώσεων (computer – aided diagnostic systems), η βελτιστοποίηση και ο εκσυγχρονισμός των παρεχόμενων υπηρεσιών καθώς και η διευκόλυνση στη διεξαγωγή μιας πληθώρας χρονοβόρων εξετάσεων. Επέκταση των προαναφερόμενων σκοπών αποτελεί η βελτίωση της ποιότητας ζωής των ανθρώπων, καθώς τα προβλήματα υγείας θα μπορούν να αντιμετωπιστούν μέσα από ένα σύνολο εξελιγμένων μεθόδων οι οποίες, ανάμεσα σε άλλα, εξοικονομούν πολύτιμο χρόνο. Σε ένα άλλο επίπεδο, μπορούμε εύκολα να αντιληφθούμε ότι μια τέτοια πρόοδος μπορεί να δώσει ελπίδα, ή τουλάχιστον βελτιωμένη ποιότητα ζωής σε άτομα τα οποία ταλαιπωρούνται ιδιαίτερα από χρόνιες ή και ανίατες ασθένειες. Είναι εύκολα αντιληπτή, επομένως, η τεράστια προσφορά αλλά και η αναγκαιότητα της συνεχούς έρευνας στους τομείς αυτούς.

1.2 Στόχος

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως γενικό θέμα την ενδελεχή μελέτη υπαρχόντων αλγορίθμων ανάλυσης ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) για ανίχνευση συμπλεγμάτων QRS και την προσθήκη μετρικών της αποτελεσματικότητας των αλγορίθμων αυτών. Επί μέρους ομάδες στόχων συνθέτουν τον όλο σκοπό της εργασίας. Καταβλήθηκε προσπάθεια να εκτελεστούν σειριακά ως επί το πλείστον έτσι ώστε να είναι ξεκάθαρη η δομή της εργασίας και, ταυτόχρονα, η εξαγωγή των αποτελεσμάτων να είναι διακρίνεται από σαφήνεια. Ως αρχικός στόχος τέθηκε η μελέτη και κατανόηση της επικρατέστερης – σε παγκόσμιο επίπεδο – μελέτης στην οποία προτείνεται αλγόριθμος για την ανίχνευση συμπλεγμάτων QRS σε ηλεκτροκαρδιογραφήματα (ΗΚΓ) με σκοπό την εύρεση περιστατικών αρρυθμίας. Επόμενος στόχος υπήρξε η λειτουργία και κατανόηση του λογισμικού ανοικτού κώδικα για την ανάλυση ΗΚΓ, παράλληλα με την ανάλυση των αποτελεσμάτων τα οποία προκύπτουν όταν ο αλγόριθμος αυτός εφαρμοστεί σε δεδομένα της MIT-BIH βάσης δεδομένων από αρρυθμίες. Η τρίτη υποδιαίρεση του όλου στόχου υπήρξε η εφαρμογή του λογισμικού αυτού σε δεδομένα από τρεις έγκυρες βάσεις δεδομένων. Ακολούθως, αναπτύχθηκε τμήμα κώδικα για υλοποίηση μετρικών οι οποίες συντελούν στο τελευταίο μέρος της παρούσας εργασίας το οποίο αφορά σύγκριση και αξιολόγηση αποτελεσμάτων.

1.3 Μεθοδολογία

Αρχικά γίνεται παράθεση και αποσαφήνιση εννοιών που σχετίζονται άμεσα με το θέμα και πρόκειται να χρησιμοποιηθούν, ενώ παράλληλα επεξηγείται ο μηχανισμός λειτουργίας της καρδιάς ούτως ώστε να μπορεί να γίνει κατανοητός ο τρόπος με τον οποίο το ηλεκτροκαρδιογράφημα λειτουργεί και πως μπορούν να αξιοποιηθούν τα δεδομένα που παράγει. Σε επόμενο στάδιο, εξ' ολοκλήρου θεωρητικό, μελετήθηκαν άρθρα, δημοσιευμένες εργασίες, εγχειρίδια αλλά και συζητήσεις οι οποίες αφορούν το θέμα. Η επιλογή όσον αφορά τις δημοσιεύσεις κυριότερα, έγινε με τέτοιο τρόπο ώστε να περιληφθούν έγκυρες εργασίες που σχετίζονται έστω και έμμεσα με το θέμα, καθώς και δημοσιεύσεις οι οποίες είναι πρόσφατες και εισάγουν καινούρια στοιχεία στο συγκεκριμένο θέμα. Κατά το μέσο της εργασίας η μεθοδολογία έπαυσε να είναι ολικώς θεωρητικής φύσης καθώς έγινε μεταγλώττιση και χρήση έτοιμου λογισμικού για την ανάλυση της εξόδου του. Η μεθοδολογία γίνεται πρακτική στο τελευταίο μέρος της εργασίας, καθώς υλοποιήθηκαν σε κώδικα οι προτεινόμενες μετρήσεις, έγινε εξαγωγή αποτελεσμάτων και ανάλυση αυτών.

1.4 Δομή διπλωματικής εργασίας

Για σκοπούς ενίσχυσης και εισαγωγής στο γνωστικό υπόβαθρο το οποίο περιβάλλει το θέμα της διπλωματικής αυτής εργασίας γίνεται μια αναφορά στο δεύτερο κεφάλαιο η οποία αγγίζει όλες τις βασικές έννοιες που συνθέτουν τον πυρήνα του θέματος. Καλύπτονται πτυχές που αφορούν το ΗΚΓ, το σύμπλεγμα QRS και τις καρδιακές βλάβες, με έμφαση να δίνεται στις αρρυθμίες. Στο τέλος του κεφαλαίου γίνεται σύντομη εισαγωγή στην Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος, καθώς η χρήση του τομέα αυτού είναι απαραίτητη για την ανάλυση του ΗΚΓ και την εξαγωγή συγκεκριμένων χαρακτηριστικών.

Το τρίτο κεφάλαιο χωρίζεται σε δύο μεγάλες ενότητες. Στην πρώτη γίνεται ανάλυση του αλγορίθμου ανίχνευσης QRS πραγματικού χρόνου που ανέπτυξαν οι Pan & Tompkins. Η λειτουργία του αλγορίθμου διασπάται σε επί μέρους βήματα τα οποία επεξηγούνται στις υποπαραγράφους 3.2.2 μέχρι και την 3.2.5. Παράλληλα γίνεται ανάλυση των τεχνικών που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη του αλγορίθμου. Η δεύτερη μεγάλη ενότητα του τρίτου κεφαλαίου αφορά την ποσοτική διερεύνηση των κανόνων ανίχνευσης, η οποία βασίζεται στη δημοσιευμένη εργασία των Hamilton & Tompkins [13]. Παρατίθενται οι τεχνικές βελτίωσης των κανόνων ανίχνευσης και δίνονται τα αποτελέσματα του αλγορίθμου έτσι ώστε να διαφανεί η βελτίωση την οποία επιτυγχάνει.

Το τέταρτο κεφάλαιο έχει αφιερωθεί στην ενδελεχή εξερεύνηση του λογισμικού ανοικτού κώδικα ανίχνευσης αρρυθμιών. Γίνεται αρχικά αναφορά στον τρόπο υλοποίησης των βημάτων του αλγορίθμου στον οποίο βασίστηκε η ανάπτυξη του λογισμικού. Ακολούθως επεξηγούνται λεπτομερώς όλα τα συστατικά μέρη του λογισμικού, η διασύνδεση και ο τρόπος λειτουργίας τους. Η τελευταία παράγραφος του τέταρτου κεφαλαίου αναφέρεται στις στατιστικές μετρικές με παράθεση εξισώσεων αλλά και επεξήγηση του τρόπου υλοποίησης του κώδικα για τον υπολογισμό τους.

Ακολουθεί το πέμπτο κεφάλαιο όπου παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τις στατιστικές μετρικές και τις μετρικές αποτελεσματικότητας των αλγορίθμων ανίχνευσης QRS. Τα αποτελέσματα ακολουθεί παράγραφος στην οποία αυτά σχολιάζονται και εξάγονται τα σχετικά συμπεράσματα.

Στο έκτο και τελευταίο κεφάλαιο καταγράφονται τα συμπεράσματα της διπλωματικής εργασίας και γίνονται εισηγήσεις για μελλοντική εργασία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Υπόβαθρο ανάλυσης ΗΚΓ και οι κυριότερες έννοιες

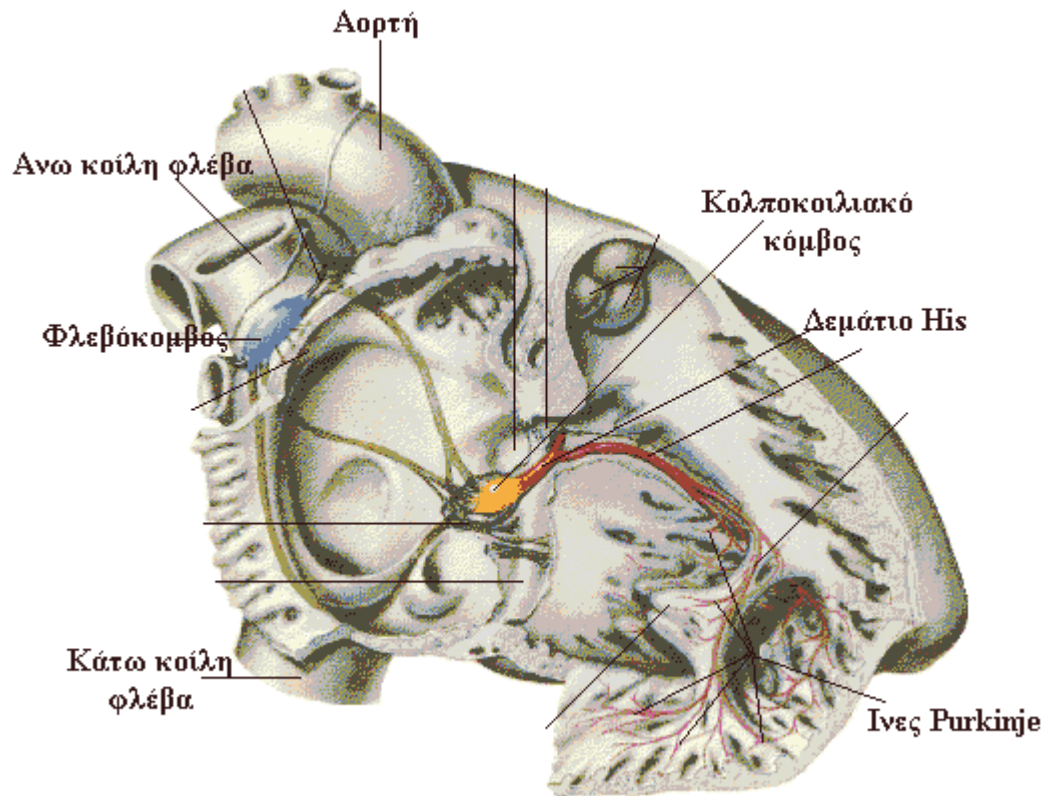
2.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)	5
2.2 Σύμπλεγμα QRS	7
2.3 Διαταραχές στην ηλεκτρική και μυϊκή λειτουργία της καρδιάς	10
2.4 Αρρυθμίες	12
2.5 Ψηφιακά φίλτρα και ψηφιακή επεξεργασία σήματος	14

2.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Η καρδιά χαρακτηρίζεται από την ικανότητα να συστέλλεται χωρίς εξωτερικό ερέθισμα καθώς υπάρχει ειδικό ηλεκτρικό σύστημα (ερεθισματογόνος ιστός). Η βηματοδοτική λειτουργία της καρδιάς διαδραματίζει τρεις μείζονες ρόλους: κάνει την καρδιά να χτυπά αυθόρμητα, ρυθμίζει την καρδιακή συχνότητα και μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα στις κοιλίες με κάθε καρδιακό παλμό, μέσω ειδικών οδών.

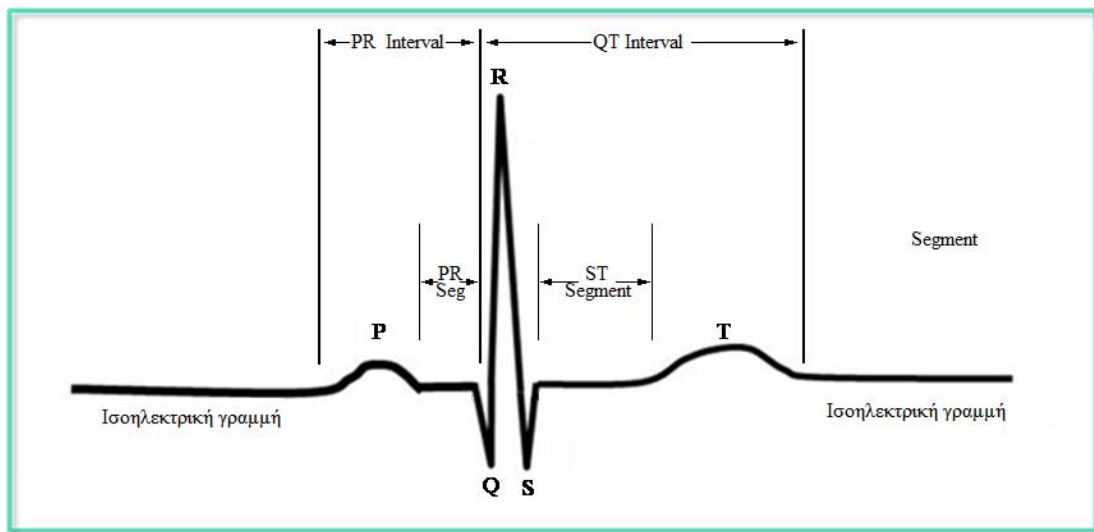
Καθώς το έπαρμα (κύμα) της καρδιακής διέγερσης επεκτείνεται στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, οι ιστοί γύρω από αυτή διατρέχονται από ηλεκτρικά ρεύματα. Ένα μικρό μέρος αυτών φτάνει μέχρι και την επιφάνεια του σώματος, καθιστώντας έτσι δυνατή την καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγει η καρδιά, δεδομένου ότι τοποθετηθούν ηλεκτρόδια στο δέρμα, σε συγκεκριμένες περιοχές γύρω από την καρδιά. Η καμπύλη που προκύπτει με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Η παραγωγή του πρώτου ηλεκτρικού δυναμικού της καρδιάς παράγεται στο φλεβόκομβο και διαχέεται έπειτα στους κόλπους και γίνεται η συστολή αυτών. Ακολούθως περνά τον κολποκοιλιακό κόμβο και διαχέεται στις κοιλίες, μέσω του αριστερού και δεξιού σκέλους τους His, και γίνεται η συστολή των κοιλιών. Όλα τα παραπάνω ηλεκτρικά δυναμικά καταγράφονται από το ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως φθάνουν στην

επιφάνεια του σώματος. Το ακόλουθο σχήμα παριστάνει τα προαναφερόμενα τμήματα της καρδιάς και υποβοηθεί την κατανόηση της πορείας των ηλεκτρικών δυναμικών από το φλεβόκομβο στις κοιλίες.



Σχήμα 2.1 – Το ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς [30]

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα P, το σύμπλεγμα QRS και ένα έπαρμα T. Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κοιλιών, κατά την επέκταση, δηλαδή, της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών. Το έπαρμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Συμπερασματικά, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης. Ακολουθεί σχήμα στο οποίο διακρίνεται σε ποιο σημείο της καμπύλης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος αντιστοιχεί το κάθε προαναφερόμενο έπαρμα, ενώ αμέσως μετά δίνεται η ονοματολογία του κάθε επάρματος. Στο σχήμα σημειώνονται επίσης τα ενδιάμεσα διαστήματα – η ισοηλεκτρική γραμμή, και τα διαστήματα P-Q, S-T και Q-T [30].



Σχήμα 2.2 – Επάρματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος [30]

P: Το έπαρμα της κολπικής συστολής

QRS: Το έπαρμα της κοιλιακής συστολής

T: Το έπαρμα επαναπόλωσης.

2.2 Σύμπλεγμα QRS

Από τα παραπάνω επάρματα, σημαντικότερο για τους σκοπούς της παρούσης εργασίας αποτελεί το σύμπλεγμα QRS, για το οποίο θα δοθεί μια εκτενέστερη περιγραφή. Το σύμπλεγμα αυτό αποτελεί το πιο σημαντικό τμήμα της κυματομορφής ενός ΗΚΓ. Καθώς αντικατοπτρίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς κατά την κοιλιακή σύσπαση, ο χρόνος κατά τον οποίο συμβαίνει αλλά και το σχήμα του μπορούν να παρέχουν επαρκή και αξιόλογη πληροφόρηση σχετικά με την κατάσταση της καρδιάς. Λόγω του χαρακτηριστικού του σχήματος, όπως αυτό παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.2, το σύμπλεγμα QRS εξυπηρετεί ως βάση για τον αυτοματοποιημένο καθορισμό του καρδιακού ρυθμού, ως σημείο εισόδου για την κατηγοριοποίηση του καρδιακού κύκλου και ορισμένες φορές χρησιμοποιείται και σε αλγορίθμους συμπίεσης δεδομένων ΗΚΓ.

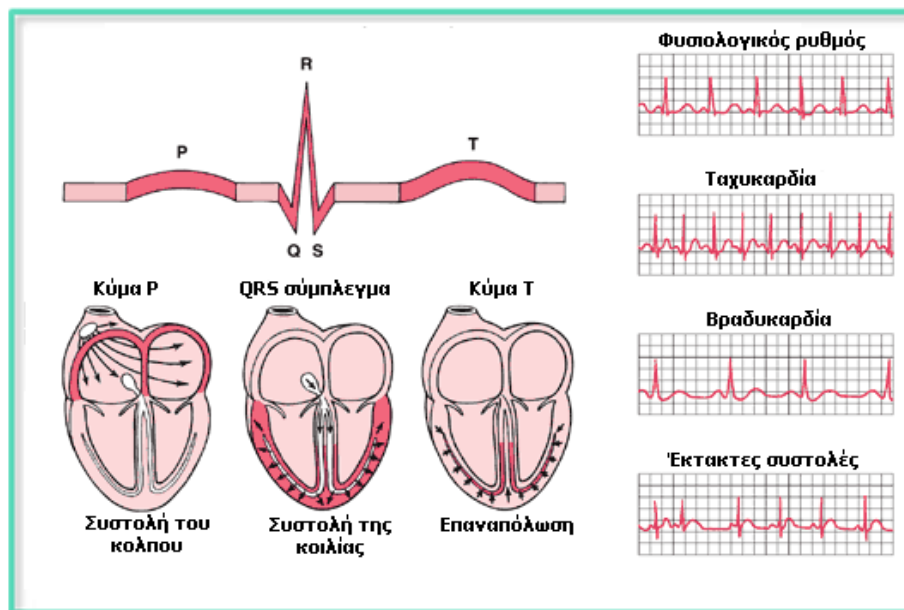
Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το σύμπλεγμα αυτό αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κοιλιών. Επειδή οι κοιλίες έχουν μεγαλύτερη μυϊκή μάζα από ότι οι κόλποι, το

σύμπλεγμα QRS είναι μεγαλύτερο από ότι το P. Καθώς επίσης η εκπόλωση των κοιλιών συντονίζεται από το σύστημα His/Purkinje, το σύμπλεγμα QRS τείνει να εμφανίζεται πιο μυτερό λόγω στην αύξηση της ταχύτητας αγωγιμότητας. Ένα φυσιολογικό έπαρμα QRS έχει διάρκεια μεταξύ 0.06 και 0.10 δευτερολέπτων. Οποιαδήποτε βλάβη στην αγωγιμότητα – τη μεταφορά των ηλεκτρικών σημάτων – προκαλεί αυξημένη διάρκεια του επάρματος, γεγονός που αντιστοιχεί με ευρύτερα, πιο πλατιά συμπλέγματα QRS.

Τα κύματα Q, R και S δεν συνυπάρχουν πάντα σε κάθε σύμπλεγμα QRS. Υπάρχει σύμβαση όμως σύμφωνα με την οποία οποιοσδήποτε συνδυασμός αυτών των κυμάτων μπορεί να αναφέρεται ως ένα QRS σύμπλεγμα [10]. Η διάρκεια, το πλάτος και η μορφολογία του συμπλέγματος QRS είναι χρήσιμες παράμετροι για τη διάγνωση καρδιακών παθήσεων μεταξύ των οποίων συμπεριλαμβάνονται οι αρρυθμίες, οι ανωμαλίες στην αγωγιμότητα, η υπερτροφία των κοιλιών και το έμφραγμα του μυοκαρδίου.

Τα κύματα Q μπορεί να είναι είτε φυσιολογικά είτε παθολογικά. Τα φυσιολογικά κύματα Q, όταν υπάρχουν, αναπαριστούν την εκπόλωση του ενδοκοιλιακού διαφράγματος. Εάν το ύψος των κυμάτων Q είναι μεγαλύτερο του 1/3 του κύματος R και είναι μεγαλύτερα από 0.04 δευτερόλεπτα σε διάρκεια, τότε θεωρούνται μη φυσιολογικά και πιθανόν να υποδηλώνουν έμφραγμα του μυοκαρδίου.

Εφόσον έχει ήδη μελετηθεί η λειτουργία της καρδιάς αλλά και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, το ακόλουθο σχήμα μπορεί σε αυτό το σημείο να ενισχύσει περαιτέρω την αντίληψη σχετικά με την προέλευση των ακμών στο ΗΚΓ, δηλαδή των επαρμάτων.



Σχήμα 2.3 – Επάρματα και η επί μέρους λειτουργία της καρδιάς στην οποία αντιστοιχούν [30]

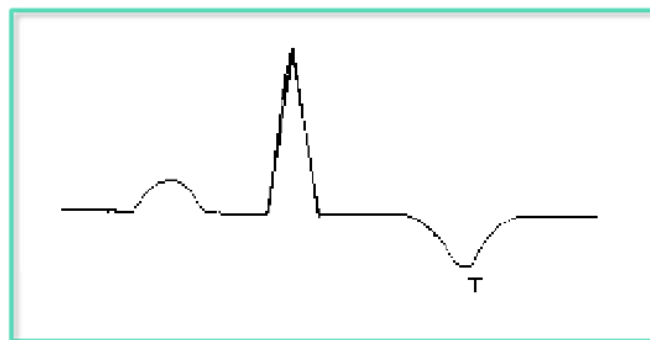
Παρατηρώντας το παραπάνω σχήμα, καθίσταται ευκολότερη η κατανόηση σχετικά με το στάδιο λειτουργία της καρδιάς στο οποίο αντιστοιχεί το κάθε έπαρμα, ενώ παράλληλα διευκολύνεται και η αναγνώριση των διαφόρων προβλημάτων, τα οποία παρουσιάζονται στο δεξί μέρος του σχήματος. Η πάνω δεξιά κυματομορφή αποτελεί στιγμιότυπο ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος το οποίο αντιστοιχεί σε φυσιολογικό ρυθμό. Στη δεύτερη κυματομορφή παρατηρείται σημαντική μείωση της απόστασης μεταξύ δύο διαδοχικών QRS, γεγονός το οποίο κατηγοριοποιείται ως αρρυθμία, και πιο συγκεκριμένα ως ταχυκαρδία. Το τρίτο στιγμιότυπο παρουσιάζει μίαν αντίθετη κατάσταση με την προαναφερθείσα, κατά την οποία δηλαδή το διάστημα μεταξύ δύο συνεχόμενων συμπλεγμάτων QRS είναι σαφέστατα μεγαλύτερο από ότι στο στιγμιότυπο του φυσιολογικού ρυθμού. Τέτοια ηλεκτροκαρδιογραφήματα προκύπτουν στις περιπτώσεις βραδυκαρδίας, οι οποίες επίσης εντάσσονται στις αρρυθμίες. Το τελευταίο στιγμιότυπο προκύπτει όταν η καρδιά συστέλλεται με ακανόνιστο ρυθμό, γεγονός το οποίο αναγνωρίζεται από τις μεγάλες ανισότητες στα διαστήματα που παρεμβάλλονται μεταξύ των διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS. Στην επόμενη ενότητα μελετώνται περαιτέρω προβλήματα της καρδιακής λειτουργίας. Εξετάζεται, παράλληλα, η επίδραση που έχουν τα προβλήματα αυτά στη μορφή του ΗΚΓ, και πώς γίνεται η αναγνώρισή τους μέσα από τις αλλαγές αυτές τις οποίες επιφέρουν στο φυσιολογικό στιγμιότυπο του ΗΚΓ.

2.3 Διαταραχές στην ηλεκτρική και μυϊκή λειτουργία της καρδιάς

Στις περιπτώσεις όπου παρουσιαστεί διαταραχή της ηλεκτρικής ή μυϊκής λειτουργίας της καρδιάς για κάποιο λόγο, επηρεάζεται ο τρόπος με τον οποίο τα ηλεκτρικά σήματα διαχέονται μέσω του μυοκαρδίου. Παράδειγμα μιας τέτοιας διαταραχής αποτελεί η αρρυθμία, μια κατάσταση κατά την οποία οι καρδιακοί κτύποι είναι ακανόνιστοι, γεγονός που οφείλεται σε κάποια ατέλεια του συστήματος μεταφοράς ηλεκτρισμού. Σε επόμενη παράγραφο γίνεται εκτενέστερη αναφορά στις αρρυθμίες.

Βλάβες της καρδιάς οι οποίες μπορούν να διαφανούν μέσω συγκεκριμένων μεταβολών στη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι η ισχαιμία του μυοκαρδίου, η στηθαγική κρίση και το έμφραγμα, για τις οποίες βλάβες δίνεται περιγραφή αυτών και των ΗΚΓ που παράγουν αμέσως πιο κάτω.

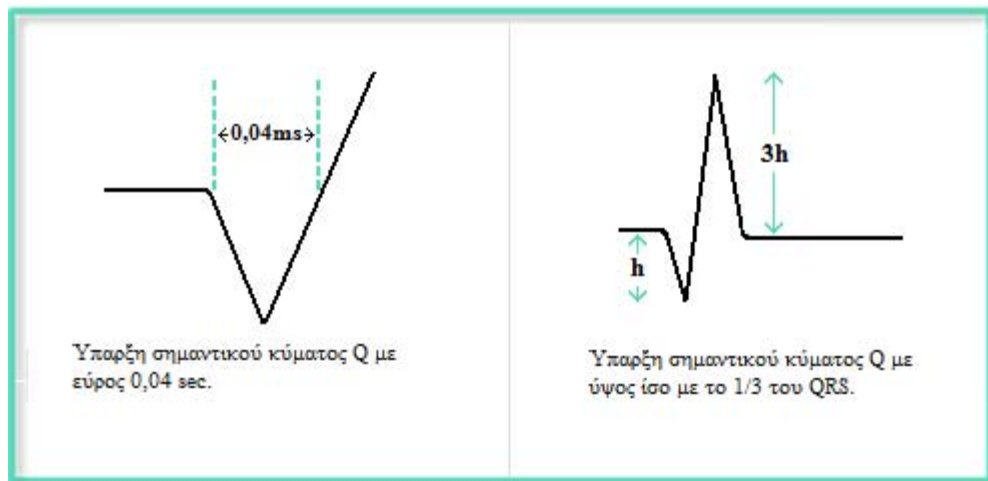
Ισχαιμία του μυοκαρδίου: Τη βλάβη αυτή προκαλεί η στένωση μιας μεγάλης στεφανιαίας αρτηρίας, με συνέπειες την ελάττωση στη ροή του αίματος και την υπολειτουργία του μυοκαρδίου. Συνήθως εκδηλώνεται με μεταβολές του ST ή του T. (Αρνητικό κύμα T και συμμετρικό στις απαγωγές όπου φυσιολογικά είναι θετικό).



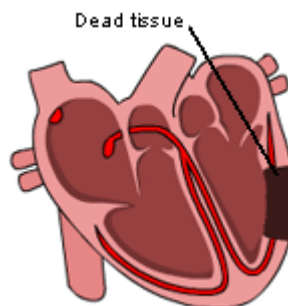
Σχήμα 2.4 – Μορφή ΗΚΓ σε περίπτωση ισχαιμίας μυοκαρδίου

Έμφραγμα μυοκαρδίου: Σε αυτή την βλάβη δεν παρουσιάζεται στένωση αλλά πλήρης απόφραξη μιας στεφανιαίας αρτηρίας, με συνέπεια την διακοπή αιμάτωσης μιας περιοχής της καρδιάς. (Ηλεκτρικό κενό της αποφραγμένης περιοχής κατά τη λειτουργία της καρδιάς). Στα ακόλουθα σχήματα αναπαρίσταται ο τρόπος με τον οποίο η βλάβη

αυτή μπορεί να διαγνωσθεί μέσω του ΗΚΓ. Διάγνωση εμφράγματος του μυοκαρδίου μπορεί να γίνει και στις περιπτώσεις όπου το έπαρμα ST παρουσιάζει ανύψωση της τάξης των 4mm περίπου (δεν παρουσιάζεται σχηματικά).



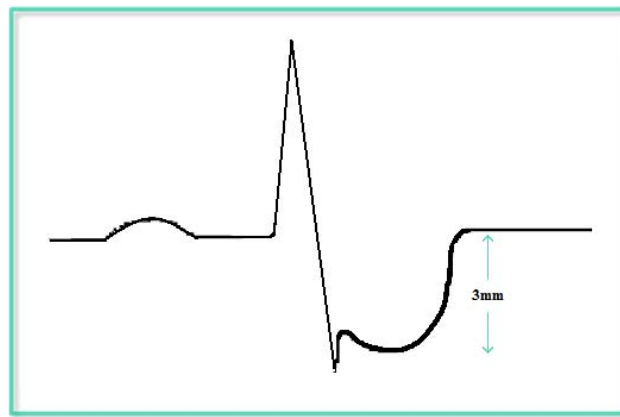
Σχήμα 2.5 – Μορφή ΗΚΓ σε περιπτώσεις εμφράγματος μυοκαρδίου



Εικόνα 2.1 – Νέκρωση τμήματος του καρδιακού μυ κατά το έμφραγμα μυοκαρδίου

Στηθαγχική κρίση: Η βλάβη αυτή ορίζεται ως μια παροδική ισχαιμία του μυοκαρδίου και εμφανίζεται όταν διαταραχθεί το ισοζύγιο «προσφοράς και ζήτησης» του μυοκαρδίου σε οξυγόνο. Αιτίες που προκαλούν τη διαταραχή αυτή μπορούν να αποτελέσουν οι περιπτώσεις όπου υπάρχουν αυξημένες απαιτήσεις του μυοκαρδίου σε οξυγόνο, όπως συμβαίνει όταν για παράδειγμα υπάρχει μια έντονη σωματική προσπάθεια ή συγκίνηση. Σε αυτές τις περιπτώσεις η διαταραχή χαρακτηρίζεται ως σταθερή στηθάγχη. Ασταθής στηθάγχη παρουσιάζεται στις περιπτώσεις όταν υπό

κανονική λειτουργία της καρδιάς προκληθεί ελάττωση της ροής του αίματος στις στεφανιαίες αρτηρίες. Την ασταθή στηθάγχη μπορεί να πυροδοτήσει σπασμός των στεφανιαίων αρτηριών. Κατά τη διάρκεια μιας στηθαγχικής κρίσης, εμφανίζονται μεταβολές στο ΗΚΓ οι οποίες «προδίδουν» τη συγκεκριμένη διαταραχή. Συγκεκριμένα, παρουσιάζεται μια σημαντική κατάπτωση στο ST της τάξης των 3mm κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή, η οποία έχει καθοδική κατεύθυνση και μεγάλη διάρκεια (εμφανίζεται στις απαγωγές V2-V6) Το ακόλουθο σχήμα αναπαριστά τις πιο πάνω αναφερόμενες μεταβολές.



Σχήμα 2.6 – Μορφή ΗΚΓ σε περιπτώσεις στηθαγχικής κρίσης

2.4 Αρρυθμίες

Ο επίσημος ιατρικός ορισμός για τις καρδιακές αρρυθμίες συνοψίζεται στο εξής: «οποιαδήποτε διαταραχή του καρδιακού ρυθμού ή των παλμών, όπως οι πολύ γρήγοροι κτύποι (ταχυκαρδία), οι πολύ αργοί (βραδυκαρδία) είτε οι ακανόνιστοι» [20]. Τα προβλήματα τα οποία οδηγούν σε αρρυθμίες μπορεί να προκύψουν σε οποιοδήποτε σημείο της πορείας του ηλεκτρικού σήματος, το οποίο ξεκινά από το φλεβόκομβο και καταλήγει στις κοιλίες.

Για τη μελέτη των αρρυθμιών δεν έχει εξευρεθεί ακόμη οποιαδήποτε μέθοδος η οποία να υπερτερεί του ΗΚΓ και να μπορεί έτσι να το αντικαταστήσει. Κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας παρατηρείται μικρότερη ή μεγαλύτερη ανωμαλία της εικόνας που περιγράφηκε στο φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Για την καλύτερη μελέτη της αρρυθμίας, μετά τη λήψη όλων των απαγωγών του ΗΚΓ, είναι απαραίτητο να λαμβάνεται και μία εγγραφή (στιγμιότυπο εάν πρόκειται για ηλεκτρονική καταγραφή)

αρκετού μήκους από μία ή δύο απαγωγές, στις οποίες να απεικονίζονται ευκρινώς τα υπό μελέτη επάρματα, κυρίως τα P, που πολλές φορές είναι δυσδιάκριτα. Οι απαγωγές που συνήθως δείχνουν ευκρινέστερα και περισσότερο κατατοπιστικά τα επάρματα P και τα συμπλέγματα QRS είναι η κλασσική II και η προκάρδια V1. Στη διάγνωση της αρρυθμίας μπορούν να συντείνουν ορισμένα συμπτώματα τα οποία ο ασθενής αντιμετωπίζει, όπως η παροξυσμική ζάλη, αίσθημα προκάρδιων παλμών και φτερουγίσματα, καθώς το ΗΚΓ δείχνει κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό κατά την ώρα της εξέτασης του ασθενούς [20]. Κατά την ανάλυση του ΗΚΓ σε κάθε αρρυθμία γίνεται μέτρηση διαφόρων χρονικών διαστημάτων για τον προσδιορισμό της χρονικής σχέσεως των επαυμάτων P και R, της διάρκειας QRS και άλλων τέτοιων παραμέτρων.

Διακρίνονται τρεις ομάδες αρρυθμιών, για τις οποίες δίνεται πιο κάτω πολύ σύντομη περιγραφή των κυριότερων χαρακτηριστικών τους [20],[36].

Καλοήθεις αρρυθμίες: είναι αραιοί μονοεστιακοί έκτοποι παλμοί (λιγότεροι από 10 ανά ώρα), οι οποίοι παρουσιάζονται σε άτομα χωρίς κάποια καρδιακή νόσο, που δύναται όμως να έχουν κάποια μικρή ανατομική βλάβη, η οποία, παρόλα αυτά δεν έχει οποιαδήποτε επίδραση στην ορθή αιμοδυναμική λειτουργία της καρδιάς. Δεν συντρέχουν λόγοι συνεχούς παρακολούθησης των ατόμων αυτών, παρά ορισμένες αξιολογήσεις της όλης κατάστασης [20], [36]. Το ποσοστό κινδύνου για αιφνίδιο θάνατο στα άτομα αυτά είναι ασήμαντο.

Δυνητικά καλοήθεις αρρυθμίες: στην ομάδα αυτή υπάγονται συχνοί ή πολυεστιακοί κοιλιακοί έκτοποι παλμοί ή κατά ζεύγη, είτε η μη εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία, η οποία σταματά αυτόματα σε λιγότερο από 30 δευτερόλεπτα. Οι αρρυθμίες αυτές συναντώνται συχνά σε καρδιοπάθειες με μέση ή σοβαρή ανατομική βλάβη, ενώ η πρόγνωση εξαρτάται από την επίδοση της αριστερής κοιλίας. Σε ορισμένες περιπτώσεις ο κίνδυνος αιφνιδίου θανάτου μπορεί να είναι ιδιαίτερα αυξημένος [20].

Κακοήθεις αρρυθμίες: σε αυτή την ομάδα εμπίπτουν ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός, η κοιλιακή μαρμαρυγή και η εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία. Ανεξάρτητα της αιμοδυναμικής κατάστασης των ατόμων αυτών, ο κίνδυνος είναι ιδιαίτερα μεγάλος σε άτομα τα οποία παρουσίασαν τέτοια επεισόδια σε κάποια στιγμή [20], [36].

Πέρα από την πιο πάνω ομαδοποίηση των αρρυθμιών βάσει της σοβαρότητάς τους, διακρίνονται δύο μεγάλες κατηγορίες στις οποίες χωρίζονται οι αρρυθμίες: η κατηγορία των υπερκοιλιακών αρρυθμιών – όταν η έκτοπη εστία είναι πάνω από τον κολποκοιλιακό κόμβο – και η κατηγορία των κοιλιακών αρρυθμιών, όπου η έκτοπη εστία είναι κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο [36].

2.5 Ψηφιακά φίλτρα και ψηφιακή επεξεργασία σήματος

Για σκοπούς ενίσχυσης του υπόβαθρου γνώσεων το οποίο χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία, γίνεται στο σημείο αυτό αναφορά στα ψηφιακά φίλτρα, και, ως επέκταση, στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος. Σε ακόλουθα κεφάλαια γίνεται εκτενής αναφορά σε ψηφιακά φίλτρα και τις εξισώσεις τους, καθώς αυτά ενσωματώνονται και αποτελούν βασικό πυρήνα για την ανάλυση του σήματος το οποίο παράγεται από το ΗΚΓ.

Ως ψηφιακό φίλτρο χαρακτηρίζεται το σύστημα εκείνο το οποίο εκτελεί μαθηματικές πράξεις σε ένα δείγμα σήματος διακριτού χρόνου αποσκοπώντας στο να μειώσει ή να αυξήσει, ανάλογα, ορισμένες πτυχές του σήματος [14]. Το σήμα που παράγεται από έναν ΗΚΓ είναι αναλογικό, μετατρέπεται όμως σε ψηφιακό ούτως ώστε να μπορεί να γίνει επεξεργασία του σήματος από ψηφιακά φίλτρα. Ο σημαντικότερος λόγος για τον οποίο συστάθηκαν και χρησιμοποιούνται σε μεγάλη κλίμακα τα ψηφιακά φίλτρα παρά το υψηλό κόστος και την πολυπλοκότητά τους είναι το γεγονός ότι καθιστούν υλοποιήσιμους πολλούς σχεδιασμούς οι οποίοι δεν θα μπορούσαν ποτέ να αναπτυχθούν με τα αναλογικά φίλτρα.

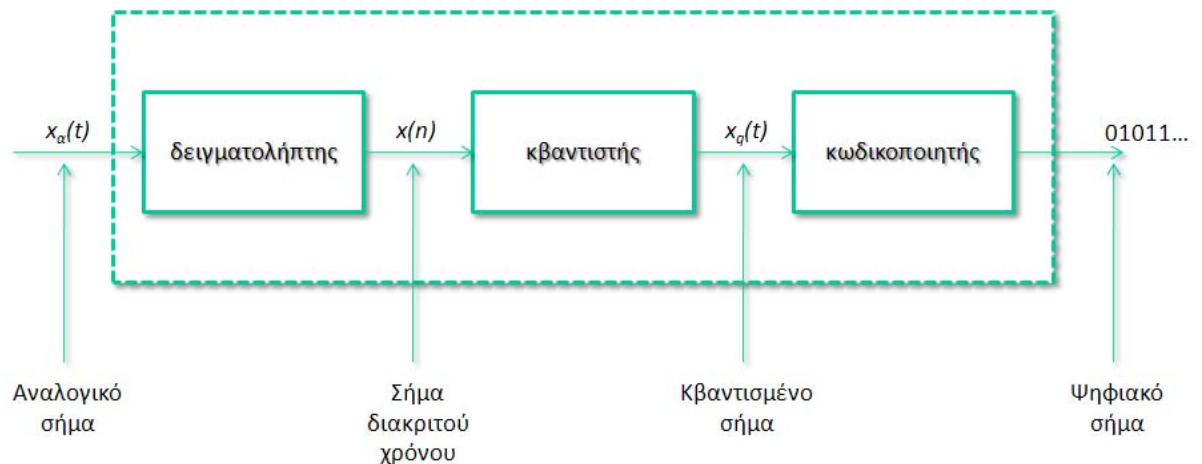
Ένα ψηφιακό φίλτρο χαρακτηρίζεται από τη συνάρτηση μεταφοράς του (transfer function), ή την διαφορική του εξίσωση αντίστοιχα. Η μαθηματική ανάλυση της συνάρτησης μεταφοράς μπορεί να περιγράψει πόσο καλά θα αποκρίνεται το φίλτρο σε οποιαδήποτε είσοδο. Για το λόγο αυτό ο σχεδιασμός ενός ψηφιακού φίλτρου πρέπει να λαμβάνει υπόψη τις προδιαγραφές και απαιτήσεις του προβλήματος έτσι ώστε να παράγεται η κατάλληλη εκείνη συνάρτηση μεταφοράς η οποία να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις του προβλήματος.

