



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ**

**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
"ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΤΗ ΒΙΟΛΟΓΙΑ"**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Ανάπτυξη εφαρμογής επεξεργασίας καρδιακού σήματος σε
φορητή συσκευή για ανίχνευση αρρυθμιών**

**Ανδρέας Λ. Γεωργανής
Νίκη Λ. Δουλγεράκη**

Επιβλέπων: Παντελής Ασβεστάς, Επ. Καθηγητής

ΑΘΗΝΑ

ΙΟΥΛΙΟΣ 2017

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ανάπτυξη εφαρμογής επεξεργασίας καρδιακού σήματος σε φορητή συσκευή για
ανίχνευση αρρυθμιών

Ανδρέας Λ. Γεωργανής

A.M.: ΠΙΒ0121

Νίκη Λ. Δουλγεράκη

A.M.: ΠΙΒ0114

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Παντελής Ασβεστάς, Επ. Καθηγητής

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ: Παντελής Ασβεστάς, Επ. Καθηγητής
Διονύσης Κάβουρας, Καθηγητής
Γιώργος Ματσόπουλος, Αν. Καθηγητής

Ιούλιος 2017

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Με τον όρο Αρρυθμία περιγράφονται οι διαταραχές του φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού, οι οποίες ανάλογα με την περίπτωση, μπορούν να αποβούν ακόμα και μοιραίες για έναν ασθενή με βαρύ ιστορικό καρδιακής πάθησης. Σκοπός της εργασίας είναι η ανάπτυξη μιας εφαρμογής απεικόνισης, επεξεργασίας και ανάλυσης του καρδιακού σήματος σε λειτουργικό σύστημα Android για φορητές συσκευές π.χ. κινητά τηλέφωνα, tablets κλπ. Η εφαρμογή, θα μπορεί να ανακτά το σήμα αρχικά από ένα αρχείο και σε μετέπειτα στάδιο θα επεξεργάζεται και θα αναλύει εντός της συσκευής το σήμα, ούτως ώστε να ταξινομείται με βάση τα χαρακτηριστικά που εμφανίζει η εκάστοτε αρρυθμία. Στο στάδιο της επεξεργασίας και της ανάλυσης του καρδιακού σήματος θα συμπεριληφθούν διαφορετικοί αλγόριθμοι μεταξύ αυτών ο Moving Average, ο Pan Tompkins καθώς και η χρήση κυματιδίων (wavelets) για την εξαγωγή χαρακτηριστικών. Σε τελικό στάδιο θα γίνουν δοκιμές, προσομοιώνοντας την εφαρμογή μας σε καταγραφές πραγματικού χρόνου χρησιμοποιώντας το TCP πρωτόκολλο δικτύου για την επικοινωνία του κινητού με την προσομοιωμένη πηγή σήματος. Η ταξινόμηση των χαρακτηριστικών του παλμού προς επεξεργασία πραγματοποιείται με τη βοήθεια νευρωνικών δικτύων.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Επεξεργασία και Ανάλυση Καρδιακού Σήματος

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Ηλεκτροκαρδιογράφημα, Αρρυθμία, Χαρακτηριστικά ΗΚΓ, Android, Ταξινόμηση

ABSTRACT

Arrhythmia describes the disorders of normal heart rate, which, depending on the case, can even be fatal for a patient with severe history of heart disease. The purpose of this work is to develop an application for heart signal visualization, processing and analysis in Android portable devices e.g. Mobile phones, tablets, etc. The application is able to retrieve the signal initially from a file and at a later stage this signal is processed and analyzed within the device, so that it can be classified based on the features of the arrhythmia. In the processing and analyzing stage, different algorithms are included among them the Moving Average and Pan Tompkins algorithm as well as the use of wavelets in order to extract features and characteristics. At the final stage, testing is performed by simulating our application in real-time records using the TCP network protocol for communicating the mobile with a simulated signal source. The classification of ECG beat to be processed is performed by neural networks.

SUBJECT AREA: Cardiac Signal Processing and Analysis

KEYWORDS: Electrocardiogram, Arrhythmia, ECG features, Android, Classification

Στις οικογένειές μας που πίστεψαν και πιστεύουν σε εμάς.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της διπλωματικής μας εργασίας, κλείνει ένας πολύ σημαντικός κύκλος μίας περιόδου που χαρακτηρίζεται από προσωπικό κόπο και μόχθο. Η συνδρομή κάποιων ανθρώπων που συνέβαλλαν είτε ψυχολογικά είτε και εμπράκτως σε αυτή τη δουλειά ήταν και το μεγαλύτερο κίνητρο να μην σταματήσουμε σε κανένα εμπόδιο μέχρι να φέρουμε εις πέρας τον στόχο μας.

Οι αρχικές μας ευχαριστίες δεν θα μπορούσαν να απευθύνονται σε άλλον πέρα από τον επιβλέποντα καθηγητή μας κ. Ασβεστά τόσο για την υπομονή και την κατανόηση που υπέδειξε παραδειγματικά στις όποιες δυσκολίες αντιμετωπίσαμε κατά την συγγραφή της διπλωματικής μας εργασίας, όσο και για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που μας προσέφερε. Τον ευχαριστούμε ιδιαίτερα που μας εμπιστεύτηκε την έρευνα του συγκεκριμένου θέματος, δίνοντάς μας την ευκαιρία να εμπλουτίσουμε το γνωστικό μας πεδίο με νέες γνώσεις. Μα πιο πολύ τον ευχαριστούμε για το υπέροχο κλίμα που δημιουργήθηκε από την πρώτη στιγμή της γνωριμίας μας εντός μαθήματος και το οποίο έγινε τελικά η κύρια αφορμή να συνεργαστούμε.

Ξεχωριστές ευχαριστίες θα θέλαμε να εκφράσουμε και στην ομάδα του μεταπτυχιακού προγράμματος «Τεχνολογίες Πληροφορικής στην Ιατρική και τη Βιολογία» με κατεύθυνση την «Πληροφορική στην Ιατρική». Μαζί ξεκινήσαμε αυτό το συναδελφικό ταξίδι και τελικά δημιουργήθηκε μια υπέροχη και ζεστή σχέση ζωής με τον καθένα ξεχωριστά.

Τέλος, ευχαριστούμε όλους εκείνους τους ανθρώπους που βρέθηκαν συνοδοιπόροι στη ζωή μας αυτήν την περίοδο ως γονείς - εν ζωή και μη, αδέρφια, φίλοι, σύντροφοι που έγιναν σύζυγοι στην πορεία και που συνεχίζουν αδιαμφισβήτητα να μας στηρίζουν από όπου κι αν βρίσκονται και να μας ενθαρρύνουν εκείνες τις στιγμές που ο ίδιος μας ο εαυτός γίνεται εχθρός της αυτοπεποίθησης.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	13
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	14
1.1 Η Λειτουργία της Καρδιάς	14
1.2 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).....	16
1.2.1 Καταγραφή και ερμηνεία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	18
1.2.2 Προσδιορισμός Συχνότητας Καρδιακού Ρυθμού	20
1.2.3 Χαρακτηριστικά Φυσιολογικού ΗΚΓ	21
1.3 Η έννοια της Αρρυθμίας	22
1.3.1 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς	22
1.3.2 Κατηγορίες και είδη αρρυθμιών	23
1.3.3 Διάγνωση και ηλεκτροκαρδιογραφικές τεχνικές	25
2. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΗΚΓ	26
2.1 Βασικά χαρακτηριστικά και είδη θορύβου	26
2.2 Ανίχνευση QRS Συμπλέγματος σε πραγματικό χρόνο.....	27
2.3 Αλγόριθμος Pan Tompkins	27
2.4 Αλγόριθμος Moving Average	30
2.5 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών ΗΚΓ με Wavelets.....	31
2.5.1 Ιστορική Αναδρομή	32
2.5.2 Μετασχηματισμός Wavelet.....	32
2.5.3 Κατηγορίες Wavelet Μετασχηματισμών	35
2.5.4 Επιλογή Βάσης Wavelet.....	39
2.6 Ταξινόμηση Σημάτων ΗΚΓ	42
3. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΦΟΡΗΤΩΝ ΣΥΣΚΕΥΩΝ.....	45
3.1 Android Εφαρμογές Σήμερα.....	46
3.2 Ακαδημαϊκές Μελέτες	52
3.3 Προτεινόμενη Εφαρμογή για την απεικόνιση και επεξεργασία ΗΚΓ (IHeart workflow)	56