Η ψηφιακή επεξεργασία σήματος ασχολείται με την αναπαράσταση των σημάτων ως μια σειρά από αριθμούς ή σύμβολα και την επεξεργασία αυτών των σημάτων, δηλαδή

την ανάλυση, τροποποίηση (ή και παραποίηση), την ερμηνεία και εξαγωγή πληροφοριών από αυτά με τη βοήθεια ψηφιακών επεξεργαστών. Παραδείγματα της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος είναι η μετατροπή ενός σήματος σε μια διαφορετική, καταλληλότερη για επεξεργασία μορφή, η εύρεση του μετασχηματισμού Fourier κάποιων δεδομένων και η αφαίρεση θορύβου από ένα σήμα. Στους αλγορίθμους που αναπτύχθηκαν για ανάλυση καρδιογραφήματος γίνεται χρήση ψηφιακών φίλτρων για να αφαιρεθεί ο θόρυβος από το σήμα και να διευκολυνθεί η ανάλυση. Η παραδοσιακή χρήση αναλογικών μορφών επεξεργασίας του σήματος που παράγει το ΗΚΓ αντικαταστάθηκε από την χρήση της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος καθώς οι νέες τηλεϊατρικές εφαρμογές που αναπτύσσονται σχετικά με την ανάλυση ΗΚΓ θα ήταν αδύνατο να υλοποιηθούν και να εφαρμοστούν εάν δεν υπήρχε η δυνατότητα της ψηφιακής επεξεργασίας του σήματος. Υπάρχουν, επιπλέον, αρκετά πλεονεκτήματα τα οποία καθιστούν τη χρήση της ψηφιακής επεξεργασίας καλύτερη.

Ένα από τα πλεονεκτήματα για τα οποία γίνεται λόγος πιο πάνω είναι η ευελιξία στην τροποποίηση των πράξεων ψηφιακής επεξεργασίας με την απλή μετατροπή του προγράμματος. Σε αναλογικά συστήματα, μια τέτοια τροποποίηση εξυπακούεται ότι το κύκλωμα θα πρέπει να επανασχεδιαστεί και περάσει από έλεγχο για την ορθή λειτουργία του. Ακόμα ένα σημαντικό πλεονέκτημα είναι η αποθήκευση των ψηφιακών σημάτων σε μαγνητικά ή οπτικά μέσα και η επ' αόριστον αναπαραγωγή τους χωρίς οποιαδήποτε επίπτωση στην ποιότητα και την πιστότητα του σήματος. Η απόδοση παραμένει σταθερή ανεξαρτήτως παραγόντων όπως η ηλικία και η θερμοκρασία. Τα σήματα μπορούν, επομένως, να μεταφερθούν και να επεξεργαστούν σε μη-πραγματικό χρόνο, καθιστώντας επίσης δυνατή την υλοποίηση μαθηματικών πράξεων μεγάλης ακρίβειας, καθώς τα ψηφιακά σήματα μπορούν να τύχουν επεξεργασίας σε υπολογιστικά συστήματα μεγάλων δυνατοτήτων. Τέλος, θα πρέπει να γίνει αναφορά και στο γεγονός ότι πλέον η ψηφιακή επεξεργασία σήματος είναι χαμηλότερου κόστους από ότι η αναλογική, γεγονός το οποίο οφείλεται στο μειωμένο, σήμερα, κόστος του υλικού αλλά και στην ευελιξία της ψηφιακής υλοποίησης η οποία αναφέρθηκε προηγουμένως. Στο σημείο αυτό όμως θα πρέπει να τονιστεί ότι η ψηφιακή επεξεργασία σήματος, παρά τα πλεονεκτήματά της, δεν μπορεί να αντικαταστήσει πλήρως την αναλογική, καθώς υφίστανται περιορισμοί στην ταχύτητα λειτουργίας των μετατροπέων αναλογικού σήματος σε ψηφιακό [14].

Κατά τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, για να μπορεί να επεξεργαστεί ένα αναλογικό σήμα με ψηφιακά μέσα, πρέπει το σήμα να μετατραπεί σε μία ακολουθία αριθμών πεπερασμένης ακρίβειας, να γίνει δηλαδή ψηφιακό. Η διαδικασία αυτή της μετατροπής εκτελείται σε τρία στάδια, σύντομη αναφορά στα οποία ακολουθεί μετά το σχηματική παράσταση της διαδικασίας μετατροπής:



Σχήμα 2.7 – Τμήματα ενός μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Δειγματοληψία (sampling): Είναι η διαδικασία μετατροπής ενός σήματος συνεχούς χρόνου σε ένα σήμα διακριτού χρόνου, παίρνοντας δείγματα του σήματος συνεχούς χρόνου σε διακριτές στιγμές του χρόνου. Επομένως, όπως παρουσιάζεται και σχηματικά στο Σχήμα 2.7, αν $x_a(t)$ είναι η είσοδος, τότε η έξοδος θα είναι $x_a(nT)$ ή $x(n)$, όπου T είναι η περίοδος δειγματοληψίας [14], [26].

Κβάντιση (quantisation): Είναι η διαδικασία μετατροπής ενός σήματος διακριτού χρόνου συνεχών τιμών σε ένα σήμα διακριτού χρόνου διακριτών τιμών, δηλαδή ψηφιακό. Το κάθε δείγμα του σήματος αντιπροσωπεύεται από μια τιμή η οποία επιλέγεται από ένα πεπερασμένο σύνολο πιθανών τιμών. Το σφάλμα κβάντισης ορίζεται ως η διαφορά του αρχικού μη κβαντισμένου δείγματος, $x(n)$, και της κβαντισμένης εξόδου, $x_q(n)$ [26].

Κωδικοποίηση (coding): Σε αυτή τη διαδικασία, κάθε διακριτή τιμή $x_q(n)$ αντιπροσωπεύεται από έναν αριθμό αποτελούμενο από b -bits.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Περιγραφή αλγορίθμων ανίχνευσης QRS

3.1 Σύντομη επισκόπηση των μέχρι σήμερα εργασιών που σχετίζονται με το θέμα	17
3.2 Αλγόριθμος ανίχνευσης πραγματικού χρόνου (Pan & Tompkins, 1985)	23
3.3 Ποσοτική διερεύνηση των κανόνων ανίχνευσης χρησιμοποιώντας την MIT-BIH ΒΔ από αρρυθμίες (Hamilton & Tompkins, 1986)	41

3.1 Σύντομη επισκόπηση των μέχρι σήμερα εργασιών που σχετίζονται με το θέμα

Στο παρελθόν μεγάλος αριθμός ερευνητών προέβησαν σε σύγκριση προτεινόμενων αλγορίθμων ανίχνευσης QRS, αλλά και σε επέκταση είτε ανάπτυξη νέων αλγορίθμων. Στόχος των μελετών αυτών υπήρξε να βελτιστοποιηθούν οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται αλλά και να προκύψουν αλγόριθμοι ειδικά σχεδιασμένοι έτσι ώστε να αποδίδουν στο μέγιστο για συγκεκριμένες περιπτώσεις – παραδείγματος χάριν ένας ανιχνευτής ο οποίος να αποδίδει στο μέγιστο υπό συνθήκες θορύβου, είτε ένας ανιχνευτής κατάλληλα τροποποιημένος ώστε να μπορεί να ενσωματωθεί σε φορητές συσκευές. Η ακόλουθη παράγραφος έχει αφιερωθεί στην επιγραμματική αναφορά των σημαντικότερων εργασιών που έχουν δημοσιευθεί μέχρι τώρα σχετικά με το θέμα.

Οι Friesen et al. [12] δημοσίευσαν μια εργασία στην οποία γίνεται η παρουσίαση της σύγκρισης εννέα συνολικά αλγορίθμων ανίχνευσης QRS. Η σύγκριση έγινε βάσει των τεσσάρων ακόλουθων χαρακτηριστικών:

- I. Σύγκριση βάσει εύρους και πρώτης παραγώγου
- II. Σύγκριση με βάση την πρώτη παράγωγο
- III. Σύγκριση βάσει πρώτης και δεύτερης παραγώγου

IV. Σύγκριση βάσει του ψηφιακού φιλτραρίσματος

Σε μετέπειτα εργασία, οι Daskalov et al. [6] εφάρμοσαν τους αλγορίθμους αυτούς σε επιλεγμένα σήματα τα οποία χαρακτηρίζονταν από έντονο baseline drift. Τα αποτελέσματα δεν ήταν ιδιαίτερα ικανοποιητικά, γεγονός που ενδέχεται να προκύπτει από τη χρήση σταθερών κατωφλίων ανίχνευσης. Υπάρχει επιχειρηματολογία η οποία συνιστά ότι η χρήση προσαρμοζόμενων κατωφλίων θα μπορούσε να επιφέρει καλύτερα αποτελέσματα, και η οποία συζητείται στη δημοσιευμένη εργασία του Ivaylo I. Christov με τίτλο Real Time Electrocardiogram QRS Detection using combined adaptive threshold.

Οι Poli et al. [25] χρησιμοποίησαν ένα γενικευμένο αλγόριθμο ανίχνευσης QRS. Στον αλγόριθμο αυτό δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στα συμπλέγματα QRS μέσω της εφαρμογής πολυωνυμικών φίλτρων, χωρίς αυτό να συνεπάγεται υποβάθμιση του υπόλοιπου σήματος. Η ευαισθησία του αλγορίθμου αυτού έφτασε το 99.60 %, ενώ το ποσοστό specificity ήταν 99.51 %. Τα ποσοστά αυτά προέκυψαν με εφαρμογή του αλγορίθμου στα δεδομένα της MIT / BIH Βάσης Δεδομένων για αρρυθμίες.

Τρία χρόνια αργότερα οι Afonso et al. [2] πρότειναν μια μέθοδο διάσπασης του σήματος του ΗΚΓ, όπου διάφορες παράμετροι κατέστη δυνατό να υπολογιστούν ανεξάρτητα και να συνδυαστούν έπειτα σε έναν κανόνα ανίχνευσης. Κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου στα δεδομένα της MIT / BIH Βάσης Δεδομένων για αρρυθμίες επιτεύχθηκε ποσοστό ευαισθησίας ίσο με 99.59 % και ποσοστό specificity ίσο με 99.56%. Παρόλο που συγκριτικά με την προηγούμενη εργασία το ποσοστό ευαισθησίας είναι μειωμένο κατά 0.01%, το ποσοστό specificity παρουσιάζει αύξηση 0.05%, το οποίο κρίνεται ως σημαντική βελτίωση.

Κατά το έτος 2004 αναπτύχθηκε από τους Dotsinsky και Stoyanov [8] ένας ευρετικός αλγόριθμος ψευδο-πραγματικού χρόνου για ανίχνευση κοιλιακών παλμών σε ένα κανάλι ΗΚΓ μόνο, ο οποίος βασίζεται σε κριτήρια που αξιολογούν τις απότομες κορυφές και τις αιχμηρές ακμές. Κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου σε εγγραφές δύο καναλιών από τις μεγαλύτερες βάσεις δεδομένων αρρυθμιών – MIT-BIH και AHA – επιτεύχθηκαν ιδιαίτερα ψηλά ποσοστά ευαισθησίας και specificity, τα οποία έφτασαν το 99.04 % και 99.62 % αντίστοιχα.

Υψηλά ποσοστά επιτυχίας παρουσιάστηκαν σε εργασία των Moraes et. Al [22], όπου επιχειρήθηκε ένας λογικός συνδυασμός δύο διαφορετικών αλγορίθμων και παράλληλη λειτουργία τους. Συγκεκριμένα, το ποσοστό ευαισθησίας έφθασε το 99.22 % και το ποσοστό specificity το 99.73 %. Ωστόσο, τα ποσοστά αυτά ισχύουν για όλες τις εγγραφές από ασθενείς οι οποίοι δεν έφεραν βηματοδότη. Εξαιρώντας τέσσερις ακόμη εγγραφές με υψηλά επίπεδα εύρους θορύβου, το ποσοστό αυξήθηκε σε 99.56 % για την ευαισθησία και σε 99.82 % για specificity.

Ακολουθούν δύο πίνακες οι οποίοι παρουσιάζουν την απόδοση διαφορετικών αλγορίθμων ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS: Ο Πίνακας 3.1 [βασισμένος στο 4] παρουσιάζει επιγραμματικά τα επιτυχή αποτελέσματα ανίχνευσης διαφόρων αλγορίθμων, δίνοντας με αυτό τον τρόπο μια αρκετά καθαρή εικόνα για το ποιοι από αυτούς τους αλγορίθμους κρίνονται περισσότερο κατάλληλοι για εφαρμογή σε μεγαλύτερα συστήματα ανάλυσης ΗΚΓ. Ωστόσο, δεν γίνεται οποιαδήποτε αναφορά στην απόδοση των αλγορίθμων. Παρόλα αυτά, σε γενικές γραμμές οι αλγόριθμοι έχουν ικανοποιητική απόδοση. Υπάρχουν, επιπλέον, ορισμένες απλοποιήσεις οι οποίες εφαρμόστηκαν κατά την εξαγωγή των ολικών, γενικών αυτών συμπερασμάτων. Σημαντικότερο να αναφερθεί είναι το ότι στον πίνακα αναφέρεται η ολική απόδοση των αλγορίθμων και όχι η απόδοση για τη χειρίστη περίπτωση. Καθώς τέτοιοι αλγόριθμοι εμπεδώνονται και χρησιμοποιούνται σε κρίσιμα συστήματα πραγματικού χρόνου, είναι σημαντικό να δίνεται η απόδοση χειρίστης περίπτωσης. Ο πίνακας όμως εξακολουθεί να αποτελεί μια κατατοπιστική μορφή αναφοράς, περιλαμβάνοντας ορισμένους από τους πιο αξιόλογους αλγορίθμους ανίχνευσης QRS. Η κατηγοριοποίηση με βάση τα αποτελέσματα γίνεται παίρνοντας τη μικρότερη τιμή από τις μετρήσεις specificity και positive predictivity κάθε αλγορίθμου.

min(S,+P)	STANDARD DATABASE	PARTS OF STANDARD DATABASE	NONSTANDARD DATABASE
>99%	Afonso et al. "ECG Beat Detection using filter banks" [2] Bahoura et al. "DSP Implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis" [38] Hamilton & Tompkins [13] Inoue & Miyazaki "Detection of QRS complex in ECG using wavelet transform" [40] Köhler et al. [3] Li et al. "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms" [46] Poli et al. "Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS Detectors" [25]	Gritzali [11] Hu et al. "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification" [43] Kohama et al. [17] Ruha et al. "A real-time microprocessor QRS detector system with 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV" [37] Sahambi et al. "Using wavelet transform for ECG characterisation. An online digital signal processing system" [44] Vijaya et al. "ANN-based QRS-complex analysis of ECG" [45] Xue et al. "Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection" [41]	Belforte et al. "A contribution to the automatic processing of ECGs using syntactic methods" [48] Dobbs et al. [7] Fischer et al. "Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisition" [39] Thakor & Webster "Design and evaluation of QRS and noise detectors for ambulatory ECG monitors" [49] Yu et al. "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection"
95% - 99%	Suppapola & Sun "Microcontroller-based real-time QRS detection" [47]	Coast et al. [5] Kadambe et al. "Wavelet transform-based QRS complex detector "	Sörnmo et al. "Adaptive QRS detection" Udupa and Murthy [42]
90% - 95%		Papakonstantinou et al. "An attribute grammar for QRS detection" [50] Trahanias [28]	
<90%			Ligtenberg & Kunt [18]

Πίνακας 3.1 – Σύγκριση των αποτελεσμάτων από διαφορετικούς αλγόριθμους(βασισμένος στο [4])

Παρουσιάζεται ένας ακόμη πίνακας, ο Πίνακας 3.2, ο οποίος παρουσιάζει αλγοριθμική σύγκριση λαμβάνοντας υπόψη τον υπολογιστικό φόρτο των αλγορίθμων [4]. Έτσι, ο πίνακας διαχωρίζει τους αλγορίθμους σε τρεις διαφορετικές κατηγορίες, χαμηλής, μέτριας και υψηλής υπολογιστικής πολυπλοκότητας. Και για αυτόν τον πίνακα ακολουθήθηκαν ορισμένες απλοποιήσεις όσον αφορά την εξαγωγή των συγκριτικών κατηγοριοποιήσεων. Επομένως ο πίνακας μπορεί να αποτελέσει μια απλή πηγή για δημιουργία γενικής ιδέας όσον αφορά την απαιτούμενη υπολογιστική ισχύ των αλγορίθμων.

LOW	MEDIUM	HIGH
Afonso et al. "ECG Beat Detection using filter banks" [2] Fischer et al. "Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisition" [39] Köhler et al. [3] Kohama et al. [17] Suppapola & Sun "Microcontroller-based real-time QRS detection " [47] Trahanias [28] Yu et al. "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection"	Bahoura et al. "DSP Implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis" [38] Dobbs et al. [7] Gritzali [11] Hamilton & Tompkins [13] Kadambe et al. "Wavelet transform-based QRS complex detector" Ligtenberg & Kunt [18] Poli et al. "Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS Detectors" [25] Ruha et al. "A real-time microprocessor QRS detector system with 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV" [37] Vijaya et al. "ANN-based QRS-complex analysis of ECG"	Belforte et al. "A contribution to the automatic processing of ECGs using syntactic methods" [48] Coast et al. [5] Hu et al. "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification" [43] Inoue & Miyazaki "Detection of QRS complex in ECG using wavelet transform" [40] Li et al. "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms" [46] Papakonstantinou et al. "An attribute grammar for QRS detection" [50] Sahambi et al. "Using wavelet transform for ECG characterisation. An online digital signal processing system" [44] Sörnmo et al. "Adaptive QRS detection" Udupa and Murthy "Syntactic approach to ECG rhythm analysis" [42] Xue et al. "Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection" [41]

Πίνακας 3.2 – Υποκειμενική σύγκριση ως προς τον υπολογιστικό φόρτο των αλγορίθμων [4]

3.2 Αλγόριθμος ανίχνευσης πραγματικού χρόνου (Pan & Tompkins, 1985)

3.2.1 Εισαγωγή

Ένας άλλος αλγόριθμος – από τους σημαντικότερους - ο οποίος προτάθηκε από τους Jiaru Pan και Willis J. Tompkins [24], έχει 99.3% ποσοστό επιτυχών ανιχνεύσεων των συμπλεγμάτων QRS στην standard 24h MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμιών, ένα ποσοστό το οποίο κρίνεται ως ιδιαίτερα ικανοποιητικό. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος ανιχνεύει αξιόπιστα τα συμπλέγματα QRS βασισμένος στην ψηφιακή ανάλυση της κλίσης, του πλάτους και του εύρους των σημάτων που παράγει το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Για να μειωθούν οι λανθασμένες ανιχνεύσεις που προκαλούνται από τις διάφορες παρεμβολές που φέρει ένα σήμα ΗΚΓ (θόρυβος) χρησιμοποιήθηκε ένα ειδικό ψηφιακό ζωνοδιάβατο φίλτρο, το οποίο επιτρέπει τη χρήση χαμηλών κατωφλίων αυξάνοντας έτσι την ευαισθησία ανίχνευσης. Να αναφερθεί στο σημείο αυτό ότι πηγές τέτοιων θορύβων αποτελούν οι μυς (θόρυβος μυών), παρεμβολές λόγω της κίνησης των ηλεκτροδίων, παρεμβολές από power line, baseline wanders και επάρματα T τα οποία έχουν πολύ ψηλές συχνότητες, χαρακτηριστικό το οποίο ομοιάζει πολύ με τα συμπλέγματα QRS. Η προσέγγιση που ακολουθήθηκε από τους αρθρογράφους δίνει ιδιαίτερη σημασία στο να μειωθεί η επίδραση του θορύβου στο πραγματικό αποτέλεσμα, κάτι το οποίο σε πολλούς αλγορίθμους ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS που έχουν προταθεί δεν αποτελεί σημείο ιδιαίτερης αναφοράς. Σημαντικό είναι επίσης να αναφερθεί ότι, περιοδικά, ο συγκεκριμένος αλγόριθμος προσαρμόζει αυτόματα τα κατώφλια και τις παραμέτρους έτσι ώστε να μπορεί να προσαρμοστεί σε αλλαγές του ΗΚΓ, όπως για παράδειγμα η μορφολογία του συμπλέγματος QRS και ο σφυγμός. Ακολουθεί εκτενέστερη και πιο λεπτομερής αναφορά στον προτεινόμενο αυτό αλγόριθμο, καθώς είναι σημαντικό να αναλυθεί η μέθοδος που ακολουθήθηκε αλλά και τα όποια αποτελέσματα / ευρήματα από τη διαδικασία δοκιμής του αλγορίθμου.

Από τους τρεις διαθέσιμους τύπους βημάτων επεξεργασίας, ο προτεινόμενος αλγόριθμος χρησιμοποιεί και τους τρεις, οι οποίοι είναι: γραμμικό ψηφιακό φιλτράρισμα, μη γραμμικός μετασχηματισμός και αλγόριθμοι κανόνων απόφασης (decision rule algorithms). Η γραμμική επεξεργασία περιλαμβάνει ένα ζωνοδιάβατο φίλτρο, μια παράγωγο και έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου (moving window integrator). Ο μη γραμμικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται είναι ο

τετραγωνισμός του πλάτους του σήματος. Για τον αλγόριθμο κανόνων απόφασης χρησιμοποιούνται προσαρμοζόμενα κατώφλια και τεχνικές διάκρισης του επάρματος T. Επιπλέον σημειώνεται ότι η κλίση του επάρματος R αποτελεί ένα δημοφιλές χαρακτηριστικό του σήματος το οποίο χρησιμοποιείται σε πολλούς ανιχνευτές του συμπλέγματος QRS.

Η υλοποίηση του αλγορίθμου έγινε σε γλώσσα χαμηλού επιπέδου. Η όλη επεξεργασία γίνεται με ακέραια αριθμητική έτσι ώστε να μπορεί ο αλγόριθμος να λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο χωρίς να απαιτείται μεγάλη υπολογιστική ισχύς [51]. Η βάση δεδομένων παρέχει δύο ταυτόχρονα κανάλια ΗΚΓ. Επιχειρήθηκε να γίνει ανάλυση και στα δύο κανάλια όμως αυτή η προσέγγιση χρειάστηκε να απορριφθεί, καθώς το δεύτερο κανάλι παρουσιάζει θόρυβο σε σημείο που το καθιστά εξαιρετικά δύσκολο να συμβάλει στην επιτυχή ανάλυση. Για να αυξηθεί η απόδοση με αλγορίθμους δύο καναλιών θα πρέπει να εφαρμοστεί ένας νέος τρόπος τοποθέτησης των ηλεκτροδίων, ο οποίος θα δίνει και στα δύο κανάλια αξιοποιήσιμα αποτελέσματα. Η χρήση δύο ή περισσότερων καναλιών στην είσοδο αποτελεί ένα πεδίο το οποίο τυγχάνει έρευνας ούτως ώστε να διευκρινιστεί κατά πόσον αυτό μπορεί να καταστήσει πιο εύρωστο τον ανιχνευτή του συμπλέγματος QRS [23].

Ο αλγόριθμος χωρίζεται σε τρεις φάσεις:

- α. πρώτη φάση μάθησης
- β. δεύτερη φάση μάθησης
- γ. ανίχνευση.

Η πρώτη φάση μάθησης χρειάζεται περίπου δύο δευτερόλεπτα για να αρχικοποιήσει τα κατώφλια ανίχνευσης. Η αρχικοποίηση αυτή βασίζεται στις ακμές σήματος και θορύβου οι οποίες ανιχνεύονται κατά τη διαδικασία μάθησης. *(Σημειώνεται ότι χρησιμοποιώντας τον όρο ακμή εννοούνται οι κορυφές στο εκάστοτε σήμα. Γίνεται παράλληλη χρήση και των δύο λέξεων, και η σημασία τους είναι ισοδύναμη).* Η δεύτερη φάση μάθησης χρειάζεται δύο κτύπους για να αρχικοποιήσει τις μέσες και οριακές τιμές του RR-interval. (RR-interval average και RR-interval limit). Η επακόλουθη φάση ανίχνευσης εκτελεί τη διαδικασία αναγνώρισης και παράγει ένα σφυγμό για κάθε σύμπλεγμα QRS. Για την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS, ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί δύο σύνολα κατωφλίων. Το πρώτο σύνολο κατωφλίων το

φιλτραρισμένο ΗΚΓ, ενώ το δεύτερο κατωφλιώνει το σήμα που παράγεται από την ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου (moving window integration). Η χρήση κατωφλίων και στα δύο σήματα παρέχει βελτιστοποίηση της αξιοπιστίας της ανίχνευσης εν σχέσει με το να χρησιμοποιούνταν μόνο η μία κυματομορφή.

Όπως αναφέρθηκε και στη γενική περιγραφή του αλγορίθμου, οι τιμές των κατωφλίων και άλλων παραμέτρων αυτού προσαρμόζονται περιοδικά για να εφαρμόζουν στα μεταβαλλόμενα χαρακτηριστικά του σήματος και να παρέχουν μεγαλύτερη αξιοπιστία. Η συνεχής αυτή προσαρμογή στα χαρακτηριστικά του σήματος γίνεται εφικτή καθώς βασίζεται στο πιο πρόσφατο σήμα και τις ακμές θορύβου που ανιχνεύονται στα σήματα υπό επεξεργασία. Εάν το πρόγραμμα δεν ανιχνεύσει σύμπλεγμα QRS στο ενδιάμεσο χρονικό διάστημα το οποίο αντιστοιχεί στο 166% του τρέχοντος μέσου RR – interval, τότε η μέγιστη ακμή που ανιχνεύεται στο ενδιάμεσο αυτό διάστημα και βρίσκεται μεταξύ των δύο κατωφλίων εκλαμβάνεται ως ένα πιθανό QRS σύμπλεγμα και εφαρμόζεται το χαμηλότερο από τα δύο κατώφλια. Πλεονεκτήματα της πιο πάνω περιγραφείσας μεθόδου αποτελούν η αποφυγή μεγάλων απαιτήσεων σε μνήμη για την αποθήκευση του ιστορικού του ΗΚΓ. Συνέπεια αυτού είναι η ανάγκη ελάχιστου υπολογιστικού χρόνου για την επίτευξη της διαδικασίας αναζήτησης κάποιου ελλείποντος QRS συμπλέγματος.

Όταν αναγνωριστεί ένα έγκυρο σύμπλεγμα QRS, παρεμβάλλεται μια διαθλαστική (refractory) περίοδος διάρκειας 200ms προτού να μπορεί το επόμενο σύμπλεγμα να ανιχνευτεί. Σημειώνεται ότι αυτή είναι και η φυσιολογική χρονική απόσταση μεταξύ δύο συμπλεγμάτων. Η διαθλαστική αυτή περίοδος απαλείφει την πιθανότητα εσφαλμένης ανίχνευσης. Εάν ανιχνευτεί σύμπλεγμα QRS μετά το πέρας της διαθλαστικής περιόδου αλλά εντός 360ms από το προηγούμενο σύμπλεγμα, τότε πρέπει να διευκρινιστεί κατά πόσον πρόκειται για έγκυρο σύμπλεγμα QRS ή εάν είναι ένα έπαρμα T. Σε τέτοιες περιπτώσεις, η κυματομορφή με μεγαλύτερη κλίση κρίνεται ως QRS σύμπλεγμα.

Διατηρούνται δύο ξεχωριστές μετρήσεις του RR - interval average. Η μία RR - interval average μέτρηση υπολογίζεται παίρνοντας τα οκτώ πιο πρόσφατα RR – intervals και εξάγοντας το μέσο όρο αυτών. Η δεύτερη μέτρηση είναι ο μέσος όρος των οκτώ πιο πρόσφατων κτύπων οι οποίοι εμπίπτουν στο πεδίου του 92-116% του τρέχοντος RR -

interval average. Εάν δεν γινόταν χρήση της πρώτης μέτρησης, η όλη προσέγγιση (ο αλγόριθμος) θα καθίστατο κατάλληλη μόνο για κανονικό ή βραδέως μεταβαλλόμενο heart rate.

3.2.2 Μέθοδοι

Στις ακόλουθες παραγράφους δίνεται μια περιγραφή των μεθόδων. Αρχικά, ένα αναλογικό φίλτρο εκτελεί bandlimiting του σήματος του ΗΚΓ στα 50Hz. Ένας μετατροπέας (αναλογικό σε ψηφιακό) δειγματοληπτεί το ΗΚΓ σε ρυθμό 200 δειγμάτων / δευτερόλεπτο. Το ψηφιακό σήμα που παράγεται περνά από μία σειρά βημάτων επεξεργασίας στα οποία περιλαμβάνονται τρία γραμμικά ψηφιακά φίλτρα υλοποιημένα στο λογισμικό. Το πρώτο είναι ένα ζωνοδιάβατο (bandpass) φίλτρο ακέραιου συντελεστή. Διαδοχικά (cascaded) βαθυπέρατα (lowpass) και υψιπέρατα (highpass) φίλτρα συνθέτουν το ζωνοδιάβατο αυτό φίλτρο, λειτουργικότητα του οποίου είναι να απορρίπτει τον θόρυβο. Το επόμενο είναι ένα φίλτρο το οποίο προσεγγίζει μια παράγωγο. Μετά από μια διαδικασία τετραγωνισμού του πλάτους, το φίλτρο περνά μέσα από έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου (moving window integrator). Ο καθορισμός των περιοχών των συμπλεγμάτων QRS γίνεται με προσαρμοζόμενα κατώφλια.

3.2.2.1 Ζωνοδιάβατο φίλτρο (Band-pass filter)

Ζωνοδιάβατο φίλτρο: Το φίλτρο αυτό μειώνει το θόρυβο που προκαλείται από τους μυς, την παρεμβολή των 60Hz, το baseline wander και τις παρεμβολές του επάρματος T. Το επιθυμητό passband για μεγιστοποίηση της ενέργειας του συμπλέγματος QRS είναι περίπου 5-15 Hz. Το φίλτρο που υλοποιήθηκε στον αλγόριθμο ο οποίος συζητείται σε αυτό το άρθρο είναι ένα γρήγορο, real-time αναδρομικό φίλτρο στο οποίο οι πόλοι τοποθετούνται έτσι ώστε να ακυρώνουν τα μηδενικά στο unit circle του z plane [51]. Η προσέγγιση αυτή είχε ως αποτέλεσμα το σχεδιασμό ενός φίλτρου με ακέραιους συντελεστές. Καθώς απαραίτητη είναι μόνο η ακέραια αριθμητική, ένα φίλτρο πραγματικού χρόνου μπορεί να υλοποιηθεί με ένα απλό μικροεπεξεργαστή και να διατηρεί ακόμη διαθέσιμη υπολογιστική ισχύ για να εκτελέσει τη διαδικασία αναγνώρισης του QRS συμπλέγματος. Η κατηγορία αυτών των φίλτρων, τα οποία έχουν poles και μηδενικά μόνο στην κυκλική μονάδα (unit circle) περιορίζει την ευελιξία στο σχεδιασμό bandpass. Επομένως, για το ρυθμό δειγματοληψίας που επιλέχθηκε δεν ήταν δυνατό να σχεδιαστεί ευθέως ένα ζωνοδιάβατο φίλτρο για το

επιθυμητό passband των 5-15 Hz χρησιμοποιώντας την εξειδικευμένη αυτή τεχνική σχεδιασμού. Λύση στο πρόβλημα αυτό επήλθε με διαδοχική εφαρμογή των βαθυπέρατων και υψιπέρατων φίλτρων για να επιτευχθεί ένα bandpass 3dB από 5-12 Hz περίπου, το οποίο πλησιάζει μέσα σε λογικά πλαίσια τον στόχο που έχει τεθεί στο σχεδιασμό. Ακολουθεί μια περιγραφή των εξισώσεων των βαθυπέρατων και υψιπέρατων φίλτρων που χρησιμοποιήθηκαν.

3.2.2.2 Βαθυπέρατο φίλτρο (Low-pass filter)

Η συνάρτηση μεταφοράς (transfer function) του βαθυπέρατου φίλτρου 2ας τάξεως (second-order low-pass filter) είναι η εξής [24]:

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{1-z^{-1}} \quad \text{εξ. 3.1}$$

Η απόκριση πλάτους (amplitude response) περιγράφεται από την εξίσωση που ακολουθεί. Το T αντιπροσωπεύει την περίοδο δειγματοληψίας.

$$|H(\omega T)| = \frac{\sin^2(3\omega T)}{\sin^2(\frac{\omega T}{2})} \quad \text{εξ. 3.2}$$

Ακολουθεί η διαφορική εξίσωση για του φίλτρου:

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad \text{εξ. 3.3}$$

όπου η συχνότητα αποκοπής (cut-off frequency) είναι περίπου 11 Hz και το κέρδος ίσο με 36. Η καθυστέρηση επεξεργασίας του φίλτρου είναι πέντε (5) δείγματα, το οποίο αντιστοιχεί σε 25ms για το ρυθμό δειγματοληψίας των 200 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο.

3.2.2.3 Υψιπέρατο φίλτρο (High-pass filter)

Η υλοποίηση του υψιπέρατου φίλτρου επιτυγχάνεται με την αφαίρεση ενός βαθυπέρατου φίλτρου πρώτης τάξεως από ένα all-pass φίλτρο (φίλτρο το οποίο

επιτρέπει να περάσουν όλες οι συχνότητες του σήματος). Το βαθυπέρατο φίλτρο είναι ακέραιου συντελεστή και η συνάρτηση μεταφοράς του έχει ως ακολούθως:

$$H1_p(z) = \frac{1-z^{-32}}{1-z^{-1}} \quad \text{εξ. 3.4}$$

Το παραπάνω βαθυπέρατο φίλτρο έχει d.c κέρδος ίσο με 32 και καθυστέρηση 15.5 δειγμάτων, η οποία αντιστοιχεί σε 77.5ms. Διαιρώντας την έξοδο του βαθυπέρατου φίλτρου με το d.c κέρδος παράγεται το υσιπέρατο φίλτρο. Σημειώνεται ότι, για να υπάρξει αντιστάθμιση με την καθυστέρηση του βαθυπέρατου φίλτρου, το αρχικό σήμα καθυστερείται κατά 16T ($z \exp^{-16}$) προτού γίνει η αφαίρεση.

Η συνάρτηση μεταφοράς του υσιπέρατου φίλτρου προκύπτει από την εξίσωση

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{H1_p(z)}{32} \quad \text{εξ. 3.5}$$

Η τελική μορφή της συνάρτησης μεταφοράς για το υσιπέρατο φίλτρο θα έχει ως εξής (μετά από την αντικατάσταση του $H1_p(z)$ και επίλυση ως προς H_{hp}).

$$H_{hp}(z) = \frac{-\frac{1}{32} + z^{-16} - z^{-17} + \frac{z^{-32}}{32}}{1-z^{-1}} \quad \text{εξ. 3.6}$$

3.2.2.4 Παράγωγος

Μετά από το φιλτράρισμα, το σήμα διαφοροποιείται για να δώσει τις πληροφορίες κλίσης (slope) του συμπλέγματος QRS. Χρησιμοποιήθηκε παράγωγος πέντε σημείων με την ακόλουθη συνάρτηση μεταφοράς [24]:

$$H(z) = \frac{1}{8T} (-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad \text{εξ. 3.7}$$

Η απόκριση του πλάτους είναι:

$$|H(\omega T)| = \frac{1}{4T} [\sin(2\omega T) + 2\sin(\omega T)] \quad \text{εξ. 3.8}$$

Η διαφορική εξίσωση έχει ως εξής:

$$y(nT) = \frac{1}{8T} [-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)]$$

εξ. 3.9

3.2.2.5 Συνάρτηση τετραγωνισμού (squaring function)

Μετά την παραγωγή το σήμα τετραγωνίζεται ανά κάθε σημείο [24]. Η εξίσωση για τη διαδικασία αυτή δίνεται από τον τύπο:

$$y(nT) = [x(nT)]^2$$

εξ. 3.10

Η διαδικασία αυτή μετατρέπει όλα τα σημεία δεδομένων σε θετικά. Εκτελεί επίσης μη γραμμική ενίσχυση της εξόδου της παραγωγού, δίνοντας έμφαση στις ψηλότερες συχνότητες, και κατά συνέπεια στις συχνότητες του ΗΚΓ.

3.2.2.6 Ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου (moving window integration)

Ο σκοπός του moving window integration είναι να ανακτηθούν πληροφορίες σχετικά με τα χαρακτηριστικά της κυματομορφής [24]. Η εξίσωση υπολογισμού έχει ως ακολούθως:

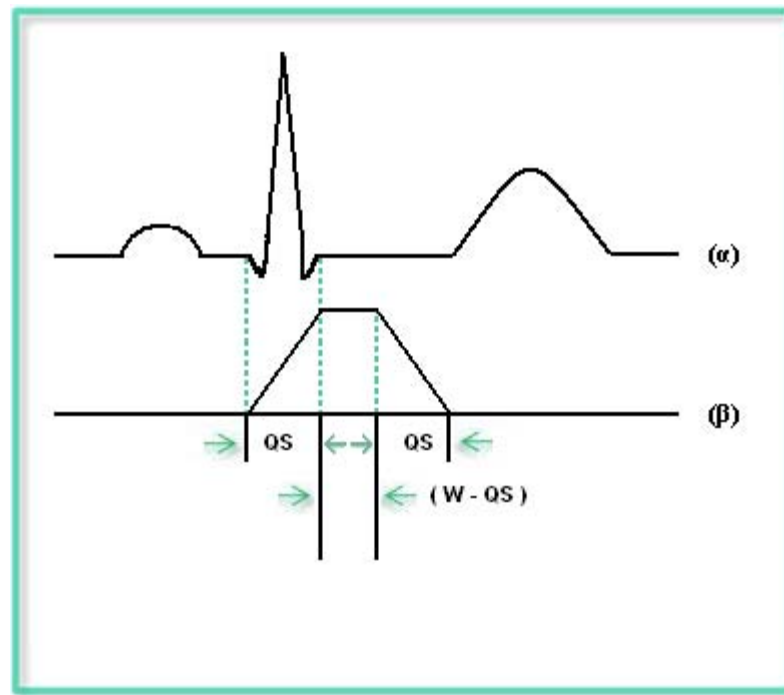
$$y(nT) = \frac{1}{N} [x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)]$$

εξ. 3.11

όπου N αντιστοιχεί στον αριθμό των δειγμάτων στο πλάτος του παραθύρου ολοκλήρωσης (integration window).

Στο Σχήμα 3.1 παρουσιάζεται η σχέση μεταξύ της κυματομορφής του moving window integration και του συμπλέγματος QRS. Ο αριθμός των δειγμάτων, N , στο moving window είναι ιδιαίτερα σημαντικός. Σε γενικές γραμμές, το πλάτος του παραθύρου θα πρέπει να είναι περίπου το ίδιο με το πλατύτερο πιθανό σύμπλεγμα QRS. Εάν το παράθυρο είναι πολύ πλατύ τότε η integration κυματομορφή θα συνενώσει τα συμπλέγματα QRS με τα επάρματα T. Εάν, αντίθετα, είναι πολύ στενό τότε ορισμένα συμπλέγματα QRS θα παράξουν αρκετές ακμές στην integration κυματομορφή.

Συνέπεια αυτού πιθανόν να είναι η πρόκληση δυσκολίας στην επακόλουθη διαδικασία ανίχνευσης του QRS. Επομένως, το πλάτος του παραθύρου θα πρέπει να καθορίζεται εμπειρικά. Για το συγκεκριμένο αλγόριθμο και το ρυθμό δειγματοληψίας των 200 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο, το παράθυρο έχει καθοριστεί να έχει πλάτος 30 δειγμάτων (150ms).



Σχήμα 3.1 – Σχέση μεταξύ (α) κυματομορφών QRS και (β) windows moving integrator [24]

3.2.2.7 Fiducial mark

Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην rising ακμή της ολοκληρωμένης κυματομορφής. Η χρονική διάρκεια της αναδύμενης (rising) ακμής είναι ίση με το πλάτος του συμπλέγματος QRS. Ένα fiducial mark για την προσωρινή τοποθεσία του συμπλέγματος QRS μπορεί να καθοριστεί από αυτή την rising ακμή σύμφωνα με επιθυμητό χαρακτηριστικό της κυματομορφής το οποίο θα σημειωθεί ως η μέγιστη κλίση της γραμμής του επάρματος R [24].

3.2.3 Προσαρμογή των κατωφλίων

Τα κατώφλια προσαρμόζονται αυτόματα έτσι ώστε να βρίσκονται πάνω από το θόρυβο. Η βελτίωση του λόγου του σήματος ως προς το θόρυβο την οποία επιτυγχάνει το

ζωνοδιάβατο φίλτρο επιτρέπει την ύπαρξη χαμηλών κατωφλίων. Σε κάθε μία από τις δύο ομάδες χρησιμοποιείται το ψηλότερο από τα δύο κατώφλια για την πρώτη ανάλυση του σήματος. Εάν σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα δεν εντοπιστεί σύμπλεγμα QRS και χρειάζεται να εφαρμοστεί κάποια τεχνική αναζήτησης προς τα πίσω για να εντοπιστεί έγκαιρα το QRS, τότε γίνεται χρήση του χαμηλού κατωφλίου [24]. Το σύνολο των κατωφλίων που εφαρμόζεται αρχικά στην κυματομορφή ολοκλήρωσης υπολογίζεται από τις εξής σχέσεις:

$SPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * SPKI$, αν PEAKI είναι κορυφή σήματος

$NPKI = 0.125 * PEAKI + 0.875 * NPKI$, αν PEAKI είναι κορυφή θορύβου

$THRESHOLD\ I1 = NPKI + 0.25 (SPKI - NPKI)$

$THRESHOLD\ I2 = 0.5 * THRESHOLD\ I1$

Όλες οι παραπάνω μεταβλητές αναφέρονται στην κυματομορφή ολοκλήρωσης. Συγκεκριμένα, PEAKI είναι η κορυφή η οποία έχει βρεθεί, SPKI είναι η πιθανή κορυφή σήματος, NPKI είναι η κορυφή θορύβου, THRESHOLD I1 είναι το πρώτο κατώφλι που εφαρμόζεται και, τέλος, THRESHOLD I2 είναι το δεύτερο κατώφλι που εφαρμόζεται.