3.4	Υλοποίηση Αλγορίθμων	61
3.4.1	Pan Tompkins	61
3.4.2	Αποτελέσματα Pan Tompkins.....	69
3.4.3	Moving Average	72
3.4.4	Wavelets	75
3.4.5	Αποτελέσματα Wavelets.....	83
3.5	Αξιολόγηση και ταξινόμηση	87
3.5.1	Ταξινόμηση με Rprop	91
4.	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ.....	94
	ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ	95
	ΣΥΝΤΜΗΣΕΙΣ – ΑΡΚΤΙΚΟΛΕΞΑ – ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	98
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι.....	99
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ.....	100
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ.....	102
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙV	103
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ V	106
	ΑΝΑΦΟΡΕΣ	107

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς	14
Εικόνα 2: Οι ίνες Purkinjes (Purkinjes Fibers).....	15
Εικόνα 3: Μονοπολικές και διπολικές κυματομορφές	17
Εικόνα 4: Κυματομορφές προκάρδιων απαγωγών	17
Εικόνα 5: Ηλεκτροκαρδιογράφημα και επάρματα	18
Εικόνα 6: Δυναμικά	19
Εικόνα 7: Υπολογισμός σε ρυθμικό ΗΚΓ	20
Εικόνα 8: Υπολογισμός σε μη ρυθμικό ΗΚΓ	20
Εικόνα 9: Φυσιολογικές διάρκειες και διαστήματα	21
Εικόνα 10: Στάδια φίλτρου ανίχνευσης QRS.	28
Εικόνα 11: Διάγραμμα βημάτων ανίχνευσης QRS.....	30
Εικόνα 12: Wavelet μετασχηματισμοί	36
Εικόνα 13: SWT 3 επιπέδων και τα φίλτρα.....	39
Εικόνα 14: Haar wavelet.....	40
Εικόνα 15: Daubechies wavelets	40
Εικόνα 16: Mexican Hat Wavelet.....	41
Εικόνα 17: Quadratic Spline Wavelet	42
Εικόνα 18: Χαρακτηριστικά ΗΚΓ	43
Εικόνα 19: Health Heart ECG	46
Εικόνα 20: Απεικόνιση ΗΚΓ με Health Heart	47
Εικόνα 21: Καταχώρηση χρηστών	47
Εικόνα 22: ECG Self-Monitoring	48
Εικόνα 23: Λήψη ΗΚΓ	48
Εικόνα 24: Αναφορά ΗΚΓ	49
Εικόνα 25: Cardiax Mobile	49
Εικόνα 26: Cardiax οπτικοποίηση ΗΚΓ	50

Εικόνα 27: Cardiograph	50
Εικόνα 28: Οπτικοποίηση ΗΚΓ με Cardiograph	51
Εικόνα 29: Kardia	51
Εικόνα 30: Μετρήσεις και απεικόνιση ΗΚΓ της εφαρμογής Kardia	52
Εικόνα 31: Ανίχνευση σε ΗΚΓ	53
Εικόνα 32: Ενημέρωση μέσω μηνυμάτων και κλήσεων	53
Εικόνα 33: mHealth	54
Εικόνα 34: Οπτικοποίηση του ΗΚΓ	55
Εικόνα 35: Σύγκριση Εφαρμογών	56
Εικόνα 36: IHEART Activities.....	57
Εικόνα 37: Welcome Activity.....	57
Εικόνα 38: Επικοινωνία σε έκτακτη ανάγκη	58
Εικόνα 39: Εγγραφές Εφαρμογής	58
Εικόνα 40: Επιλογή αλγορίθμου και αρχείου	59
Εικόνα 41: Επιλογή CSV αρχείου	60
Εικόνα 42: Επιλογή τρόπου σύνδεσης για λήψη δεδομένων από την πηγή	60
Εικόνα 43: Μοντέλο παραγωγού-καταναλωτή (producer-consumer model)	61
Εικόνα 44: Pan Tompkins	62
Εικόνα 45: Φάσματα ισχύος του συμπλέγματος QRS, των κυμάτων P και T και του μυϊκού θορύβου	63
Εικόνα 46: Υψιπερατό φίλτρο	64
Εικόνα 47: Αρχικό σήμα ΗΚΓ(100.csv)	69
Εικόνα 48: Αποτέλεσμα χαμηλοπερατού φίλτρου.....	69
Εικόνα 49: Αποτέλεσμα υψιπερατού φίλτρου	70
Εικόνα 50: Αποτέλεσμα παραγωγής.....	70
Εικόνα 51: Αποτέλεσμα τετραγωνισμού	71
Εικόνα 52: Αποτέλεσμα κινούμενου παραθύρου	71

Εικόνα 53: Εντοπισμός QRS	72
Εικόνα 54: Moving Average	72
Εικόνα 55: Υψιπερατό Φίλτρο.....	73
Εικόνα 56: Μη γραμμικό Χαμηλοπερατό Φίλτρο.....	74
Εικόνα 57: Εντοπισμός QRS (103.csv).....	75
Εικόνα 58: Επεξεργασία ΗΚΓ με wavelets.....	77
Εικόνα 59: (a) Ο αλγόριθμος του Mallat για wavelets, (b) Ο αλγόριθμος "a trous" για wavelets.....	78
Εικόνα 60: Wavelet $\psi(t)$ και συνάρτηση εξομάλυνσης $\theta(t)$	79
Εικόνα 61: Τοπικά ακρότατα και zero crossing του wavelet μετασχηματισμού.....	80
Εικόνα 62: Πρώτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος	84
Εικόνα 63: Δεύτερο στάδιο αποσύνθεσης σήματος	85
Εικόνα 64: Τρίτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος.....	85
Εικόνα 65: Τέταρτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος	86
Εικόνα 66: Αποτελέσματα ανάλυσης με wavelets.....	87
Εικόνα 67: 100.csv	88
Εικόνα 68: 100.he.....	88
Εικόνα 69: Αποκλεισμός δεξιού σκέλους (Right bundle branch block beat)	89
Εικόνα 70: Ετικέτες παλμών ΗΚΓ	89
Εικόνα 71: Καταγραφές που χρησιμοποιεί η QT βάση δεδομένων (καταγραφές της MIT BIH)	90
Εικόνα 72: Εκπαίδευση Δικτύου	92
Εικόνα 73: Αξιολόγηση Δικτύου	93
Εικόνα 74: Αποτέλεσμα αξιολόγησης Δικτύου	93
Εικόνα 75: Ring Buffer.....	100
Εικόνα 76: Ring buffer 7 στοιχείων	101
Εικόνα 77: Εγγραφή στοιχείου	101
Εικόνα 78: Προσθήκη περαιτέρω στοιχείων	101

Εικόνα 79: Αφαίρεση στοιχείων	101
Εικόνα 80: Πλήρης buffer.....	101
Εικόνα 81: Αντικατάσταση στοιχείων	101
Εικόνα 82: Τελική μορφή buffer	101

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία έγινε στα πλαίσια συνεργασίας με το ΤΕΙ Αθήνας με σκοπό την ολοκλήρωση του διατμηματικού μεταπτυχιακού προγράμματος «Τεχνολογίες πληροφορικής στην ιατρική και τη βιολογία» με κατεύθυνση «Πληροφορική στην Ιατρική» του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

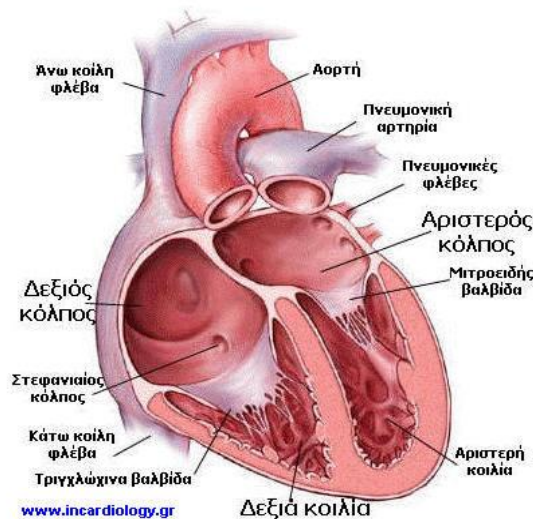
Ο βασικός στόχος της εργασίας ήταν ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη μιας εφαρμογής απεικόνισης, επεξεργασίας και ανάλυσης του καρδιακού σήματος και των χαρακτηριστικών του σε λειτουργικό σύστημα Android για φορητές συσκευές. Η εργασία διαχωρίστηκε σε δύο βασικά μέρη. Το πρώτο περιλαμβάνει τη χρήση δεδομένων αρρυθμίας από ένα αρχείο και το δεύτερο τη χρήση δεδομένων από μία εξωτερική πηγή που προσομοιώνει έναν καρδιακό παλμό σε πραγματικό χρόνο. Και στις δύο περιπτώσεις η επεξεργασία και η ανάλυση του σήματος πραγματοποιείται με αλγορίθμους που μας βοηθούν να εξάγουμε τα βασικά χαρακτηριστικά του ώστε να ταξινομηθεί σωστά στο τελικό στάδιο.

Η διπλωματική εργασία ξεκινά δίνοντας το βασικό υπόβαθρο στον αναγνώστη όσον αφορά τη λειτουργία της καρδιάς, την έννοια της αρρυθμίας, τις ηλεκτροκαρδιογραφικές τεχνικές κ.α. Στο δεύτερο κεφάλαιο περιγράφουμε το θεωρητικό υπόβαθρο των αλγορίθμων για την εξαγωγή και την ταξινόμηση των χαρακτηριστικών. Συνεχίζουμε στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζοντας μερικές από τις εφαρμογές που ασχολούνται με την επεξεργασία και την οπτικοποίηση καρδιακών σημάτων που έχει τη δυνατότητα να κατεβάσει ένας χρήστης σήμερα. Στο ίδιο κεφάλαιο παρουσιάζουμε την εφαρμογή που προτείνουμε και τα αποτελέσματα της υλοποίησης των αλγορίθμων που παρουσιάσαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Η εργασία ολοκληρώνεται με το κεφάλαιο όπου παρουσιάζονται τα συμπεράσματα και οι προτάσεις για την εξέλιξη της εφαρμογής.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Η Λειτουργία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι ένας μυς στο μέγεθος της γροθιάς και βρίσκεται μέσα στο θώρακα μεταξύ των πνευμόνων. Διαιρείται στην αριστερή και την δεξιά πλευρά. Κάθε πλευρά έχει δύο κοιλότητες. Οι πάνω κοιλότητες ονομάζονται κόλποι ενώ οι κάτω κοιλότητες κοιλίες. Το αίμα ρέει από τους κόλπους στις κοιλίες μέσω βαλβίδων που ανοίγουν μόνο από τη μία μεριά. Οι κόλποι και οι κοιλίες συνεργάζονται για να αντλήσουν το αίμα. Ο δεξιός κόλπος δέχεται το μη οξυγονωμένο αίμα από το σώμα και το διοχετεύει στη δεξιά κοιλία η οποία το ωθεί προς τους πνεύμονες. Εκεί το αίμα οξυγονώνεται και επιστρέφει στον αριστερό κόλπο ο οποίος το ωθεί στην αριστερή κοιλία που το διοχετεύει σε ολόκληρο το σώμα. Αφού το σώμα χρησιμοποιήσει όλο το οξυγόνο του αίματος, το αίμα επιστρέφει στην καρδιά και ο κύκλος επαναλαμβάνεται. Σε μια φυσιολογική καρδιά αυτή η ακολουθία επαναλαμβάνεται 60 με 100 φορές/λεπτό.

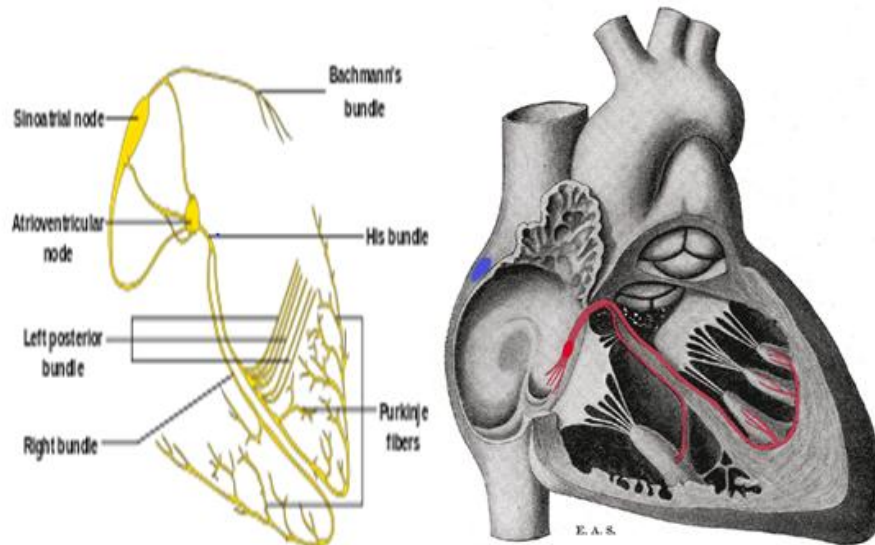


Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς [1]

Ο ρυθμός των χτύπων της καρδιάς καθορίζεται από ηλεκτρικούς παλμούς που δημιουργούνται μέσα στην καρδιά. Σε μια φυσιολογική καρδιά τα ηλεκτρικά σήματα παράγονται στο φυσικό βηματοδότη της καρδιάς, τον φλεβόκομβο (Sino atrial node-SA node). Αυτά τα ηλεκτρικά σήματα μεταδίδονται από τους κόλπους στις κοιλίες με καθορισμένο ρυθμικό τρόπο. Τα ηλεκτρικά σήματα καθυστερούν στον κολποκοιλιακό κόμβο (Atria ventricular node- AV node) ο οποίος ρυθμίζει την μετάδοσή τους στις κοιλίες. Το γεγονός αυτό τονώνει τα κολπικά μυϊκά κύτταρα προκαλώντας και τους δύο κόλπους να συστέλλονται ομόφωνα και να γεμίζουν τις κοιλίες με αίμα. Είναι βιολογικά σημαντική η καθυστέρηση που προκαλείται από τον AV κόμβο γιατί επιτρέπει να γεμίσει η κοιλία με αίμα μέσω κολπικής συστολής πριν συσταλούν οι κοιλίες.

Μετά τον AV κόμβο, το ερέθισμα συνεχίζει στο δεμάτιο του Hiss (Bundle of Hiss), μια συλλογή κυττάρων του καρδιακού μυός εξειδικευμένων για την ηλεκτρική αγωγιμότητα που μεταδίδει τα ηλεκτρικά ερεθίσματα από τον κόμβο AV (που βρίσκεται μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών [1]). Το δεμάτιο του Hiss πορεύεται οριζόντια και προς τα αριστερά και σύντομα διαιρείται σε δύο τμήματα. Το δεξιό σκέλος που πορεύεται στο δεξιό τμήμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος και το αριστερό σκέλος που πορεύεται στο αριστερό τμήμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος διαιρείται και πάλι στο πρόσθιο

άνω και το οπίσθιο κάτω στέλεχος. Οι τελικές απολήξεις των σκελών είναι οι ίνες Purkinjes (Purkinjes Fibers) που προχωρούν κάθετα από το ενδοκάρδιο προς το επικάρδιο [3] .



Εικόνα 2: Οι ίνες Purkinjes (Purkinjes Fibers)

Αυτές οι ίνες διεξάγουν το ηλεκτρικό ερέθισμα τονώνοντας τα μυϊκά κύτταρα προκαλώντας την ομόφωνη συστολή των αριστερών και δεξιών κοιλιών που αναφέραμε νωρίτερα.