Μια κορυφή εντοπίζεται όταν το σήμα παρουσιάζει αλλαγή στην κατεύθυνση του και από ανοδικό μετατρέπεται σε καθοδικό. Η κορυφή σήματος SPKI αποτελεί μια κορυφή την οποία ο αλγόριθμος έχει ήδη καθορίσει ως σύμπλεγμα QRS. Η ακμή θορύβου NPKI είναι οποιαδήποτε κορυφή η οποία δε σχετίζεται με το σύμπλεγμα QRS. Τέτοιες κορυφές μπορεί να είναι τα επάρματα T, για παράδειγμα. Μια ακμή θα καθοριστεί αυτόματα ως NPKI, δηλαδή ακμή θορύβου, εάν βρίσκεται κάτω από το επίπεδο που ορίζει το κατώφλι. Για να χαρακτηριστεί ως πραγματική κορυφή θα πρέπει το επίπεδο του σήματος να πέσει κάτω από την τιμή $SPKI / 2$ χωρίς να έχει βρεθεί άλλη κορυφή μεγαλύτερης τιμής από αυτή. Στην περίπτωση που βρεθεί κάποια άλλη, υψηλότερη κορυφή, τότε η προηγούμενη τιμή αντικαθίσταται από την καινούρια.

Για ακανόνιστους καρδιακούς παλμούς το πρώτο κατώφλι του κάθε συνόλου μειώνεται στο μισό έτσι ώστε να αυξηθεί η ευαισθησία ανίχνευσης και να αποφευχθεί το ενδεχόμενο να χαθούν οποιοιδήποτε παλμοί. Σημαντικό να σημειωθεί είναι επίσης ότι για να γίνει αναγνώριση μιας κορυφής ως σύμπλεγμα QRS, η κορυφή αυτή θα πρέπει να αναγνωριστεί τόσο στην κυματομορφή ολοκλήρωσης όσο και στην κυματομορφή

του ΗΚΓ το οποίο προκύπτει έπειτα από φιλτράρισμα με ζωνοδιάβατο φίλτρο.

3.2.4 Προσαρμογή των μέσων RR interval και Rate ορίων

Διατηρούνται δύο μέσα RR intervals, εκ των οποίων το ένα αντιστοιχεί στους οκτώ πιο πρόσφατους παλμούς [24]. Το δεύτερο είναι ο μέσος όρος των οκτώ πιο πρόσφατων παλμών των οποίων τα RR intervals εμπίπτουν σε συγκεκριμένα όρια. Η διατήρηση δύο ξεχωριστών τιμών μέσων όρων αποσκοπεί στο να καταστεί ευκολότερη η προσαρμογή σε παλμούς οι οποίοι μεταβάλλονται με πολύ γρήγορο ρυθμό είτε είναι πολύ ακανόνιστοι. Ο πρώτος μέσος όρος αποτελείται από το μέσο των οκτώ πιο πρόσφατων σειριακών RR intervals, ανεξάρτητα των τιμών τους. Έχουμε δηλαδή:

$$RR\ average1 = 0.125 (RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n),$$

όπου RR_n είναι το πιο πρόσφατο RR interval.

Για το δεύτερο μέσο όρο, ο υπολογισμός βασίζεται σε επιλεγμένους παλμούς:

$$RR\ average2 = 0.125 (RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n)$$

Διευκρινίζεται ότι το RR' αντιστοιχεί στο πιο πρόσφατο RR interval το οποίο εμπίπτει μεταξύ των αποδεκτών χαμηλών και ψηλών ορίων για τα RR intervals. Τα όρια για το RR interval παρουσιάζονται αμέσως πιο κάτω:

RR low limit: 92% RR average2

RR high limit: 116% RR average2

RR missed limit: 166% RR average2

Εάν δεν βρεθεί κάποιο σύμπλεγμα QRS κατά τη διάρκεια του interval που καθορίζεται από το RR missed limit, τότε η μέγιστη ακμή μεταξύ των δύο καθορισμένων κατωφλίων θεωρείται υποψήφιο σύμπλεγμα QRS.

Στην περίπτωση όπου κάθε ένα από τα οκτώ πιο πρόσφατα σειριακά RR intervals – τα οποία υπολογίζονται από το RR average1 – είναι μεταξύ του RR low limit και του RR

high limit, τότε ο ρυθμός των καρδιακών παλμών κατατάσσεται ως κανονικός για τους οκτώ αυτούς κτύπους και έτσι έχουμε:

RR average2 ← RR average1

Η περίπτωση αυτή αντιστοιχεί στο όταν έχουμε κανονικό κολπικό ρυθμό.

3.2.5 Αναγνώριση επαρμάτων T

Όταν ένα RR interval είναι μικρότερο από 360ms, πρέπει να ληφθεί μια απόφαση ώστε να καθοριστεί κατά πόσον το τρέχον σύμπλεγμα QRS έχει ορθώς καθοριστεί ως τέτοιο είτε εάν πρόκειται για ένα έπαρμα T. Εάν η μέγιστη κλίση που προκύπτει σε αυτή την κυματομορφή είναι μικρότερη από το μισό της κλίσης της κυματομορφής QRS που προηγήθηκε, τότε κατατάσσεται ως έπαρμα T, αλλιώς θεωρείται σύμπλεγμα QRS.

3.2.6 Αξιολόγηση

Σε αυτό το σημείο θα επιχειρηθεί μια συνοπτική καταγραφή των αποτελεσμάτων παράλληλα με την αξιολόγηση της απόδοσης του αλγορίθμου. Προηγουμένως όμως, κρίνεται απαραίτητο όπως γίνει αναφορά και επεξήγηση στις μετρικές αποτελεσματικότητας της διάγνωσης του αλγορίθμου. Δίνονται ορισμένες επιπλέον επεξηγήσεις μετρικών ή και αναλύσεων οι οποίες δεν χρησιμοποιούνται από αυτό τον αλγόριθμο αλλά αναφέρονται σε αξιολογήσεις άλλων αλγορίθμων και συστημάτων οι οποίες παρουσιάζονται σε μετέπειτα στάδιο της παρούσης εργασία.

3.2.6.1 Μετρικές αποτελεσματικότητας

Ως πρώτο βήμα επεξήγησης των μετρικών θα πρέπει να δοθεί ο ορισμός των ακόλουθων παραμέτρων, στις οποίες γίνεται άμεση αναφορά στην παράγραφο που ακολουθεί και ασχολείται με την αξιολόγηση του αλγορίθμου:

(α) True Positive – TP: αναφερόμαστε σε TP εάν τόσο το σύστημα (αλγόριθμος) όσο και ο ιατρός (expert / physician) δίνουν θετική διάγνωση ως προς την ύπαρξη ιατρικής ανωμαλίας (abnormality) / ασθένειας. Στην περίπτωση μας, ιατρική ανωμαλία θεωρείται η ύπαρξη κάποιας μορφής αρρυθμίας.

(β) True Negative – TP: η μετρική αυτή αντιστοιχεί στην περίπτωση όπου σύστημα και ιατρός συμφωνούν στην απουσία ιατρικής ανωμαλίας.

(γ) False Positive – FP: σε αυτή την περίπτωση το σύστημα δίνει θετική διάγνωση σε αντίθεση με τον ιατρό ο οποίος προβαίνει σε αρνητική διάγνωση

(δ) False Negative – FN: αναφερόμαστε σε FN εάν το σύστημα διαγιγνώσκει απουσία της ιατρικής ανωμαλίας ενώ ο ιατρός προβαίνει σε θετική διάγνωση

Τα δύο βασικά πρότυπα στα οποία μια νέα διαγνωστική του συστήματος πρέπει να ανταποκριθεί είναι η ισχύς (validity) και η αξιοπιστία (reliability), οι οποίες αναφέρονται στη βιβλιογραφία ως accuracy και precision αντίστοιχα. Η ισχύς απεικονίζει εάν η δοκιμή μετρά πραγματικά αυτό που θα πρέπει να μετρηθεί, ενώ η ακρίβεια μετρά το βαθμό στον οποίο η δοκιμή είναι σωστή. Η αξιοπιστία και η ακρίβεια απεικονίζουν εάν τα αποτελέσματα της διαγνωστικής δοκιμής μπορούν να επαναληφθούν από τους ίδιους ή διαφορετικούς ειδικούς. Η μέτρηση accuracy είναι η σχέση μεταξύ των αποτελεσμάτων του συστήματος και των διαγνώσεων (θετικών και αρνητικών) των ιατρών. Συγκρίνοντας και παρατηρώντας την σύγκλιση των δύο αυτών χαρακτηριστικών πηγάζουν οι μετρήσεις – κλειδιά για μια διαγνωστική δοκιμή, οι οποίες μετρήσεις είναι οι ακόλουθες: sensitivity, specificity, positive predictive value και τέλος, negative predictive value. Ο πίνακας απόφασης (confusion matrix) διευκολύνει την ανάλυση μιας απόφασης του συστήματος ανάλογα με το αν η ιατρική ανωμαλία είναι παρούσα ή απύσα σύμφωνα με τη διάγνωση του ιατρού [19]. Ακολουθεί ο πίνακας απόφασης και σύντομη επεξήγηση του τρόπου ερμηνείας αυτού:

CM	Διάγνωση ιατρού	
Διάγνωση συστήματος	D- (normal)	D+ (abnormal)
T- (normal)	TN	FN
T+ (abnormal)	FP	TP

Πίνακας 3.3 – Confusion Matrix

Το ενδιαφέρον του ιατρού εστιάζεται στην παρουσία (D+) ή απουσία (D-) της ασθένειας όταν η διαγνωστική δοκιμή είναι θετική (T+) ή αρνητική (T-). Ο πίνακας απόφασης πιο πάνω επεξηγεί τη σχέση μεταξύ των τεσσάρων πιθανών αποτελεσμάτων – True Positive, True Negative, False Positive και False Negative. Από τον προσδιορισμό των αποτελεσμάτων TP, TN, FP και FN καθίσταται δυνατή η εξαγωγή μιας σειράς από αναλογίες. Η αναλογία sensitivity, ή true positive ratio όπως άλλως συναντάται, προσδιορίζει το ποσοστό των ανιχνεύσεων συμπλεγμάτων QRS τα οποία αποτελούν όντως τέτοια συμπλέγματα. Η αναλογία specificity, ή true negative ratio όπως αλλιώς ονομάζεται, προσδιορίζει το ποσοστό για το οποίο ο αλγόριθμος ορθά ανιχνεύει μη ύπαρξη συμπλέγματος. Στον Πίνακα 3.3 υπολογίζονται κάθετα στη στήλη παρουσίας D+ η μετρική sensitivity ή στη στήλη απουσίας συμπλέγματος D- η μετρική specificity.

Οι μετρήσεις για τις οποίες δόθηκε περιγραφή μόλις προηγουμένως χαρακτηρίζουν την αποτελεσματικότητα ενός αλγορίθμου ανίχνευσης. Καθώς δεν είναι εντελώς σίγουρο το γεγονός ότι η ανίχνευση ενός συμπλέγματος αντιστοιχεί σε ένα πραγματικό QRS σύμπλεγμα, γίνονται υποθέσεις με τη βοήθεια της πιθανότητας της ύπαρξης ορθότητας (TP ή TN) βασισμένοι στην ακρίβεια (accuracy) της δοκιμής. Εξετάζοντας τον πίνακα απόφασης οριζοντίως γίνεται εφικτός ο υπολογισμός δύο τύπων τιμών πρόβλεψης. Ο πρώτος τύπος είναι η positive predictive value (PPV), η οποία δείχνει τον αριθμό των σωστών θετικών ανιχνεύσεων που γίνονται σε σχέση με όλες τις ανιχνεύσεις. Η δεύτερη τιμή είναι η negative predictive value (NPV) η οποία δείχνει τον αριθμό των σωστών ανιχνεύσεων για μη ύπαρξη συμπλέγματος σε σχέση με όλες τις ανιχνεύσεις.

Αναφορά θα πρέπει να γίνει και στην αναλογία likelihood ratio η οποία αποτελεί αναλογία των true positive ανιχνεύσεων σε σχέση με την αναλογία των false positive ανιχνεύσεων. Συνεπάγεται ότι οι δοκιμές με υψηλές TP αναλογίες και χαμηλές FP αναλογίες είναι πιο διευκρινιστικές ως προς την επιτυχή ανίχνευση. Επομένως, οι δοκιμές με υψηλές αναλογίες likelihood ratio δύναται να χαρακτηριστούν καλύτερες από ότι θα ήταν δοκιμές με χαμηλή αναλογία likelihood ratio.

Ακολουθεί ο ορισμός των προαναφερόμενων μετρικών σε εκατοστιαίο ποσοστό, με εξαίρεση το likelihood ratio [19].

- Accuracy: Το ποσοστό των επαρμάτων εκείνων τα οποία ορθώς ανιχνεύονται ως συμπλέγματα QRS.

$$\%CC = 100 * \frac{(TP + TN)}{(TP + TN + FP + FN)}$$

- Precision:

$$PR = 100 * \frac{TP}{TP + FP}$$

- Sensitivity: Το ποσοστό που δείχνει κατά πόσο το σύμπλεγμα θα ανιχνευθεί, δεδομένου ότι υπάρχει.

$$SE = 100 * \frac{TP}{TP + FN}$$

- Specificity: Το ποσοστό το οποίο δεικνύει κατά πόσο το σύμπλεγμα δεν θα ανιχνευθεί δεδομένου ότι όντως δεν υπάρχει.

$$SP = 100 * \frac{TN}{TN + FP}$$

- Negative Predictive Value: Εάν κατά τη δοκιμή δεν ανιχνεύεται σύμπλεγμα, η τιμή αυτή δείχνει το ποσοστό των δοκιμών αυτών οι οποίες ανταποκρίνονται στην πραγματικότητα.

$$NVP = 100 * \frac{TN}{TN + FN}$$

- Likelihood ratio (positive and negative): η πιθανότητα ένα δεδομένο αποτέλεσμα να αναμένεται, δηλαδή να αναμένεται ανίχνευση QRS, σε σύγκριση με την πιθανότητα το ίδιο αποτέλεσμα να εμφανιστεί όταν δεν αναμένεται ανίχνευση QRS.

$$LR = \frac{\frac{TP}{TP + FN}}{\frac{FP}{FP + TN}}$$

- Percentage of False Positives:

$$\%FP = 100 * \frac{FP}{TN + FP}$$

- Percentage of False Negatives:

$$\%FN = 100 * \frac{FN}{TP + FN}$$

Επανερχόμαστε στο τμήμα που αφορά την αξιολόγηση του προταθέντα αλγορίθμου. Οι συγγραφείς στο άρθρο τους προβαίνουν σε μια αναλυτική και αντικειμενική αξιολόγηση, η οποία βασίζεται στα αποτελέσματα που λήφθηκαν όταν για την αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκε η MIT-BIH βάση δεδομένων. Η ΒΔ αυτή περιλαμβάνει 48 εγγραφές στο σύνολό της, διάρκειας μισής ώρας η κάθε μία, δηλαδή εικοσιτέσσερις συνολικά ώρες δεδομένων ΗΚΓ. Τα δεδομένα της ΒΔ είναι καταγεγραμμένα σε τετρακάναλη μαγνητική ταινία FM. Τα κανάλια 1 και 2 είναι σήματα ΗΚΓ δύο καναλιών. Το κανάλι 3 είναι ένα κανάλι σήμανσης το οποίο έχει καταγραφεί σε πρότυπη δυαδική μορφή. Το τέταρτο κανάλι είναι ένα χρονικό track, εγγεγραμμένο σε δυαδική μορφή.

3.2.7 Αποτελέσματα

Οι προβληματικές ταινίες χαρακτηρίζονται κυρίως από διατάσεις θορύβου, baseline shifts και άλλα παρεμβαλλόμενα «αντικείμενα». Η εγγραφή 108 παρουσιάζει ιδιαίτερα ψηλά και με έντονες ακμές επάρματα P, τα οποία δεν συνάδουν με τη χαρακτηριστική μορφολογία των επαρμάτων P. Λόγω της ιδιαίτερα απότομης κλίσης των επαρμάτων αυτών κατά την αρχή και το τέλος της εγγραφής, γίνεται εσφαλμένη ταξινόμηση των επαρμάτων P ως συμπλέγματα QRS. Συνεπώς για την εγγραφή αυτή παρουσιάζεται ψηλός αριθμός false positive ανιχνεύσεων. Η εγγραφή 222 περιλαμβάνει επίσης ορισμένα επάρματα που, αν και δεν αποτελούν συμπλέγματα QRS, εν τούτοις έχουν ασυνήθιστη μορφολογία η οποία προκαλεί την εσφαλμένη ανίχνευσή τους ως τέτοια συμπλέγματα, και συνεπώς αύξηση των false positive ανιχνεύσεων [21]. Σημειώνεται ότι μια FP ανίχνευση σε αυτές τις ιδιόμορφες κυματομορφές μπορεί κάποτε να προκαλέσει false negative ανίχνευση για το σύμπλεγμα QRS που ακολουθεί, καθώς ο αλγόριθμος περιλαμβάνει μια χρονοκαθυστέρηση από τη στιγμή που ανιχνεύεται ένα σύμπλεγμα QRS μέχρι τη στιγμή που επιτρέπεται να γίνει ανίχνευση ξανά. Οι προβληματικές ταινίες έχουν χρωματιστεί με ελαφρύ κίτρινο χρώμα φόντου στον πίνακα αποτελεσμάτων που ακολουθεί έτσι ώστε να γίνονται άμεσα αντιληπτές.

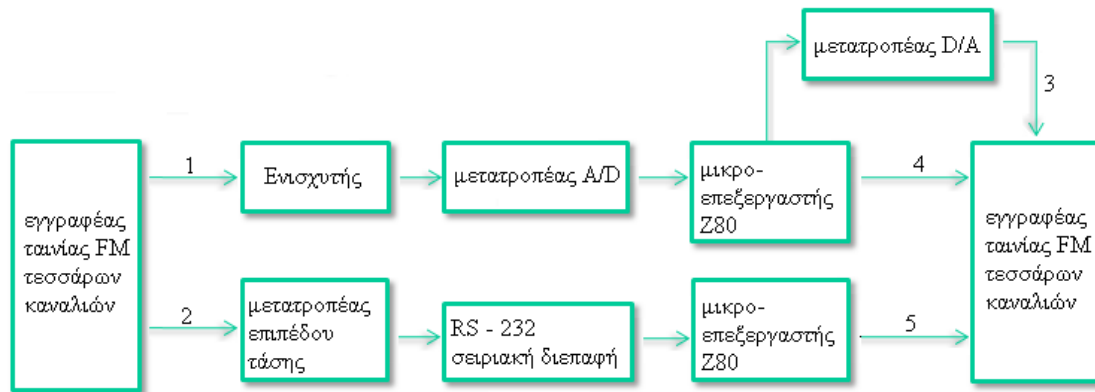
Αριθμός εγγραφής	Ολικός αριθμός παλμών	FP (παλμοί)	FN (παλμοί)	Αποτυχημένη ανίχνευση	Αποτυχημένη ανίχνευση (ποσοστό %)
100	2273	0	0	0	0
101	1865	5	3	8	0.43
102	2187	0	0	0	0
103	2084	0	0	0	0
104	2230	1	0	1	0.04
105	2572	67	22	89	3.46
106	2027	5	2	7	0.09
107	2137	0	2	2	0.09
108	1763	199	22	221	12.54
109	2532	0	1	1	0.04
111	2124	1	0	1	0.05
112	2539	0	1	1	0.04
113	1795	0	0	0	0
114	1879	3	17	20	1.06
115	1953	0	0	0	0
116	2412	3	22	25	1.04
117	1535	1	1	2	0.13
118	2275	1	0	1	0.04
119	1987	1	0	1	0.05
121	1863	4	7	11	0.59
122	2476	1	1	2	0.08
123	1518	0	0	0	0
124	1619	0	0	0	0
200	2601	6	3	9	0.35
201	1963	0	10	10	0.51
202	2136	0	4	4	0.19
203	2982	53	30	83	2.78
205	2656	0	2	2	0.08
207	1862	4	4	8	0.43
208	2956	4	14	18	0.6
209	3004	3	0	3	0.1
210	2647	2	8	10	0.38
212	2748	0	0	0	0
213	3251	1	2	3	0.09
214	2262	2	4	6	0.26
215	3363	0	1	1	0.03
217	2208	4	6	10	0.45
219	2154	0	0	0	0
220	2048	0	0	0	0
221	2427	2	0	0	0.08
222	2484	101	81	182	7.33
223	2605	1	0	1	0.04
228	2053	25	5	30	1.46
230	2256	1	0	1	0.04

231	1886	0	0	0	0
232	1780	6	1	7	0.39
233	3079	0	1	1	0.03
234	2753	0	0	0	0
48 ασθενείς	109809	507	277	782	0.74

Πίνακας 3.4 – Αναλυτικά αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενου αλγορίθμου [24]

3.2.8 Πειραματική Διευθέτηση

Η πειραματική διευθέτηση της αξιολόγησης του αλγορίθμου φαίνεται στο Σχήμα 3.2, ενώ ακολουθεί και η σχετική περιγραφή.



Σχήμα 3.2 - Πειραματική διάταξη αξιολόγησης του προτεινόμενου αλγορίθμου χρησιμοποιώντας την βάση δεδομένων MIT-BIH [24]

Περιγραφή της πειραματικής διάταξης:

Περιλαμβάνει δύο τετρακάναλους FM εγγραφείς ταινίας, δύο συστήματα εργαστηριακών μικροεπεξεργαστών τύπου Z80, έναν dc ενισχυτή και ένα οσillosκόπιο χωρίς απώλειες. (non fade oscilloscope). Ο αριθμός (1) στο σχήμα δεικνύει το σήμα ΗΚΓ το οποίο προέρχεται από το πρώτο κανάλι της MIT-BIH ΒΔ. Ο αριθμός (2) αντιστοιχεί στη δυαδική σήμανση (annotation) από το τρίτο κανάλι της MIT-BIH. Το (3) υποδεικνύει το δειγματοληφθέν και ανακατασκευασμένο σήμα ΗΚΓ. Ο παλμός ο οποίος παράγεται από τον αλγόριθμο ανίχνευσης δεικνύεται από τον αριθμό (4). Τέλος,

ο αριθμός (5) δείχνει τον παλμό ο οποίος λαμβάνεται από το σεσημασμένο fiducial mark.

Χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο ανίχνευσης QRS, ένα από τα συστήματα μικροεπεξεργαστών δειγματοληπτεί και αναλύει τη βάση δεδομένων από ΗΚΓ τα οποία αναπαράγονται μέσω ενός FM εγγραφέα. Εάν εντοπιστεί σύμπλεγμα QRS τότε παράγεται ένας παλμός. Ταυτόχρονα, ο δεύτερος μικροεπεξεργαστής ελέγχει το κωδικοποιημένο κανάλι σήμανσης παλμών του εγγραφέα και παράγει παλμό ο οποίος να συμπίπτει με το fiducial mark το οποίο είναι σεσημασμένο στη ΒΔ. Ένας δεύτερος τετρακάναλος FM εγγραφέας ταινίας καταγράφει την αρχική κυματομορφή ΗΚΓ η οποία αναλύεται στο ένα κανάλι και τους παλμούς από κάθε ένα σύστημα μικροεπεξεργαστή / μικροϋπολογιστή σε δύο άλλα κανάλια. Όλα αυτά τα σήματα εμφανίζονται σε μια οθόνη οσilloσκοπίου χωρίς απώλειες (non fade) είτε σε ένα chart recorder για να είναι εφικτή η περαιτέρω οπτική αξιολόγηση [24].

Το μέγιστο πλάτος του ΗΚΓ από τον εγγραφέα FM είναι λιγότερο από $\pm 1\text{v}$ επομένως ένας ενισχυτής dc ενισχύει το σήμα με κέρδος 2.5 έτσι ώστε να διασφαλιστεί ότι το σήμα χρησιμοποιεί όλο το εύρος του μετατροπέα A/D. Σημειώνεται, τέλος, ότι η MIT-BIH ΒΔ περιλαμβάνει περισσότερους από 116 χιλιάδες παλμούς, συγκεκριμένα 116137 παλμούς.

3.3 Ποσοτική διερεύνηση των Κανόνων Ανίχνευσης χρησιμοποιώντας την MIT-BIH βάση δεδομένων από αρρυθμίες (αλγόριθμος Hamilton & Tompkins, 1986)

3.3.1 Εισαγωγή

Η ακόλουθη παράγραφος έχει αφιερωθεί στο να σκιαγραφήσει τις πιο σημαντικές πτυχές ενός επιστημονικού άρθρου το οποίο μελετά την ποσοτική διερεύνηση των κανόνων ανίχνευσης [24]. Ενδελεχής ανάλυση της μεθοδολογίας, των αποτελεσμάτων και των συμπερασμάτων γίνεται αμέσως μετά τη συνοπτική αυτή παρουσίαση, με ιδιαίτερη βαρύτητα να δίνεται σε ότι αφορά την βελτιστοποίηση των κανόνων ανίχνευσης. Στην εργασία τους οι αρθογράφοι έχουν ερευνήσει τις ποσοτικές επιδράσεις ενός αριθμού κοινών στοιχείων των κανόνων απόφασης (detection rules) του συμπλέγματος QRS χρησιμοποιώντας την MIT-BIH Arrhythmia Database. Γραμμικά και μη γραμμικά πλάνα φίλτρου τα οποία αναπτύχθηκαν προηγούμενα

χρησιμοποιήθηκαν ως μέσο παροχής εισόδου στο τμήμα ανίχνευσης αποφάσεων του QRS. Το φίλτρο χρησιμοποιήθηκε για την προ-επεξεργασία της βάσης, γεγονός το οποίο απέφερε ένα σύνολο από διανύσματα γεγονότων τα οποία παρήχθησαν από το σύμπλεγμα QRS και το θόρυβο. Έπειτα από την προ-επεξεργασία αυτή δοκιμάστηκαν διαφορετικοί κανόνες απόφασης σε κάθε διάνυσμα γεγονότων. Ο ρόλος του τμήματος κανόνων απόφασης είναι να διακρίνει τα γεγονότα τα οποία ανήκουν στο σύμπλεγμα QRS από τα γεγονότα θορύβου. Η μελέτη ξεκίνησε με την βελτιστοποίηση ενός απλού κανόνα απόφασης. Ακολούθησε ανάπτυξη ενός σταδιακά πιο σύνθετης διαδικασίας αποφάσεων για το σύμπλεγμα QRS με την προσθήκη νέων κανόνων ανίχνευσης. Χρησιμοποιώντας τη βελτιστοποιημένη διαδικασία κανόνων απόφασης υλοποιήθηκε και ελέγχθηκε ένας τελικός real-time αλγόριθμος ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS. Ο αλγόριθμος ανίχνευσης του QRS που προέκυψε έχει πολύ υψηλά επιτυχίας, συγκεκριμένα ποσοστό ευαισθησίας (sensitivity) 99.69% και θετική προβλεψιμότητα 99.77%, όταν αξιολογείται με την βάση δεδομένων MIT-BIH Arrhythmia Database.

Όπως αναφέρθηκε και στα εισαγωγικά κεφάλαια της παρούσας εργασίας, οι λογισμικοί ανιχνευτές QRS αποτελούν ένα ολοκληρωμένο τμήμα στα μοντέρνα υπολογιστικά συστήματα παρακολούθησης ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Η ίσως πιο κρίσιμη χρήση της ανίχνευσης του QRS προκύπτει στα συστήματα παρακολούθησης αρρυθμιών σε μονάδες εντατικής παρακολούθησης, όπου ο αλγόριθμος πρέπει να τρέχει σε συνθήκες πραγματικού χρόνου, όπως τονίστηκε και προηγουμένως. Υπάρχουν όμως και άλλα εργαλεία τα οποία χρησιμοποιούν τέτοιους αλγόριθμους πραγματικού χρόνου. Σε αυτά περιλαμβάνονται οι μηχανές ηλεκτροκαρδιογραφήματος, τα όργανα ελέγχου (monitors) των εγχειρητικών θαλάμων και τα συστήματα ΗΚΓ για έλεγχο του stress. Σε ένα σύστημα παρακολούθησης αρρυθμιών μπορούν να προκύψουν σημαντικά false positive και false negative rates από μια λανθασμένη ανίχνευση QRS. Μέχρι στιγμής, δεν έχει αναπτυχθεί ένας αλάθητος αλγόριθμος ανίχνευσης QRS [13].

Έχει παρατηρηθεί ότι οι περισσότεροι ανιχνευτές QRS μπορούν να διαχωριστούν σε δύο τομείς –τον τομέα της προεπεξεργασίας και τον τομέα που αφορά τους κανόνες ανίχνευσης. Στον πρώτο τομέα εκτελείται γραμμικό και μη γραμμικό filtering του σήματος από το ΗΚΓ και παράγεται ένα σύνολο από περιοδικά διανύσματα τα οποία περιγράφουν τα γεγονότα. Ο δεύτερος τομέας – κανόνες απόφασης – ενεργεί πάνω στην έξοδο του pre-processor, κατηγοριοποιεί κάθε γεγονός ως είτε σύμπλεγμα QRS

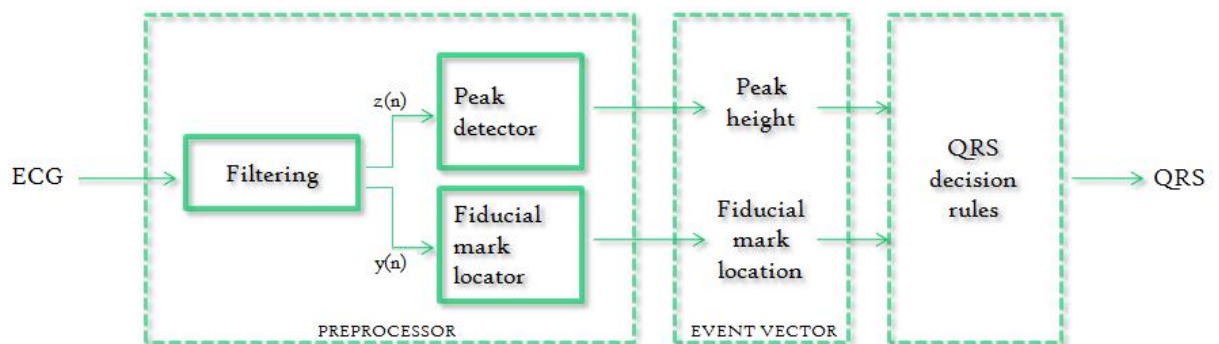
είτε θόρυβο και αποθηκεύει την προσωρινή τοποθεσία του καθενός από τα ταυτοποιημένα συμπλέγματα QRS [13].

Οι κανόνες απόφασης για έναν ανιχνευτή QRS γενικά δημιουργούνται από έναν αριθμό από components κάθε ένα από τα οποία έχει πειραματικά καθορισμένες παραμέτρους. Η πιο σημαντική διαδικασία του τμήματος που αφορά τους κανόνες ανίχνευσης είναι ο καθορισμός των κατωφλίων ανίχνευσης, για τα οποία έγινε αναφορά και στην παράγραφο 3.2.3 του παρόντος κεφαλαίου. Άλλα σημαντικά συστατικά μέρη των κανόνων απόφασης είναι η περίοδος αδρανείας, όπου τα γεγονότα που ακολουθούν άμεσα ένα σύμπλεγμα ανίχνευσης QRS αγνοούνται για ένα καθορισμένο διάστημα χρόνου, το search back, όπου τα προηγούμενα απορριφθέντα γεγονότα επαναξιολογούνται όταν ένα σημαντικό διάστημα χρόνου έχει παρέλθει χωρίς μια ανίχνευση, και χρησιμοποιείται το slope για να διαχωρίσει μεταξύ των κυμάτων T και των εκτοπικών παλμών που συμβαίνουν προηγουμένως.

Τα συστατικά μέρη των κανόνων απόφασης έχουν γενικά αποσυναρμολογηθεί με μια ad hoc προσέγγιση. Πολύ λίγα έχουν γίνει ώστε να προσαρμοστεί η ποσοτική σημαντικότητα σε διαφορετικά components κανόνων απόφασης. Στο σχήμα που ακολουθεί αναπαρίσταται η πειραματική προσέγγιση για εξέταση των επιδράσεων που έχουν οι διαφορετικοί κανόνες απόφασης. Για την επεξεργασία της βάσης δεδομένων MIT-BIH Arrhythmia Database χρησιμοποιήθηκε ο επεξεργαστής τον οποίο ανέπτυξαν οι Pan and Tompkins με ορισμένες διαφοροποιήσεις.

Ο προεπεξεργαστής παρήγαγε διανύσματα δεδομένων τα οποία περιείχαν τα ύψη των ακμών από το σήμα του ΗΚΓ υπό επεξεργασία, όπως επίσης και το χρόνο εμφάνισης των ακμών. Τα διανύσματα αυτά καταγράφηκαν μαζί με σχόλια κατά πόσο το γεγονός προερχόταν από σύμπλεγμα QRS ή θόρυβο. Στη συνέχεια εφαρμόστηκαν πιο σύνθετοι κανόνες απόφασης στα διανύσματα γεγονότων έτσι ώστε να αξιολογηθούν οι ποσοτικές επιδράσεις των διαφορετικών components κανόνων απόφασης. Σε κάθε στάδιο γινόταν βελτιστοποίηση των κανόνων απόφασης. Υλοποιήθηκαν οι παραγόμενοι κανόνες σε ένα real – time ανιχνευτή QRS μαζί με έναν derivative αλγόριθμο, ο οποίος χρησιμοποιούνταν για να διαχωρίζει μεταξύ των επαγμάτων T και των πρόωρων εκτοπικών παλμών.

Κατά τη σχεδίαση ανιχνευτών QRS για ένα δοσμένο σύνολο δεδομένων, υπάρχει μια ανησυχία σχετικά με το αν ο ανιχνευτής θα συγχρονιστεί με τη ΒΔ που χρησιμοποιείται για ανάπτυξη. Μικρές βελτιώσεις στην απόδοση του ανιχνευτή για μια δοσμένη ΒΔ πιθανόν να μην συνεπάγεται βελτίωση στην πραγματική λειτουργία (real world performance). Η πρόβλεψη του πόσο καλά αποτελέσματα / απόδοση θα έχει ο real world ανιχνευτής βάσει της απόδοσής του σε μια δοσμένη ΒΔ έχει υπάρξει θέμα αρκετών συζητήσεων. Η απόδοση όμως μπορεί να κριθεί και να αξιολογηθεί μόνον από τον clinician και μετά από μακρόχρονες κλινικές δοκιμές. Ο εντοπισμός σπάνιων γεγονότων, όπως η κοιλιακή ταχυκαρδία για παράδειγμα, και οι επιδράσεις του θορύβου κάτω από διαφορετικές συνθήκες δεν μπορούν να κριθούν με ακρίβεια όταν έχουμε περιορισμένες ΒΔ. Η γενική συναίνεση είναι ότι οι ΒΔ όπως η MIT-BIH μπορούν να αποφέρουν την καλύτερη ένδειξη για την απόδοση του ανιχνευτή αρρυθμιών χωρίς να είναι απαραίτητο να γίνουν εκτεταμένες κλινικές δοκιμές [13].



Σχήμα 3.3 – Διάγραμμα του αλγορίθμου ανίχνευσης QRS. Ο προεπεξεργαστής εκτελεί γραμμικό και μη γραμμικό φιλτράρισμα και ανάλυση ακμών έτσι ώστε να παράξει διανύσματα γεγονότων. Τα διανύσματα επεξεργάζονται από κανόνες απόφασης για να εντοπιστούν τα συμπλέγματα QRS.

3.3.2 Βελτιστοποίηση κανόνων ανίχνευσης

Στόχος και προέλευση της ανάγκης αυτής για βελτιστοποίηση των κανόνων ανίχνευσης υπήρξε η προσπάθεια μείωσης του συνόλου των false negative και false positive ανιχνεύσεων. Αρχικά έγινε προεπεξεργασία των ταινιών της MIT/ BIH ΒΔ αρρυθμιών με τα φίλτρα και τον ανιχνευτή ακμών. Για κάθε ακμή που ανιχνεύεται, γίνεται καθορισμός και αποθήκευση ενός δισδιάστατου διανύσματος γεγονότων, το οποίο περιέχει το επίπεδο σήματος της ακμής από την κυματομορφή που έτυχε προεπεξεργασίας και τον χρόνο που παρήλθε από το τελευταίο fiducial mark.

Διατηρείται επίσης μια σημαία (flag) η οποία δεικνύει κατά πόσον το διάνυσμα προέρχεται από σύμπλεγμα QRS ή θόρυβο. Για την αποθήκευση των διανυσμάτων γεγονότων για ολόκληρη τη ΒΔ χρειάστηκαν περίπου 700Kbytes. Οι ψηφιακές εγγραφές των διανυσμάτων γεγονότων είναι αυτές που χρησιμοποιήθηκαν για τη βελτιστοποίηση των κανόνων ανίχνευσης [52].

Η δημιουργία και ο έλεγχος ενός αυξανόμενα σύνθετου συνόλου - σχήματος κανόνων ανίχνευσης επέτρεψε την ανάλυση των επιδράσεων που έχουν τα διαφορετικά μέρη που συναποτελούν το σχήμα αυτό των κανόνων. Για την επίτευξη βέλτιστης απόδοσης γίνεται μεταβολή των τιμών των παραμέτρων και του κατωφλίου ανίχνευσης κατά την προσθήκη νέων κανόνων. Σε πρώτο στάδιο έγινε εξέταση των εκτιμήσεων για τα επίπεδα ακμών και το κατώφλι ανίχνευσης τέθηκε να είναι εκατοστιαίο ποσοστό της εκτίμησης των επιπέδων των ακμών του QRS. Μετά τον καθορισμό της αποδοτικότερης μεθόδου για την εκτίμηση των επιπέδων των ακμών, εφαρμόστηκε η μέθοδος σε ένα σχήμα όπου το κατώφλι ανίχνευσης είναι μεταξύ της εκτίμησης των επιπέδων θορύβου και της εκτίμησης των επιπέδων των ακμών QRS. Κατόπιν, γίνεται εισαγωγή μιας περιόδου αδρανείας 200ms ούτως ώστε να απαλειφθούν τόσο οι εσφαλμένες ανιχνεύσεις στο έπαρμα T αλλά και οι πολλαπλές ανιχνεύσεις συμπλέγματος QRS. Σε τελικό στάδιο γίνεται εισαγωγή του search back κανόνα, και επιχειρείται βελτιστοποίησή αυτού και των κανονικών κατωφλίων. Υπενθυμίζεται ότι ο πέμπτος κανόνας ανίχνευσης (ο εδώ αναφερόμενος ως search back) υποβάλλει ότι μια ακμή θα κατηγοριοποιηθεί ως σύμπλεγμα QRS εάν δεν έχει ανιχνευθεί σύμπλεγμα QRS εντός 1,5 RR intervals και παράλληλα η ακμή αυτή είναι μεγαλύτερη του μισού του κατωφλίου ανίχνευσης και επίσης να παρουσιάστηκε εντός 360ms τουλάχιστον από την προηγούμενη ανίχνευση [13], [52].

Η βελτιστοποίηση των ανιχνευτών QRS γίνεται με γνώμονα τον αριθμό των false positive και false negative ανιχνεύσεων. Το σχετικό κόστος που επιφέρουν οι εσφαλμένες εκτιμήσεις ποικίλλει από εφαρμογή σε εφαρμογή. Στις περιπτώσεις όπου η πιθανότητα εμφάνισης θορύβου κυμαίνεται στα ίδια περίπου επίπεδα με την πιθανότητα εμφάνισης συμπλέγματος QRS, τότε ένας ανιχνευτής ο οποίος λειτουργεί στο βέλτιστο σημείο του θα μπορεί να παράξει τον ελάχιστο συνολικό αριθμό false positive και false negative ανιχνεύσεων, που είναι βέβαια και το ζητούμενο στην προκειμένη περίπτωση. Στη συνέχεια θα δούμε πώς μεταβάλλονται η εκτίμηση του επιπέδου ακμής, τα

κατώφλια ανίχνευσης και η περίοδος αδρανείας έτσι ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή βελτιστοποίηση.