Στην αρχή αυτού του κύκλου, μια «ήρεμη» καρδιά είναι πολωμένη, που σημαίνει ότι τα κύτταρά της έχουν αρνητικό φορτίο. Όταν εμφανιστεί ένα ερέθισμα, το κύτταρο αλλάζει το φορτίο του σε θετικό. Η διαδικασία που περιγράψαμε ονομάζεται εκπόλωση (Depolarization) και προκαλεί τις ίνες των καρδιακών κυττάρων να μικρύνουν συνεπώς να συσταλεί ο καρδιακός μυς. Κατά τη συστολή αυτή τα κύτταρα επανακτούν σταδιακά το αρνητικό τους φορτίο όσο το ηλεκτρικό ερέθισμα προχωρά προς τα κάτω και κατά μήκος του συστήματος αγωγιμότητας (conduction system) προκαλώντας την ηρεμία του καρδιακού μυ. Αυτή η διαδικασία είναι γνωστή ως επαναπόλωση (Repolarization) [4].

Ο χρόνος που χρειάζεται η εκπόλωση για να διαδοθεί στις κοιλίες είναι 0.1 δευτερόλεπτα και οι διάφοροι χρόνοι αγωγής προκύπτουν από το δεδομένο ότι η ταχύτητα αγωγής στα διάφορα τμήματα του μυοκαρδίου ποικίλλει. Στους κόλπους είναι 80-100 cm/sec, στον κολποκοιλιακό κόμβο 20 cm/sec, στο δεμάτιο του Hiss 30-80 cm/sec, στα σκέλη του δεματίου του Hiss 400 cm/sec και στο κοιλιακό μυοκάρδιο 40 cm/sec. Είναι επομένως κατανοητό ότι η μετάδοση της διέγερσης από το σημείο εκκίνησης του ερεθίσματος και μέχρι την εξάπλωσή του στους κόλπους δεν είναι ακαριαία αλλά μεσολαβεί ένα ελάχιστο χρονικό διάστημα, κατά το οποίο άλλες μυϊκές ίνες είναι εκπολωμένες και άλλες είναι σε φάση ηρεμίας. Μεταξύ των εκπολωμένων και μη μυϊκών ινών δημιουργείται στιγμιαία διαφορά δυναμικού, στιγμιαία δηλαδή δίπολα που έχουν διάφορες κατευθύνσεις. Το ίδιο φαινόμενο συμβαίνει στη συνέχεια και στις κοιλίες [3].

Η πιθανή αλλαγή, που εμφανίζεται κατά την εκπόλωση και επαναπόλωση, η διαφορά δυναμικού δηλαδή που αναφέραμε παραπάνω, είναι αυτό που μπορεί να μετρηθεί στην επιφάνεια του δέρματος με τη χρήση των ηλεκτροδίων. Η καταγεγραμμένη αυτή ηλεκτρική δραστηριότητα μπορεί να επιδειχθεί σε ένα δισδιάστατο γράφημα που είναι γνωστό ως Ηλεκτροκαρδιογράφημα (Electrocardiogram-ECG) του οποίου η ανάλυση ακολουθεί [4].

1.2 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Πρόκειται για μια ευρέως χρησιμοποιούμενη εξέταση στην καθημερινή κλινική πράξη που δίνει πληροφορίες για την ηλεκτρική δραστηριότητα και επομένως για τη λειτουργία της καρδιάς. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι δεν καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού της μεμβράνης των κυττάρων του μυοκαρδίου, αλλά εκείνη μεταξύ του εξωτερικού τμήματος της κυτταρικής μεμβράνης εκπολωμένων και μη περιοχών [3].

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ένα γαλβανόμετρο που έχει θετικό και αρνητικό πόλο απ' όπου ξεκινούν δύο ηλεκτρόδια αντίστοιχα. Το ζευγάρι των ηλεκτροδίων αποτελεί την ηλεκτροκαρδιογραφική απαγωγή [3]. Ανάλογα με τον αριθμό των απαγωγών, διαφοροποιούνται διάφοροι τύποι ηλεκτροκαρδιογραφημάτων όπως είναι για παράδειγμα το ΗΚΓ τριών, πέντε και δώδεκα απαγωγών [4]. Στο κλασσικό ΗΚΓ οι απαγωγές είναι δώδεκα και τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του ανθρώπινου σώματος, απ' όπου μπορούν να καταγράψουν τα ηλεκτρικά δυναμικά ολόκληρης της καρδιάς [3]. Οι δώδεκα απαγωγές προκύπτουν ως εξής:

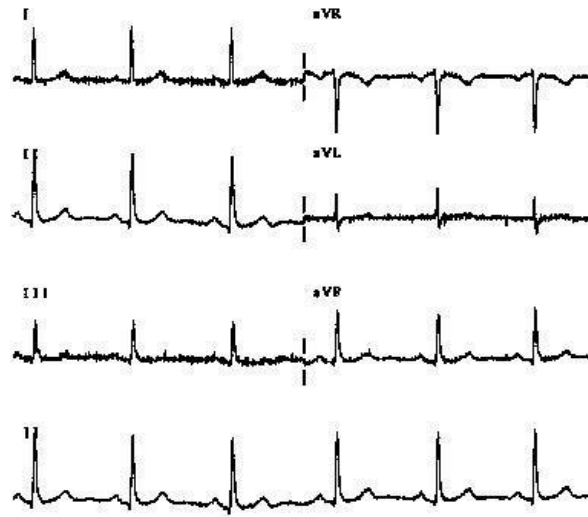
- 6 απαγωγές των άκρων για τα ηλεκτρικά δυναμικά της καρδιάς που φθάνουν στα άκρα (I, II, III, aVR, aVL, aVF).
- 6 προκάρδιες απαγωγές για τα δυναμικά που φθάνουν στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα (V1, V2, V3, V4, V5, V6).

Οι απαγωγές I, II και III ονομάζονται διπολικές και καταγράφουν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ των άκρων [5]. Για την καταγραφή πρέπει:

- Στην απαγωγή I ο θετικός πόλος του καρδιογράφου να τοποθετηθεί στο αριστερό χέρι και ο αρνητικός στο δεξί χέρι.
- Στην απαγωγή II ο θετικός πόλος να τοποθετηθεί στο αριστερό πόδι και ο αρνητικός στο δεξί χέρι.
- Στην απαγωγή III ο θετικός πόλος να τοποθετηθεί στο αριστερό πόδι και ο αρνητικός στο αριστερό χέρι.

Αξίζει να σημειωθεί ότι οι απαγωγές καταγράφουν το ίδιο πάντα φαινόμενο αλλά από διαφορετικές οπτικές γωνίες [3].

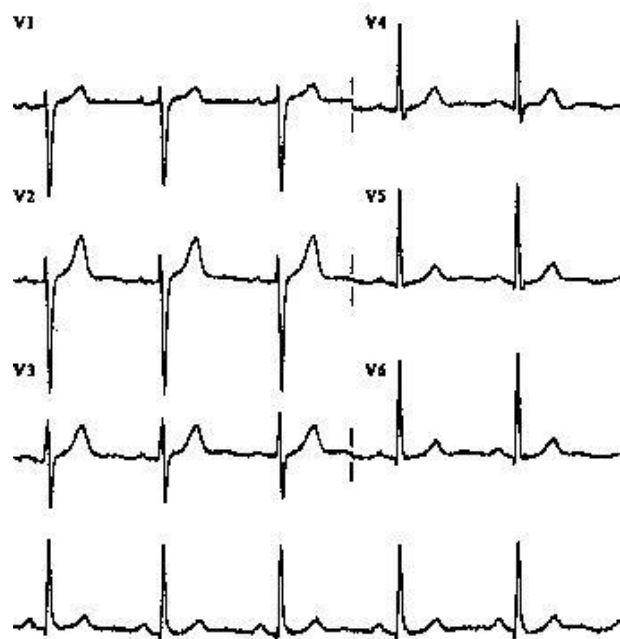
Οι απαγωγές aVR, aVL και aVF είναι γνωστές ως μονοπολικές απαγωγές. Σε αυτές, δύο άκρα συνδέονται με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου και το τρίτο άκρο συνδέεται με τον θετικό. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδεθεί με το δεξιό άνω άκρο τότε η απαγωγή λαμβάνει την ονομασία aVR απαγωγή. Αντίστοιχα προκύπτει ότι όταν συνδεθεί με το αριστερό άνω άκρο ονομάζεται aVL απαγωγή ενώ όταν συνδεθεί με το αριστερό κάτω άκρο ονομάζεται aVF απαγωγή.