3.3.3 Υπολογισμός / Εκτίμηση επιπέδου ακμής

Η μέθοδος της τοπικής εκτίμησης του επιπέδου ακμής αποτελεί σημαντικό παράγοντα απόδοσης στους αλγορίθμους ανίχνευσης QRS οι οποίοι χρησιμοποιούν adaptive κατώφλια ανίχνευσης. Για τους σκοπούς βελτιστοποίησης όσον αφορά αυτό τον παράγοντα εξετάζεται η σχετική απόδοση των εκτιμητών μέσου, μεσαίου και επαναληπτικού (mean, median και iterative αντίστοιχα). Ο μέσος εκτιμητής καθορίζει, όπως δηλώνει και η ονομασία του, το τοπικό επίπεδο ακμής ως το μέσο ενός συγκεκριμένου αριθμού πεπερασμένων κορυφών. Ο μεσαίος εκτιμητής χρησιμοποιεί το μεσαίο επίπεδο κορυφής. Ο επαναληπτικός εκτιμητής πρώτης τάξης ακολουθεί την εξής γενική μορφή:

$$Estimate(n) = (1 - A) * Estimate(n - 1) + A * Peak(n),$$

Εξίσωση 3.12

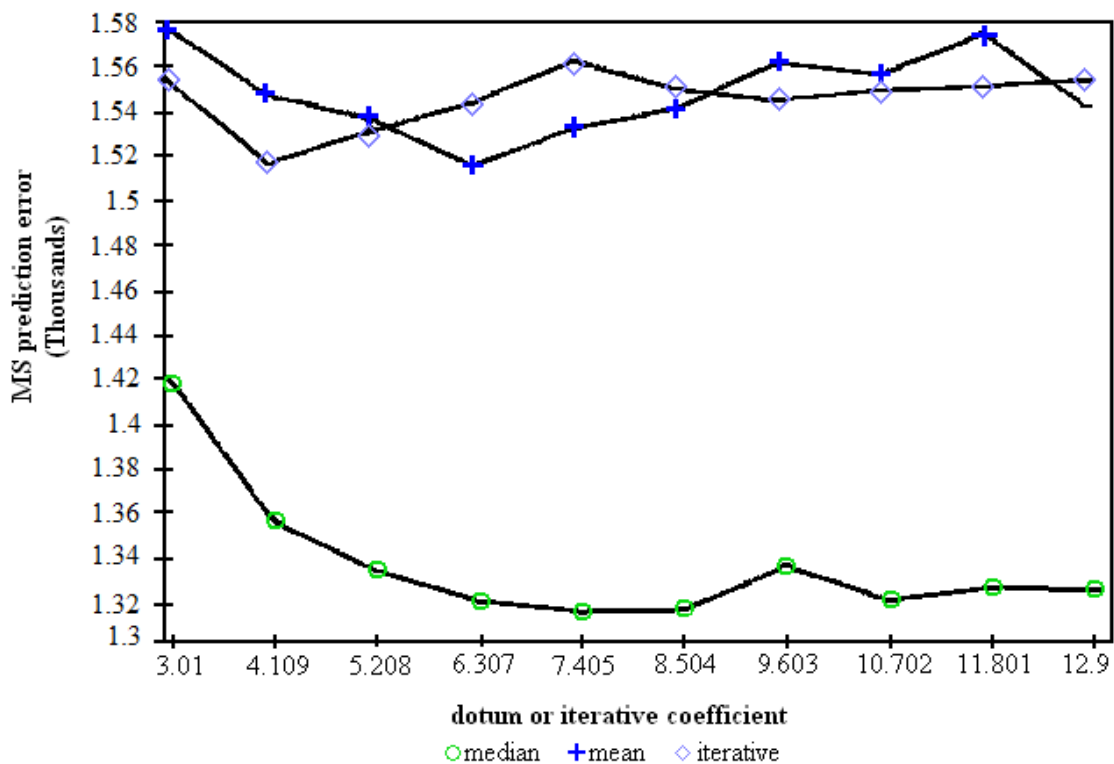
όπου A ένας θετικός συντελεστής, μικρότερος του 1.

3.3.4 Mean square prediction error

Ο εκτιμητής επιπέδου κορυφής μπορεί επίσης να θεωρηθεί ως ένας predictor, ο οποίος προβλέπει την τιμή της επόμενης ακμής QRS βασιζόμενος σε προηγούμενες τέτοιες ακμές. Αν είχαμε αλάνθαστους εκτιμητές, τότε το κατώφλι ανίχνευσης θα μπορούσε να τεθεί ακριβώς κάτω από το προβλεπόμενο επίπεδο ακμής. Οι τρεις εκτιμητές – μέσος, μεσαίος και επαναληπτικός, εφαρμόστηκαν στις κορυφές που παρήχθησαν από το time-averaged σήμα. Για τους εκτιμητές μέσου και μεσαίου έγιναν δοκιμές με διαφορετικούς αριθμούς σημείων δεδομένων (data points) τα οποία σημεία χρησιμοποιήθηκαν στον υπολογισμό του επιπέδου ακμής. Όσον αφορά τον επαναληπτικό εκτιμητή, οι δοκιμές έγιναν με δέκα τιμές συντελεστών οι οποίες εμπίπτουν στο πεδίο 0.01 μέχρι 0.9.

Η σχετική απόδοση των τριών εκτιμητών φαίνεται στο Γράφημα 3.1 το οποίο ακολουθεί την παρούσα παράγραφο. Συγκεκριμένα, ο εκτιμητής μεσαίου έχει χαμηλότερο σφάλμα πρόβλεψης τόσο από τον μέσο όσο και από τον επαναληπτικό predictor. Το ελάχιστο σφάλμα προκύπτει όταν επτά η οκτώ προηγούμενα data points

χρησιμοποιούνται για προβλέψεις επιπέδου. Όπως φαίνεται και στο σχήμα, η απόδοση για τους mean και iterative εκτιμητές κινείται στο ίδιο περίπου επίπεδο.



Γράφημα 3.1 – Συγκριτική γραφική παράσταση για το μέσο, μεσαίο και επαναληπτικό εκτιμητή [13]

Όσον αφορά την απόδοση των εκτιμητών όταν αυτοί εφαρμόζονται σε ακμές θορύβου του ζωνοδιάβατου φίλτρου, βέλτιστος παρουσιάζεται και πάλι ο median καθώς παράγει το ελάχιστο mean square error χρησιμοποιώντας τέσσερα μόνον data points.

Για τους εκτιμητές επιπέδου κορυφής (peak level estimators) χρησιμοποιήθηκε ένα απλό σχήμα κατωφλίων ανίχνευσης το οποίο βασίζεται μόνο στην εκτίμηση επιπέδου ακμής QRS. Τόσο οι εκτιμητές ακμών QRS όσο και οι εκτιμητές ακμών θορύβου μπορούν να χρησιμοποιηθούν στον καθορισμό του κατωφλίου ανίχνευσης. Η εξίσωση κατωφλίου έχει ως εξής [13]:

$$DT = NPL + TC \times (NPL - QRSPL), \text{ όπου}$$

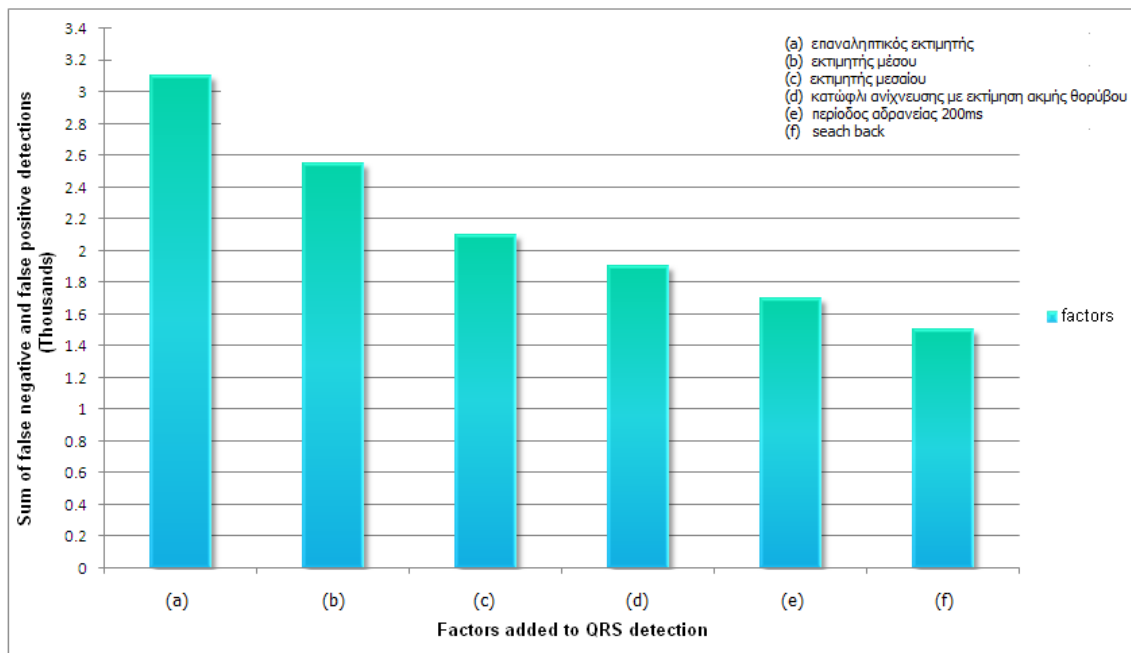
DT το κατώφλι ανίχνευσης (detection threshold),

TC ο συντελεστής κατωφλίου (threshold coefficient) ,
QRSPL το επίπεδο ακμής QRS (QRS peak level) και
NPL το επίπεδο ακμής θορύβου (noise peak level).

Χρησιμοποιώντας τον εκτιμητή επιπέδου ακμής median επαληθεύτηκε η πιο πάνω εξίσωση για υπολογισμό των κατωφλίων ανίχνευσης. Η απόδοση ήταν περίπου ίδια για τις ακμές θορύβου και τις ακμές QRS, έτσι χρησιμοποιήθηκε ο ίδιος αριθμός data points για τον υπολογισμό τους. Οι δοκιμές έγιναν με εκτιμητές ακμών οι οποίοι χρησιμοποιούσαν από τρία μέχρι και δώδεκα προηγούμενα data points ακμών και με συντελεστές κατωφλίου ανίχνευσης από 0.01 μέχρι 0.9. Ενδεικτικά αναφέρουμε ότι ένας ανιχνευτής QRS με μεσαίο εκτιμητή δέκα σημείων δεδομένων και κατώφλι ανίχνευσης ίσο με 0.133 έδωσε τον ελάχιστο αριθμό των 1974 εσφαλμένων ανιχνεύσεων. Βελτίωση μπορεί να παρατηρηθεί αν περιληφθεί εκτίμηση της ακμής θορύβου στον υπολογισμό του κατωφλίου ανίχνευσης, γεγονός που θα πρέπει όμως να συνοδεύεται από πρόνοια για προσαρμογή του μεσαίου εκτιμητή. Αν δεν γίνει οποιαδήποτε αλλαγή στον εκτιμητή median τότε η βελτίωση που θα παρατηρηθεί θα είναι πολύ μικρής κλίμακας. Σε μια ιδανική περίπτωση, ούτως ώστε να έχουμε τη μέγιστη βελτιστοποίηση θα έπρεπε να χρησιμοποιούνται διαφορετικοί εκτιμητές για τις ακμές θορύβου και τις ακμές QRS.

Μετά την εμφάνιση συμπλέγματος QRS υπάρχει μια φυσιολογική περίοδος αδρανείας προτού να μπορεί να εμφανιστεί ένα άλλο σύμπλεγμα. Η περίοδος αυτή διαρκεί περίπου 200ms. Έχει αποδειχθεί πειραματικά ότι η απόδοση ενός ανιχνευτή QRS με μεσαία εκτίμηση επιπέδου ακμής και κατώφλι μεταξύ της εκτίμησης θορύβου και ακμής είναι ανώτερη για όλα τα επίπεδα κατωφλίου όταν γίνεται χρήση της αδράνειας αυτής των 200ms. Η μέθοδος χρησιμοποιείται με την ονομασία refractory blanking. Συγκεκριμένα επιτεύχθηκε ο ελάχιστος αριθμός 1622 εσφαλμένων ανιχνεύσεων όταν χρησιμοποιήθηκε median οκτώ σημείων και συντελεστής κατωφλίου ίσος με 0.133. Το Γράφημα 3.2 συνοψίζει την ποσοτική επίδραση των διαφορετικών κανόνων ανίχνευσης στην ανίχνευση QRS συμπλέγματος. Το ολικό των εσφαλμένων ανιχνεύσεων παρουσιάζεται για τη βέλτιστη απόδοση των διαφορετικών σταδίων της ανάπτυξης ενός ανιχνευτή QRS. Ιδιαίτερη σημασία, ίσως τη μεγαλύτερη, στη διαδικασία αυτή έχει η επιλογή ενός από τους τρεις εκτιμητές επιπέδου κορυφής στους οποίους έγινε αναφορά προηγουμένως. Αναφέρθηκε επίσης ότι η προσθήκη της εκτίμησης ακμής θορύβου

στον υπολογισμό του κατωφλίου ανίχνευσης δεν επιφέρει αξιοσημείωτη βελτίωση, γεγονός που απεικονίζεται παραστατικά στο τμήμα (d) της γραφικής παράστασης που ακολουθεί. Αντίθετα, η προσθήκη των 200ms που αντιστοιχούν στη φυσιολογική περίοδο αδρανείας συμβάλλει περισσότερο στη βελτίωση της απόδοσης του αλγορίθμου, περισσότερο και από όταν εισήχθηκε η μέθοδος search back. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι επιδράσεις των διαφορετικών τμημάτων στην απόδοση του αλγορίθμου είναι αλληλένδετες.



Γράφημα 3.2 – Επίδραση των τεχνικών επεξεργασίας στην απόδοση του ανιχνευτή (βασισμένο στο [13])

Στο ανωτέρω γράφημα η στήλη (a) αναφέρεται στον επαναληπτικό εκτιμητή επιπέδου ακμής (iterative). Η στήλη (b) δείχνει το ολικό των εσφαλμένων ανιχνεύσεων για τον μέσο εκτιμητή επιπέδου ακμής (mean). Η τρίτη στήλη (c) δείχνει τα αντίστοιχα αποτελέσματα για τον τρίο εκτιμητή επιπέδου ακμής, τον μεσαίο (median). Στην τέταρτη στήλη (d) παρουσιάζεται το ολικό των εσφαλμένων ανιχνεύσεων για κατώφλι ανίχνευσης το οποίο περιλαμβάνει εκτίμηση ακμής θορύβου. Η (e) στήλη παρουσιάζει το ολικό των εσφαλμένων εκτιμήσεων για 200ms refractory blanking και τέλος, η (f) για το search back.

Ο ακόλουθος πίνακας καταγράφει την απόδοση του προτεινόμενου σε αυτό το άρθρο ανιχνευτή, ανά εγγραφή, με τρόπο όμοιο της καταγραφής των αποτελεσμάτων για το προηγούμενο άρθρο που καταγράφηκε. Ο ανιχνευτής εδώ, έχοντας υποστεί βελτιστοποιήσεις στους κανόνες ανίχνευσης που υλοποιεί, παρήγαγε 340 false negative ανιχνεύσεις και 248 false positive ανιχνεύσεις, με sensitivity 99.69% και θετική προβλεψιμότητα 99.77%. Τα ποσοστά αυτά έχουν ληφθεί εξαιρώντας τα επεισόδια κοιλιακού πτερυγισμού τα οποία χαρακτηρίζουν την εγγραφή 207.

Αριθμός εγγραφής	Ολικός αριθμός παλμών	FP (παλμοί)	FN (παλμοί)	Αποτυχημένη ανίχνευση (FP + FN)	Αποτυχημένη ανίχνευση (FP + FN) / Total
100	2267	2	0	2	0.09
101	1859	3	1	4	0.22
102	2181	0	0	0	0.00
103	2081	0	1	1	0.05
104	2224	3	7	10	0.45
105	2564	53	22	75	2.95
106	2024	1	2	3	0.15
107	2131	0	3	3	0.14
108	1757	50	47	97	5.67
109	2526	0	1	1	0.04
111	2120	3	2	5	0.24
112	2536	0	0	0	0.00
113	1791	2	1	3	0.17
114	1872	5	7	12	0.64
115	1945	0	0	0	0.00
116	2409	4	25	29	1.22
117	1532	10	3	13	0.85
118	2273	2	2	4	0.18
119	1985	2	0	2	0.10
121	1858	1	0	1	0.05
122	2471	1	0	1	0.00
123	1514	0	0	0	0.00
124	1613	0	0	0	0.00
200	2595	0	2	2	0.19
201	1946	3	19	22	1.14
202	2134	0	3	3	0.14
203	2976	14	61	75	2.57
205	2650	1	4	5	0.19
207	1856	5	5	10	0.54
208	2953	9	19	28	0.95
209	2999	2	2	4	0.13
210	2645	2	41	43	1.65
212	2746	0	0	0	0.00
213	3245	0	1	1	0.03
214	2255	2	4	6	0.27
215	3357	0	0	0	0.00
217	2202	2	4	6	0.27

219	2150	1	1	2	0.09
220	2041	0	0	0	0.00
221	2422	1	1	2	0.08
222	2492	40	37	77	3.14
223	2603	0	2	2	0.08
228	2048	19	6	25	1.22
230	2252	0	1	1	0.04
231	1566	0	0	0	0.00
232	1719	3	0	3	0.10
233	3135	0	3	3	0.10
234	2747	0	0	0	0.00
Ολικά:	109267	248	340	588	0.54

Πίνακας 3.5 – Αποτελέσματα της πραγματικού χρόνου αξιολόγησης του
βελτιστοποιημένου αλγορίθμου [13]

Κεφάλαιο 4

Λογισμικό ανοικτού κώδικα ανάλυσης ΗΚΓ

4.1 Εισαγωγή στο λογισμικό	53
4.2 Πιθανές βελτιστοποιήσεις – επεκτάσεις του αλγορίθμου	54
4.3 Επισκόπηση των αρχείων που συναποτελούν το λογισμικό	55
4.4 Ανίχνευση παλμών	61
4.5 Κατηγοριοποίηση παλμών	69
4.6 Εκτελέσιμα αρχεία και μορφή εξόδου	78
4.7 Αποτελέσματα	80
4.8 Στατιστικές μετρικές	82

4.1 Εισαγωγή στο λογισμικό

Παρόλο που υπάρχουν αρκετές συσκευές στην αγορά για ανάλυση ΗΚΓ – σημαντικότερες από τις οποίες είναι Holter analysis systems, patient monitors, stress systems – οι οποίες ανιχνεύουν τους κτύπους και κατηγοριοποιούν τις αρρυθμίες επιτυχώς, δεν παύει να υπάρχει η ανάγκη για ανάπτυξη νέων τεχνολογιών και εφαρμογή τους έτσι ώστε τα συστήματα ανάλυσης να καταστούν πιο μικρά, φθηνότερα και προσαρμόσιμα σε μία ευρεία γκάμα εφαρμογών. Κάθε εταιρεία η οποία παράγει ένα σύστημα ανάλυσης ΗΚΓ πρέπει να υλοποιεί και το δικό της λογισμικό ανάλυσης ΗΚΓ. Καταβάλλονται έτσι αρκετές προσπάθειες από κάθε εταιρεία και ερευνητές εδώ και αρκετά χρόνια, μέσω των οποίων έχουν παραχθεί αρκετές ενδιαφέρουσες μέθοδοι για κατηγοριοποίηση του ΗΚΓ. Σε μια προσπάθεια να μειωθούν οι πολλαπλές καταβολές προσπάθειας για επίτευξη του ίδιου στόχου τόσο από τα ερευνητικά ιδρύματα όσο και από τις εταιρείες, η E.P. Limited σε συνεργασία με το Εθνικό Ινστιτούτο Καρδιάς, Πνευμόνων και Αίματος, (National Heart Lung and Blood Institution (NHLBI)) ανέπτυξε και διαθέτει λογισμικό ανοικτού κώδικα για την ανάλυση ΗΚΓ. Η παροχή του λογισμικού αυτού παρέχει ένα σημαντικό βοήθημα για τις εταιρείες και τα ερευνητικά

ιδρύματα, καθώς, επεκτείνοντας το λογισμικό αυτό, μπορούν να αναπτύξουν σε μικρότερο χρονικό διάστημα αξιόπιστα συστήματα. Οι προσπάθειες μπορούν να επικεντρώνονται τώρα στην εξερεύνηση νέων διαγνωστικών μεθόδων, χωρίς να υπάρχει η ανάγκη για την εκ νέου υλοποίηση ανιχνευτών καρδιακών παλμών. Σε επόμενο κεφάλαιο της παρούσης εργασίας μελετείται ο κώδικας αυτός. Ως δεδομένα πάνω στα οποία θα τρέχει ο κώδικας δίδονται σήματα από την MIT-BIH βάση δεδομένων. Η συγκεκριμένη αποτελεί μια από τις πιο ολοκληρωμένες βάσεις αρρυθμιών, καθώς σε αυτήν συμπεριλήφθηκαν, πέρα από τα συνηθισμένα, και σπανιότερης συχνότητας περιστατικά αρρυθμιών. Μπορεί έτσι να καλύψει μια ευρύτερη περιοχή τέτοιων περιστατικών.

4.2 Πιθανές βελτιστοποιήσεις – επεκτάσεις του αλγορίθμου

Να εξεταστεί κατά πόσον ο ανιχνευτής QRS θα καταστεί πιο εύρωστος αν χρησιμοποιούνται δύο ή περισσότερα κανάλια ΗΚΓ ως είσοδος. Έως τώρα χρησιμοποιούνταν ένα μόνο κανάλι, καθώς το δεύτερο περιείχε πολύ θόρυβο, γεγονός που το καθιστούσε εξαιρετικά δύσκολο να τύχει επεξεργασίας [23].

Να ελεγχθεί η απόδοση του ανιχνευτή σε πιο θορυβώδη περιβάλλοντα θα μπορούσε να αποτελεί μια άλλη παράμετρο βελτιστοποίησης. Ο αλγόριθμος ως έχει, χαρακτηρίζεται από μεταβλητές καθυστερήσεις, οι οποίες ενίοτε έχουν ιδιαίτερα μεγάλες τιμές. Επομένως υπάρχουν ακόμα περιθώρια βελτιστοποίησης όσον αφορά το συγκεκριμένο θέμα, με το να δοκιμαστεί η απόδοση του αλγορίθμου εάν περιοριστεί η καθυστέρηση σε 0,25 δευτερόλεπτα ή και λιγότερα.

Τα φίλτρα του ανιχνευτή QRS σχεδιάστηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι αποδοτικά, απαιτώντας μόνο πράξεις shift και add. Οι πράξεις πολλαπλασιασμού οποιασδήποτε ακρίβειας, δεδομένου του ότι θα χρειαζόνταν μεγαλύτερη υπολογιστική ισχύ, δεν συμπεριλαμβάνονται στα φίλτρα. Επομένως, ένα άλλο «παράθυρο» βελτιστοποίησης θα ήταν να ελεγχθεί κατά πόσον μπορούν να σχεδιαστούν νέα φίλτρα τα οποία να χρησιμοποιούν λιγότερο περιοριστικούς συντελεστές, και να εξεταστεί η αποδοτικότητά τους.

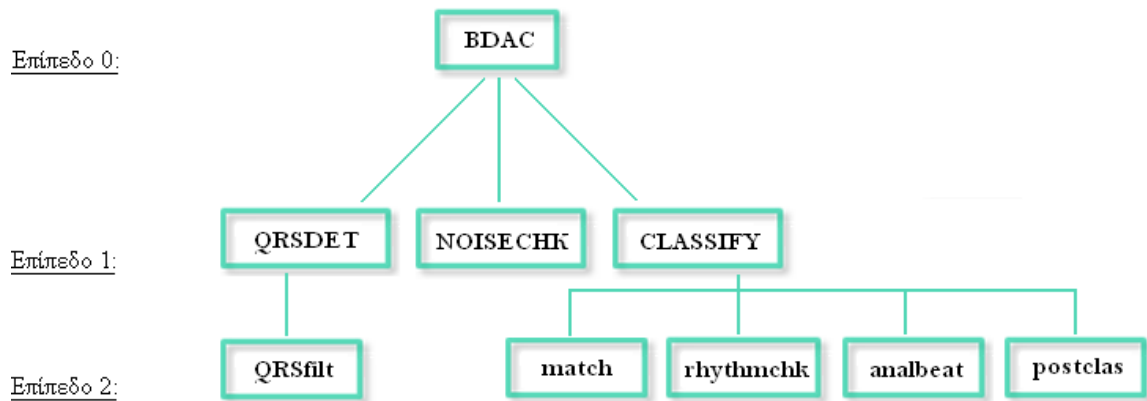
4.3 Επισκόπηση των αρχείων που συναποτελούν το λογισμικό

Στο λογισμικό ανοικτού κώδικα γίνεται υλοποίηση των βασικών συναρτήσεων ανάλυσης ΗΚΓ σε γλώσσα προγραμματισμού C. Οι κυριότερες αυτές συναρτήσεις αφορούν την ανίχνευση και κατηγοριοποίηση των παλμών. Στη διαθέσιμη έκδοση του λογισμικού περιλαμβάνονται τρεις εκδόσεις του ανιχνευτή παλμών, δύο εκ των οποίων είναι γενικού σκοπού ενώ η τρίτη έκδοση έχει ελαφρώς διαφοροποιημένα χαρακτηριστικά τα οποία συντείνουν στη βελτίωση ως προς την αποδοτικότητα του αλγορίθμου. Πιο συγκεκριμένα, η τρίτη αυτή έκδοση είναι υπολογιστικά πιο ισχυρή ενώ έχει, παράλληλα, και το πλεονέκτημα μειωμένων αναγκών σε μνήμη. Θα πρέπει να σημειωθεί ξανά στο σημείο αυτό ότι οι συναρτήσεις ανίχνευσης παλμών είναι ανεξάρτητες των συναρτήσεων κατηγοριοποίησης, γεγονός που θα διευκολύνει την επί μέρους αξιολόγηση και χρήση των συναρτήσεων.

Η γλώσσα προγραμματισμού με την οποία έχουν υλοποιηθεί οι συναρτήσεις είναι η C. Ωστόσο, τα αρχεία κώδικα έχουν αποθηκευτεί με .cpp extension έτσι ώστε ο μεταγλωττιστής να μπορεί να τα χειρίζεται ως αρχεία κώδικα γραμμένου σε C++. Όπως χαρακτηριστικά αναφέρεται και στο έγγραφο υποστήριξης του λογισμικού όμως, δεν χρησιμοποιείται κανένα άλλο στοιχείο της C++ πέραν του “ // “, το οποίο χρησιμοποιείται για την εισαγωγή σχολίων στον κώδικα.

Υπάρχουν συνολικά εννέα αρχεία στο λογισμικό, εκ των οποίων ένα εκτελεί την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS μέσω συναρτήσεων που υλοποιεί αλλά και συνεργαζόμενο με άλλο αρχείο στο οποίο βρίσκονται οι συναρτήσεις φιλτραρίσματος. Τρίτο αρχείο εξυπηρετεί για τον υπολογισμό του θορύβου, ενώ πέντε άλλα αρχεία υλοποιούν το τμήμα που αφορά την κατηγοριοποίηση. Το εναπομείναν ένατο αρχείο εξυπηρετεί τους σκοπούς διασύνδεσης μεταξύ δεδομένων εισόδου και ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης παλμών. Αναφέρουμε επίσης ότι αναπτύχθηκαν δύο προγράμματα επαλήθευσης, το Easytest.cpp και το BxB.cpp. Το πρώτο χρησιμοποιεί τα αρχεία ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης του λογισμικού για να δημιουργήσει αρχεία στη μορφή που αυτά βρίσκονται στην MIT-BIH βιβλιοθήκη, με βάση τα δεδομένα που παίρνει από το ΗΚΓ. Το δεύτερο πρόγραμμα επαλήθευσης διενεργεί τη σύγκριση με τα αρχεία της MIT-BIH ΒΔ έτσι ώστε να αξιολογηθεί η ανίχνευση και κατηγοριοποίηση παλμών του λογισμικού αυτού.

Στο Σχήμα 4.1 που ακολουθεί δίνεται μια αφαιρετική παρουσίαση της διασύνδεσης των αρχείων μεταξύ τους. Παρατίθενται έπειτα αναλυτικές επεξηγήσεις της λειτουργίας των συναρτήσεων που περιλαμβάνονται στα αρχεία.



Σχήμα 4.1 – Επισκόπηση των αρχείων του λογισμικού ανάλυσης ΗΚΓ και των συναρτησιακών εξαρτήσεων

Επίπεδο 0: Το αρχείο `bdac.cpp`.

Στο αρχείο `bdac.cpp` περιέχονται οι συναρτήσεις χειρισμού του Beat Detection and Classification. Η κύρια συνάρτηση καλεί έναν ανιχνευτή συμπλέγματος QRS. Όταν ένας παλμός ανιχνευθεί, γίνεται αναμονή έως ότου παρουσιαστεί ένας ικανοποιητικός αριθμός δειγμάτων από τον παλμό. Όταν ο παλμός είναι έτοιμος, η `BeatDetectAndClassify()` περνά τον παλμό και τις χρονικές πληροφορίες στις συναρτήσεις οι οποίες θα επιτελέσουν την κατηγοριοποίηση του παλμού. Για να μπορεί να λειτουργήσει το αρχείο `bdac.cpp`, διενεργεί κλήσεις σε συναρτήσεις οι οποίες περιέχονται στα αρχεία `qrsfilt.cpp`, `qrsdet.cpp`, `classify.cpp`, `rythmchk.cpp`, `noisechk.cpp`, `analbeat.cpp`, `match.cpp` και `postclas.cpp`.

Αρχικά, στο `bdac.cpp`, ορίζεται η σταθερά `ECG_BUFFER_LENGTH` με τιμή ίση με 1000, μια τιμή αρκετά μεγάλη έτι ώστε να διασφαλίζεται ότι το μέγεθος του buffer είναι αρκετό για έναν παλμό αλλά και αρκετό για να χωρέσει τη μέγιστη καθυστέρηση ανίχνευσης. Ορίζεται επίσης μια δεύτερη σταθερά, η `BEAT_QUE_LENGTH` με τιμή ίση με 10. Η σταθερά αυτή αντιπροσωπεύει το μέγεθος της ουράς των παλμών οι οποίοι βρίσκονται σε αναμονή για κατηγοριοποίηση. Ο λόγος ύπαρξης αυτής της ουράς είναι

οι καθυστερήσεις ανίχνευσης, καθώς πολλαπλός αριθμός παλμών πιθανόν να προκύψει προτού μαζευτούν αρκετά δεδομένα ώστε να κατηγοριοποιηθεί ο παλμός που βρίσκεται στην κορυφή της ουράς. Στο αρχείο περιλαμβάνονται επίσης μεταβλητές καθολικής εμβέλειας. Είναι η `ECGBUFFER[ECG_BUFFER_LENGTH]`, ένας πίνακας ακεραίων με 1000 θέσεις, η ακέραια μεταβλητή `ECGBufferIndex` για το index του buffer δεδομένων και η τύπου πίνακας ακεραίων `BEAT_BUFFER[BEAT_LENGTH]`. Οι global μεταβλητές `BEAT_QUE[BEAT_QUE_LENGTH]` και `BeatQueCount` αφορούν το buffer που κρατεί τις καθυστερήσεις ανίχνευσης. Υπάρχει επίσης και η global μεταβλητή `RRCount` που κρατεί τον αριθμό των RR intervals και τέλος η `InitBeatFlag` ακέραια μεταβλητή, αρχικοποιημένη σε 1. Στο `bdac.cpp` αρχείο υπάρχει η υλοποίηση της συνάρτησης `ResetBDAC()`, η οποία δεν παίρνει οποιεσδήποτε παραμέτρους. Σκοπός αυτής της συνάρτησης είναι να επαναφέρει στην αρχική τους τιμή τις στατικές μεταβλητές οι οποίες χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση και κατηγοριοποίηση των παλμών.

Ακολουθεί η υλοποίηση της συνάρτησης `BeatDetectAndClassify()`, ο ορισμός της οποίας έχει ως εξής:

```
int BeatDetectAndClassify(int ecgSample, int *beatType, int *beatMatch)
```

Η συνάρτηση αυτή υλοποιεί έναν ανιχνευτή και έναν κατηγοριοποιητή παλμών. Ένα δείγμα κάθε φορά περνιέται στη συνάρτηση από τα δείγματα ΗΚΓ. Η συνάρτηση αυτή έχει σχεδιαστεί για ρυθμό δείγματος ίσο με 200Hz. Όταν ο παλμός ανιχνευθεί και κατηγοριοποιηθεί επιστρέφεται η καθυστέρηση ανίχνευσης και η κατηγοριοποίηση του παλμού μέσω του δείκτη `*beatType`. Ο δείκτης `*beatMatch` επιστρέφει τον αριθμό του προτύπου με τον οποίο ταυτίστηκε ο παλμός. Η συνάρτηση επιστρέφει 0 σε περίπτωση που δεν έχει γίνει ανίχνευση και κατηγοριοποίηση νέου παλμού. Σε αντίθεση περίπτωση επιστρέφεται ο αριθμός των δειγμάτων από την τοποθεσία του επάρματος R και έπειτα. Ακολουθεί περιγραφή της υλοποίησης της συνάρτησης σε πιο λεπτομερή, προγραμματιστικό τρόπο.

Στην `BeatDetectAndClassify()` αρχικά γίνεται αποθήκευση του δείγματος ΗΚΓ στο buffer `ECGBuffer[]`. Σημειώνεται ότι το buffer αυτό είναι κυκλικό. Επομένως, αν το index του ξεπεράσει το 1000, τότε αυτό μηδενίζεται και γίνεται τοποθεσία του δείγματος στην αρχή του buffer. Ακολούθως γίνεται αύξηση της global μεταβλητής

RRCount κατά ένα και αυξάνονται επίσης οι καθυστερήσεις ανίχνευσης για κάθε παλμό που βρίσκεται στην ουρά BeatQue. Κατά το αμέσως επόμενο στάδιο το δείγμα περνά μέσα από τον ανιχνευτή QRS, γίνεται κλήση της QRSDET(ecgSample, 0) και η τιμή της επιστροφής της αποθηκεύεται στη μεταβλητή detectDelay. Εάν η τιμή που έχει επιστραφεί δεν είναι ίση με μηδέν, τότε αυτή αποθηκεύεται στον BEAT_QUE[COUNT] buffer. Εάν δεν υπάρχει παλμός έτοιμος για κατηγοριοποίηση και δεδομένου ότι η τιμή στην πρώτη θέση του BeatQue[] είναι μικρότερη της ποσότητας (beatlength – fiducial mark) * (sample rate / beat sample rate) τότε καλείται η NoiseCheck. Εάν τέλος, η detectDelay είναι ίση με μηδέν και υπάρχει παλμός έτοιμος για κατηγοριοποίηση, τότε αυτός κατηγοριοποιείται στην κορυφή της ουράς. Στο σημείο αυτό υπολογίζεται το RR interval με αφαίρεση από την global RRCount της τιμής του πρώτου δεδομένου στο BeatQueBuffer.

$rr = RRCount - BeatQue[0]$

Η τιμή του BeatQue[0] δίνεται στο RRCount και στο detectDelay. Γίνεται έπειτα υπολογισμός του θορύβου χαμηλής συχνότητας στον παλμό. Μετά από αυτό τον υπολογισμό γίνεται αντιγραφή του παλμού από τον κυκλικό buffer στο buffer παλμών, BeatBuffer[BeatLGTH], και μειώνεται ο ρυθμός δειγματοληψίας με τη λήψη του μέσου ανά δύο σημεία δεδομένων. Ακολουθεί ενημέρωση της ουράς BeatQueCount. Σε περίπτωση που ο ανιχνευτής θεωρήσει ότι ο παλμός αποτελεί ακμή μιας πρόωρης κοιλιακής σύσπασης, δηλ. *beatType = 100, τότε αυξάνεται η τιμή του RRCount, αγνοείται η ανίχνευση που έχει γίνει και η συνάρτηση επιστρέφει 0. Εάν παρουσιαστούν οποιαδήποτε προβλήματα με τον υπολογισμό της έναρξης και τερματισμού του παλμού, τότε η συνάρτηση προνοεί περιορισμό της προσαρμογής του fiducial mark.

Επίπεδο 1: Το αρχείο qrsdet.cpp.

Λεπτομερής καταγραφή του τρόπου λειτουργίας του τμήματος αυτού το οποίο αφορά την ανίχνευση δίνεται στην παράγραφο 4.4 (σελ. 58) Στο αρχείο αυτό περιλαμβάνονται οι συναρτήσεις για ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS σε ένα ΗΚΓ. Ο ανιχνευτής QRS, για να τρέξει χρειάζεται τις συναρτήσεις φίλτρων και τους , ορισμούς παραμέτρων τα οποία εμφανίζονται στα αρχεία qrsfilt.cpp και qrsdet.h αντίστοιχα. Σημειώνεται ότι η QRSDet(), η κυριότερη συνάρτηση η οποία και εκτελεί την

ανίχνευση, έχει αναπτυχθεί βασισμένη στον αλγόριθμο ανίχνευσης ο οποίος προτάθηκε από τους Hamilton, Tompkins, W.J [13]. Λεπτομερής όμως καταγραφή του τρόπου λειτουργίας του τμήματος αυτού το οποίο αφορά την ανίχνευση δίνεται στην παράγραφο 4.4.

Επίπεδο 1: Το αρχείο noisechk.cpp.

noisechk.cpp: Στο αρχείο αυτό περιλαμβάνονται οι συναρτήσεις για την αξιολόγηση του θορύβου τον οποίο φέρει ο παλμός. Για το σκοπό αυτό ορίζεται αρχικά ένα buffer, το NoiseBuffer[], έχοντας ως μέγεθος τη σταθερά MS1500. Η σταθερά αυτή αντιστοιχεί στην ποσότητα $1500 / (MS_PER_SAMPLE)$, όπου MS_PER_SAMPLE είναι ίσο με $1000 / 200 = 5$, όπου 200 είναι το sample rate για τη δοκιμή αυτή. Στο αρχείο ορίζεται έπειτα η NoiseCheck(), με την ακόλουθη σύνταξη:

```
int NoiseCheck(int datum, int delay, int RR, int beatBegin, int BeatEnd)
```

Η συνάρτηση αυτή πρέπει να καλείται για κάθε δείγμα δεδομένου. Όταν ανιχνευθεί παλμός, περνώνται στη NoiseCheck() ως παράμετροι η καθυστέρηση του δείγματος από τη στιγμή που παρουσιάστηκε το έπαρμα R, το RR interval και οι τιμές για beatBegin και beatEnd. Η τιμή beatBegin είναι το υπολογιζόμενο offset από το έπαρμα R μέχρι την αρχή του παλμού, ενώ η beatEnd είναι το υπολογιζόμενο offset από το έπαρμα R μέχρι το τέλος του παλμού.

Η συνάρτηση υπολογίζει το θόρυβο στον παλμό μέσω των μεγίστων και ελαχίστων τιμών του σήματος σε ένα παράθυρο από το τέλος του προηγούμενου παλμού μέχρι την αρχή του τρέχοντος είτε σε ένα παράθυρο 250ms το οποίο προηγείται του τρέχοντος παλμού. Η NoiseCheck() επιστρέφει το λόγο των διακυμάνσεων του σήματος στο παράθυρο μεταξύ των παλμών ως προς το μήκος του παραθύρου μεταξύ των παλμών. Επιστρέφεται 0 όμως αν ο ρυθμός της καρδιάς είναι ιδιαίτερα ψηλός και η διάρκεια των παλμών πολύ μεγάλη.

Αναλυτικά: Σε πρώτο βήμα, ο παλμός που έφτασε στην συνάρτηση δίνεται ως το πρώτο στοιχείο του NoiseBuffer. Ακολούθως ελέγχεται κατά πόσον υπάρχει θόρυβος στο πλαίσιο 300ms μετά την παρουσία του τελευταίου R κύματος και 200ms πριν από την

έναρξη του τρέχοντος R-wave. Για το σκοπό αυτό υπολογίζεται το offset μέχρι το τέλος του προηγούμενου παλμού και μέχρι την έναρξη του τρέχοντος. Δεδομένου ότι ικανοποιούνται οι τρεις ακόλουθες συνθήκες, γίνεται ο υπολογισμός του θορύβου. Οι συνθήκες είναι (α) η καθυστέρηση να είναι διάφορη του μηδενός. Εάν η συνθήκη αυτή είναι αληθής συνεπάγεται ότι έχει ανιχνευθεί παλμός. (β) η καθυστέρηση να μην υπερβαίνει το μέγιστο μέγεθος του NoiseBuffer και (γ) να υπάρχει κάποιο διάστημα μεταξύ του τέλους του τελευταίου παλμού και της αρχής του τρέχοντος. Εάν ο έλεγχος των συνθηκών είναι αληθής, τότε αναζητείται το index του τελευταίου παλμού μέσα στο NoiseBuffer. Η θέση στην οποία βρίσκεται θα δοθεί ως αρχική τιμή στη μέγιστη (ncMax) και ελάχιστη (ncMin) τιμή της ισοηλεκτρικής περιοχής μεταξύ των παλμών και θα υπολογιστούν έπειτα οι πραγματικές τιμές τους. Επόμενο και τελευταίο βήμα της συνάρτησης είναι ο υπολογισμός του ευρετηρίου για το θόρυβο, το οποίο, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, είναι ο λόγος της διακύμανσης του σήματος ως προς το μήκος του ισοηλεκτρικού παραθύρου, στην κλίμακα του 10.

```
double NoiseIndex = (ncMax - ncMin);
noiseIndex /= (ncStart - ncEnd);      όπου ncStart = delay + RR - beatEnd
                                     ncEnd = delay + beatBegin
Int NoiseEstimate = (int) (NoiseIndex * 10.0);
```

Επίπεδο 1: Το αρχείο classify.cpp

Για το αρχείο αυτό καθώς και όλες τις σχετικές με την κατηγοριοποίηση πληροφορίες και λεπτομέρειες ο αναγνώστης καλείται να προχωρήσει στην παράγραφο 4.5 (σελ. 66) όπου γίνεται εκτενής αναφορά.