Εικόνα 3: Μονοπολικές και διπολικές κυματομορφές

Τα σημεία σύνδεσής τους είναι ίδια όπως περιγράφηκαν για τις διπολικές απαγωγές. Σε ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, η κυματομορφή των μονοπολικών απαγωγών είναι παρόμοια με εκείνη των διπολικών των άκρων. Εξαίρεση αποτελεί η aVR απαγωγή, όπου η κυματομορφή είναι ανεστραμμένη [5].

Οι απαγωγές V1, V2, V3, V4, V5 και V6 ονομάζονται προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές. Οι προκύπτουσες κυματομορφές καταγράφονται με την βοήθεια έξι ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στο πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα. Λόγω της θέσης της καρδιάς πολύ κοντά στο τοίχωμα, κάθε προκάρδια απαγωγή καταγράφει δυναμικά προερχόμενα από το μυοκάρδιο αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Για αυτόν τον λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες των κοιλιών προκαλούν συχνά σεσημασμένες αλλοιώσεις στις καταγραφές των προκάρδιων απαγωγών. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, στις απαγωγές V1 και V2, το σύμπλεγμα QRS είναι αρνητικό καθώς τα ηλεκτρόδια είναι τοποθετημένα σε σημείο που είναι πιο κοντά στη βάση της καρδιάς και το ερέθισμα απομακρύνεται από το ηλεκτρόδιο καταγραφής. Αντίθετα το σύμπλεγμα QRS στις υπόλοιπες απαγωγές V4, V5 και V6 είναι θετικό [5].



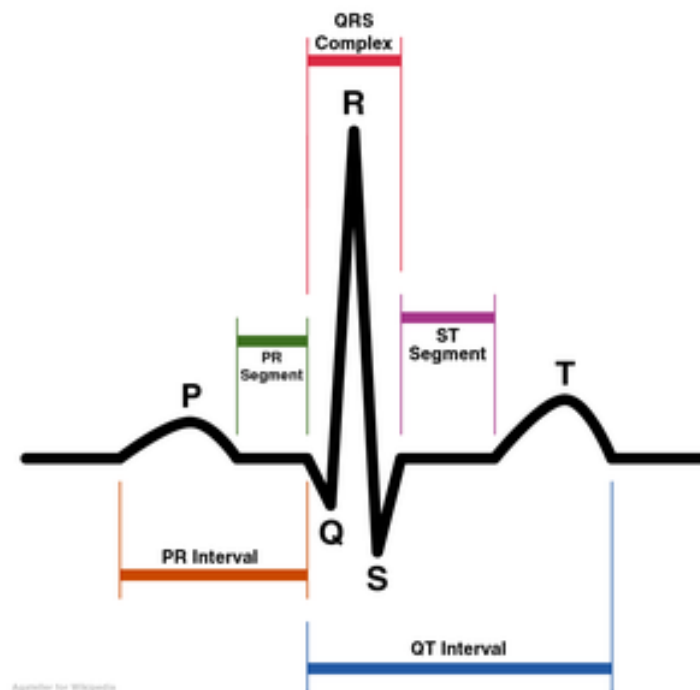
Εικόνα 4: Κυματομορφές προκάρδιων απαγωγών

1.2.1 Καταγραφή και ερμηνεία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το σήμα που καταγράφεται από ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα δείχνει μια σειρά από κυματομορφές που συσχετίζονται με τα ηλεκτρικά ερεθίσματα που προκύπτουν κατά τη διάρκεια κάθε χτύπου της καρδιάς. Αυτές οι κυματομορφές επισημαίνονται από διαδοχικά γράμματα της αγγλικής αλφαβήτου (P,Q,R,S,T,U) [4].

Αν θελήσει κανείς να περιγράψει πιο συγκεκριμένα ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα, θα μπορούσε να πει ότι πρόκειται για ένα χιλιοστομετρικό χαρτί, δηλαδή ένα χαρτί χωρισμένο σε μικρά τετράγωνα με πλευρά μήκους ενός χιλιοστού. Κάθε πέντε χιλιοστά υπάρχουν πιο παχιές γραμμές που χωρίζουν το χαρτί σε μεγαλύτερα τετράγωνα. Στον οριζόντιο άξονα παριστάνεται ο χρόνος. Το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί κινείται με ταχύτητα 25 mm/min. Στον κατακόρυφο άξονα παριστάνεται το μέγεθος του δυναμικού σύμφωνα με τις απαιτήσεις του εξεταστή [3].

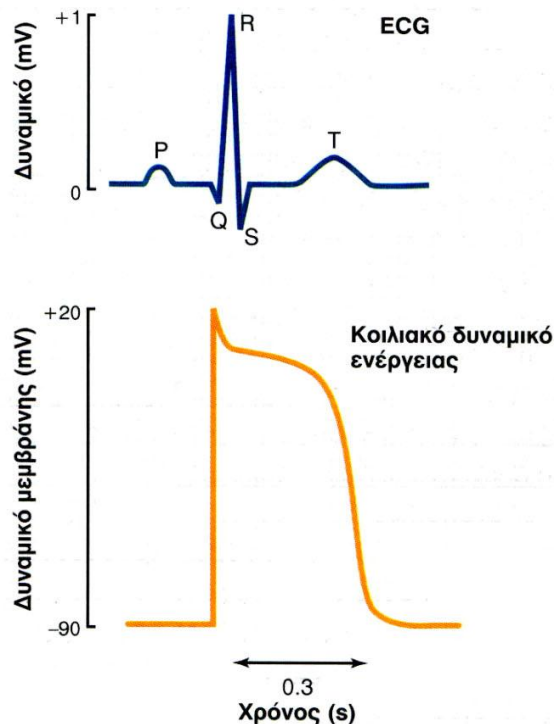
Όταν μια απαγωγή «βλέπει» το ερέθισμα να έρχεται προς αυτήν καταγράφει ένα θετικό έπαρμα, πάνω δηλαδή από την ισοηλεκτρική γραμμή, ενώ όταν το βλέπει να φεύγει καταγράφει ένα αρνητικό έπαρμα, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή. Η διέγερση των κόλπων ξεκινά φυσιολογικά από το φλεβόκομβο και έχει συνιστάμενη κατεύθυνση προς τον κοιλιοκοιλιακό κόμβο. Το έπαρμα που παράγεται ονομάζεται έπαρμα P. Το έπαρμα που παράγεται από την εκπόλωση των κόλπων έχει πάντα την ίδια ονομασία είτε είναι θετικό είτε αρνητικό. Κατά τη διέλευσή της από τον κοιλιοκοιλιακό κόμβο η διέγερση καθυστερεί και στο Η.Κ.Γ. καταγράφεται ισοηλεκτρική γραμμή, το διάστημα PQ. Ακολουθεί η διέγερση των κοιλιών η οποία παράγει ένα σύμπλεγμα επαρκμάτων, το σύμπλεγμα QRS. Το σύμπλεγμα αυτό ονομάζεται πάντοτε έτσι, ανεξάρτητα από τα ονόματα των επιμέρους επαρκμάτων που το αποτελούν. Η ονομασία των επιμέρους επαρκμάτων όμως ακολουθεί συγκεκριμένους κανόνες [3].



Εικόνα 5: Ηλεκτροκαρδιογράφημα και επάρματα

- Το πρώτο αρνητικό έπαρμα του συμπλέγματος ονομάζεται έπαρμα Q.

- Τα θετικά επάρματα ονομάζονται πάντα R. Αν είναι περισσότερα από ένα ονομάζονται R, R' ή R1, R2 κλπ.
- Το αρνητικό έπαρμα που ακολουθεί θετικό έπαρμα ονομάζεται έπαρμα S.



Εικόνα 6: Δυναμικά

Για την ερμηνεία του καρδιογραφήματος είναι σημαντική η μελέτη των επαρμάτων και των διαστημάτων που καταγράφονται. Πιο συγκεκριμένα:

- Διάστημα RR (RR interval): Αναπαριστά το διάστημα μεταξύ δύο R επαρμάτων και αποτελεί το αντίστροφο του καρδιακού ρυθμού.
- Έπαρμα P (P wave): Αναπαριστά την εκπόλωση των κόλπων.
- Διάστημα PR (PR interval/segment): Αναπαριστά το διάστημα της εκπόλωσης των κόλπων έως την αρχή της εκπόλωσης των κοιλιών. Αντιπροσωπεύει το χρόνο που μετράται από την έναρξη του επάρματος P μέχρι την έναρξη του QRS συμπλέγματος. Το διάστημα PR απεικονίζει το χρόνο που χρειάζεται να ταξιδέψει από τον φλεβόκομβο ένα ηλεκτρικό ερέθισμα μέσω των κόλπων και τον κολποκοιλιακό κόμβο μέχρι τις ίνες Purkinjes.
- Σύμπλεγμα QRS (QRS complex): Αναπαριστά την εκπόλωση των δύο κοιλιών. Λόγω του ότι οι κοιλίες έχουν μεγαλύτερη μυϊκή μάζα από τους κόλπους, το σύμπλεγμα QRS έχει πολύ μεγαλύτερο πλάτος από το έπαρμα P.
- Διάστημα ST (ST segment): Το διάστημα ST βρίσκεται μεταξύ του QRS συμπλέγματος και του επάρματος T αναπαριστώντας το χρονικό διάστημα εκπόλωσης των κοιλιών.
- Έπαρμα T (T wave): Αναπαριστά την γρήγορη επαναπόλωση των κοιλιών.
- Διάστημα QT (QT segment): Αναπαριστά τον πλήρη κύκλο εκπόλωσης και επαναπόλωσης των κοιλιών [4][5].

Καταλήγουμε πως για την σωστή ερμηνεία ενός καρδιογραφήματος πρέπει να γίνουν τα ακόλουθα βήματα:

- Καθορισμός του ρυθμού της καρδιάς
- Μέτρηση της καρδιακής συχνότητας
- Έλεγχος των επαγμάτων $P < 3$ μεγάλα κουτάκια
- Έλεγχος της αναλογίας $P: QRS$
- Μέτρηση του διαστήματος PR , $0.12-0.20$, $3-5$ μικρά κουτάκια
- Έλεγχος του επάρματος QRS , $0.04-0.12$, < 3 μεγάλα κουτάκια
- Ερμηνεία του Ρυθμού

1.2.2 Προσδιορισμός Συχνότητας Καρδιακού Ρυθμού

Ανάλογα με το είδος του ΗΚΓ υπάρχουν διαφορετικοί τρόποι για να προσδιοριστεί η συχνότητα του καρδιακού ρυθμού σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα. Παρακάτω θα αναφερθούν μερικοί από αυτούς:

1. Σε ένα ρυθμικό ΗΚΓ εντοπίζεται ένα R που συμπίπτει με την αρχή ενός τετραγώνου και διαιρείται ο αριθμός 300 με το πλήθος των μεγάλων τετραγώνων που παρεμβάλλονται έως ότου εντοπιστεί το επόμενο R.



Εικόνα 7: Υπολογισμός σε ρυθμικό ΗΚΓ

2. Σε ένα μη ρυθμικό ΗΚΓ, προσδιορίζεται στο χαρτί χρονικό διάστημα που αντιστοιχεί σε 6 δευτερόλεπτα. Σε αυτό το διάστημα, μετράται το πλήθος των R και το εύρημα πολλαπλασιάζεται με τον αριθμό 10.



Εικόνα 8: Υπολογισμός σε μη ρυθμικό ΗΚΓ

3. Ένας άλλος τρόπος υπολογισμού της καρδιακής συχνότητας προκύπτει διαιρώντας τον αριθμό 1500 με τον αριθμό των τετραγωνιδίων ενός διαστήματος RR , δηλαδή

των τετραγωνιδίων ενός καρδιακού κύκλου. Έτσι, εάν ένα έπαρμα R απέχει από το αμέσως προηγούμενο R, π.χ. 20 τετραγωνάκια, η καρδιακή συχνότητα θα είναι $1500:20=75/\text{λεπτό}$ [7].

4. Στη δική μας περίπτωση, ο υπολογισμός του ρυθμού προσδιορίζεται σε δεδομένα που δεν απεικονίζονται σε ένα έγχαρτο ΗΚΓ οπότε χρησιμοποιούμε τον τύπο: $60/RR \text{ Interval}$, όπου RR interval είναι η διαφορά του διαστήματος από R σε R.

1.2.3 Χαρακτηριστικά Φυσιολογικού ΗΚΓ

Τα βασικά χαρακτηριστικά ενός φυσιολογικού ΗΚΓ είναι [8]:

- Ισορρυθμία ανάμεσα στα διαδοχικά R-R επάρματα.
- Καρδιακή Συχνότητα μεταξύ 60-100 σφίξεις.
- Πριν από κάθε QRS σύμπλεγμα προηγείται P έπαρμα.
- P έπαρμα: 0.25 mV
- Q έπαρμα: 25% του R
- R έπαρμα: 1.6 mV
- Τα φλεβοκομβικά P επάρματα είναι θετικά σε όλες τις απαγωγές, εκτός από την aVR.
- Το P-R διάστημα είναι σταθερό και κυμαίνεται μεταξύ 0.12sec-0.20sec.
- Το Q-T διάστημα κυμαίνεται μεταξύ 0.35sec-0.44sec.
- Το S-T διάστημα κυμαίνεται μεταξύ 0.05sec-0.15sec.
- Το διάστημα του P είναι 0.11 sec.
- Η μορφή των P επαρμάτων της κάθε απαγωγής είναι σταθερή.

Feature	Description	Duration
RR	interval between R wave and the next R wave	0.6-1.2 s
P	first short upward movement of the ECG tracing	80ms
PR	measured from the beginning of the P wave to the beginning of the QRS complex	120-200 ms
QRS	normally begins with a downward deflection Q, a larger upwards deflection R and ends with a downward S wave	80-120 ms
PR	connects the P wave and the QRS complex	50-120 ms
J-point	The point at which the QRS complex finishes and the ST segment begins is called J-point.	Not applicable
ST	connects the QRS complex and the T wave	80-120 ms
T	normally a modest upward waveform	160 ms
ST	measured from the J point to the end of the T wave	320 ms
QT	measured from the beginning of the QRS complex to the end of the T wave	420 ms
U	normally has low amplitude and often it is completely absent	Not mentioned

Εικόνα 9: Φυσιολογικές διάρκειες και διαστήματα [9]

1.3 Η έννοια της Αρρυθμίας

Με τον όρο αρρυθμία, περιγράφεται μια ανωμαλία στο χρόνο ή στο μοτίβο του καρδιακού παλμού. Όταν παρατηρείται το φαινόμενο της αρρυθμίας, η καρδιά μπορεί να χτυπά πολύ γρήγορα (ταχυκαρδία) ή πολύ αργά (βραδυκαρδία), ή ενδέχεται να παρατηρηθεί και ένας ακανόνιστος ρυθμός σαν να παρακάμπτεται ένας χτύπος. Ορισμένοι τύποι αρρυθμιών ενδέχεται να είναι τελείως ακίνδυνοι. Αντίθετα σε άλλες περιπτώσεις μπορούν να προκαλέσουν από λιποθυμία, καρδιακή ανεπάρκεια μέχρι και αιφνίδιο θάνατο [10].

Πολλοί ασθενείς με αρρυθμίες δεν παρατηρούν συμπτώματα και η κατάσταση μπορεί αρχικά να ανακαλυφθεί τυχαία κατά τη διάρκεια μίας τυπικής εξέτασης. Μια ταχυαρρυθμία που είναι αρκετά ταχεία και διαρκεί αρκετό καιρό μπορεί να προκαλέσει καρδιομυοπάθεια και συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η αντιμετώπιση της αρρυθμίας μπορεί να επαναφέρει την κανονική λειτουργία στις κοιλίες[11].