Επίπεδο 2: Το αρχείο QRSfilt.cpp

Η QRSfilt παρέχει στην QRSDet τις κατάλληλες συναρτήσεις φιλτραρίσματος για να γίνει ο έλεγχος συχνотήτων μετά το πέρας το παλμού. Η λειτουργία των συναρτήσεων δίνεται ως μέρος της όλης διαδικασίας ανίχνευσης παλμών στην παράγραφο 4.5 (σελ.)

Επίπεδο 2: Τα αρχεία match.cpp, rhythmchk.cpp, analbeat.cpp και postclas.cpp

Επιγραμματική αναφορά στη λειτουργία τους παρατίθεται αμέσως πιο κάτω, για εκτενέστερη πληροφόρηση όμως ο αναγνώστης καλείται να μεταβεί στην παράγραφο

4.5 και συγκεκριμένα στην υπο-παράγραφο 4.5.1 η οποία μελετά εις βάθος την όλη λειτουργία της κατηγοριοποίησης στην οποία εμπλέκονται τα τέσσερα αυτά αρχεία.

1. Match: περιέχει τις συναρτήσεις οι οποίες συγκρίνουν τους νέους παλμούς με αποθηκευμένα πρότυπα ή παλμούς που ανιχνεύθηκαν προηγουμένως.
2. Rhythmchk: οι συναρτήσεις που περιέχονται εδώ κατηγοριοποιούν τα RR intervals ως:

- α) κανονικά,
- β) πρώιμα και
- γ) RR intervals τα οποία αντιπροσωπεύουν compensatory pause

3. Analbeat: οι συναρτήσεις εδώ καθορίζουν το αρχικό και τελικό σημείο του συμπλέγματος QRS και το σχετικό ισοηλεκτρικό επίπεδο.

4. Postclas: επιχειρεί να επανακατηγοριοποιήσει τους προηγούμενους παλμούς με μεγαλύτερη ακρίβεια.

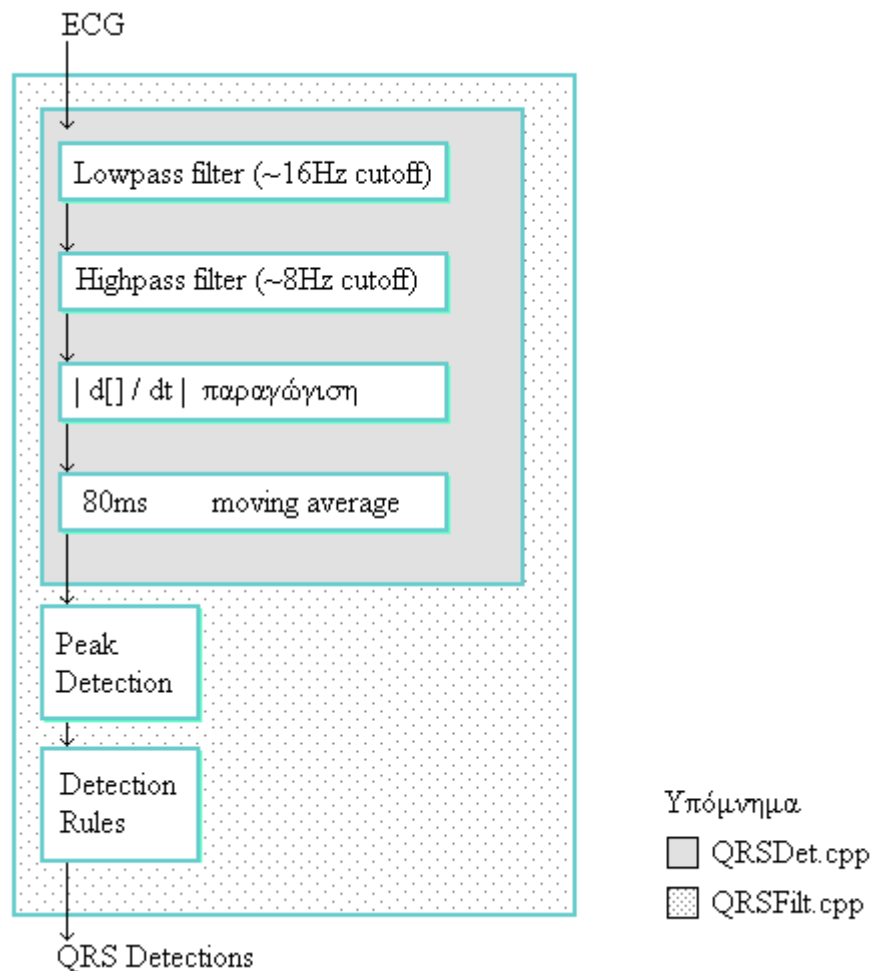
Οι πιο πάνω πληροφορίες χρησιμοποιούνται από την Classify έτσι ώστε να παραχθεί το αποτέλεσμα της κατηγοριοποίησης και να σταλεί στην BDAC, η οποία με τη σειρά της θα αναφέρει το αποτέλεσμα (την κατηγοριοποίηση) στο πρόγραμμα από το οποίο έχει κληθεί.

4.4 Ανίχνευση παλμών (Beat detection)

Έχει ήδη γίνει κατανοητό από τη μέχρι τώρα πορεία της μελέτης ότι από τις δύο αυτές σημαντικές λειτουργίες του λογισμικού – ανίχνευση και κατηγοριοποίηση – γίνεται επικέντρωση στο τμήμα που αφορά την ανίχνευση. Είναι επομένως κρίσιμο να δοθεί περισσότερη έμφαση στον τρόπο λειτουργίας του τμήματος που αφορά την ανίχνευση παλμών. Έχουμε ήδη επεκταθεί από θεωρητικής / αλγοριθμικής άποψης σε ότι αφορά την ανίχνευση συμπλέγματος QRS, δεν έχουμε όμως προβεί σε ενδελεχή μελέτη του τρόπου υλοποίησης της αλγοριθμικής ιδέας στο λογισμικό. Στην παρούσα παράγραφο επιχειρείται να δοθεί μια σαφής και ολοκληρωμένη εικόνα για τις λειτουργίες του αλγορίθμου ανίχνευσης όπως αυτές υλοποιούνται στο λογισμικό ανοικτού κώδικα.

Αρχικά παρουσιάζουμε στο Σχήμα 4.2 τις βασικές λειτουργίες του αλγορίθμου ανίχνευσης. Ο αλγόριθμος μπορεί να διαχωριστεί σε δύο μεγάλους τομείς – (α) τα

φίλτρα και (β) τους κανόνες ανίχνευσης. Είναι για αυτό το λόγο που παίρνουμε δύο αρχεία υλοποίησης, τα QRSDet.cpp και QRSFilt.cpp, των οποίων η συναρτησιακή εξάρτηση διαφαίνεται στο Σχήμα 4.1. Το QRSFilt.cpp αρχείο περιλαμβάνει υλοποίηση των φίλτρων, ενώ στο QRSDet.cpp υλοποιούνται οι κανόνες ανίχνευσης.



Σχήμα 4.2 – Λειτουργίες ανίχνευσης παλμών [23]

4.4.1 Φίλτρα – Εφαρμογή φίλτρων

Το σήμα του ΗΚΓ φιλτράρεται με σκοπό να παραχθεί μια προσέγγιση περιορισμένου χρόνου (windowed) αναφορικά με την ενέργεια στο QRS frequency band [13], [23]. Αυτό επιτυγχάνεται με τη διαδοχική εφαρμογή:

(α) βαθυπέρατου φίλτρου

- (β) υψιπέρατου φίλτρου
- (γ) παραγώγισης
- (δ) τετραγωνισμού του σήματος (παίρνουμε την απόλυτη τιμή)
- (ε) λήψης του μέσου όρου της απόλυτης τιμής σε ένα παράθυρο 80ms.

Η έξοδος του τελευταίου φίλτρου παράγει το λεγόμενο «lump» κάθε φορά που έχουμε ένα σύμπλεγμα QRS. Τα επάρματα T γενικά παράγουν μικρότερα lumps σε σχέση με τα lumps που παράγουν τα συμπλέγματα QRS.

Τις πέντε προαναφερόμενες λειτουργίες, οι οποίες φαίνονται παραστατικά και στο Σχήμα 4.2 υλοποιούν οι συναρτήσεις `lpfilt`, `hpfilt`, `deriv1`, `abs` και `mwnt`, η υλοποίηση των οποίων βρίσκεται στο αρχείο `QRSFilt.cpp`. Το υψιπέρατο φίλτρο, το βαθυπέρατο και η παράγωγος συνδυάζονται για την παραγωγή στο σύμπλεγμα QRS ενός ζωνοδιάβατου φίλτρου στο πεδίο συχνοτήτων 5 – 11Hz. Το bandwidth αυτό είναι οι συχνότητες οι οποίες περιέχουν το μεγαλύτερο ποσοστό ενέργειας του συμπλέγματος. Εισαγωγή και θεωρητική υποστήριξη για τα φίλτρα αυτά δίνεται στο κεφάλαιο 2.5, ενώ η υλοποίησή τους περιγράφεται λεπτομερώς κατά την ανάλυση του αλγορίθμου τον οποίο πρότειναν οι Pan και Tompkins στο άρθρο τους “A Real-Time QRS Detection Algorithm” [24], η οποία συναντάται στις παραγράφους 3.2.2.1, 3.2.2.2 και 3.2.2.3

Το μέγεθος του averaging window επιλέχθηκε να είναι ίσο με το πλάτος ενός τυπικού QRS συμπλέγματος. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως στο τρίτο κεφάλαιο κατά την επεξεργασία του αλγορίθμου που πρότειναν οι Pan και Tompkins, το πλάτος του παραθύρου είχε αρχικά τεθεί στα 150ms έτσι ώστε να καλύπτονται και οι περιπτώσεις συμπλεγμάτων τα οποία προκύπτουν από πρόωρες κοιλιακές συσπάσεις (premature ventricular contractions). Έχει όμως αποδειχθεί ότι μικρότερο πλάτος για το averaging window μπορεί να επιφέρει καλύτερα αποτελέσματα [16].

4.4.2 Κανόνες ανίχνευσης [23]

Η συνάρτηση `QRSDet` ανιχνεύει ακμές στο σήμα μετά από τη διαδικασία φιλτραρίσματος του σήματος. Κάθε φορά που ανιχνεύεται μια ακμή, τότε εκτελείται ένα από τα τρία ακόλουθα: 1. κατηγοριοποίηση ως σύμπλεγμα QRS, 2. κατηγοριοποίηση ως θόρυβος, 3. αποθήκευση για κατηγοριοποίηση σε μετέπειτα στάδιο. Για την κατηγοριοποίηση των ακμών ο αλγόριθμος κάνει χρήση του ύψους της

ακμής και της μέγιστης παραγωγού. Ακολουθούν, σε επιγραμματική παράθεση, οι πέντε βασικοί κανόνες ανίχνευσης του αλγορίθμου. Και οι πέντε αυτοί κανόνες υλοποιούνται στη συνάρτηση QRSDet.

1. Αγνοούνται όλες οι ακμές οι οποίες προηγούνται είτε ακολουθούν μεγαλύτερες ακμές εντός διαστήματος μικρότερου των 200ms.
2. Εάν παρουσιαστεί ακμή, ελέγχεται κατά πόσον το αρχικό σήμα περιείχε θετική και αρνητική κλίση, Εάν δεν περιείχε, τότε η ακμή αναπαριστά το λεγόμενο baseline shift.
3. Εάν η ακμή παρουσιάστηκε εντός 360ms από μια προηγούμενη ανίχνευση, γίνεται έλεγχος για να διαπιστωθεί εάν η μέγιστη παράγωγος στο αρχικό σήμα ήταν τουλάχιστον το ήμισυ της μέγιστης παραγωγού της προηγούμενης ανίχνευσης. Εάν αυτό δεν ισχύει, τότε η ακμή κατατάσσεται ως έπαρμα T.
4. Εάν η ακμή είναι μεγαλύτερη από το κατώφλι ανίχνευσης τότε κατατάσσεται ως σύμπλεγμα QRS. Σε διαφορετική περίπτωση η ακμή εκλαμβάνεται ως θόρυβος.
5. Εάν δεν έχει ανιχνευθεί σύμπλεγμα QRS εντός 1,5 RR-intervals και, παράλληλα, υπάρχει ακμή μεγαλύτερη του μισού του κατωφλίου ανίχνευσης - η οποία να παρουσιάστηκε εντός 360 ms τουλάχιστον από την προηγούμενη ανίχνευση - τότε η ακμή αυτή θα κατηγοριοποιηθεί ως σύμπλεγμα QRS.

4.4.3 Υπολογισμός κατωφλίου

Το κατώφλι ανίχνευσης για το οποίο γίνεται λόγος στον τέταρτο και πέμπτο κανόνα ανίχνευσης υπολογίζεται χρησιμοποιώντας εκτιμήσεις του ύψους της ακμής QRS συμπλέγματος και της ακμής θορύβου [13], [23]. Κάθε φορά που μια ακμή κατηγοριοποιείται ως σύμπλεγμα QRS, τότε αυτή προστίθεται σε ένα buffer το οποίο περιέχει τις οκτώ πιο πρόσφατες ακμές. Αντίστοιχα, κάθε φορά που μια ακμή κατηγοριοποιείται ως ακμή θορύβου, τότε αυτή αποθηκεύεται σε buffer το οποίο διατηρεί τις οκτώ πιο πρόσφατες ακμές θορύβου. (Το κατώφλι ανίχνευσης καθορίζεται μεταξύ του μέσου (mean or median) των buffers τα οποία περιέχουν τις ακμές θορύβου και τις ακμές συμπλεγμάτων QRS σύμφωνα με την ακόλουθη εξίσωση:

$$\text{Detection_Threshold} = \text{AverageNoisePeak} + TH * (\text{average_QRS_Peak} - \text{average_Noise_Peak}), \text{ όπου}$$

TH ο συντελεστής κατωφλίου.

Για τον υπολογισμό του RR - interval το οποίο αναφέρεται στον πέμπτο κανόνα ανίχνευσης ακολουθείται η ίδια διαδικασία - υπολογίζεται, δηλαδή, παίρνοντας median or mean των οκτώ πιο πρόσφατων RR intervals. Αναφέρεται εδώ ότι οι συναρτήσεις της QRSDet χρησιμοποιούν median για τους πιο πάνω υπολογισμούς, ενώ στην QRSDet2 οι υπολογισμοί γίνονται με mean. Ο λόγος ύπαρξης αυτής της διαφοροποίησης είναι ότι η χρήση mean αποδείχτηκε να καλυτερεύει την απόδοση του ανιχνευτή, επηρεάζοντας όμως αρνητικά την απόδοση της λειτουργία κατηγοριοποίησης παλμών.

Ο ανιχνευτής παλμών πρέπει να ξεκινά με έναν αρχικό υπολογισμό κατώφλιου. Για τη διεξαγωγή εύρεσης του αρχικού αυτού υπολογισμού, ανιχνεύονται οι οκτώ μέγιστες ακμές σε οκτώ διαδοχικά ενδιάμεσα ενός δευτερολέπτου (one-second intervals). Οι οκτώ αυτές ακμές χρησιμοποιούνται ως οι οκτώ πρώτες (αρχικές) τιμές στο buffer όπου φυλάγονται ακμές QRS. Οι οκτώ πρώτες τιμές για τις ακμές θορύβου αρχικοποιούνται σε μηδέν και το αρχικό κατώφλι λαμβάνεται σύμφωνα με τις τιμές αυτές. Τα οκτώ πιο πρόσφατα RR intervals τίθενται αρχικά σε ένα δευτερόλεπτο.

Σε σπάνιες περιπτώσεις είναι πιθανόν να παρουσιαστεί μία σειρά, ένα string παλμών αρκετά μεγάλο έτσι ώστε να προκαλέσει τα κατώφλια ανίχνευσης να αυξηθούν σε τέτοιο βαθμό που να αγνοούνται τα επακόλουθα επάρματα / παλμοί οι οποίοι χαρακτηρίζονται από πολύ μικρό πλάτος.

4.4.4 Καθυστέρηση ανίχνευσης

Όταν ένας παλμός ανιχνευθεί στην QRSDet, η συνάρτηση αυτή επιστρέφει τον αριθμό των δειγμάτων τα οποία προέκυψαν από το σημείο που παρουσιάστηκε σύμπλεγμα QRS και έπειτα. Ο λόγος για τον οποίο η QRSDet κρατεί και επιστρέφει τον αριθμό αυτό είναι επειδή η καθυστέρηση ανίχνευσης δεν παραμένει σταθερή, αλλά ποικίλλει. Εάν μια ακμή ανιχνευθεί χρησιμοποιώντας τον τέταρτο κανόνα ανίχνευσης θα είναι περίπου το άθροισμα των καθυστερήσεων των φίλτρων, συν το πλάτος του κινούμενου παραθύρου ολοκλήρωσης συν τα 200ms καθυστέρησης που προκύπτουν από τον πρώτο κανόνα ανίχνευσης, δίνοντας έτσι μια συνολική καθυστέρηση 395ms. Εάν η ανίχνευση γίνει με τη χρήση του πέμπτου κανόνα ανίχνευσης (ο κανόνας search back), τότε στην καθυστέρηση προστίθεται το μισό του μέσου RR interval. Επομένως εξηγείται με αυτό τον τρόπο η μη-σταθερότητα της καθυστέρησης ανίχνευσης. Εφ' όσον, δηλαδή, ο

ρυθμός των παλμών αλλά και ο κανόνας ανίχνευσης είναι μεταβλητά μεγέθη, αυτό συνεπάγεται μεταβαλλόμενη τιμή για την καθυστέρηση ανίχνευσης, η οποία μπορεί να ξεκινά από 395ms και να φθάνει σε ορισμένες περιπτώσεις ακόμα και το ένα δευτερόλεπτο. Σημειώνεται ωστόσο ότι αρκετές εφαρμογές παρακολούθησης ΗΚΓ δεν χρειάζονται τόσο μεγάλες καθυστερήσεις ανίχνευσης. Κατ' ακρίβειαν, μεγάλες μεταβλητές καθυστερήσεις είναι πιθανόν να αποτελέσουν πηγή προβλήματος για ορισμένες από αυτές τις εφαρμογές. Ο αλγόριθμος παράγει σταθερή καθυστέρηση αν οι ανιχνεύσεις βάσει του πέμπτου κανόνα απαλειφθούν. Η απαλοιφή αυτή μπορεί να γίνει με το να μην υπάρχει αναφορά στις ανιχνεύσεις οι οποίες προκύπτουν από το search back. Εάν ακολουθηθεί αυτή η μέθοδος και γίνει κατάλληλη προσαρμογή των κατωφλίων, τότε ο αλγόριθμος εξακολουθεί να παρουσιάζει ευαισθητότητες στην ανίχνευση QRS και θετικές προβλεψιμότητες οι οποίες αγγίζουν το 97%. Εάν, αντιθέτως, δεν γίνονται οι ανιχνεύσεις βάσει search back, τότε ο αλγόριθμος παράγει μια σταθερή καθυστέρηση ανίχνευσης, της οποίας η τιμή είναι 395ms. Το μεγαλύτερο μέρος αυτής της καθυστέρησης οφείλεται στο ότι μετά από κάθε ανίχνευση ακμής ο αλγόριθμος περιμένει 200ms έτσι ώστε να διασφαλιστεί ότι την ακμή αυτή δεν ακολουθεί άλλη μεγαλύτερη η οποία να εμπίπτει στην περίοδο αδρανείας του QRS.

4.4.5 Απόδοση του ανιχνευτή παλμών

Όταν ο ανιχνευτής χρησιμοποιηθεί στο πρώτο κανάλι της MIT-BIH ΒΔ με αναδειγματοληψία των δεδομένων στα 200 δείγματα ανά δευτερόλεπτο και ένα ενδιάμεσο 5 δευτερολέπτων για αρχικοποίηση, τότε παράγει 250 false positive ανιχνεύσεις και 176 false negative.

Τα προαναφερόμενα αντιστοιχούν σε ευαισθησία (sensitivity) 99.74% και θετική προβλεψιμότητα (positive predictivity) 99.80%. Η ευαισθησία για την περίπτωση όπου ο αλγόριθμος ελέγχεται με δεδομένα από την ΑΗΑ ΒΔ ηλεκτροκαρδιογραφημάτων, παρουσιάζει ίδιο ποσοστό ευαισθησίας – 99.74%, ενώ το ποσοστό θετικής προβλεψιμότητας φθάνει το 99.76%, παρουσιάζοντας μείωση 0,04% συγκριτικά με το προηγούμενο. Παρενθετικά να αναφέρουμε ότι η ΑΗΑ ΒΔ έχει δημιουργηθεί από το American Heart Association με χρηματοδότηση του Εθνικού Ινστιτούτου Καρδιάς, Πνευμόνων και Αίματος, NHLBI (National Heart, Lung and Blood Institute) με σκοπό την αξιολόγηση των ανιχνευτών για τις κοιλιακές αρρυθμίες. Η ΑΗΑ ΒΔ αποτελείται από 80 δικάναλα excerpts αναλογικών ambulatory εγγραφών ΗΚΓ, ψηφιοποιημένα στα

250Hz ανά κανάλι, με 12-bit ανάλυση σε ένα εύρος άνω των 20mV. Οι εγγραφές αυτές έχουν διαχωριστεί σε οκτώ κατηγορίες, κάθε μία από τις οποίες περιέχει δέκα εγγραφές. Η κατηγοριοποίηση έγινε με βάση

- το υψηλότερο επίπεδο κοιλιακού εκτοπίσματος.
- την απουσία κοιλιακού εκτοπίσματος και απομονωμένων μονοεστιακών και πολυεστιακών αρρυθμιών
- την κοιλιακή ταχυκαρδία και την κοιλιακή μαρμαρυγή.

Όταν η ανίχνευση QRS γίνεται με ως μέρος της κατηγοριοποίησης παλμών, τα αποτελέσματα παρουσιάζουν ελαφρά διαφοροποίηση καθώς το λογισμικό κατηγοριοποίησης παλμών εκτελεί πιο προσεκτικά τους υπολογισμούς του fiducial mark και της τοποθεσίας του επάρματος T.

4.4.6 Η λειτουργία ανίχνευσης από προγραμματιστική προσέγγιση [21]

Η σύνταξη της συνάρτησης QRSDet() έχει ως εξής:

```
int QRSDet (int ecgSample, int init)
```

Όπως αναφέραμε και προηγουμένως, ως είσοδος περνούν διαδοχικά δείγματα ΗΚΓ. Όπως και η BeatDetectAndClassify(), έτσι και η QRSDet() έχει σχεδιαστεί για ρυθμό δειγματοληψίας 200Hz. Η QRSDet() περιέχει έναν αριθμό στατικών μεταβλητών τις οποίες χρησιμοποιεί για να προσαρμόζεται σε διαφορετικά σήματα ΗΚΓ. Οι μεταβλητές αυτές μπορούν να γίνουν reset εάν περαστεί στην init οποιαδήποτε τιμή διαφορετική του μηδενός. Όταν η QRSDet() ανιχνεύσει ένα σύμπλεγμα QRS, τότε η συνάρτηση επιστρέφει την καθυστέρηση ανίχνευσης.

Στο αρχείο qrsdet.cpp ορίζεται αρχικά η σταθερά MIN_PEAK_AMP ίση με 7, η οποία αποτρέπει την ανίχνευση ακμών οι οποίες είναι μικρότερες των 150uV. Ορίζεται επίσης buffer, ο DDBUFFER[DER_DELAY], ο οποίος αποθηκεύει τα δεδομένα όπως αυτά διαμορφώνονται μετά την παραγωγή.

Κατά την πρώτη κλήση της QRSDet() γίνεται αρχικοποίηση των buffers θορύβου και RR intervals, των στατικών μεταβλητών που ορίζονται στη συνάρτηση και των φίλτρων της QRSFilter(). Αμέσως μετά την αρχικοποίηση γίνεται φιλτράρισμα των δεδομένων

μέσω κλήσης της `QRSFilter()`. Καθώς σε ένα διάστημα 200ms μπορεί να προκύψει ένα μόνο σύμπλεγμα QRS, η συνάρτηση κατακρατεί οποιαδήποτε ακμή ανιχνεύεται για 200ms καθώς υπάρχει το ενδεχόμενο να ακολουθήσει μια μεγαλύτερη ακμή. Στη συνάρτηση γίνεται διαχωρισμός τριών περιπτώσεων. Η πρώτη αφορά την ύπαρξη μιας μόνο ακμής στο παράθυρο των 200ms. Η δεύτερη περίπτωση είναι εκείνη κατά την οποία υπήρξαν περισσότερες από μία ακμές στο παράθυρο αυτό, όμως η ακμή που κρατήθηκε ήταν η μεγαλύτερη για όλο το διάστημα, και επομένως η ακμή αυτή περνά για αξιολόγηση. Στην τρίτη περίπτωση, εάν κρατήθηκε μία ακμή της οποίας μια επόμενη είναι μεγαλύτερη, τότε αποθηκεύεται η μεγαλύτερη και ξεκινά πάλι η καταμέτρηση των 200ms.

Ακολουθεί αποθήκευση της παραγώγου του μη-επεξεργασμένου σήματος στο `DDBuffer[]`. Η εύρεση της παραγώγου προκύπτει με κλήση της συνάρτησης `deriv1()`. Σκοπός της εύρεσης και αποθήκευσης της παραγώγου του μη επεξεργασμένου σήματος είναι ο διαχωρισμός μεταξύ των επαυμάτων T και του baseline shift. Ακολουθώς γίνεται αρχικοποίηση του `qrs peak buffer` με τις οκτώ πιο πρόσφατες, μέγιστες τοπικές ακμές που έχουν ανιχνευθεί. Η αιτιολόγηση της διαδικασίας αυτής δίνεται πιο αναλυτικά στην παράγραφο 3.2.2 της διπλωματικής αυτής εργασίας, όπου παρουσιάζεται ο προτεινόμενος αλγόριθμος στον οποίο έχει βασιστεί η υλοποίηση.

Κατηγοριοποίηση ενός παλμού ως σύμπλεγμα QRS γίνεται εάν η ακμή είναι μεγαλύτερη του κατωφλίου ανίχνευσης. Αλλιώς, γίνεται ενημέρωση του `noise buffer`, ενώ παράλληλα η ακμή αποθηκεύεται για ένα πιθανό `search back`. Κατά τη διαδικασία `search back` η συνάρτηση προνοεί όπως να μην περιληφθούν ακμές οι οποίες εμφανίζονται νωρίς, καθώς αυτές πιθανόν να αποτελούν επάρματα T, και να επικαλύπτουν ένα μικρό σύμπλεγμα QRS το οποίο ακολουθεί. Επιπλέον, εάν βρεθεί σύμπλεγμα QRS κατά τη διαδικασία `search back`, γίνεται ενημέρωση τόσο του `QRSBuffer` όσο και του κατωφλίου ανίχνευσης. Παράλληλα με αυτές τις διαδικασίες, εάν παρέλθουν οκτώ δευτερόλεπτα χωρίς ανίχνευση συμπλέγματος, τότε υπολογίζεται άλλο κατώφλι για να αντικαταστήσει το προσαρμοζόμενο κατώφλι.

Το αρχείο `qrsdet.cpp` περιλαμβάνει επίσης τη συνάρτηση `Peak`, με την ακόλουθη σύνταξη:

int Peak (int datum, int init)

Η Peak(), λαμβάνοντας ως παράμετρο ένα στοιχείο (datum), επιστρέφει το ύψος της ακμής όταν το σήμα πέφτει στο μισό του ύψους της ακμής. Υλοποιείται επιπλέον η συνάρτηση mean(), η οποία επιστρέφει τη μέση τιμή ενός πίνακα από ακεραίους χρησιμοποιώντας αλγόριθμο ταξινόμησης. Μέρος του qrsdet.cpp αποτελεί και η συνάρτηση thresh(), λειτουργικότητα της οποίας είναι ο υπολογισμός του κατωφλίου ανίχνευσης από τις εκτιμήσεις του μέσου QRS και του μέσου για το θόρυβο. Τέλος, η BLSCheck() η οποία επίσης υλοποιείται σε αυτό το αρχείο, επιθεωρεί τα δεδομένα για να ελέγξει εάν έχει παρουσιαστεί κάποιο baseline shift. Για τη διενέργεια αυτού του ελέγχου κοιτάζει αρνητικές και θετικές κλίσεις του ίδιου περίπου μεγέθους μέσα σε ένα παράθυρο 200ms. Εάν βρεθεί ένα ζεύγος μεγίστου – ελαχίστου με τον ενδιάμεσο χρόνο μεταξύ τους να είναι λιγότερος από 150m τότε πρόκειται για ένα πιθανό παλμό.

4.5 Κατηγοριοποίηση παλμών

Έπειτα από την ανίχνευση, ένας παλμός μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε μία από τις τρεις ακόλουθες κατηγορίες.

- πρόωρη κοιλιακή σύσπαση (PVC)
- κανονικός παλμός
- αγνώστου τύπου παλμός.

Η πρόωρη κοιλιακή σύσπαση αντιπροσωπεύει οποιοδήποτε κοιλιακό παλμό ενώ ως κανονικός χαρακτηρίζεται οποιοσδήποτε παλμός προέρχεται από μη κοιλιακή σύσπαση. Στις περιπτώσεις όπου ο κατηγοριοποιητής δεν έχει τρέξει για αρκετή ώρα ώστε να παράξει σαφή αποτελέσματα. τότε ο παλμός κατηγοριοποιείται ως αγνώστου τύπου.

Κατά την ανίχνευση του, ένας παλμός φέρει μαζί του ορισμένα χαρακτηριστικά όπως το πλάτος (width), το εύρος (amplitude) και το RR interval. Γίνεται, επιπλέον, σύγκριση του παλμού με τύπους παλμών που είχαν ανιχνευθεί σε προηγούμενες στιγμές. Εάν κατά τη σύγκριση διαπιστωθεί ιδιαίτερη σύγκλιση του παλμού με κάποιο τύπο παλμού ο οποίος είναι ήδη κατηγοριοποιημένος, τότε ο ανιχνευθείς παλμός εντάσσεται στην ίδια κατηγορία. Σε διαφορετική περίπτωση, η κατηγοριοποίηση γίνεται με βάση τα χαρακτηριστικά του παλμού, τα χαρακτηριστικά του τύπου παλμών τον οποίο τύπο καθορίζει ο αλγόριθμος και τις γενικές συνθήκες του σήματος.

4.5.1 Αρχείο classify.cpp

Το αρχείο classify.cpp περιέχει συναρτήσεις για την κατηγοριοποίηση των παλμών. Κυριότερη αυτών η Classify(), με την εξής σύνταξη:

```
int Classify(int *newBeat, int rr, int noiseLevel, int *beatMatch, int *fidAdj, int init)
```

Η Classify() παίρνει ως παραμέτρους το buffer με τους παλμούς, το προηγούμενο rr interval και τον τρέχοντα υπολογισμό για το επίπεδο θορύβου. Κατηγοριοποιεί τον παλμό ως κανονικό (normal), πρόωρο (PVC) ή άγνωστο (unknown) και επιστρέφει μόνο την κατηγοριοποίηση ενός παλμού ως άγνωστο. Για σκοπούς ελέγχου και διόρθωσης επιστρέφεται μέσω του δείκτη *beatMatch ο τύπος προτύπου του παλμού με τον οποίο έγινε ταύτιση. Η παράμετρος init χρησιμεύει για resetting των στατικών μεταβλητών της Classify(), γεγονός το οποίο θα συμβεί εάν κατά την κλήση της Classify() δοθεί τιμή στην init διάφορη του μηδενός.

αναλυτικά: Ορίζονται αρχικά οι ως σταθερές οι παράμετροι των κανόνων ανίχνευσης, τις οποίες θα ήταν χρήσιμο να αναφέρουμε:

- MATCH_LIMIT = 1.3: Είναι το κατώφλι για την ταύτιση με τα αποθηκευμένα πρότυπα, χωρίς sensitivity για το εύρος όμως.
- MATCH_WITH_AMP_LIMIT = 2.5: Το κατώφλι για το ευρετήριο ταύτισης, με amplitude sensitivity.
- PVC_MATCH_WITH_AMP_LIMIT = 0.9: Όριο για την ταύτιση πρώιμων παλμών, amplitude sensitive
- BL_SHIFT_LIMIT = 100: Υποθέτοντας ένα baseline shift, η σταθερά αυτή αντιστοιχεί στο κατώφλι για αυτό.
- NEW_TYPE_NOISE_THRESHOLD = 18: Το κατώφλι για τη δημιουργία νέων τύπων παλμών. Εάν ο θόρυβος ξεπεράσει το κατώφλι αυτό δεν θα δημιουργούνται νέοι τύποι.
- MATCH_NOISE_THRESHOLD = 0.7: Ενδείξεις για θόρυβο οι οποίες βρίσκονται κάτω από το κατώφλι αυτό αγνοούνται.

Στο αρχείο ακολουθεί ο ορισμός όλων των παραμέτρων κατηγοριοποίησης και ακολουθεί το σώμα της συνάρτησης Classify(). Καλώντας τις συναρτήσεις

HFNoiseCheck() και RhythmChk(), η Classify() ελέγχει για θόρυβο από μυς και ελέγχει το ρυθμό, αντίστοιχα. Ακολούθως γίνεται κλήση της AnalyzeBeat() για τον υπολογισμό των χαρακτηριστικών του παλμού, και από το σημείο αυτό ξεκινούν οι έλεγχοι με βάση τις παραμέτρους των καταωφλίων ανίχνευσης. Γίνεται ενημέρωση των πινάκων που κρατούν τα οκτώ πιο πρόσφατα RR intervals και τους πρόσφατους τύπους. Αποθηκεύονται σε τοπικές μεταβλητές τα χαρακτηριστικά των παλμών, τα οποία η συνάρτηση παίρνει εκτελώντας κλήσεις στις GetBeatClass(), GetBeatWidth() και GetBeatCenter(). Χρησιμοποιώντας τα χαρακτηριστικά αυτά η Classify() εκτελεί την κατηγοριοποίηση. Για παράδειγμα, το beatWidth θα συνεισφέρει στην κατηγοριοποίηση καθώς χρησιμοποιείται για να ελεγχθεί το πλάτος μιας μορφολογίας παλμού. Υπό άλλες συνθήκες, οι ιδιαίτερα πλατιές μορφολογίες εντάσσονται στην κατηγορία unknown. Εάν όμως το beatWidth δεν είναι τόσο μεγάλο και υπάρχουν τρεις άλλες τέτοιες μορφολογίες στη σειρά, τότε μπορεί να γίνει κατηγοριοποίηση ως normal. Σημειώνεται ότι, εφ' όσον έχει γίνει κατηγοριοποίηση, καλείται η SetBeatClass() με παραμέτρους τον τύπο της μορφολογίας και την κατηγοριοποίηση.

Την Classify() ακολουθεί η HFNoise(), η οποία παίρνει ως παράμετρο δείκτη στη μεταβλητή beat. Η συνάρτηση αυτή μετρά τις υψηλές συχνότητες που υπάρχουν στον παλμό. Τέτοιες υψηλές συχνότητες προκαλούνται από το θόρυβο των μυών της καρδιάς καθώς αυτοί συσπώνονται ή χαλαρώνουν. Η μέθοδος υπολογισμού του θορύβου υψηλής συχνότητας έχει ως εξής: Ο παλμός περνά πρώτα από υπερέατο φίλτρο. Λαμβάνεται έπειτα ο μέσος όρος του φιλτραρισμένου πλέον σήματος ανάμεσα σε πέντε άλλα δείγματα και γίνεται εύρεση του μεγίστου σημείου του averaged, highpass filtered σήματος. Η τελική τιμή του θορύβου υψηλής συχνότητας είναι ο λόγος του μεγίστου σημείου ως προς το εύρος του QRS. Για τον καθορισμό του εύρους του συμπλέγματος QRS ορίζονται αρχικά δύο ακέραιες μεταβλητές, η qrsMin και η qrsMax. Στο ακόλουθο τμήμα κώδικα εκτελείται ο υπολογισμός του εύρους:

```
for(i=FIDMARK - BEAT_MS70; i<FIDMARK + BEAT_MS80; i++)
    if (beat[i] > qrsMax)
        qrsMax = beat[i];
    else if (beat[i] < qrsMin)
        qrsMin = beat[i];
```

Το εύρος του QRS είναι εξαρτώμενο της τιμής του fiducial mark, του ρυθμού δειγματοληψίας και του αριθμού παλμών ανά δείγμα, καθώς οι σταθερές που χρησιμοποιούνται στην επαναληπτική συνθήκη αντιστοιχούν στα εξής μεγέθη:

$FIDMARK = BEAT_MS400$

$BEAT_MS400 = 400 / BEAT_MS_PER_SAMPLE + 0.5$

$BEAT_MS_PER_SAMPLE = 1000 / BEAT_SAMPLE_RATE,$

με το $BEAT_SAMPLE_RATE$ να έχει τεθεί στα 100Hz.

Επόμενη συνάρτηση του classify.cpp αρχείου είναι η TempClass(), η οποία εκτελεί κατηγοριοποίηση παλμών βάσει των χαρακτηριστικών τους. Η συνάρτηση αυτή βασίζεται σε 19 διαφορετικούς κανόνες, οι οποίοι προγραμματιστικά υλοποιούνται ως ένα if-statement ο κάθε ένας. Έχουμε λοιπόν κατηγοριοποίηση ενός παλμού ως Normal (κανονικός) στις ακόλουθες περιπτώσεις:

- Εάν το πλάτος του παλμού είναι ικανοποιητικά στενό. Το κριτήριο τίθεται από τις παραμέτρους κανόνων κατηγοριοποίησης οι οποίες ορίζονται στο αρχείο classify.cpp
- Εάν ο παλμός δεν μπορεί να ταυτιστεί με κάποια μορφολογία που ανιχνεύθηκε προηγουμένως και δεν είναι πρώιμος.
- Εάν έχει αποθηκευτεί ο μέγιστος αριθμός για τους τύπους παλμών, ο τρέχον παλμός δεν είναι συνηθισμένος είτε πρόωρος και μόνον ένας παλμός αυτής της μορφολογίας έχει αποθηκευτεί.
- Εάν ο ρυθμός είναι συνηθισμένος και ο παλμός μοιάζει με τον κυρίαρχο (dominant) τύπο παλμού.
- Εάν ο ρυθμός της μετα-κατηγοριοποίησης είναι κανονικός για αυτό τον τύπο και το σχήμα του πλησιάζει το σχήμα του κυρίαρχου παλμού.
- Εάν ο παλμός δεν είναι πρώιμος, μοιάζει με τον κυρίαρχο τύπο παλμών και ο κυρίαρχος αυτός τύπος είναι θορυβώδης.
- Εάν ο παλμός και ο κυρίαρχος ρυθμός εμπίπτουν στα συνηθισμένα πλαίσια.
- Εάν ο παλμός δεν έχει πλάτος κατά πολύ μεγαλύτερο του κυρίαρχου παλμού.
- Εάν ο παλμός ομοιάζει με τον κυρίαρχο παλμό.
- Στην περίπτωση όπου ο παλμός είναι θορυβώδης και επομένως οι μετρήσεις είναι αναξιόπιστες, ο παλμός εντάσσεται στην κατηγορία των κανονικών

Ένας παλμός κατηγοριοποιείται ως PVC (πρόωρη κοιλιακή σύσπαση) στις ακόλουθες περιπτώσεις:

- Εάν ο κυρίαρχος παλμός είναι κανονικός, ο κυρίαρχος τύπος παλμού δεν παρουσιάζει ιδιαίτερες διακυμάνσεις, ο τρέχον παλμός είναι πρόωρος και, τέλος, αν ο παλμός δείχνει να είναι επαρκώς διαφορετικός από τον κυρίαρχο τύπο.
- Εάν ο παλμός είναι αρκετά διαφορετικός από τον κυρίαρχο, προηγήθηκαν ταυτοποιήσεις του παλμού, η μετα-κατηγοριοποίηση του τύπου είναι PVC και ο κυρίαρχος ρυθμός είναι συνήθης.
- Εάν το εύρος του παλμού είναι μεγαλύτερο από το εύρος του κυρίαρχου, δεν υπάρχει – φαινομενικά – θόρυβος και ο παλμός ταυτοποιείται με έναν προηγούμενο τύπο.
- Εάν ο κυρίαρχος παλμός είναι συνήθης και ο τρέχον παλμός πρόωρος.
- Εάν ο παλμός είναι κατά πολύ πλατύτερος του κανονικού και σημαντικά διαφορετικός από τον κυρίαρχο παλμό.
- Εάν ολοκληρωθούν οι έλεγχοι – συμπεριλαμβανομένων και των ελέγχων για άγνωστου τύπου παλμό – και δεν έχουμε ένταξη του παλμού σε κάποια κατηγορία τότε σημαίνει ότι δεν υπάρχουν πληροφορίες για τον παλμό. Εάν παράλληλα ο παλμός δεν είναι ιδιαίτερα στενός ή όμοιος με τον κυρίαρχο παλμό, τότε γίνεται κατηγοριοποίησή του ως πρόωρος παλμός.

Η τρίτη και τελευταία κατηγοριοποίηση αφορά τους Unknown (άγνωστου τύπου) παλμούς. Ως τέτοιοι χαρακτηρίζονται οι παλμοί στις περιπτώσεις όπου δεν έχει ανιχνευθεί κυρίαρχος τύπος.

Στο αρχείο `classify.cpp` περιλαμβάνεται επίσης η συνάρτηση `DomMonitor()`, η οποία παρακολουθεί την μορφολογία που θεωρείται κυρίαρχη. Κυρίαρχη μορφολογία είναι η μορφολογία παλμού η οποία κατά τους τελευταίους 120 παλμούς κατηγοριοποιείται συχνότερα ως κανονική. Ο κυρίαρχος ρυθμός παλμού κατηγοριοποιείται ως σύνθετος εάν τουλάχιστον $\frac{3}{4}$ των κυρίαρχων παλμών έχουν κατηγοριοποιηθεί ως συνήθη. Τελευταία στο `classify.cpp` βρίσκουμε τη `GetRunCount()`, η οποία ελέγχει πόσοι παλμοί από αυτούς που ανήκουν στον τρέχον τύπο παλμού έχουν παρουσιαστεί σε σειρά.

4.5.2 Αρχεία `match.cpp`, `rhythmchk.cpp`, `analbeat.cpp` και `postclas.cpp`

Στο αρχείο `match.cpp` περιλαμβάνονται οι συναρτήσεις για χειρισμό της ταυτοποίησης των παλμών με πρότυπα και επίσης για χειρισμό δεδομένων που αφορούν χαρακτηριστικά παλμών και ποια η συσχέτισή τους με τον κάθε τύπο παλμού. Οι συναρτήσεις αυτές καλούνται από την `Classify()`. Οι παλμοί ταυτοποιούνται με παλμούς που ανιχνεύθηκαν προηγουμένως βάσει του πόσο καλή είναι η ταύτιση σημείου ανά σημείο σε μια περιοχή η οποία βρίσκεται στο κέντρο του fiducial mark, κοντά στην τοποθεσία του κύματος R. Η περιοχή αυτή ορίζεται από τη σταθερά `MATCH_LENGTH`. Ακολουθεί μια λίστα συναρτήσεων οι οποίες υλοποιούνται στο αρχείο `match.cpp()` και καλούνται από την `Classify()` για διενέργεια της κατηγοριοποίησης.

- `ResetMatch`: κάνει reset όλες τις καθολικές μεταβλητές που χρησιμοποιούνται στην ταυτοποίηση προτύπων
- `CompareBeats`: Μετρά τη διαφορά μεταξύ δύο παλμών, χρησιμοποιώντας κλίμακα ούτως ώστε να εξευρεθεί το καλύτερο «ταίρι».
- `CompareBeats2`: Εκτελεί ότι και η `CompareBeats()` χωρίς όμως να εφαρμόζει scaling.
- `NewBeatType`: Με βάση τον τρέχοντα παλμό δημιουργείται ένας νέος τύπος παλμού.
- `BestMorphMatch`: Βρίσκει το αποθηκευμένο πρότυπο παλμού το οποίο είναι πλησιέστερο στο νέο παλμό.
- `UpdateBeatType`: Ενημερώνει τα υπάρχοντα, αποθηκευμένα πρότυπα και τα χαρακτηριστικά που συσχετίζονται με το νέο παλμό.
- `GetDominantType`: Επιστρέφει τον τύπο κανονικού παλμού που εμφανίζεται πιο συχνά.
- `ClearLastNewType`: Αφαιρεί από τους πιθανούς τύπους παλμών τον τελευταίο καινούριο τύπο.
- `DomCompare`: Για έναν δεδομένο παλμό, συγκρίνει το πρότυπό του με το πρότυπο του κυρίαρχου κανονικού τύπου παλμών.
- `PostClassify`: Κατηγοριοποιεί παλμούς με βάση τους παλμούς που προηγούνται, αυτούς που ακολουθούν αλλά και με βάση τα RR intervals.

- `ResetPostClassify`: Επαναφέρει στην αρχική κατάσταση τις μεταβλητές που χρησιμοποιούνται για την μετα-κατηγοριοποίηση
- `CheckPostClass`: Ελέγχεται ο τύπος της κατηγοριοποίησης με βάση τις οκτώ πιο πρόσφατες κατηγοριοποιήσεις.
- `CheckPCClass`: Η συνάρτηση αυτή ελέγχει τον ρυθμό του παλμού έπειτα από την μετακατηγοριοποίηση, για τους οκτώ πιο πρόσφατους παλμούς.

Υλοποιείται επίσης ένας αριθμός από συναρτήσεις οι οποίες, αν και απλές από απόψης πολυπλοκότητας υλοποίησης και εκτέλεσης, παρέχουν πρόσβαση σε βασικά χαρακτηριστικά των παλμών:

- `GetTypesCount`: Επιστρέφει τον αριθμό των παλμών που έχουν ανιχνευθεί.
- `GetBeatTypeCount`: Μας δίνει τον αριθμό των παλμών που έχουν ανιχνευθεί για έναν συγκεκριμένο τύπο.
- `GetBeatWidth`: Επιστρέφει τον κατά προσέγγιση υπολογισμό του πλάτους ενός παλμού.
- `SetBeatClass`: Συσχετίζει την κατηγοριοποίηση ενός παλμού με κάποιον τύπο παλμού.
- `GetBeatBegin`: Επιστρέφει το σημείο έναρξης του παλμού.
- `GetBeatEnd`: Δίνει το σημείο στο οποίο ο παλμός τελειώνει.

Στο αρχείο `Rythmchk.cpp` περιλαμβάνονται οι συναρτήσεις εκείνες οι οποίες εκτελούν κατηγοριοποίηση των RR intervals ως είτε Κανονικά (Normal), Πρόωρα (PVC) ή Άγνωστα (Unknown). Ως κανονικά θεωρούνται τα RR intervals τα οποία τελειώνουν με κανονικούς παλμούς, ενώ ως πρόωρα κατηγοριοποιούνται εκείνα τα intervals τα οποία τελειώνουν με πρόωρη κοιλιακή σύσπαση. Τέλος, στην κατηγορία Unknown εντάσσονται τα intervals τα οποία δεν ταιριάζουν με οποιοδήποτε από τα πρότυπα τα οποία αναγνωρίζει ο κατηγοριοποιητής ρυθμού.

Τα κανονικά intervals μπορεί να αποτελούν μέρος ενός συνηθισμένου ρυθμού, παλμούς οι οποίοι ακολουθούν πρόωρους παλμούς είτε κανονικούς παλμούς οι οποίοι να ακολουθούν κοιλιακούς παλμούς. Τα πρόωρα intervals μπορούν να είναι σύντομα intervals τα οποία ακολουθούν ένα συνήθη ρυθμό είτε σύντομα intervals τα οποία αποτελούν μέρος ενός bigeminal ρυθμού.

Στο αρχείο ορίζονται πρώτα οι σταθερές οι οποίες καθορίζουν τον τύπο του RR interval. Ο ορισμός έχει ως εξής:

```
#define QQ 0 // intervals με αγνώστου τύπου αρχή και τέλος.
#define NN 1 // interval που ξεκινούν και τελειώνουν με
               κανονικούς παλμούς.
#define NV 2 // intervals τα οποία ξεκινούν με κανονικό
               παλμό αλλά τελειώνουν με πρόωρο παλμό.
#define VN 3 // intervals τα οποία ξεκινούν με πρόωρο
               παλμό και τελειώνουν με κανονικό.
#define VV 4 // intervals τα οποία ξεκινούν και τελειώνουν με
               πρόωρο παλμό.
```

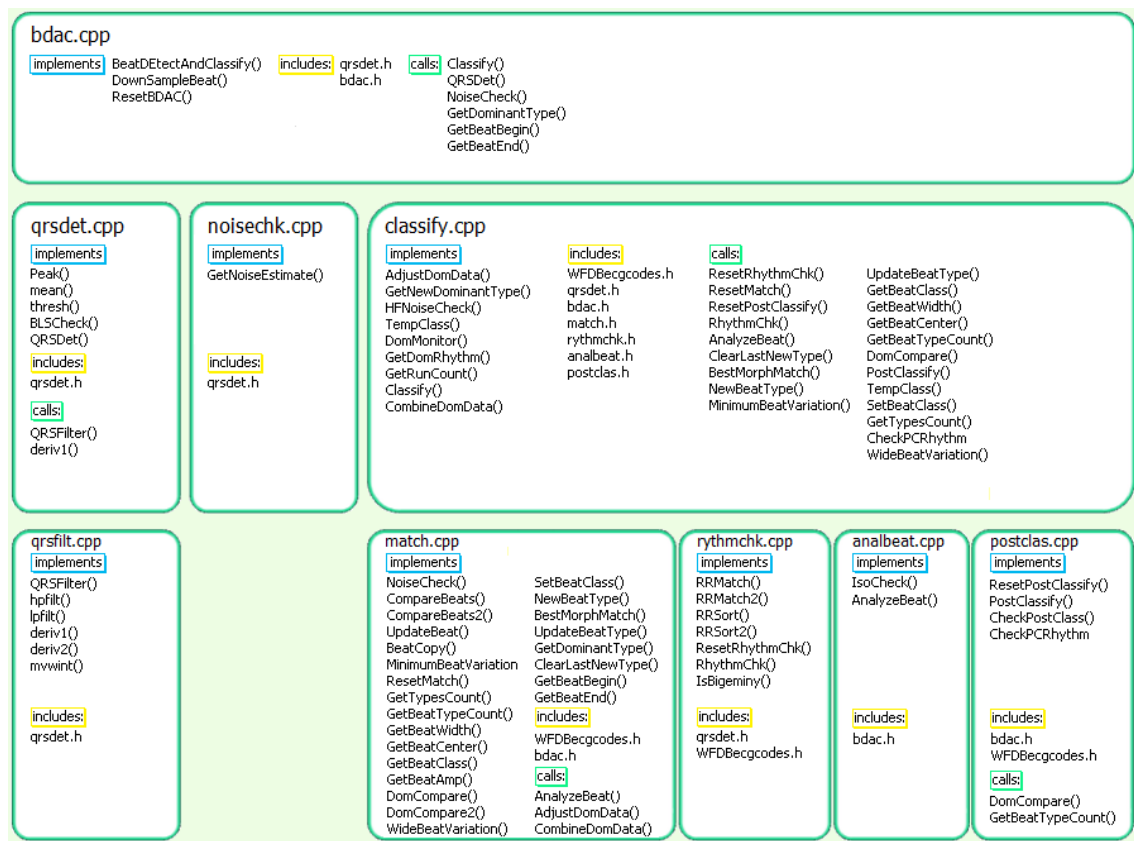
Ακολουθεί έπειτα η υλοποίηση της Rhythmchk(), η οποία παίρνει ως είσοδο ένα RR interval και το κατηγοριοποιεί ως κανονικό, πρόωρο ή άγνωστο λαμβάνοντας υπόψη τα προηγούμενα RR intervals. Για να ξεκινήσει η κατηγοριοποίηση γίνεται αναμονή μέχρι να περάσουν τουλάχιστον τέσσερις παλμοί. Ακολουθώς, το νεοεισερχόμενο interval αποθηκεύεται στο RRBuffer και ξεκινούν οι έλεγχοι για την κατηγοριοποίηση. Για τους ελέγχους αυτούς γίνεται χρήση συναρτήσεων οι οποίες υλοποιούνται στο rhythmchk αρχείο. Μια τέτοια συνάρτηση είναι η RRMATCH() η οποία ελέγχει κατά πόσον δύο intervals έχουν απόσταση 12,5% του μέσου τους. Η RRShort() ελέγχει κατά πόσον ένα interval είναι λιγότερο από το 75% του προηγούμενου interval. Η συνάρτηση IsBigeminy() ελέγχει εάν ένας παλμός είναι τύπου bigeminal. Ως bigeminal χαρακτηρίζονται οι παλμοί οι οποίοι παρουσιάζονται ανά δύο, με τους δύο να έχουν πολύ μικρό χρονικό διάστημα μεταξύ τους. Επιπλέον χαρακτηριστικό αυτού του τύπου είναι ότι το παρεμβαλλόμενο διάστημα μεταξύ δύο τέτοιων ζευγών από παλμούς είναι μεγαλύτερο από τα συνηθισμένα διαστήματα. Υλοποιείται επίσης η RRShort2(), όπου ελέγχεται αν έχουμε πολύ σύντομο RR interval σε ένα κανονικό ρυθμό.

Επόμενο αρχείο το οποίο υπάγεται ιεραρχικά στο classify.cpp είναι το analbeat.cpp. Σε αυτό περιλαμβάνονται οι συναρτήσεις για καθορισμό της έναρξης και τερματισμού του QRS, της έναρξης και τερματισμού ενός παλμού, της πολικότητας και του ισοηλεκτρικού επιπέδου ενός παλμού. Σημειώνεται ότι η έναρξη ενός παλμού καθορίζεται από το σημείο στο οποίο ξεκινά το έπαρμα P, ενώ η λήξη του συμπίπτει με το σημείο όπου τερματίζεται το επακόλουθο έπαρμα T.

Υλοποιείται αρχικά η συνάρτηση `IsoCheck()`, η οποία καθορίζει κατά πόσον το εύρος των δεδομένων μιας γραμμής εμπίπτει σε ένα επαρκώς μικρό εύρος έτσι ώστε να μπορεί η γραμμή να χαρακτηριστεί ισοηλεκτρική. Σε επόμενο στάδιο υλοποιείται η `AnalyzeBeat()`, η οποία δέχεται ένα `buffer` παλμών ως παράμετρο και επιστρέφει μέσω δεικτών τις κατ' εκτίμηση τιμές για την έναρξη του QRS, τον τερματισμό του, την έναρξη και λήξη του παλμού, την πολικότητα και το ισοηλεκτρικό επίπεδο. Η συνάρτηση λειτουργεί βάσει των υποθέσεων ότι η δειγματοληψία του παλμού έγινε στα 100Hz, ο παλμός έχει μήκος ίσο με τη σταθερά `BEATLGTH` (όπου η σταθερά αυτή ισοδυναμεί με το `beat_sample_rate` το οποίο έχει τεθεί στα 100) και ότι η τοποθεσία του επάρματος R είναι περίπου ίση με τη σταθερά του `FIDMARK`.

Τελευταίο αρχείο του λογισμικού στο οποίο θα γίνει αναφορά είναι το `postclas.cpp`, το οποίο περιέχει συναρτήσεις για κατηγοριοποίηση των παλμών μετά που έχει γίνει ανίχνευση επόμενου παλμού. Ακολουθεί σύντομη αναφορά στις συναρτήσεις που υλοποιούνται. Η συνάρτηση `PostClassify()` κατηγοριοποιεί κάθε παλμό λαμβάνοντας υπόψη έξι προηγούμενους παλμούς και τον επόμενο του τρέχοντος. Η `CheckPostClass()` κατηγοριοποιεί τον τύπο παλμού με βάση τις τελευταίες οκτώ μετα-κατηγοριοποιήσεις του συγκεκριμένου παλμού. Η `CheckPCRhythm()` επιστρέφει την κατηγοριοποίηση του RR interval για το συγκεκριμένο τύπο παλμού βασισμένη στα οκτώ προηγούμενα RR intervals.

Στο σημείο αυτό έχει ολοκληρωθεί η επεξήγηση και λειτουργικότητα των αρχείων και συναρτήσεων που συναποτελούν το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών. Παρατίθεται ένα σχεδιάγραμμα (Σχήμα 4.3) το οποίο δείχνει παραστατικά για κάθε αρχείο ποιες συναρτήσεις υλοποιεί, τις βιβλιοθήκες που ενσωματώνει και τις συναρτήσεις στις οποίες διενεργεί κλήσεις.



Σχήμα 4.3 – Παρουσίαση των συναρτήσεων που υλοποιεί, χρησιμοποιεί και καλεί κάθε αρχείο του λογισμικού.

4.6 Εκτελέσιμα αρχεία και μορφή εξόδου

Στο λογισμικό ανοικτού κώδικα ανάλυσης ΗΚΓ έχουν περιληφθεί δύο αρχεία κώδικα τα οποία χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο του λογισμικού ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης παλμών. Ονομαστικά, τα δύο αυτά αρχεία είναι τα easytest.cpp και bxb.cpp [23]. Στα πλαίσια της διπλωματικής αυτής εργασίας έγινε μεταγλώττιση και εκτέλεση των αρχείων αυτών έτσι ώστε να καταγραφούν η μορφή και τα αποτελέσματα τα οποία παράγουν. Σκοπός είναι αφενός να γίνει κατανόηση και ανάλυση των αποτελεσμάτων και αφετέρου να χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα αυτά ως μέτρο σύγκρισης κατά το επόμενο στάδιο, όπου θα γίνει έλεγχος της εξόδου του προγράμματος για δεδομένα από τοπική βάση.

Προτού γίνει αναφορά στη μορφή και έννοια της εξόδου, παρατίθενται ορισμένα σχόλια σχετικά με τον τρόπο λειτουργίας των δύο αυτών αρχείων. Ξεκινώντας με το easytest.cpp, αναφέρουμε ότι το αρχείο αυτό χρησιμοποιεί τις συναρτήσεις ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης για να αναλύσει εγγραφές από την MIT-BIH ΒΔ αρρυθμιών είτε

από την ΑΗΑ ΒΔ και να δημιουργήσει μια σεσημασμένη εγγραφή (annotated record) για κάθε αρχείο που περιέχει τις ανιχνεύσεις και κατηγοριοποιήσεις παλμών για τη συγκεκριμένη εγγραφή. Τα σεσημασμένα αρχεία (annotated files) που παράγει το αρχείο easytest.cpp έχουν extension .ate και αντιγράφονται στο ίδιο directory όπου βρίσκονται και τα αρχεία της βάσης. Όσον αφορά το bxb.cpp, αυτό συγκρίνει τα .ate και .atr annotation files για όλες τις εγγραφές όσον αφορά την MIT-BIH ΒΔ για αρρυθμίες, ή, αν πρόκειται για την ΑΗΑ ΒΔ, για 35 λεπτά αρχείου μέσα από τα 7210 αρχεία της ΑΗΑ ΒΔ. Το Bxb δημιουργεί δύο αρχεία εξόδου, τα adstat.txt και testrpt.txt. Το πρώτο περιέχει περίληψη όπου απαριθμούνται τα αποτελέσματα για κάθε αρχείο με την ακόλουθη μορφή:

< record > < QTP > < QFN > < QFP > < VTP > < VFN > < VFP > ,

Όπου

record είναι ο αριθμός της εγγραφής από τη ΒΔ,

QTP: ο αριθμός των QRS TP ανιχνεύσεων (expert και software συμφωνούν στην ανίχνευση QRS),

QFN: ο αριθμός των QRS FN ανιχνεύσεων (expert διαγιγνώσκει σύμπλεγμα, το software δεν ανιχνεύει οποιοδήποτε QRS σύμπλεγμα),

QFP: ο αριθμός των QRS FP ανιχνεύσεων (expert δεν ανιχνεύει σύμπλεγμα, το software ανιχνεύει),

VTP: ο αριθμός των PVC TP ανιχνεύσεων για πρόωρη κοιλιακή σύσπαση (expert και software συμφωνούν ότι ο παλμός αποτελεί στιγμιότυπο πρόωρου παλμού),

VFN: ο αριθμός των PVC FN ανιχνεύσεων PVC (expert κατατάσσει τον παλμό ως PVC, το software δεν ανιχνεύει τον παλμό ως PVC) και

VFP: ο αριθμός των PVC FP ανιχνεύσεων PVC (ο expert δεν ανιχνεύει τον παλμό ως PVC, το software όμως κατηγοριοποιεί ως PVC το συγκεκριμένο παλμό).

Για την εκτέλεση του Easytest αρχείου χρειάστηκε να γίνουν linked τα αρχεία easytest.cpp, Bdac.cpp, Classify.cpp, Rhythmchk.cpp, Noisechk.cpp, Match.cpp, Postclas.cpp, Analbeat.cpp, QRSfilt.cpp, QRSdet.cpp και Wflib.lib. Για όλα τα προαναφερόμενα αρχεία έχει δοθεί σύντομη επεξήγηση της χρήσης και λειτουργίας τους σε προηγούμενα σημεία του τέταρτου κεφαλαίου, εκτός από το Wflib.lib, το οποίο

αποτελεί μια βιβλιοθήκη συναρτήσεων αναγκαία για την πρόσβαση στα αρχεία της ΒΔ. Το Bxb αρχείο χρειάζεται μόνο τα αρχεία bxb.cpp και wflib.lib για να τρέξει.

4.7 Αποτελέσματα

Στον πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζεται η έξοδος του λογισμικού για ανεξάρτητες εγγραφές από την MIT-BIH ΒΔ. Το base sample rate είναι 200Hz και το beat sample rate 100Hz. Οι εγγραφές 102, 104, 107 και 217 αποτελούν περιπτώσεις όπου οι παλμοί προέρχονται από βηματοδότη και δεν έχουν περιληφθεί στα συνολικά αποτελέσματα των κοιλιακών ταξινομήσεων.

Record	QTP	QFN	QFP	VTP	VFN	VFP
100	1901	1	0	1	0	0
101	1523	0	2	0	0	2
102	1820	1	0	3	0	0
103	1728	1	0	0	0	0
104	1856	1	2	0	1	2
105	2153	2	42	18	11	38
106	1694	2	0	455	5	1
107	1783	1	0	49	8	0
108	1475	5	71	4	9	11
109	2098	1	0	28	4	0
111	1775	1	0	1	0	4
112	2110	1	0	0	0	0
113	1505	1	0	0	0	0
114	1602	2	2	30	0	5
115	1636	1	0	0	0	0
116	1996	21	4	97	1	2
117	1283	1	0	0	0	0
118	1916	0	0	11	2	0
119	1660	1	0	364	0	0
121	1558	2	0	1	0	0
122	2053	1	0	0	0	0
123	1266	3	0	0	3	0
124	1365	2	0	33	14	0
200	2164	4	1	669	31	2
201	1479	42	0	196	2	41
202	1866	5	0	13	2	12
203	2449	32	19	253	120	32
205	2199	2	0	62	3	0
207	1591	1	2	93	16	3
208	2415	22	5	803	21	2
209	2518	1	1	0	1	5
210	2184	20	3	140	25	5
212	2284	1	0	0	0	0
213	2697	3	0	184	11	3
214	1877	1	1	200	12	0
215	2794	1	0	128	3	1
217	1841	4	1	119	21	0
219	1772	1	0	45	6	0
220	1693	1	0	0	0	0
221	2016	4	0	313	3	0
222	2108	8	12	0	0	10
223	2197	2	0	403	52	3

228	1702	1	13	298	4	2
230	1858	1	0	1	0	0
231	1277	1	0	0	0	0
232	1485	0	2	0	0	5
233	2559	2	0	679	13	4
234	2291	0	0	3	0	0
ΟΛΙΚΑ:	91072	212	183	5697	404	195

Πίνακας 4.1 – Αποτελέσματα ανίχνευσης και κατηγοριοποίησης για το λογισμικό ανάλυσης ΗΚΓ [23]

4.8 Στατιστικές μετρικές

4.8.1 Εισαγωγή

Καθώς οι χρονοσειρές καρδιακών παλμών αποτελούν κρίσιμο «συστατικό» για την εξαγωγή των μετρικών, είναι σημαντικό να γίνει μια εκτενέστερη αναφορά προτού προχωρήσουμε στην παράθεση των εξισώσεων και την υλοποίησή τους. Αρχικά γίνεται αναφορά στην ποικιλότητα του καρδιακού ρυθμού (heart rate variability - HRV) και την ανάλυση αυτής. Η ανάλυση του HRV γίνεται μετρώντας την ποικιλότητα των σημάτων του καρδιακού ρυθμού. Συγκεκριμένα, μετρώνται οι διακυμάνσεις ανά μονάδα χρόνου του αριθμού των καρδιακών παλμών. Αυτό δεν είναι άλλο από το RR interval, το οποίο, όπως αναφέρθηκε πολλές φορές στα προηγούμενα κεφάλαια, αντικατοπτρίζει το χρονικό ενδιάμεσο που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο διαδοχικών κορυφών του ΗΚΓ. Κατά συνέπεια, μπορεί να θεωρηθεί ως μέτρο καταγραφής του χρονικού διαστήματος το οποίο χωρίζει δύο συμπλέγματα QRS. Επιπρόσθετα, αν η τιμή του HRV είναι μεγάλη, τότε αυτό αντιστοιχεί σε ένα σύνθετο σύστημα το οποίο ανταποκρίνεται καλύτερα σε μια ευρεία ποικιλία συνθηκών. Εξάγεται έτσι το συμπέρασμα ότι ένα υγιές άτομο θα παρουσιάζει υψηλές τιμές HRV, ενώ μειωμένες τιμές ενδέχεται να δεικνύουν παθολογικά αίτια / καταστάσεις [31].

Η ανάλυση του HRV, λόγω της καταλυτικής της σημασίας στην εξαγωγή χαρακτηριστικών, έχει γίνει στο παρελθόν αντικείμενο πολλαπλών ερευνών από τις οποίες προτάθηκαν αρκετές κατηγοριοποιήσεις για τις μετρικές του HRV [31], [32]. Από τις τεχνικές οι οποίες προτάθηκαν για τη διερεύνηση του HRV αναφέρονται πιο κάτω οι σημαντικότερες. Σε αυτές περιλαμβάνονται φασματικές μέθοδοι βασισμένες

στο μετασχηματισμό FFT, σε μη γραμμική προσέγγιση (συμπεριλαμβανομένων των πλαισίων Markov), αλλά και μέθοδοι που βασίζονται στην εντροπία. Επιπλέον, ευρείας χρήσης τυγχάνουν και οι μέθοδοι στατιστικής μοντελοποίησης και μετρικής της αμοιβαίας πληροφορίας. Ένα ιδιαίτερα ισχυρό εργαλείο στην ανάλυση του HRV αποτελεί η τεχνητή νοημοσύνη αλλά και τα πληροφορικά συστήματα μάθησης. Δίκτυα συναρτήσεων αξονικών βάσεων (RBF) εφαρμόστηκαν για την εκμάθηση και πρόβλεψη του δυναμικού του HRV. Νευρωνικά δίκτυα χρησιμοποιήθηκαν επίσης και ως προσεγγιστική μέθοδος αλλά και εργαλείο πρόβλεψης για την ανάλυση του HRV [1].

4.8.2 Περιγραφή μετρικών

Παρατίθενται και επεξηγούνται στην παράγραφο αυτή τα κυριότερα χαρακτηριστικά και ο τρόπος υπολογισμού τους όσον αφορά την κυματομορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, επικεντρώνοντας πάντοτε την προσοχή στο σύμπλεγμα QRS.

Θεωρούμε x_i , όπου $i=1, 2, \dots, N$ να είναι η σειρά των RR intervals ενός σήματος το οποίο αντιστοιχεί σε έναν καρδιακό παλμό. Έστω, επίσης, ότι $\bar{x}$ είναι η μέση τιμή για το RR σήμα. Οι ακόλουθες στατιστικές μέθοδοι αποτελούν τις μετρικές οι οποίες υλοποιούνται αργότερα έτσι ώστε να παραχθούν συγκριτικές μετρικές για τα χαρακτηριστικά της κυματομορφής του ΗΚΓ. Για κάθε μέθοδο δίνεται σύντομη επεξήγηση, εάν αυτό κρίνεται απαραίτητο, και ακολουθεί η εξίσωσή της.

1. τυπική απόκλιση όλων των κανονικών RR intervals (standard deviation of normal to normal intervals)

$$snn = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{εξ. 5.1}$$

2. η ρίζα του τετραγωνισμένου μέσου των επιτυχών διαφορών (root mean square of successive differences)

$$rmssd = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2} \quad \text{εξ. 5.2}$$

3. η τυπική απόκλιση των διαφορών

$$sdsd = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (dx_i - \bar{dx})^2}, \quad \text{εξ. 5.3}$$

όπου $dx_i = x_i + 1 - x_i$, x_i είναι το σημείο δείγματος, $\bar{dx}$ η μέση τιμή όλων των dx_i και N ο ολικός αριθμός των dx_i ενδιάμεσων.

4. ο αυτοσυσχετισμός

$$corr(r) = \frac{\sum_{i=1}^{N-r} (x_i - \bar{x})(x_{i+r} - \bar{x})}{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}, \quad \text{εξ. 5.4}$$

όπου r είναι μια χρονική καθυστέρηση.

5. Το ποσοστό των απόλυτων διαφορών των διαδοχικών intervals ($pNNx$) το οποίο είναι μεγαλύτερο από ένα ορισμένο κατώφλι x , όπου $x > 0$ ms. Η πιο κοινή για το κατώφλι αυτό είναι τα 50ms, τιμή η οποία θα χρησιμοποιηθεί και για τις μετρικές στην παρούσα εργασία. Ωστόσο, στη βιβλιογραφία προτείνεται ότι η χρήση $x = 20$ ms ενδέχεται να επιφέρει καλύτερα και ευδιάκριτα αποτελέσματα [34]. Παρόλα αυτά, σε νεότερη δημοσιευμένη εργασία, ο T.P. Hutchinson [35], κατόπιν διεξαγωγής συγκριτικών αποτελεσμάτων, καταλήγει στο συμπέρασμα ότι δεν είναι ακόμα ξεκάθαρο κατά πόσον θα πρέπει να προτιμάται μέτρηση $pNN20$ έναντι της $pNN50$, που είναι και η πιο συχνά εφαρμοζόμενη. Με κριτήριο το συμπέρασμα αυτό έγινε η επιλογή $x = 50$ ms για τις μετρικές αυτής της εργασίας.

Για τις πιο πάνω μετρικές έχει υλοποιηθεί τμήμα κώδικα για τον υπολογισμό τους. Εκτενέστερη αναφορά σχετικά με αυτή την υλοποίηση παρατίθεται στο άμεσα επόμενο υποκεφάλαιο, με αριθμό 5.4.3, ενώ η βαρύτητα επικεντρώνεται σε ακόλουθες παραγράφους στις οποίες γίνεται παράθεση και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

4.8.3 Υλοποίηση στατιστικών μετρικών

Αναπτύχθηκε τμήμα κώδικα το οποίο υλοποιεί τις μετρικές, επεξεργαζόμενο αρχεία από RR intervals. Το πρόγραμμα, το οποίο παρατίθεται ως παράρτημα στην παρούσα εργασία (Παράρτημα Α) μαζί με τις εντολές μεταγλώττισης και εκτέλεσης, αναπτύχθηκε σε γλώσσα προγραμματισμού C. Λαμβάνει στο command line από το χρήστη το όνομα του αρχείου στο οποίο περιέχονται τα δεδομένα των

μεσοδιαστημάτων RR. Μέσα στο αρχείο κώδικα ορίζεται ως σταθερά ο αριθμός των RR intervals τα οποία περιλαμβάνει το αρχείο δεδομένων. Ακολούθως διαβάζονται τα RR intervals από το αρχείο δεδομένων και γίνεται αποθήκευσή τους στο `RRBuffer[]`, μέγεθος του οποίου τίθεται η σταθερά που αναφέρθηκε μόλις πιο πάνω.

Σε πρώτο στάδιο αθροίζονται όλα τα στοιχεία του `RRBuffer[]` και το άθροισμα αυτό διαιρείται με τον αριθμό των στοιχείων έτσι ώστε να ληφθεί ο μέσος όρος για το RR interval του αρχείου το οποίο επεξεργαζόμαστε, το $\bar{x}$. Ακολούθως υπολογίζεται η διαφορά του i-οστού στοιχείου του `RRBuffer[]` από το μέσο όρο και τετραγωνίζεται το αποτέλεσμα, για κάθε στοιχείου του πίνακα. Το άθροισμα των υπολογισμών αυτών διαιρείται με τον αριθμό των στοιχείων του πίνακα, και λαμβάνεται η τετραγωνική ρίζα της τιμής που προκύπτει από τη διαίρεση. Η τιμή αυτή αντιστοιχεί στην τυπική απόκλιση.

Για τον υπολογισμό της τυπικής απόκλισης των διαδοχικών διαφορών ορίζεται ένας δεύτερος πίνακας, ο `SDBuffer[]`, στον οποίο αποθηκεύεται η διαφορά της τιμής του i-οστού στοιχείου του `RRBuffer[]` από το i-1 στοιχείο, δηλ. το προηγούμενο. Κατόπιν υπολογίζεται ο μέσος όρος των τιμών που αντιστοιχούν στις διαφορές, ο μέσος όρος δηλαδή των στοιχείων του πίνακα `SDBuffer` και υλοποιούνται οι επόμενες εντολές υπολογισμού με τρόπο παρόμοιο όπως και στον υπολογισμό της τυπικής απόκλισης.

Χρησιμοποιώντας τον πίνακα `SDBuffer[]`, ο οποίος περιέχει τις τιμές για τις διαδοχικές διαφορές των RR intervals, γίνεται και ο υπολογισμός του pNN50. Διατρέχονται όλες οι θέσεις του πίνακα, γίνεται μετατροπή των πιθανών αρνητικών τιμών σε θετικές και έπειτα ελέγχεται εάν η τιμή της κάθε θέσης του πίνακα υπερβαίνει το κατώφλι που έχουμε θέσει. Συγκεντρώνεται έτσι το άθροισμα όλων των τιμών οι οποίες υπερβαίνουν τα 50ms, γίνεται διαίρεση με τον ολικό αριθμό και ακολούθως πολλαπλασιάζεται το πηλίκο επί 100 έτσι ώστε να έχουμε το αποτέλεσμα σε ποσοστό επί τοις εκατό.

Για υπολογισμό του αυτοσυσχετισμού γίνεται ορισμός μιας σταθεράς, η οποία αντιστοιχεί στην καθυστέρηση βάσει της οποίας θέλουμε να δούμε τα αποτελέσματα για τη μέτρηση αυτή. Ο αυτοσυσχετισμός αποτελεί ένα μαθηματικό εργαλείο εύρεσης επαναλαμβανόμενων σχεδίων (patterns). Η καθυστέρηση για τις μετρικές που παρουσιάζονται στα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας είχε τεθεί ίση με μηδέν. Για

τον υπολογισμό αυτής της μέτρησης γίνεται χρήση του μέσου όρου των τιμών των RR intervals, ο οποίος υπολογίστηκε στην αρχή.

Για την εύρεση των τιμών αυτών των μετρικών χρησιμοποιήθηκαν όλες οι εγγραφές της MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) και αριθμός εγγραφών από την MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (mitsvdb), την βάση δεδομένων με εγγραφές υπερκοιλιακών αρρυθμιών [33]. Για σκοπούς σύγκρισης, χρησιμοποιήθηκαν επίσης εγγραφές από την Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (nsr2db), οι οποίες αντιστοιχούν σε σήματα φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού. Όλες οι εγγραφές περιλαμβάνουν δεδομένα μίας ώρας. Ανάμεσα σε αυτές επιλέγηκε να είναι και ορισμένες εγγραφές οι οποίες παρουσιάζουν κάποιες ιδιαιτερότητες, έτσι ώστε να διαφανεί αν υπάρχει (και πόση) διαφοροποίηση των μετρικών, τόσο αριθμητικά όσο και παραστατικά στα γραφήματα των αποτελεσμάτων. Περιγραφή της κάθε εγγραφής και των πιθανών ιδιαιτεροτήτων τις οποίες φέρει δίνεται στα επί μέρους αποτελέσματα, στην παράγραφο 5.4 του αμέσως επόμενου κεφαλαίου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Αποτελέσματα

5.1 Δομή αποτελεσμάτων	87
5.2 Γραφικές απεικονίσεις εύρεσης κορυφών στον αλγόριθμο Pan & Tompkins	87
5.3 Μετρικές αποτελεσματικότητας	92
5.4 Αποτελέσματα στατιστικών μετρικών	93

5.1 Δομή αποτελεσμάτων

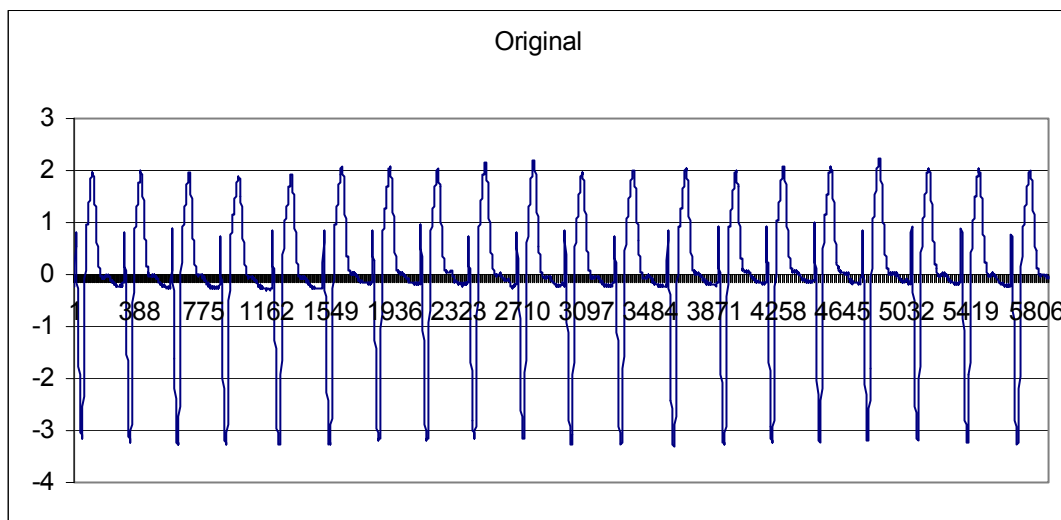
Στο πέμπτο αυτό κεφάλαιο γίνεται παρουσίαση των αποτελεσμάτων και μετρικών που υλοποιήθηκαν για αξιολόγηση αλγορίθμων ανίχνευσης συμπλέγματος QRS. Αρχικά, στο υποκεφάλαιο 5.2 έχει επιλεγεί να γίνει γραφική παρουσίαση των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου που πρότειναν οι Pan & Tompkins [24] σε ότι αφορά την ανίχνευση των κορυφών στην κυματομορφή. Στην παράγραφο 5.3 περιλαμβάνονται οι τιμές που υπολογίστηκαν για τις μετρικές αποτελεσματικότητας, για τις οποίες έγινε αναφορά στην παράγραφο 3.2.6.1 του 3^{ου} κεφαλαίου. Ακολουθεί το τέταρτο υποκεφάλαιο, το οποίο ασχολείται με τις στατιστικές μετρήσεις. Δίνεται αρχικά μια εισαγωγή για την ωφελιμότητα αυτών των μετρικών και ακολουθεί παράθεση των εξισώσεων, επεξήγηση του κώδικα που αναπτύχθηκε για τον υπολογισμό τους και παρουσίαση των αποτελεσμάτων, ενώ διατυπώνεται, παράλληλα, σχολιασμός των αποτελεσμάτων που προέκυψαν

5.2 Γραφικές απεικονίσεις εύρεσης κορυφών στον αλγόριθμο Pan & Tompkins

Έχουν ήδη προαναφερθεί τα τέσσερα στάδια τα οποία αποτελούν το κρισιμότερο μέρος του αλγορίθμου ο οποίος προτάθηκε από τους Pan & Tompkins. Πολύ επιγραμματικά αναφερόμαστε εδώ στα τέσσερα αυτά διαδοχικά στάδια: Εφαρμόζεται πρώτα ένα ζωνοδιάβατο φίλτρο ακεραίων, έπειτα γίνεται διαφόριση (παραγωγή), ακολουθεί ο

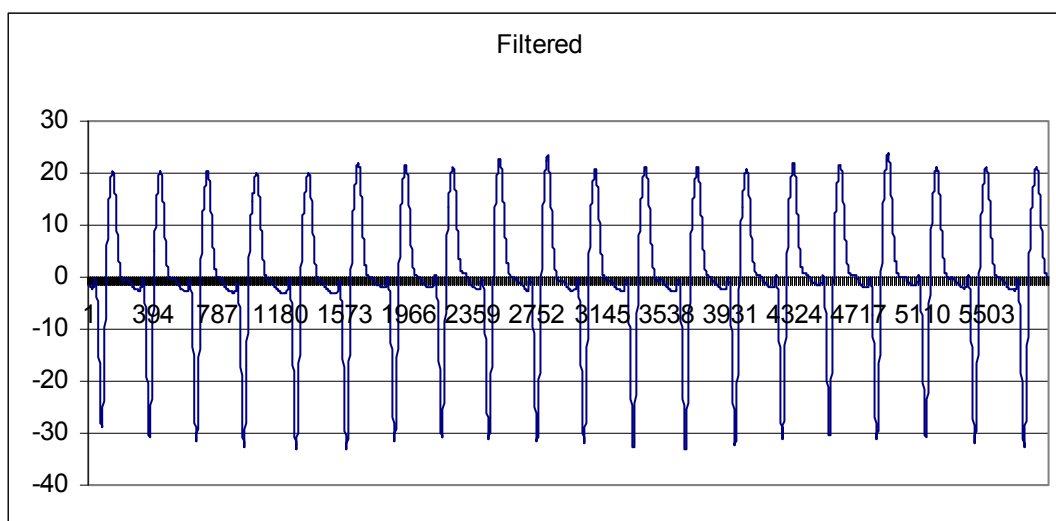
τετραγωνισμός και τέλος η ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου. Ακολουθούν γραφικές παραστάσεις στις οποίες παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής των ανωτέρω βημάτων. Η βάση δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε για εξαγωγή των απεικονίσεων αυτών είναι η MIT Arrhythmia Database, και συγκεκριμένα η εγγραφή 102.