Αν και κάποια φυσικά συμπτώματα που εμφανίζονται κατά τη διάρκεια των αρρυθμιών μπορούν να βοηθήσουν τον γιατρό να κάνει μια σωστή διάγνωση, η ηλεκτροκαρδιογραφία είναι η συνήθης μέθοδος που χρησιμοποιείται για την αναγνώριση των καρδιακών αρρυθμιών. Μια παρατεταμένη ηλεκτροκαρδιογραφική εγγραφή, γνωστή ως «παρακολούθηση Holter», ή ένας καταγραφέας συμβάντων που ο ασθενής ενεργοποιεί όταν ανιχνεύει μια ανωμαλία, μπορεί να βοηθήσει στην επιβεβαίωση της διάγνωσης όταν η αρρυθμία εμφανίζεται σποραδικά, όπως συμβαίνει και στις περισσότερες περιπτώσεις [11].

1.3.1 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς ρυθμίζεται από τους ακόλουθους τρεις παράγοντες [13]:

- Τον αυτοματισμό
- Τη διεγερσιμότητα
- Την αγωγιμότητα

Με την έννοια του αυτοματισμού, αναφερόμαστε στην ικανότητα των κυττάρων να παράγουν ερεθίσματα από μόνα τους. Ο φλεβόκομβος έχει μεγαλύτερο αυτοματισμό καταστέλλοντας με αυτόν τον τρόπο τα υπόλοιπα κέντρα και αναλαμβάνοντας υπό φυσιολογικές συνθήκες τη βηματοδότηση της καρδιάς.

Η ικανότητα του μυοκαρδίου να εκπολώνεται όταν δέχεται ένα ερέθισμα με επαρκή ένταση περιγράφει την έννοια της διεγερσιμότητας. Ωστόσο, το μυοκάρδιο μπορεί να ξαναδιεγερθεί μόνο μετά από κάποιο χρονικό διάστημα, που είναι γνωστό ως ανερέθιστη περίοδος. Με τον όρο της αγωγιμότητας, περιγράφουμε την ικανότητα των καρδιακών κυττάρων να μεταδώσουν ένα ερέθισμα.

Οι καρδιακές αρρυθμίες προκαλούνται με διαταραχές στις δραστηριότητες που περιγράψαμε παραπάνω. Οι διαταραχές αγωγής οδηγούν είτε σε απλή καθυστέρηση ή στον αποκλεισμό του ερεθίσματος σε κάποιο επίπεδο του συστήματος αγωγής από το φλεβόκομβο μέχρι τις ίνες Purkinje. Οι διαταραχές αυτοματισμού φυσιολογικού ή παθολογικού οδηγούν σε μεταβολές της συχνότητας των εκπεμπόμενων ερεθισμάτων από τον φλεβόκομβο ή τα άλλα αυτοματικά κέντρα.

Μεταξύ άλλων, αρρυθμίες παρουσιάζονται και στις ακόλουθες περιπτώσεις [13]:

- Μηχανισμός επανεισόδου

Στην περίπτωση που δύο περιοχές της καρδιάς συνδέονται με δύο οδούς αγωγής αντί για μία, ενδέχεται η διέγερση της μιας περιοχής να άγεται στην άλλη διαμέσου της μιας οδού και να επιστρέφει διαμέσου της άλλης οδού στην πρώτη περιοχή. Εκεί η ανερέθιστη περίοδος μπορεί να έχει λήξει και η περιοχή να ξαναδιεγερθεί με αποτέλεσμα η διέγερση αυτή να προκαλεί μια συνεχή κυκλική κίνηση (βραχυκύκλωμα).

➤ Παρασυστολία

Ένας συνδυασμένος μηχανισμός διαταραχής και αγωγής του ερεθίσματος. Όταν ένας έκτοπος βηματοδότης περιβάλλεται από μία ζώνη με μονόδρομο αποκλεισμό της αγωγής προς τα μέσα, ο βηματοδότης δεν παρασύρεται από το ρυθμό της καρδιάς και παράγει τα δικά του ερεθίσματα που άγονται προς τα έξω και διεγείρουν την καρδιά όποτε αυτή δεν είναι σε ανερέθιστη περίοδο. Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα εμφανίζονται έκτοποι παλμοί χωρίς σταθερή σύζευξη με τον προηγούμενο παλμό, αλλά με δική τους ρυθμικότητα, παράλληλη με, και ανεξάρτητη από, την κανονική.

1.3.2 Κατηγορίες και είδη αρρυθμιών

Οι αρρυθμίες διακρίνονται σε [13] :

➤ Καλοήθεις

Οι καλοήθεις αρρυθμίες είναι αραιοί (λιγότεροι από 10/ώρα) μονοεστιακοί έκτοποι παλμοί, που συμβαίνουν σε άτομα χωρίς καρδιακή νόσο. Σε αυτές τις περιπτώσεις η εξωνοσοκομειακή αξιολόγηση είναι αρκετή σε συνδυασμό και με μία καταγραφή Holter. Ο κίνδυνος αιφνίδιου θανάτου σε αυτά τα άτομα είναι πολύ μικρός έως ασήμαντος.

➤ Δυνητικά κακοήθεις

Σε αυτήν την κατηγορία υπάγονται συχνοί ή πολυεστιακοί κοιλιακοί έκτοποι παλμοί ή κατά ζεύγη, ή η μη εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία (που σταματά αυτόματα σε λιγότερο από 30 δευτερόλεπτα). Πρόκειται για καρδιοπάθειες με μέση ή σοβαρή ανατομική βλάβη και η πρόγνωση εξαρτάται από την επίδοση της αριστερής κοιλίας. Αν ο άρρωστος δεν έχει καρδιακή ανεπάρκεια και το κλάσμα εξώθησης είναι μεγαλύτερο του 30% ο κίνδυνος αιφνίδιου θανάτου είναι μικρός. Η αξιολόγηση του αρρώστου μπορεί να γίνει εξωνοσοκομειακά μόνο με καταγραφή Holter. Αν όμως το κλάσμα εξώθησης είναι μικρότερο του 30% ή ο άρρωστος έχει σύνδρομο καρδιακής ανεπάρκειας, ο κίνδυνος είναι σοβαρός και χρειάζεται πλήρης μελέτη εξω- ή ενδο- νοσοκομειακή με σύστημα Holter και ίσως ηλεκτροφυσιολογική μελέτη.

➤ Κακοήθεις

Εδώ υπάγονται ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός, η κοιλιακή μαρμαρυγή και η εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία. Ο κίνδυνος αιφνίδιου θανάτου είναι μεγάλος, ανεξάρτητα από την αιμοδυναμική τους κατάσταση και πρέπει να αξιολογηθούν ενδονοσοκομειακά με ηλεκτροφυσιολογική μελέτη.

Οι αρρυθμίες, ανάλογα με τη θέση που ξεκινά το πρόβλημα ηλεκτροδότησης χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τις κοιλιακές και τις υπερκοιλιακές.

Οι αρρυθμίες που προέρχονται από τις κάτω κοιλότητες (κοιλίες) ονομάζονται κοιλιακές αρρυθμίες (ventricular arrhythmias) και είναι συνήθως πιο σοβαρές [12].

Όταν οι έκτακτες κοιλιακές συστολές εμφανίζονται σε μία υγιή καρδιά δεν προκαλούν ανησυχία. Σε αντίθετη περίπτωση όμως τα πράγματα αλλάζουν, διότι είναι πιθανόν να εξελιχθούν σε κοιλιακή ταχυκαρδία. Συνήθως πρόκειται για μια αρκετά σοβαρή αρρυθμία που υποκρύπτει κάποια υποκείμενη σοβαρή καρδιακή νόσο, με συνηθέστερη την στεφανιαία νόσο με έμφραγμα του μυοκαρδίου, χωρίς να αποκλείονται σε νεότερα άτομα καλοηθέστερες μορφές [13].