Παρουσιάζουμε πρώτα το αρχικό, μη επεξεργασμένο σήμα:



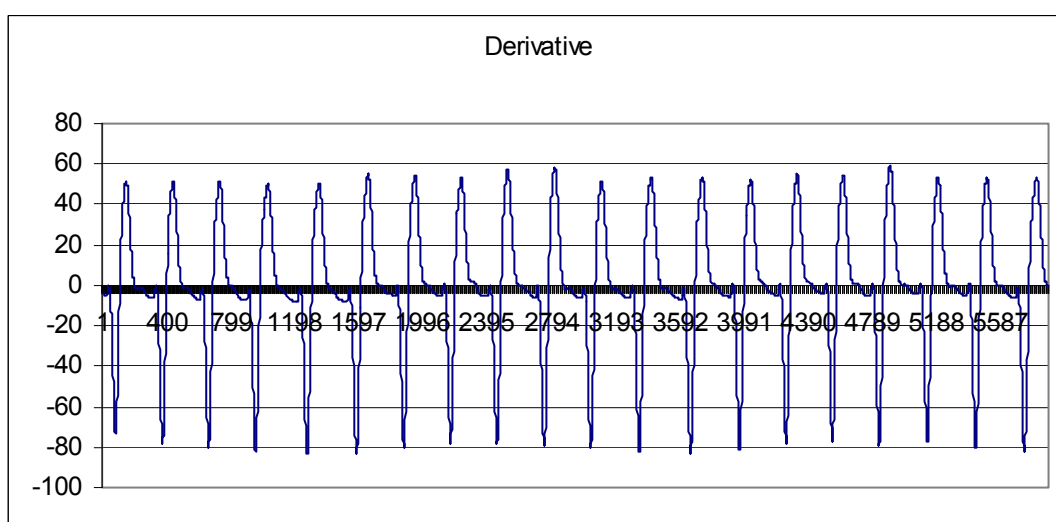
Γράφημα 5.1 – Αρχικό σήμα

Το σήμα διέρχεται κατά το πρώτο στάδιο από ένα ζωνοδιάβατο φίλτρο. Το φίλτρο αυτό αποτελείται από ένα βαθυπέρατο φίλτρο το οποίο διαδέχεται ένα υψιπέρατο. Ο σχεδιασμός του χρησιμοποιεί αριθμητική ακεραίων, καθώς ο μικροεπεξεργαστής εκτελεί με πολύ μεγαλύτερη ταχύτητα αριθμητικές πράξεις ακεραίων και μπορεί έτσι να επεξεργαστεί δεδομένα πραγματικού χρόνου με ικανοποιητική απόδοση. Εάν χρησιμοποιούνταν αριθμοί κινητής υποδιαστολής θα καθίστατο δυνατός ο απευθείας σχεδιασμός ζωνοδιαβάτου φίλτρου, με κόστος όμως τον ιδιαίτερα ψηλό υπολογιστικό χρόνο, ο οποίος θα καθιστούσε τον αλγόριθμο ακατάλληλο για εφαρμογές πραγματικού χρόνου. Έτσι, για να προκύψει το ζωνοδιάβατο φίλτρο σε σχεδιασμό ο οποίος να χρησιμοποιεί ακέραια αριθμητική σχεδιάστηκε μια διάταξη με δύο διαδοχικά φίλτρα, ένα βαθυπέρατο και ένα υψιπέρατο. Περισσότερες λεπτομέρειες για το πρώτο αυτό στάδιο του αλγορίθμου συναντώνται στην παράγραφο 3.2.2.1 του 3^{ου} κεφαλαίου της εργασίας. Ακολουθεί γράφημα απεικόνισης του σήματος όταν αυτό εξέλθει του ζωνοδιαβάτου φίλτρου.



Γράφημα 5.2 – Φιλτραρισμένο σήμα (εφαρμογή bandpass φίλτρου)

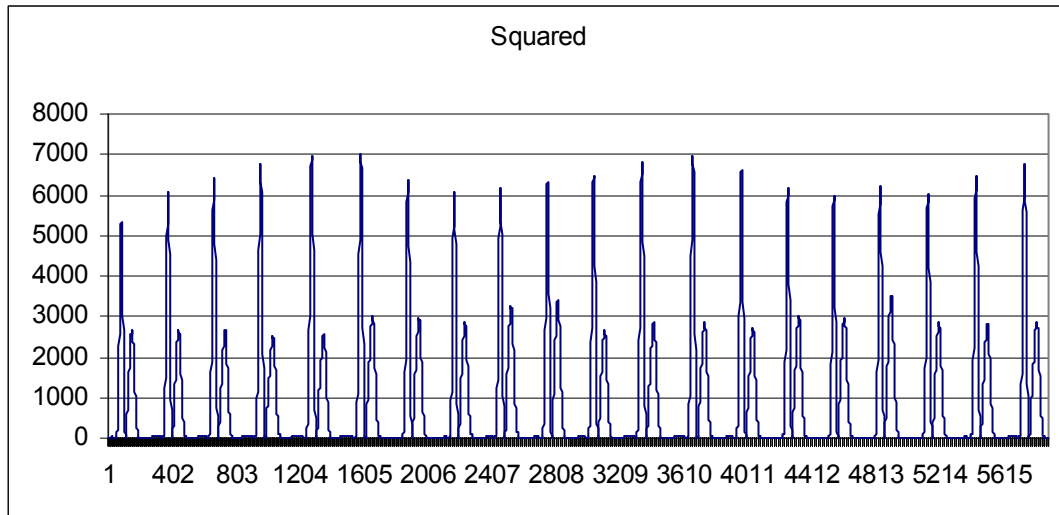
Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται η μορφή του σήματος μετά την εφαρμογή του δεύτερου σταδίου του αλγορίθμου – της διαφορίσης. Η διαφορίση αποτελεί τεχνική εντοπισμού και ενίσχυσης των τμημάτων μεγάλης κλίσης, τα οποία χαρακτηρίζουν τα συμπλέγματα QRS. Για εκτενέστερη πληροφόρηση σχετικά με την εφαρμογή παραγώγου ο αναγνώστης μπορεί να ανατρέξει στην παράγραφο 3.2.2.4 του 3^{ου} κεφαλαίου της παρούσης εργασίας.



Γράφημα 5.3 – Σήμα μετά την παραγώγιση

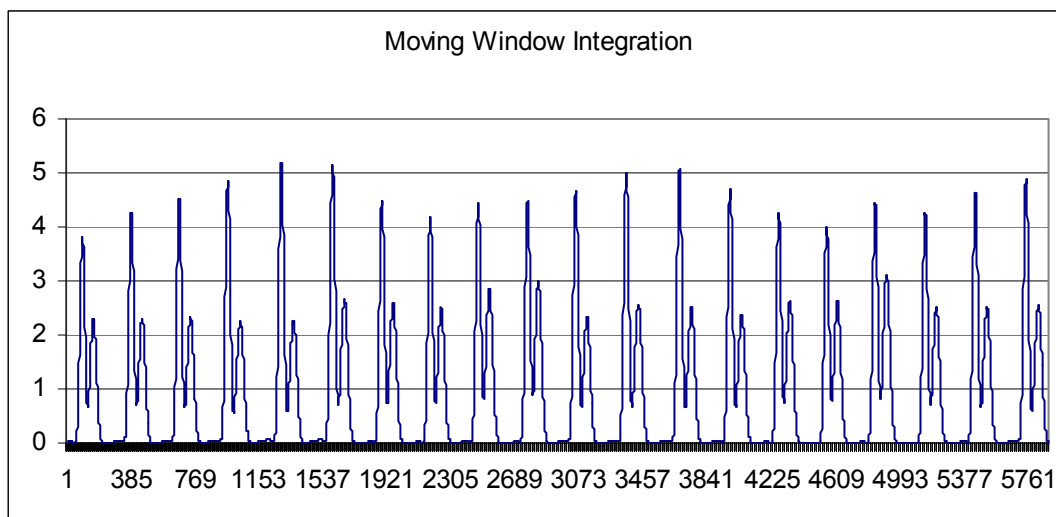
Ο τετραγωνισμός του σήματος στοχεύει στο να μετατρέψει όλα τα δεδομένα σε θετικά και παράλληλα να επιφέρει εξασθένηση των υψηλών συχνοτήτων που μπορεί να

προέκυψαν μετά το στάδιο της παραγωγίσισης. Όπως και για τα άλλα στάδια, εκτενής αναφορά στον τετραγωνισμό του σήματος δίνεται στο τρίτο κεφάλαιο της εργασίας, και συγκεκριμένα στην παράγραφο 3.2.2.5 Ακολουθεί η μορφή του σήματος μετά την εφαρμογή τετραγωνισμού:



Γράφημα 5.4 – Σήμα μετά τον τετραγωνισμό

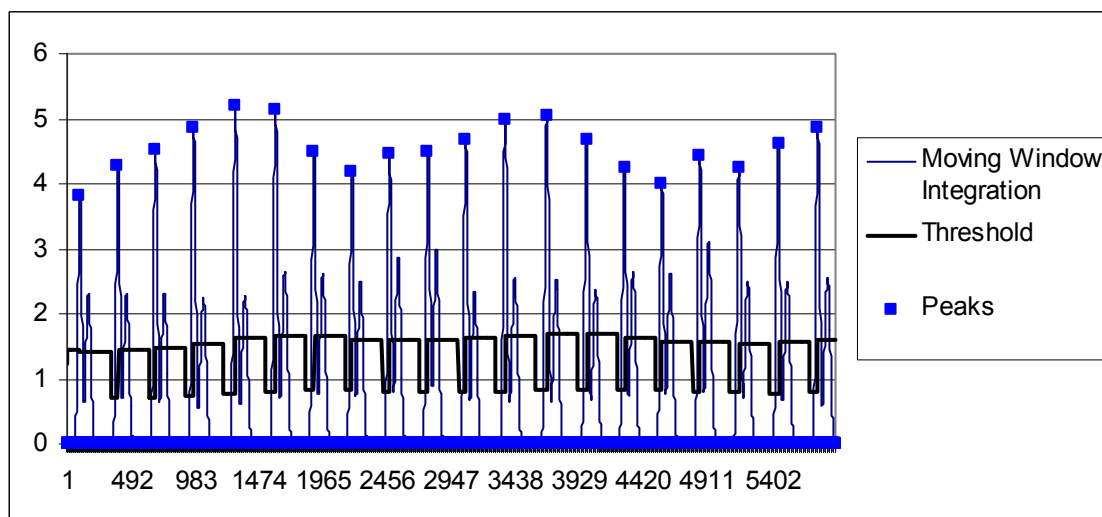
Κατά το τέταρτο στάδιο, όπου η κυματομορφή περνά από τον ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου (windows moving integrator) γίνεται άθροιση των περιοχών κάτω από την κυματομορφή σε διαστήματα των 150ms, έπειτα το παράθυρο μετακινείται στο επόμενο δείγμα και γίνεται ολοκλήρωση του νέου διαστήματος 150ms. Το μέγεθος του παραθύρου επιλέγεται να είναι αρκετά μεγάλο ώστε να μπορεί να συμπεριλάβει ένα σύμπλεγμα QRS το οποίο είναι ασυνήθιστα μεγάλο, αλλά και αρκετά μικρό έτσι ώστε να μην εμφανιστούν φαινόμενα υπερκάλυψης της απόστασης μεταξύ του συμπλέγματος και του επακόλουθου επάρματος T. Λεπτομέρειες παρέχονται στην παράγραφο 3.2.2.6. Στο γράφημα το οποίο παρατίθεται πιο κάτω απεικονίζεται η κυματομορφή μετά που εφαρμόζεται σε αυτήν η ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου.



Γράφημα 5.5 – Σήμα μετά την ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου

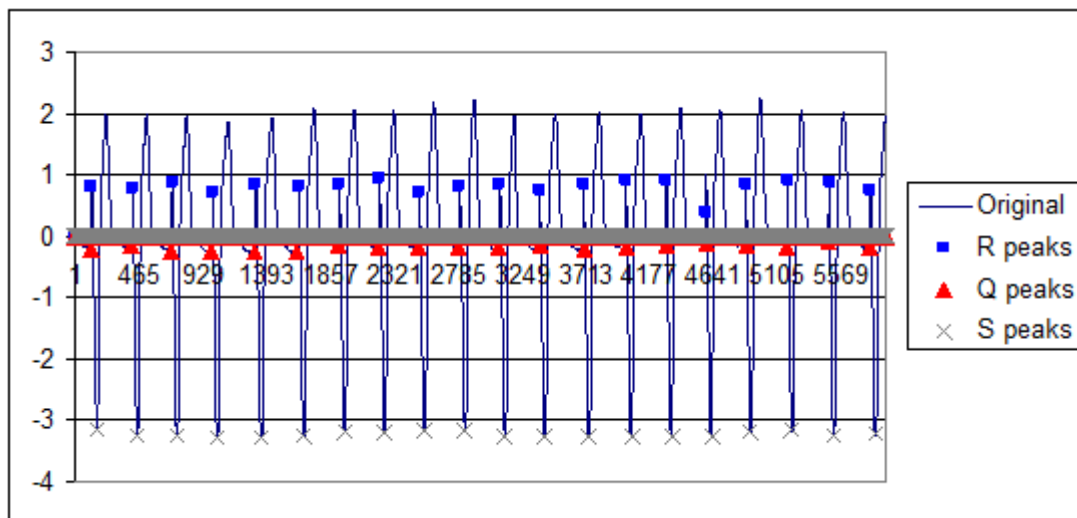
Οι πέντε προηγούμενες γραφικές απεικονίσεις μας επιτρέπουν να διαπιστώσουμε και γραφικά την επιτυχή λειτουργία του αλγορίθμου, ότι δηλαδή ενισχύει τα τμήματα που χαρακτηρίζονται από μεγάλη κλίση και δίνει ιδιαίτερη έμφαση στα τμήματα του ΗΚΓ τα οποία χαρακτηρίζονται από υψηλές απόλυτες τιμές.

Στο ακόλουθο γράφημα παρουσιάζεται η γραφική παράσταση της κυματομορφής μετά που έχουν εφαρμοστεί σε αυτήν τα κατώφλια ανίχνευσης. Οι μπλε κουκκίδες αντιστοιχούν στα σημεία τα οποία έχουν αναγνωριστεί ως κορυφές R.



Γράφημα 5.6 – Εφαρμογή κατωφλίων και εύρεση R κορυφών

Το ακόλουθο γράφημα παρουσιάζει τον εντοπισμό και των τριών κορυφών που συναποτελούν το σύμπλεγμα QRS. Οι κορυφές Q σημειώνονται με κόκκινο τρίγωνο, οι κορυφές R αναπαρίστανται με μπλε τετράγωνο και οι κορυφές S σημειώνονται στο γράφημα με x.



Γράφημα 5.7 – Εύρεση κορυφών Q και S

5.3 Μετρικές αποτελεσματικότητας

Οι κυριότερες μετρικές που καθορίζουν την αποτελεσματικότητα ενός αλγορίθμου ανίχνευσης QRS, αλλά και άλλων διαγνωστικών συστημάτων έχουν αναφερθεί στην παράγραφο 3.2.6.1 του τρίτου κεφαλαίου. Για τον υπολογισμό αυτών των μετρικών χρειάζεται να έχουμε ακριβή αριθμό των true positive, true negative, false positive και false negative ανιχνεύσεων. Από το σύνολο των οκτώ μετρικών αποτελεσματικότητας που έχουν αναφερθεί στο τρίτο κεφάλαιο, κρίνονται ιδιαίτερα σημαντικές οι μετρικές της ευαισθησίας (sensitivity) και της θετικής προβλεψιμότητας (positive predictivity). Υπενθυμίζεται ότι με την ευαισθησία δεικνύεται το ποσοστό του κατά πόσον θα ανιχνευθεί ένα σύμπλεγμα QRS δεδομένου ότι αυτό υπάρχει, ενώ η τιμή της θετικής προβλεψιμότητας αντιστοιχεί στο ποσοστό των δοκιμών που ανταποκρίνονται στην πραγματικότητα, εάν κατά τη δοκιμή ανιχνεύεται σύμπλεγμα QRS. Ακολουθούν δύο πίνακες οι οποίοι παρουσιάζουν τις τιμές που υπολογίστηκαν για τις μετρικές αυτές. Ο πρώτος πίνακας, Πίνακας 5.1, παρουσιάζει αποτελέσματα για το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών, όταν αυτό επεξεργάζεται δεδομένα από την MIT-BIH Arrhythmia Database. Δίνονται τιμές και για τις οκτώ μετρικές. Ο δεύτερος πίνακας, Πίνακας 5.2, περιλαμβάνει τιμές μόνο για τρεις μετρικές, την ακρίβεια, την ευαισθησία και το

ποσοστό των εσφαλμένων αρνητικών ανιχνεύσεων. Ο λόγος για τον οποίο δεν παρουσιάζονται όλες οι μετρικές είναι ότι οι για αυτούς τους αλγόριθμους το ποσοστό των true negative ανιχνεύσεων δεν ήταν γνωστό. Και οι τρεις ανιχνευτές παρουσιάζουν ιδιαίτερα ποσοστά επιτυχίας, με τον ανιχνευτή που υλοποιείται στο λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών να υπερέχει ελαφρώς έναντι των υπολοίπων.

ΜΕΤΡΙΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	Λογισμικό ανάλυσης ΗΚΓ (ανίχνευσης αρρυθμιών)
accuracy	99.59%
precision	99.80%
sensitivity	99.77%
specificity	96.89%
NPV	96.40%
likelihood ratio (+)	32.08
likelihood ratio (-)	0.002
False positive rate (% of FPs)	0.03

Πίνακας 5.1 – Τιμές για τις μετρικές αποτελεσματικότητας για το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών

ΜΕΤΡΙΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	αλγόριθμος Pan & Tompkins [13]	αλγόριθμος Hamilton & Tompkins [24]
precision	99.54%	99.77%
sensitivity	99.75%	99.67%
False negative rate (% of FNs)	0.025%	0.031%

Πίνακας 5.2 – Τιμές για τις μετρικές αποτελεσματικότητας για τους αλγόριθμους

5.4 Αποτελέσματα στατιστικών μετρικών

Για κάθε εγγραφή η οποία μελετήθηκε παρουσιάζονται στους πίνακες 5.3, 5.4 και 5.5 τα αποτελέσματα για τις μετρήσεις που εξήχθησαν. Για δέκα εγγραφές της βάσης mitdb δίνονται λεπτομέρειες όσον αφορά την προέλευση των παλμών και γίνεται επίσης γραφική απεικόνιση των ιστογραμμάτων. Παρατίθεται, επιπλέον, η γραφική παράσταση για τα intervals σε σχέση με το χρόνο. Μετά την αναλυτική παρουσίαση των αποτελεσμάτων για κάθε εγγραφή δίνεται συνοπτικός πίνακας αποτελεσμάτων, στον

οποίο εξάγονται οι ελάχιστες, μέσες και μέγιστες τιμές για κάθε μέτρηση, ούτως ώστε να καταστεί ξεκάθαρη η εξαγωγή των συμπερασμάτων.

Για την παρουσίαση των πινάκων με τα αποτελέσματα χρησιμοποιήθηκε κωδική ονομασία για τις εγγραφές έτσι ώστε να διαχωρίζεται η προέλευση της κάθε εγγραφής. Έτσι, οι εγγραφές που προέρχονται από την mitdb βάση δεδομένων ονομάζονται R<αριθμός εγγραφής>, οι εγγραφές από την mitsvdb βάση δεδομένων SR<αριθμός εγγραφής>, ενώ για τις εγγραφές από τη βάση δεδομένων nsr2db γίνεται χρήση της κωδικής ονομασίας NSR<αριθμός εγγραφής>. Επιπλέον, γίνεται χρήση συντομεύσεων των μετρικών στον πίνακα αποτελεσμάτων, οι οποίες έχουν ως εξής:

$\bar{x}$: η μέση τιμή για τις τιμές των RR intervals μιας εγγραφής.

sdev: η τυπική απόκλιση των τιμών των RR intervals.

pNN50: το ποσοστό των διαφορών των διαδοχικών RR intervals το οποίο έχει τιμή μεγαλύτερη από 50ms.

rmssd: η ρίζα του τετραγωνισμένου μέσου των διαδοχικών διαφορών RR intervals

sdsd: η τυπική απόκλιση των διαδοχικών διαφορών

corr(0): η τιμή του αυτοσυσχετισμού όταν $r = 0$

Τέλος, στην παρουσίαση κάθε εγγραφής ξεχωριστά, γίνεται αναφορά στον τύπο παλμού από τον οποίο προέρχονται τα RR intervals. Χρησιμοποιούνται τα εξής σύμβολα, με την αντίστοιχη ερμηνεία:

N: το RR interval προκύπτει από κανονικό παλμό

R: παλμός προερχόμενος από το Right Bundle Branch Block

A: το interval προέκυψε από κολπικό πρόωρο παλμό

V: παλμός από πρόωρη κοιλιακή σύσπαση

F: RR interval το οποίο προέκυψε από συνένωση κανονικού και κοιλιακού παλμού

f: συνένωση κανονικού και παλμού προερχόμενου από βηματοδότη

j: junctional escape beat

J: junctional premature escape beat

/: παλμός που προκύπτει από βηματοδότη

Q: παλμός ο οποίος δεν κατέστη δυνατό να κατηγοριοποιηθεί

Ορισμένα RR intervals δεν προκύπτουν από παλμούς, αλλά από διάφορες άλλες καταστάσεις, και σημειώνονται με τα εξής σύμβολα (σημειώνεται το υποσύνολο όσων παρουσιάζονται στις εγγραφές που μελετήθηκαν)

p: ακμή του επάρματος P

+: αλλαγή ρυθμού

|: απομονωμένο τμήμα παρεμβολής το οποίο ομοιάζει με σύμπλεγμα QRS

~: αλλαγή στην ποιότητα του σήματος

x: απουσία κύματος P (NAPC)

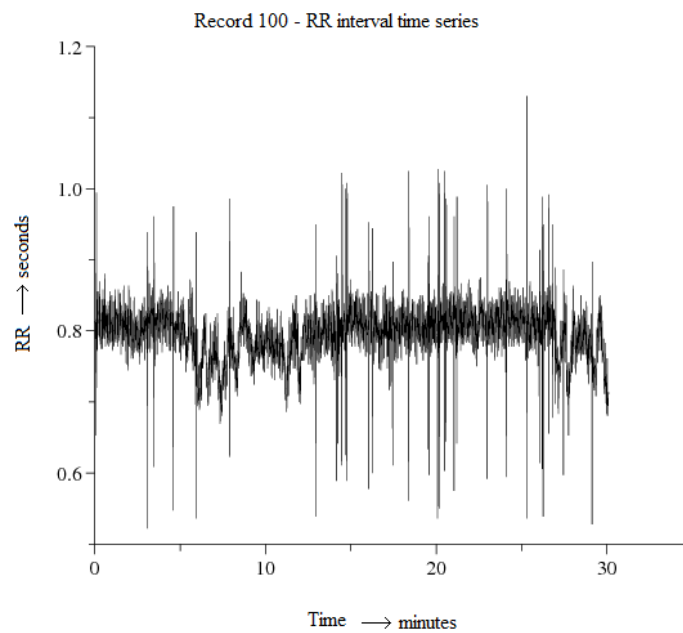
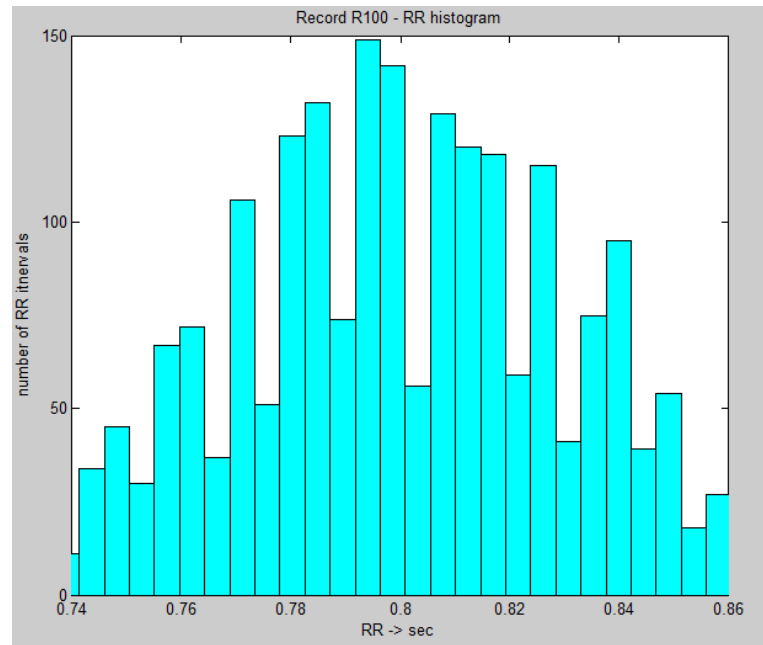
Εγγραφή R100:

N (n-to-n RR interval): 2239

A (right bundle branch block beat): 33

V (pvc beat): 1

+ (rhythm change): 1



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2273	0.794	0.0503	244	10.73	0.0645	0.0646	1.113

Εγγραφή R101:

N (n-to-n RR interval): 1860

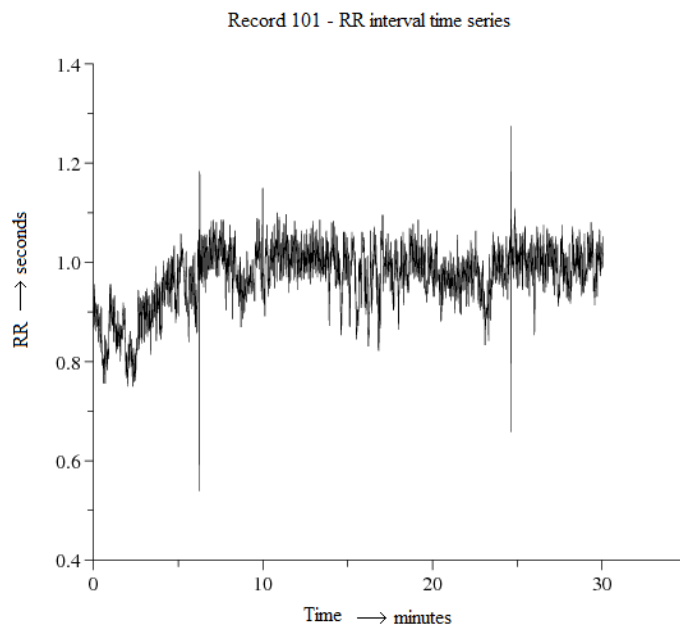
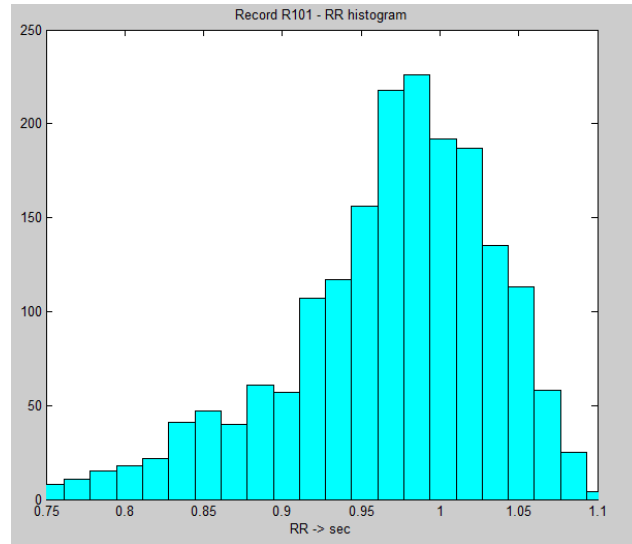
A (right bundle branch
block beat): 3

Q (unclassified): 2

~ (signal quality change): 4

+ (rhythm change): 1

| (QRS-like artifact): 1



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmsd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
1865	0.968	0.0703	407	21.82	0.0569	0.0572	1.139

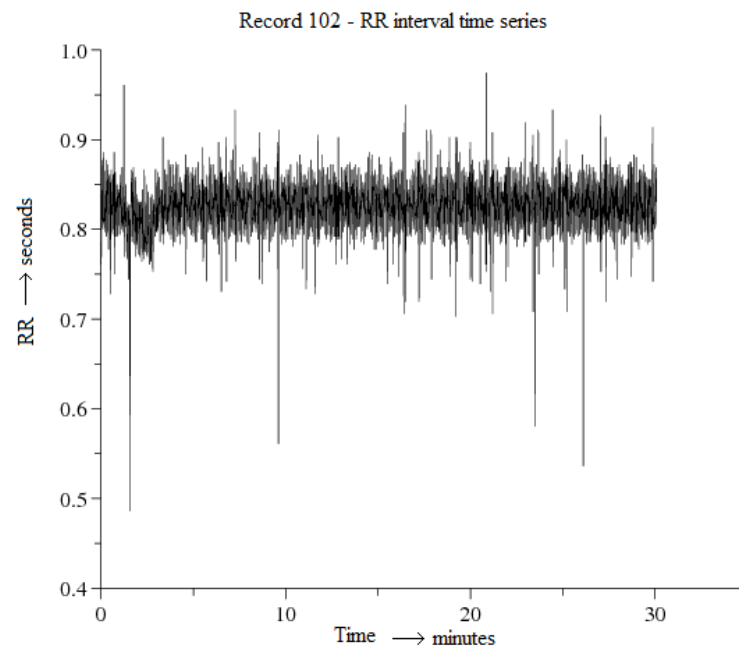
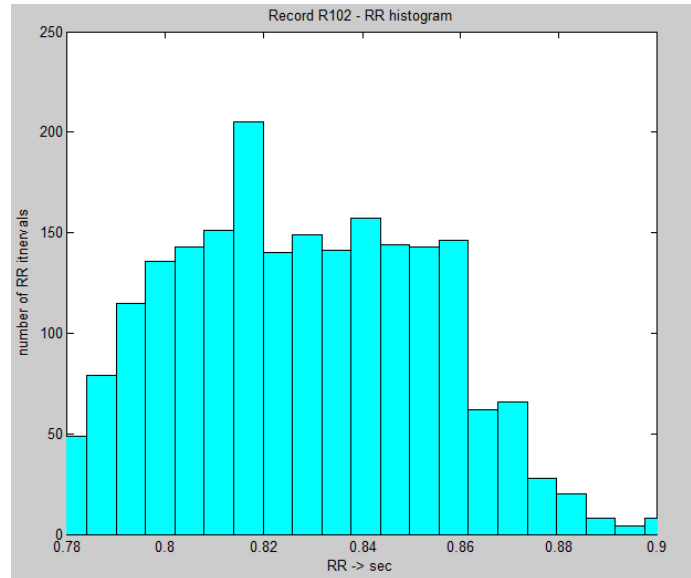
Εγγραφή R102:

N (n-to-n RR intervals): 99 / (paced beat) : 2028

f (junction of normal and paced beat): 56

V (pvc beat): 4

+ (rhythm change): 5



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2187	0.825	0.0338	271	12.39	0.0427	0.0434	1.019

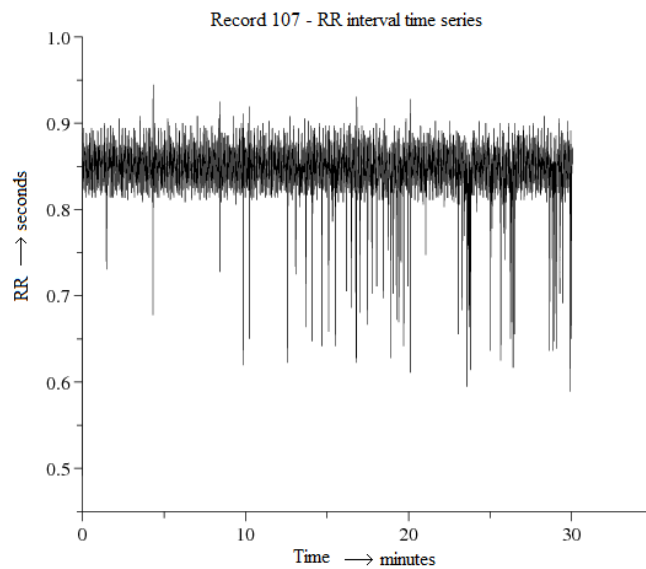
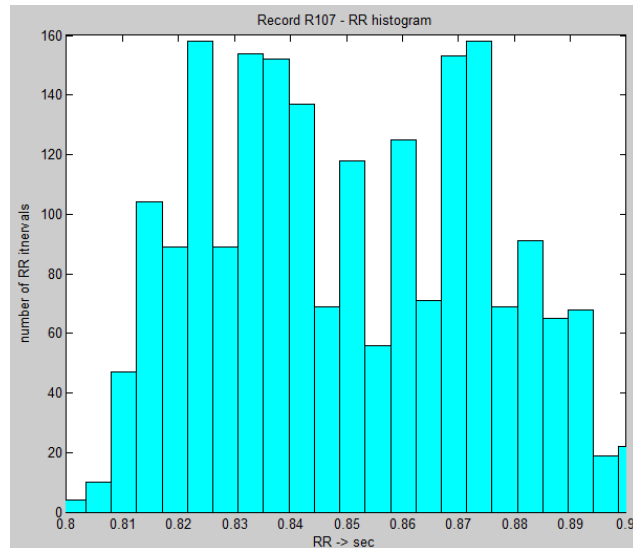
Εγγραφή R107:

Στην εγγραφή αυτή οι παλμοί προέρχονται από βηματοδότη. Αρκετοί παλμοί προέρχονται από πρόωρες κοιλιακές συσπάσεις οι οποίες ποικίλλουν σε μορφολογία.

V (pvc beat): 59
/ (paced beat): 2078

p (pwave): 1
~ (signal quality change): 2

+ (rhythm change): 1

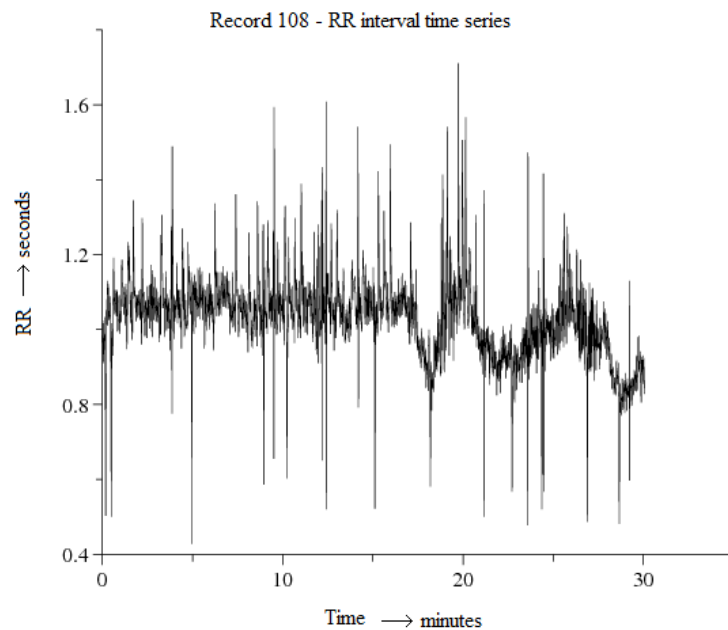
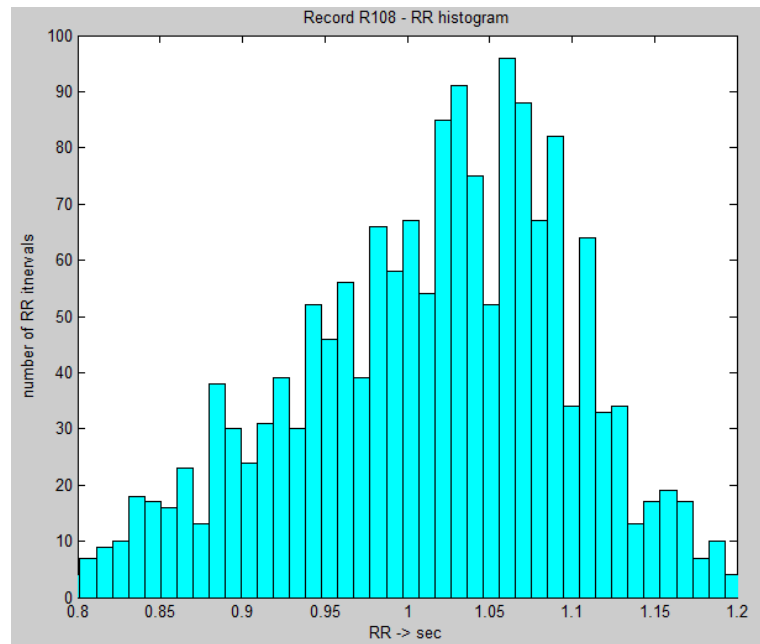


Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2137	0.845	0.0417	221	10.34	0.0476	0.0479	1.013

Εγγραφή R108:

N (n-to-n RR interval): 1739 + (rhythm change): 1 V (pvc beat): 17 | (QRS-like artifact) : 8 x (P wave non existent): 11

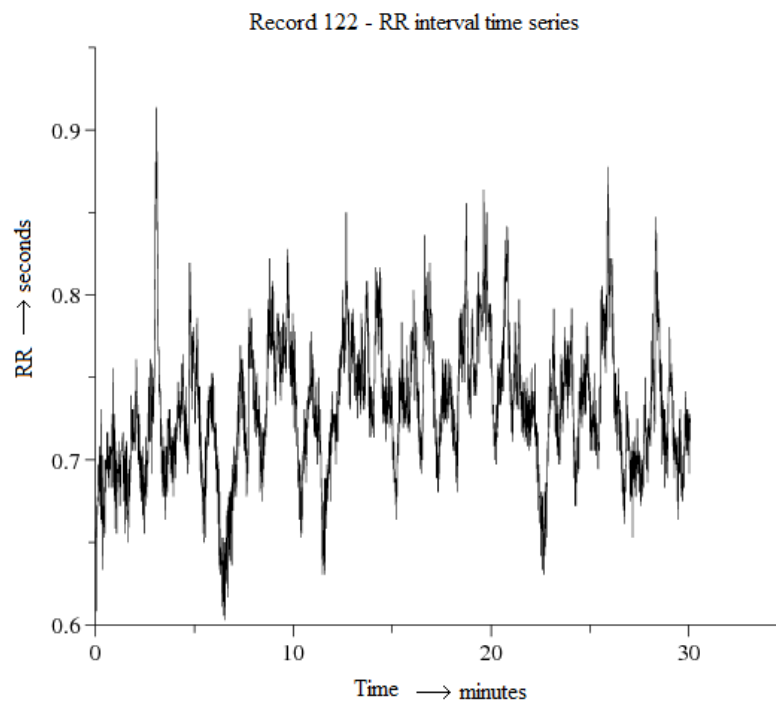
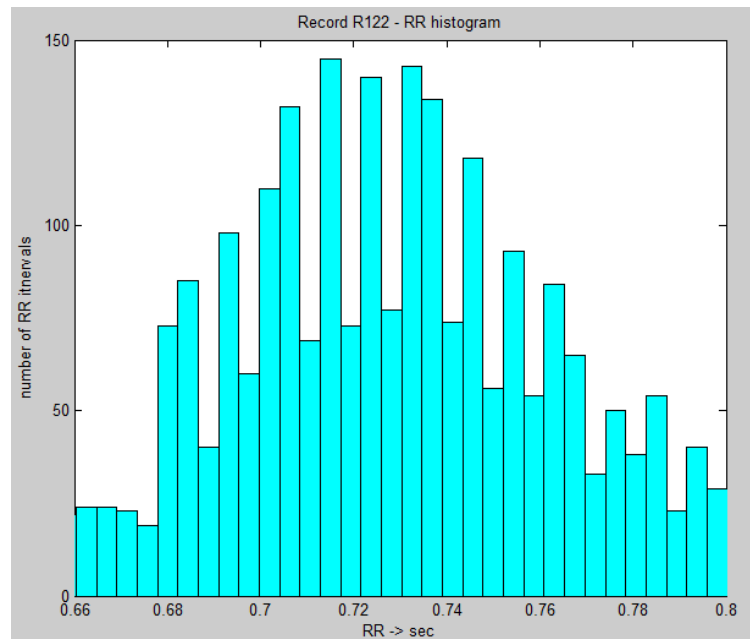
j (junctional escape beat): 1 A (atrial premature contraction): 4 ~ (signal quality change): 41 F (junction of normal and ventricular beat): 2



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
1763	1.024	0.1255	760	43.11	0.1477	0.1477	1

Εγγραφή R122:

N (n-to-n RR intervals): 1860 + (rhythm change):1



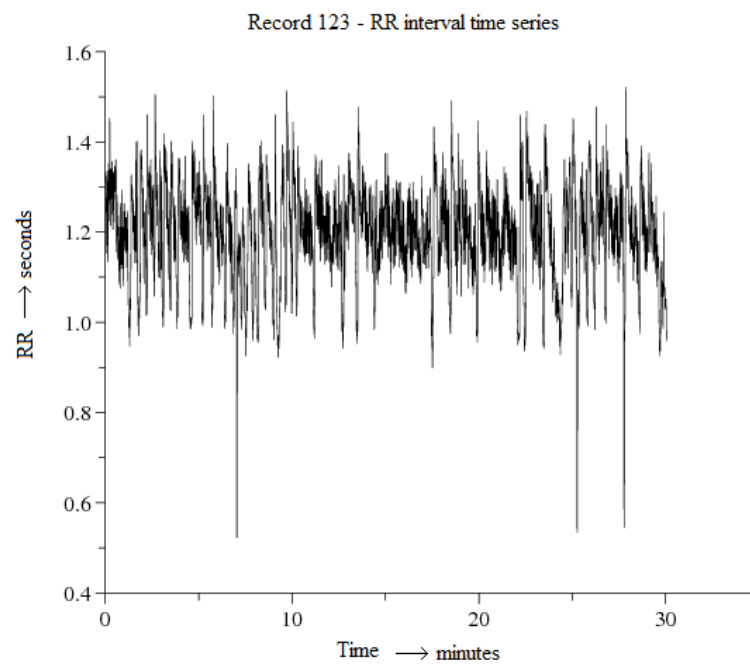
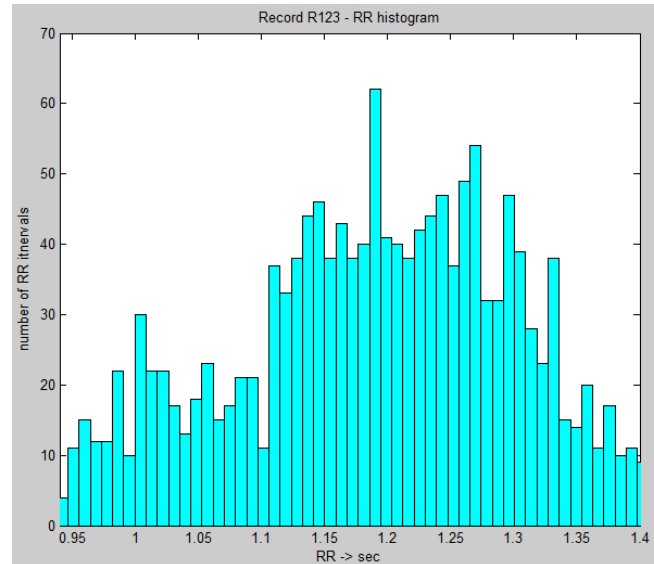
Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2476	0.729	0.0412	28	1.13	0.0207	0.0213	1.481

Εγγραφή R123:

N (n-to-n RR interval): 1515

V (pvc beat): 3

+ (rhythm change) : 1



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
1518	1.189	0.1237	965	63.57	0.111	0.1111	1.004

Εγγραφή R124:

R (right bundle
branch block beat):
1531

F (junction of
normal and
ventricular beat): 5

J (junctional
premature escape
beat) : 29

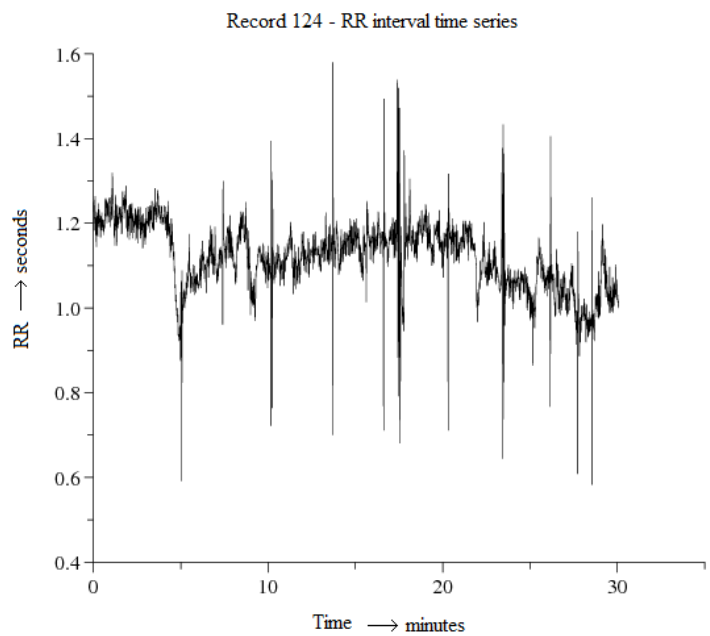
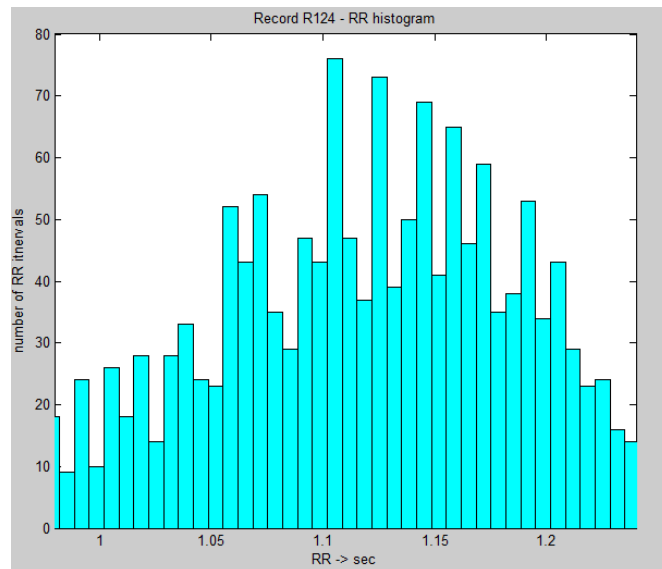
~ (signal quality
change): 2

V (pvc beat): 47

A (atrial premature
beat): 2

j (junctional
escape beat): 5

+ (rhythm change): 13

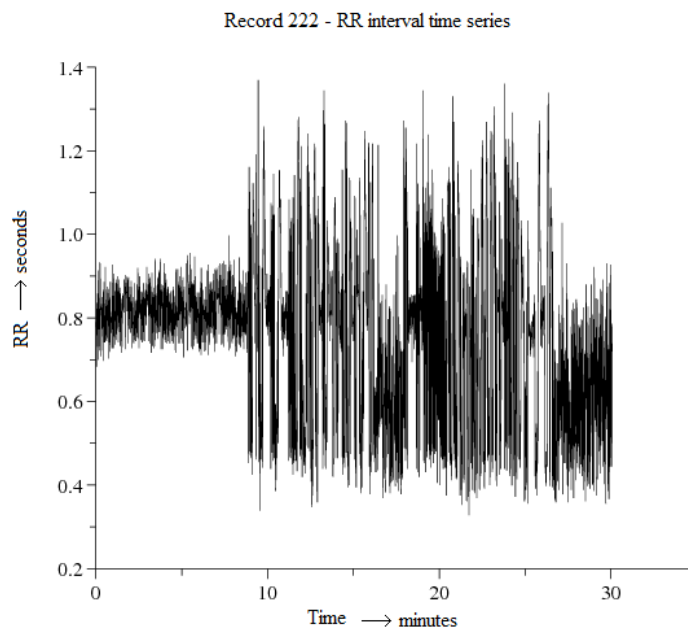
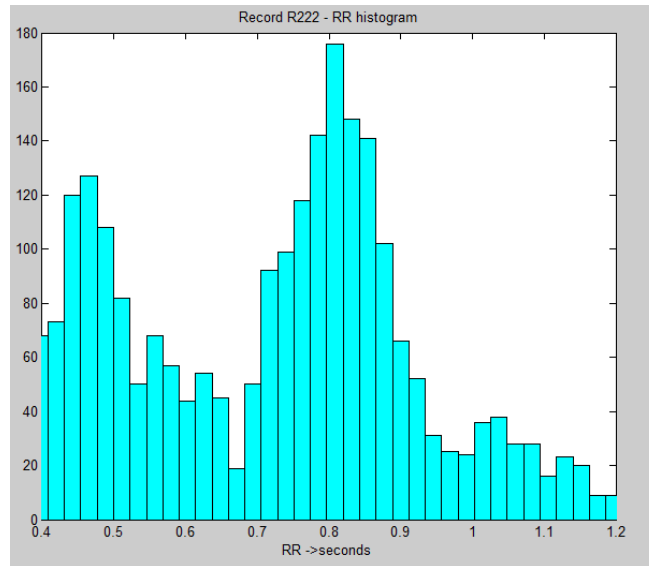


Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
1619	1.115	0.0912	431	26.62	0.0978	0.0992	1.004

Εγγραφή R222:

N (n-to-n RR intvls): 2062 + (rhythm change): 136 j (junctional escape beat): 212 V (pvc beat): 47

J (junctional premature escape beat) : 1 A (atrial premature beat): 208 ~ (change in signal quality): 15

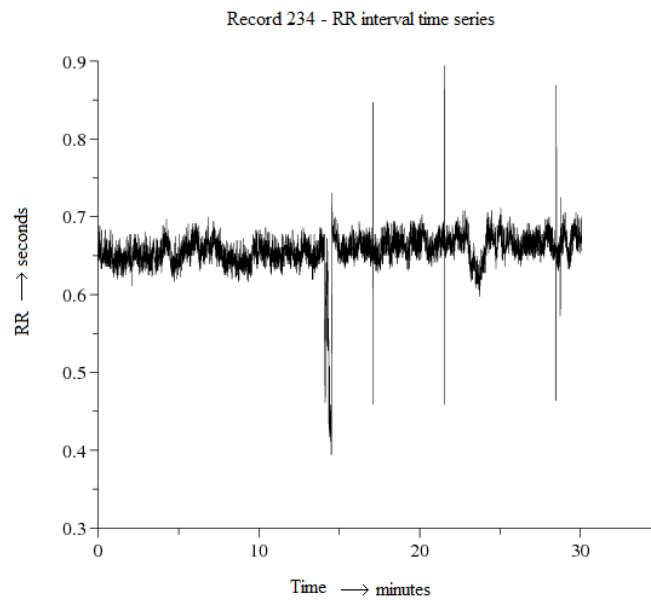
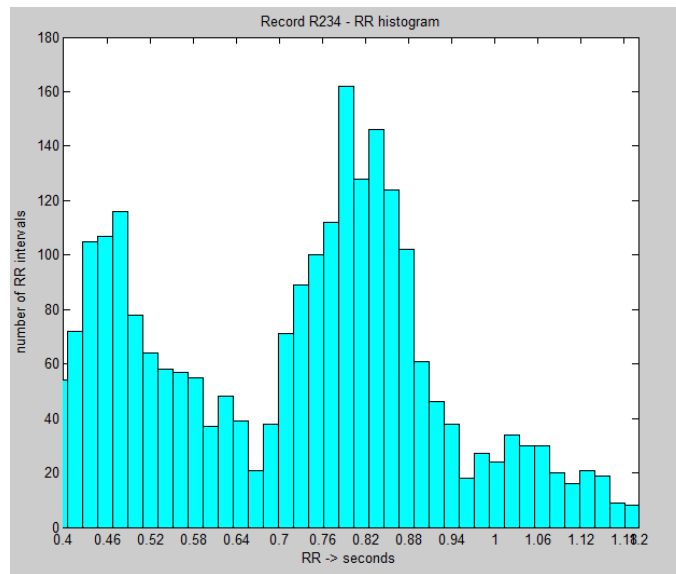


Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2483	0.727	0.2143	1723	69.39	0.2448	0.2448	1

Εγγραφή R234:

N (n-to-n RR intvls): 2700 + (rhythm change): 3 V (pvc beats): 3

J: (junctional premature escape beat): 50 A (atrial premature beat): ~ (change in signal quality): 8
208



Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
2483	2753	0.656	0.0311	26	0.94	0.028	0.0289

Record	Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50ms (→RRS)	pNN50 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
R100	2273	0.794	0.0503	244	10.73	0.0645	0.0646	1.113
R101	1865	0.968	0.0703	407	21.82	0.0569	0.0572	1.139
R107	2137	0.845	0.0417	221	10.34	0.0476	0.0479	1.013
R108	1763	1.024	0.1255	760	43.11	0.1477	0.1477	1
R122	2476	0.729	0.0412	28	1.13	0.0207	0.0213	1.481
R123	1518	1.189	0.1237	965	63.57	0.111	0.1111	1.004
R124	1619	1.115	0.0912	431	26.62	0.0978	0.0992	1.004
R222	2483	0.727	0.2143	1723	69.39	0.2448	0.2448	1
R228	2053	0.879	0.188	1407	68.53	0.33	0.3301	1
R234	2753	0.656	0.0311	26	0.94	0.028	0.0289	2.338
R102	2187	0.825	0.0338	271	12.39	0.0427	0.0434	1.019
R103	2084	0.866	0.0465	243	11.66	0.0335	0.0372	1.093
R104	2229	0.810	0.0394	620	27.82	0.0542	0.0544	1.061
R232	1780	1.013	0.6316	833	46.8	0.8498	0.8502	1.001
R233	3079	0.586	0.1268	2117	68.76	0.2226	0.2226	1.038
R105	2572	0.702	0.0662	170	6.61	0.0959	0.097	
R106	2027	0.89	0.2609	1138	66.01	0.4348	0.4352	
R109	2532	0.713	0.0387	202	7.98	0.0455	0.0459	
R111	2124	0.85	0.0389	301	14.17	0.037	0.0389	
R112	2539	0.711	0.0229	11	0.43	0.0214	0.0225	
R113	1795	1.006	0.099	1029	57.33	0.104	0.1046	
R114	1879	0.961	0.134	637	33.9	0.1572	0.1584	
R115	1953	0.924	0.0878	928	47.52	0.0751	0.0758	
R116	2412	1.279	0.7003	327	23.16	0.1696	0.1708	
R117	1535	1.176	0.0463	225	14.66	0.0399	0.0421	
R118	2278	0.792	0.0926	355	15.58	0.1122	0.1122	
R119	1987	0.908	0.258	1306	65.73	0.4664	0.4666	
R121	1863	0.969	0.0847	29	1.56	0.0394	0.0407	
R200	2601	0.694	0.152	2012	77.35	0.2641	0.2643	
R201	1963	0.92	0.3584	1629	82.99	0.3823	0.3824	
R202	2136	0.845	0.2835	1071	50.14	0.2082	0.2092	
R203	2980	0.606	0.2002	2425	81.38	0.268	0.268	
R205	2656	0.68	0.0659	103	3.88	0.0714	0.0724	
R207	2332	0.774	0.2954	559	23.97	0.2234	0.2234	
R208	2955	0.611	0.1355	2207	74.69	0.2148	0.2148	
R209	3005	0.601	0.0824	576	19.17	0.0639	0.0646	
R210	2650	0.681	0.1206	1818	68.6	0.1755	0.1755	
R212	2748	0.657	0.0413	159	5.79	0.0262	0.0285	

R213	3251	0.555	0.0313	339	10.43	0.0486	0.0488	
R214	2262	0.798	0.1788	1103	48.76	0.2883	0.2882	
R215	3363	0.537	0.0534	495	14.72	0.0782	0.0784	
R217	2208	0.817	0.0817	823	37.27	0.1076	0.1083	
R219	2154	0.838	0.228	1661	77.11	0.2897	0.2902	
R220	2048	0.881	0.0941	268	13.09	0.1019	0.1019	
R221	2427	0.744	0.2001	2000	82.41	0.2908	0.291	
R223	2605	0.693	0.1034	963	36.97	0.1776	0.1779	
R230	2256	0.8	0.0869	181	8.02	0.0308	0.0311	
R231	1571	1.149	0.3206	646	41.12	0.1178	0.1184	
mean	2291	0.81097	0.143733	791.5	35.335625	0,1568	0.158513	1.1536
min	1518	0.537	0.0229	11	0.43	0.0207	0.0213	1
max	3363	1.279	0.7003	2425	82.99	0.8498	0.8502	2.338

Πίνακας 5.3 – Αποτελέσματα μετρικών για τις 48 εγγραφές της mitdb

Record	Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50 ms (→ RRs)	pNN5 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
SR800	1883	0.955	0.184	364	19.33	0.1029	0.1069	1.021
SR805	2298	0.783	0.1556	651	28.33	0.1771	0.1774	1
SR810	1903	0.946	0.117	193	10.14	0.1695	0.1708	1
SR826	2680	0.671	0.1287	1379	51.46	0.1616	0.1623	1.001
SR842	2559	0.703	0.1237	692	27.04	0.1277	0.128	1.002
mean	2265	0.8116	0.1418	656	27.26	0.1478	0.1491	1.009
min	1883	0.671	0.117	193	10.14	0.1029	0.1069	1.000
max	2680	0.955	0.184	1379	51.46	0.1771	0.1774	1.021

Πίνακας 5.4 – Αποτελέσματα μετρικών για επιλεγμένες εγγραφές της mitsvdb

Record	Record length (→RRs)	$\bar{x}$ (→sec)	sdev (→sec)	RR intervals>50 ms (→ RRs)	pNN5 (%)	rmssd (→sec)	sdsd (→sec)	corr(0)
NSR001	5732	0.589	0.072	24	0.42	0.0151	0.0177	1.004
NSR002	4082	0.771	0.0717	42	1.03	0.0323	0.0341	1
NSR008	4496	0.750	0.1087	70	1.56	0.093	0.0935	1.033
NSR018	4173	0.808	0.1497	227	5.44	0.1887	0.1892	1
NSR023	4627	0.680	0.0619	11	0.24	0.0123	0.0165	1.004
mean	4622	0.7196	0.0928	75	1.738	0.0683	0.0702	1.008
min	4082	0.589	0.0619	11	0.24	0.0123	0.0165	1.000
max	5732	0.808	0.1497	227	5.44	0.1887	0.1892	1.033

Πίνακας 5.5 – Αποτελέσματα μετρικών για εγγραφές της nsr2db

5.4.1 Σχολιασμός αποτελεσμάτων

Συγκρίνοντας τις τιμές της τυπικής απόκλισης για τις εγγραφές από τις βάσεις δεδομένων με αρρυθμίες και εκείνες με φυσιολογικό καρδιακό ρυθμό παρατηρείται να υπάρχει κάποια αξιοσημείωτη διαφορά. Για τις ταινίες που προέρχονται από τις δύο ΒΔ για αρρυθμίες, ο μέσος όρος της τυπικής απόκλισης ανέρχεται στο 0,1437 για την mitdb και στο 0,1418 για την mitsvdb. Οι τιμές αυτές είναι κατά 0,05 περίπου δευτερόλεπτα πιο υψηλές από ότι η τιμή για την τυπική απόκλιση των εγγραφών της βάσης δεδομένων με κανονικό καρδιακό ρυθμό. Εν τούτοις, η τιμή του $\bar{x}$ δεν παρουσιάζει ιδιαίτερη διαφορά, αλλά κυμαίνεται στα ίδια επίπεδα και για τις τρεις ΒΔ. Επίσης αξιοσημείωτη είναι και η διαφορά που προκύπτει από τις μετρήσεις της τυπικής απόκλισης των διαδοχικών διαφορών αλλά και του rmssd. Οι μέσες τιμές για το sdsd της mitdb και mitsvdb είναι κατά 0,09 δευτερόλεπτα περίπου υψηλότερες της αντίστοιχης τιμής για την nsr2db. Διαφορά του ίδιου επιπέδου παρουσιάζεται και όσον αφορά τη μέτρηση rmssd.

Σημαντική διαφορά παρουσιάζεται στις μετρήσεις του pNN50. Για τις βάσεις αρρυθμιών έχουμε ποσοστό για τα intervals τα οποία υπερβαίνουν τα 0,05 δευτερόλεπτα ίσο με 35% και 27%. Το αντίστοιχο ποσοστό για την nsr2db ανέρχεται μόλις στο 1,74%.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

6.1 Συμπεράσματα	110
6.2 Μελλοντική εργασία	112

6.1 Συμπεράσματα

Καθώς αναπτύσσονται ολοένα και περισσότερα τηλεϊατρικά συστήματα, είναι κρίσιμο να μπορούν αυτά να υποστηρίζονται από αποδοτικούς αλγορίθμους ώστε να διασφαλίζεται η εύρυθμη λειτουργία τους και να αποφεύγονται περιστατικά υπολειτουργίας τα οποία ενδεχομένως να επιφέρουν σοβαρά προβλήματα στους ασθενείς υπό παρακολούθηση. Αυτό ισχύει και για τους αλγορίθμους ανίχνευσης συμπλέγματος QRS, οι οποίοι, πέραν από το μέγιστο της απόδοσής τους στο οποίο πρέπει να αποδίδουν σε πραγματικό χρόνο, θα πρέπει επιπλέον να αντιμετωπίζουν επιτυχώς τα γεγονότα θορύβου και να τα διαχωρίζουν από τα σημαντικά χαρακτηριστικά της κυματομορφής του ΗΚΓ.

Καθ' όλη την πορεία της διπλωματικής εργασίας διαφάνηκε ότι για να ικανοποιούνται οι δύο αυτές πτυχές «επιτυχίας», ένας αλγόριθμος θα πρέπει να έχει ξεκάθαρα διατυπωμένους και σχετικά απλούς κανόνες ανίχνευσης ούτως ώστε η πολυπλοκότητά του να διατηρείται σε χαμηλά επίπεδα και να γίνεται γρήγορα η κατηγοριοποίηση των συμπλεγμάτων. Επιπλέον, είναι ιδιαίτερα σημαντικό να επιλέγονται τα κατώφλια με τέτοιο τρόπο ώστε να μη μπορούν οι ακμές θορύβου να τα υπερβαίνουν και, παράλληλα, να μην υπάρχει απώλεια κρίσιμων πληροφοριών (π.χ. ένα σύμπλεγμα με χαμηλή κορυφή R να κατηγοριοποιείται ως θόρυβος γιατί δεν υπερβαίνει το κατώφλι).

Έχουμε δει ορισμένες τεχνικές κατωφλίωσης από τις οποίες διακρίθηκε για την αποτελεσματικότητά της η τεχνική των προσαρμοζόμενων κατωφλίων. Μέσω της τεχνικής αυτής, η οποία υλοποιείται και χρησιμοποιείται στο λογισμικό ανοικτού κώδικα ανίχνευσης αρρυθμιών, παρακολουθείται η κυματομορφή έτσι ώστε, όταν εντοπιστούν σημαντικές μεταβολές σε αυτή να προβαίνει ο αλγόριθμος σε προσαρμογή των κατωφλίων στα νέα χαρακτηριστικά που παρουσιάζει το σήμα.

Οι αλγόριθμοι οι οποίοι εφαρμόζονται σε τηλεϊατρικά συστήματα, πέραν από την υλοποίηση εύρωστων και προσαρμόσιμων τεχνικών, θα πρέπει επίσης να αποδεικνύουν ότι η αποτελεσματικότητά τους στη χειρίστη περίπτωση δεν παρουσιάζει μεγάλη διαφορά από την αποτελεσματικότητα για τις συνήθεις περιπτώσεις. Όπως είχαμε δει στην παράγραφο 3.1 του τρίτου κεφαλαίου, ένας αρκετά μεγάλος αριθμός προτεινόμενων αλγορίθμων ανίχνευσης QRS φέρεται να παρουσιάζει ιδιαίτερα ψηλά ποσοστά επιτυχίας. Εν τούτοις, όπως σημειώθηκε και στην παράγραφο 3.1, στις μετρήσεις δεν συμπεριλαμβανόταν η απόδοση για τη χειρίστη περίπτωση. Δεδομένου ότι ένα σύστημα παρακολούθησης αρρυθμιών φέρει ευθύνη ακόμα και για την ζωή των ασθενών σε ορισμένες περιπτώσεις, θα πρέπει οι μετρήσεις να συμπεριλαμβάνουν όλες τις περιπτώσεις. Εάν, ωστόσο, αυτό δυσχεραίνει την απόδοση του αλγορίθμου σε ότι αφορά την εκτέλεση σε πραγματικό χρόνο, είναι αναγκαίο να γίνεται, μέχρι ενός σημείου, συμβιβασμός. Τόσο ο αλγόριθμος που ανέπτυξαν οι Pan και Tompkins [24], όσο και το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών το οποίο βασίζεται στον αλγόριθμο των Hamilton και Tompkins [13] αποτελούν παραδείγματα αλγορίθμων των οποίων η απόδοση δεν μειώνεται δραματικά στις χειρίστες περιπτώσεις.

Όσον αφορά τη δεύτερη μεγάλη ενότητα της διπλωματικής εργασίας η οποία αφορά την υλοποίηση και εξαγωγή στατιστικών μετρικών για τις εγγραφές από βάσεις δεδομένων για αρρυθμίες, είχαμε εξακριβώσει ότι, παρατηρώντας τις μετρικές αυτές και τη διαφορά που παρουσιάζουν σε σχέση με τις αντίστοιχες μετρήσεις για εγγραφές κανονικού καρδιακού ρυθμού, είναι δυνατή η εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το πρόβλημα που αντιμετωπίζει ο ασθενής. Χαρακτηριστικά, οι μετρήσεις για την τυπική απόκλιση των δεδομένων από εγγραφές κανονικού καρδιακού ρυθμού παρουσιάζονταν σαφέστατα μειωμένες σε σχέση με τις αντίστοιχες μετρήσεις για εγγραφές που αντιστοιχούν σε αρρυθμίες. Οι μετρικές αυτές, εάν ενσωματωθούν σε κάποιο σύστημα παρακολούθησης αρρυθμιών, μπορούν να αποτελέσουν χρήσιμο εργαλείο στον ιατρό

για την εξαγωγή περαιτέρω πληροφοριών σχετικά με την κατηγορία της αρρυθμίας ή του γενικότερου καρδιακού προβλήματος που αντιμετωπίζει ένας ασθενής. Παράλληλα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ως ένα επιπλέον εργαλείο επαλήθευσης της ύπαρξης κάποιου προβλήματος στον καρδιακό ρυθμό του ασθενούς.

6.2 Μελλοντική εργασία

Όπως προαναφέρθηκε, είναι σημαντικό ένας αλγόριθμος ανίχνευσης συμπλέγματος QRS να μπορεί να αποδίδει ικανοποιητικά υπό συνθήκες θορύβου. Το λογισμικό ανίχνευσης αρρυθμιών το οποίο εξετάστηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιεί στην είσοδο ηλεκτροκαρδιογραφήματα από ένα μόνο κανάλι της βάσης δεδομένων, καθώς το δεύτερο έχει ποσοστά θορύβου τόσο υψηλά ώστε να καθιστούν την επεξεργασία του εξαιρετικά δύσκολη. Επομένως μία παράμετρος βελτιστοποίησης θα ήταν να δοκιμαστούν μετατροπές στα κατώφλια ανίχνευσης και στην τεχνική αναπροσαρμογής τους ώστε να γίνει αποτελεσματική διαχείριση του θορύβου και επιτευχθεί η ανάλυση από δύο ή περισσότερα κανάλια της βάσης δεδομένων.

Είδαμε επίσης ότι ο σχεδιασμός των φίλτρων για την επεξεργασία του σήματος έγινε χρησιμοποιώντας ακέραια αριθμητική έτσι ώστε να διατηρείται σε χαμηλά επίπεδα η πολυπλοκότητα. Δεδομένης όμως της σημερινής προόδου που επιτεύχθηκε σε ότι αφορά την απόδοση συστημάτων τα οποία εκτελούν πράξεις με αριθμούς κινητής υποδιαστολής, θα μπορούσε να επιχειρηθεί ανασχεδιασμός των φίλτρων έτσι ώστε να εκτελούν πράξεις με πραγματικούς αριθμούς.

Ένα σύστημα τηλεϊατρικής για ανίχνευση αρρυθμιών το οποίο βρίσκεται στην τελική φάση ανάπτυξης κατά το παρόν στάδιο στο Πανεπιστήμιο Κύπρου, θα μπορούσε να είναι αποδέκτης της υλοποίησης των στατιστικών μετρικών που έγιναν στην παρούσα διπλωματική εργασία. Προσθέτοντας τη δυνατότητα να εξάγει αυτές τις στατιστικές μετρικές, το σύστημα θα μπορεί να προσφέρει στον ιατρό-χρήστη επιπλέον εργαλεία αξιολόγησης του ασθενούς.

Βιβλιογραφία

- [1] Alexandri A., Stylios C. D., Manis G.: **"Neural networks and fuzzy logic approximation and prediction for HRV analysis"**, *Proceedings of the European Symposium on Intelligent Technologies, Hybrid Systems and their Implementation on Smart Adaptive Systems*, 2003, Oulu, Finland
- [2] Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Luo S: **ECG Beat detection using filter banks**, *Trans Biomed Eng* 1999, **2**:192-201
- [3] Bert -Uwe Köhler, C. Henning, and R. Orglmeister: **"QRS Detection using zero crossing counts"**, *Progress in Biomedical Research*, 2003, Erlangen, pp 138-145
- [4] Bert - Uwe Köhler, Carsten Henning, Reinhold Orglmeister: **"The principles of Software QRS Detection"**, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, February 2002
- [5] Coast D.A., Stern R.M., Cano G.G. Briller S.A.: **"An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models"**, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1990, vol 37, pp.826-836
- [6] Daskalov I.K., Dotsinsky I.A., Christov I.I.: **"Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement and recording"**, *IEEE Eng in Med and Biol* 1998, **17**:50-58
- [7] Dobbs S., Schmitt N., Ozemek H. : **"QRS Detection by template matching using real-time correlation on a micro-computer"**, *J. Clin. Eng.*, 1984, vol. 9, no. 3, pp. 197-212
- [8] Dotsinsky I., Stoyanov T.: **"Ventricular Beat Detection in single channel electrocardiograms"**, *Biomed Eng Online* 2004, **3**:3 [<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/3>]

- [9] "Electrocardiography." Wikipedia. 2009. Wikimedia Foundation, Inc..
<<http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiogram>>
- [10] Kyriacou E., Pattichis C.S. et al.: **"An m-health system for continuous monitoring of children with suspected cardiac arrhythmias"**, *IFMBE Proceedings*, 2009, vol.22, pp. 1325-1328
- [11] Gritzali F.: **"Towards a generalised scheme for QRS detection in ECG waveforms"**, *Signal Processing*, vol. 15, pp. 183 - 192, 1988
- [12] Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T.: **"A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms"**, *IEEE Trans on Biomed Eng* 1990, 37:85-98
- [13] Hamilton Patrick S, Tompkins Willis J: **"Quantitative Investigation of QRS Detection Rules using the MIT/Bih Arrhythmia Database"**, *IEEE Trans Biomed Eng* 1986. **33**: 1157-1165
- [14] Heracleous P.: CS424 - **"Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος"**, σημειώσεις διαλέξεων μαθήματος, Φθινοπωρινό εξάμηνο 2006, Πανεπιστήμιο Κύπρου
- [15] Ivaylo I Christov: **"Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold"**, *BioMedical Engineering Online*, 2004. 3:28
[<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/28>]
- [16] Urrusti J.L., Tompkins Willis J.: **"Performance Evaluation of an ECG QRS complex detection algorithm"**, *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1993, 800-801
- [17] Kohama T., Nakamura S., Hoshino H. : **"An efficient R-R interval detection for ECG monitoring system"**, *IEICE Trans. Information Systems*, E82-D, no. 10, pp. 1425-1432, 1999

- [18] Ligtenberg A., Kunt M.: "**A robust -digital-QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring**", *Comput. Biomed. Res.*, 1983, vol. 16, pp. 273-286
- [19] Loizou Antonia: "**Εξόρυξη δεδομένων για την κατηγοριοποίηση καρκίνου του ενδομητρίου σε υστεροσκοπική εξέταση**", Διατριβή Μάστερ, Πανεπιστήμιο Κύπρου. Ιούνιος 2007, pp. 74 - 77
- [20] "MedlinePlus Medical Encyclopaedia: Arrhythmias". MedlinePlus May 2008 A.D.A.M., Inc. <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/001101.htm>>
- [21] MIT-BIH Arrhythmia Database at <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
- [22] Moraes JCTB, Seixas M.O., Vilani F.N., Costa E.V.: "**A QRS complex detection algorithm using electrocardiogram leads**", *Comp in Card* 2002, **29**: 205-208
- [23] Open Source Arrhythmia detection software at <http://www.eplimited.com/>
- [24] Pan J, Tompkins Willis J.: "**A real time QRS detection algorithm**", *IEEE Trans Biomed Eng* 1985
- [25] Poli R, Cagnoni S, Valli G: "**Generic design of optimum linear and nonlinear QRS detection**", *IEEE Trans on Biomed Eng* 1995, **42**:1137-1141
- [26] Skodras A., Anastassopoulos V. : '**Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος και Εικόνας** ', [www.upatras.gr/ieee/skodras/courses/dsp/DSP-Chapter6\(29xii00\).pdf](http://www.upatras.gr/ieee/skodras/courses/dsp/DSP-Chapter6(29xii00).pdf)
- [27] The Waveform Database (WFDB) Software Package at <http://www.physionet.org/physiotools/wfdb.shtml>
- [28] Trahanias P. E. : "**An approach to QRS complex detection using mathematical morphology**", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, vol. 40, no. 2, pp. 201 - 205

- [29] Tsipouras M.G., Fotiadis D.I., Sideris D.: **"An arrhythmia classification system based on the RR interval signal"**, *Artificial Intelligence in Medicine*, 2005 vol. 33, pp. 237 - 250
- [30] "Ηλεκτροκαρδιογράφημα(ΗΚΓ)". InCardiology Web Site 2007. InCardiology. <<http://www.incardiology.gr/>>
- [31] Καμπουράκη Α., Μανής Γ., Νίκου Χ. : **"Heartbeat time series classification with support vector machines"**, *IEEE Information Technology 2008*, accepted for publication.
- [32] Μανής Γ., Νικολόπουλος Σ., Αλεξανδρίδη Α. : **"Prediction techniques and HRV analysis"**, *Proceedings of Medicon and Health Telematics*, 2004, Naples, Italy
- [33] Goldberger A.L., Amaral L.A.N., Glass L., Hausdorff J.M., Ivanov P.Ch., Mark R.G., Mietus J.E., Moody G.B., Peng C.K., Stanley H.E: **"PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals"**, *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13).
- [34] Mietus JE et al: **"The pNNx files: Re-examining a widely used heart rate variability measure"**, *Heart*, 88 378 – 80, 2002
- [35] Hutchinson T:P.: **"Statistics and graphs for heart rate variability"**, *Physiol. Meas.*, 2003, 24, N9 -N14
- [36] Paraskeva Loucas: **"Ασύρματοι Μικροαισθητήρες για τον εντοπισμό καρδιοπαθειών (ΑΜΕΚ): Κεντρικό Σύστημα Παρακολούθησης ασθενών"**, Διατριβή Μάστερ, Πανεπιστήμιο Κύπρου, Ιούνιος 2007, pp. 21 - 27

- [37] Ruha A., Sallinen S., Nissila S.: **"A real-time microprocessor QRS detector system with 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV"**, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1997, vol.44, pp. 159-167
- [38] Bahoura M., Hassani M. and Hubin M.: **"DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave form detection and heart rate analysis"**, *Comput. Methods Programs Biomed*, 1997, vol.52, no. 1, pp. 35-44
- [39] Fischer S.E., Wickline S.A. and Lorenz C.H.:**"Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectrocardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions"**, *Magn. Res. Med.*, 1999, vol. 42, no. 2, pp. 361-70
- [40] Inoue H., Iwasaki S., Shimazu M. and Katsura T.: **"Detection of QRS complex in ECG using wavelet transform"**, *IEICE Gen. Conf.*, 1997, vol. 67, no. A-4, p.198
- [41] Xue Q., Hu H. Y., Tompkins W. J.: **"Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection"**, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1992, vol. 39, pp. 317-329
- [42] Udupa J.K., Murthy I. **"Syntactic approach to ECG rhythm analysis"**, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, BME - 27, pp. 370-375
- [43] Hu Y.H., Tompkins W.J., Urrusti J.L., Afonso V.X.: **"Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification"**, *J. Electrocardiology*, 1993, vol. 26 (Suppl.), pp. 66-73
- [44] Sahambi J.S., Tandon S.N., Bhat R. K. P.: **"Using wavelet trasnforms for ECG characterization. An online digital signal processing system"**, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 1997, vol. 16, pp. 77-83
- [45] Vijaya G., Kumar V., Verma H.K.: **"ANN-based QRS-complex analysis of ECG"**, *J. Med. Eng. Technol.*, 1998, vol. 22, no. 4, pp. 160 - 167

- [46] Li C., Zheng C., Tai C.: "**Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms**", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1995, vol. 42, pp. 21-28
- [47] Suppapola S., Sun Y.: "**Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis**", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1994, vol.41, pp. 397-400
- [48] Belforte G., De Mori R. and Ferraris F.: "**A contribution to the automatic processing of electrocardiograms using syntactic methods**", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1979, vol.26, pp. 125-136
- [49] Thakor N.V., Webster J.G.: "**Design and evaluation of QRS and noise detectors for ambulatory e.c.g monitors**", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1982, vol. 20, no. 6, pp. 709 – 714
- [50] Papaconstantinou G.K., Skordalakis E., Gritzali F.: "**An attribute grammar for QRS detection**", *Pattern Recogn.*, 1986, vol. 19, no. 4, pp. 297-303
- [51] Goovaerts H.G., Ros H. H., Akker T.J., Schneider H.: "**A digital QRS detector based on the principle of contour limiting**", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1976, vol. BME-23, p.154
- [52] Thakor N.V., Webster J.G., Tompkins W.J.: "**Optimal QRS detector** ", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1983, vol. 21, pp. 343 - 350

Παράρτημα Α

Α.1 Πηγαίος κώδικας στατιστικών μετρικών

```
//-----  
//  
//  Filename:      metrics.c  
//  
//  Compl. date:    24/05/2009  
//  
//  Author:        Kalia Christou  
//  
//  Functionality: Given the RR intervals, this code computes metrics  
//  
//                  such as the standard deviation, root mean square  
//  
//                  of successive differences, standard deviation of  
//  
//                  successive differences and autocorrelation  
//  
//  Purpose:        This file has been implemented to meet the purpose  
//  
//                  of implementing a few metrics concerning the  
//  
//                  RR intrval.It consists part of the final year  
//  
//                  diploma project,"QRS complex detection algorithms  
//  
//                  analysis and extraction of effectiveness measures"  
//  
//  Assumptions:    There has to be data files from which the code  
//  
//                  will be reading the data to be processed.  
//-----  
  
#include <stdio.h>  
#include <stdlib.h>  
#include <math.h>  
#include <string.h>  
  
// the number of data in the file  
  
#define NUM_OF_ARGS 2  
#define L           2256  
#define LF          2256.000  
#define DELAY       0  
#define PNNCONST    0.050  
  
int main(int argc, char *argv[])  
{  
  
    FILE *fp;  
    int countLines;  
    int i,c;  
    float RRBuffer[L];
```

```

float SDBuffer[L-1];

double sum,xbar,sdev,temp;
double sumrmssd,rmssd;
double sumsdsd,sdsd,dBarX,tempsdsd;
double numerator, denominator, nsum, dsum, corr;
int diffgreaterthan50=0,difs=0;
double diff,pNN50;
int arnitikes;

fp = fopen(argv[1],"r");

if(argc < NUM_OF_ARGS)
{
    printf("Invalid number of command-line parametres. Please try
again.\n");
    exit(-1);
}

if(!fp)
{
    printf("Could not open file. Please try again.\n");
    exit(-1);
}

for(i=0;i<L;i++){
    fscanf(fp,"%e",&RRBuffer[i]);
    // printf("Periexomena RRBuffer %.3f\n",RRBuffer[i]);
}

for(i=0;i<L;i++)
    sum+= RRBuffer[i];

xbar = sum / LF;

////////////////////////////////////////
// standard deviation

for(i=0;i<L;i++)
    temp += pow((RRBuffer[i] - xbar),2);

sdev = sqrt((1.000/LF) * temp);

////////////////////////////////////////
// root mean square of successive differences

for(i=0;i<L-1;i++)
    sumrmssd += pow((RRBuffer[i+1] - RRBuffer[i]),2);

rmssd = sqrt((1.000/(LF - 1.000)) * sumrmssd);

////////////////////////////////////////
// standard deviation of successive differences

```

```

for(i=0;i<L-1;i++){
    SDBuffer[i] = RRBuffer[i+1] - RRBuffer[i];
    // printf("Periexomena SDBuffer %.3f\n",SDBuffer[i]);
    sumsdsd += SDBuffer[i];
}

// printf("sumsd %.3f\n",sumsdsd);
dBarX = sumsdsd / (LF - 1.000);
// printf("dbarx %.e\n",dBarX);

for(i=0;i<L;i++){
    tempsdsd += pow(((SDBuffer[i] - dBarX)),2);

sdsd = sqrt( (1.000 / LF) * tempsdsd);

//////////
// pNN50: percentage of successive differences higher
//      than 0.05sec (50ms)

for(i=0;i<L;i++){
    {
        if(SDBuffer[i]<0.000)
        { arnitikes++;
          SDBuffer[i] = SDBuffer[i] * - (1.000);
        }
    }

for(i=0;i<L;i++){
    {
        //printf("Periexomena SDBuffer %.3f\n",SDBuffer[i]);

        if(SDBuffer[i]>PNNCONST)
            difs = diffgreaterthan50++;
    }

printf("greater than 50ms: %d",difs);

pNN50 = (difs / LF)*100;

//////////
// correlation(r), r = predefined delay

for(i=0;i<L-DELAY;i++){
    numerator = (RRBuffer[i] - xbar) * (RRBuffer[i+DELAY] - xbar);
    nsum += numerator;
}

for(i=0;i<L;i++){
    denominator = pow((RRBuffer[i] - xbar),2);
    dsum += denominator;
}
printf("");

corr = nsum / dsum;

//prints

```

```
printf("\nxbar: %.3f\n",xbar);
printf("Standard deviation: %.4f\n",sdev);
printf("pNNx: %.2f%\n",pNN50);
printf("Root Mean square of successive differences: %.4f\n",rmssd);
printf("Standard deviation of successive differences: %.4f\n",sdsd);
printf("Correlation: %.3f\n",corr);

fclose (fp);
}
```