Το αίσθημα παλμών, η απώλεια αισθήσεων και η επιδείνωση των συμπτωμάτων της υποκείμενης καρδιοπάθειας αποτελούν τα βασικότερα συμπτώματα. Η κοιλιακή ταχυκαρδία μπορεί μέσα σε λίγα δευτερόλεπτα να εξελιχθεί σε κοιλιακή μαρμαρυγή, μία αρρυθμία κατά την οποία οι κοιλίες παύουν να εκτελούν μια οργανωμένη συστολή. Πρόκειται για μία θανατηφόρο αρρυθμία, αν δεν αντιμετωπισθεί με ηλεκτρική ανάταξη σε 3 λεπτά και αποτελεί τον συχνότερο μηχανισμό αιφνίδιου καρδιακού θανάτου [13].

Το επεισόδιο της κοιλιακής ταχυκαρδίας μπορεί να αντιμετωπιστεί με αντιαρρυθμικά φάρμακα ή με τη χρήση ηλεκτρικού ρεύματος μέσω μιας συσκευής που λέγεται απινιδωτής και που ανατάσσει αυτόματα, με την βοήθεια ηλεκτρικού ρεύματος, την αρρυθμία [13].

Υπάρχουν πολλές μορφές κοιλιακής αρρυθμίας. Κατά σειρά σοβαρότητας είναι [13] :

- Έκτακτες κοιλιακές συστολές (Premature Ventricular Contraction, PVC)
- Επιταχυνόμενη κοιλιακή ταχυκαρδία (Accelerated Ventricular Tachycardia)
- Ιδιοκοιλιακός ρυθμός (Idioventricular rhythm)
- Κοιλιακή ταχυκαρδία (KT) (Ventricular Tachycardia, VT)
- Πολύμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία (torsades des pointes) ή σύνδρομο με μακρό Q-T (twisting of the points)
- Κοιλιακή ταχυκαρδία του χώρου εξόδου της δεξιάς κοιλίας (Right Ventricular outflow tract tachycardias)
- Κοιλιακή μαρμαρυγή (Ventricular Fibrillation, VF)

Οι αρρυθμίες που ξεκινούν στις άνω κοιλότητες (κόλπους) ονομάζονται κολπικές (sinus arrhythmias) ή υπερκοιλιακές αρρυθμίες (supraventricular arrhythmias) [12].

Στις υπερκοιλιακές αρρυθμίες καταγράφονται οι:

- Φλεβοκομβική ταχυκαρδία (Sinus Tachycardia)
- Φλεβοκομβική βραδυκαρδία (Sinus Bradycardia)
- Φλεβοκομβική παύση (Sinus Arrest)
- Φλεβοκολπικός αποκλεισμός (Sinoatrial block, SB)
- Κολποκοιλιακός αποκλεισμός (Atrioventricular block, AB) (First degree, second degree, third degree)
- Έκτακτες κολπικές συστολές (Premature Atrial Contraction, PAC)
- Παροξυσμική υπερκοιλιακή ταχυκαρδία
- Περιπλανώμενος βηματοδότης (Wandering Pacemaker, WP)
- Κομβικός ρυθμός (Nodal Rhythm)
- Σύνδρομο νοσούντος φλεβόκομβου (Sick Sinus Syndrome, SSS)
- Κολπική μαρμαρυγή (Atrial Fibrillation)

Από την κατηγορία των υπερκοιλιακών αρρυθμιών μόνο η κοιλιακή μαρμαρυγή που συμβαίνει σε σύνδρομο Wolff Parkinson White εντάσσεται στις κακοήθειες. Αν η μέση κοιλιακή συχνότητα είναι σε αυτήν την περίπτωση περί τους 300 ανά λεπτό, υπάρχει άμεσος κίνδυνος να μεταπέσει σε κοιλιακή μαρμαρυγή [13].

1.3.3 Διάγνωση και ηλεκτροκαρδιογραφικές τεχνικές

Η διάγνωση των αρρυθμιών γίνεται με τους εξής τρόπους: το ηλεκτροκαρδιογράφημα, την 24ωρη καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με Holter καθώς επίσης και τον ηλεκτροφυσιολογικό έλεγχο.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μια αναντικατάστατη τεχνική για τη μελέτη των αρρυθμιών. Κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας παρατηρείται ανωμαλία στο φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Για την καλύτερη μελέτη της αρρυθμίας είναι απαραίτητο να λαμβάνεται και μία ταινία 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 δείχνουν ευκρινέστερα και περισσότερο κατατοπιστικά τα επάρματα P και τα συμπλέγματα QRS είναι η κλασσική II και η προκάρδια V1 [13].

Στις περιπτώσεις όπου υποψιαζόμαστε αρρυθμία από την περιγραφή των συμπτωμάτων του ασθενούς η διάγνωση μπορεί να γίνει με την ΗΚΓ μέθοδο Holter της συνεχούς λήψεως ΗΚΓ σε μαγνητοταινία καθόλο το 24ωρο. Σε ασθενείς στους οποίους υπάρχει φόβος για την εμφάνιση σοβαρής διαταραχής του καρδιακού ρυθμού, γίνεται συνεχής παρακολούθηση σε τηλεοπτική οθόνη (monitor) του ΗΚΓ με δυνατότητα καταγραφής της αρρυθμίας [13]. Κατά την ανάλυση του ΗΚΓ σε κάθε αρρυθμία γίνεται μέτρηση διαφόρων χρονικών διαστημάτων.

2. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΗΚΓ

2.1 Βασικά χαρακτηριστικά και είδη θορύβου

Σε ένα κλινικό περιβάλλον, όπως οι μονάδες εντατικής θεραπείας, είναι σημαντικό τα αυτοματοποιημένα συστήματα να ανιχνεύουν με ακρίβεια και να ταξινομούν τα ηλεκτροκαρδιογραφικά σήματα. Οι μονάδες στεφανιαίας φροντίδας χρησιμοποιούν εκτενώς ειδικές οθόνες παρακολούθησης αρρυθμιών. Η ευρέως χρησιμοποιούμενη εγγραφή ταινιών Holter απαιτεί μια συσκευή σάρωσης που περιλαμβάνει έναν ανιχνευτή QRS για να αναλύσει τις ταινίες πολύ πιο γρήγορα από ό,τι σε πραγματικό χρόνο. Επί του παρόντος βρίσκονται σε εξέλιξη οθόνες παρακολούθησης αρρυθμιών εντός ασθενοφόρων, οι οποίες αναλύουν το ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο. Όταν εμφανιστεί μια αρρυθμία, μια τέτοια οθόνη μπορεί να αποθηκεύσει αμέσως ένα μέρος του μη φυσιολογικού ΗΚΓ για μεταγενέστερη μετάδοση σε έναν κεντρικό σταθμό όπου μπορεί να την ερμηνεύσει ένας γιατρός. Μια τέτοια συσκευή απαιτεί μεγάλη ακρίβεια όσον αφορά την εξαγωγή χαρακτηριστικών όπως είναι εκείνη της αναγνώρισης QRS. Μία ψευδής ανίχνευση έχει ως αποτέλεσμα την άσκοπη μετάδοση δεδομένων στον κεντρικό σταθμό ή απαιτεί υπερβολικά μεγάλη μνήμη για την αποθήκευση ECG τμημάτων που συλλαμβάνονται άσκοπα [14].

Η σωστή απόδοση αυτών των συστημάτων εξαρτάται από πολλούς σημαντικούς παράγοντες, όπως η ποιότητα του σήματος ΗΚΓ, ο κανόνας ταξινόμησης που εφαρμόζεται, τα δεδομένα μάθησης και δοκιμών που χρησιμοποιούνται. Το ΗΚΓ χαρακτηρίζεται από μια επαναλαμβανόμενη αλληλουχία των P, QRS και T κυματιδίων που σχετίζονται με κάθε παλμό. Το σύμπλεγμα QRS είναι η πιο εντυπωσιακή κυματομορφή, που προκαλείται από κοιλιακή εκπόλωση και κολπική επαναπόλωση της ανθρώπινης καρδιάς. Μόλις εντοπιστούν οι θέσεις των συμπλεγμάτων QRS, εντοπίζονται οι θέσεις άλλων χαρακτηριστικών του ΗΚΓ, όπως τα κύματα P, T και το τμήμα ST κλπ. σε σχέση με τη θέση του QRS, προκειμένου να αναλυθεί μία πλήρης καρδιακή περίοδος [14].

Κατά τη διάρκεια παρακολούθησης της καρδιάς καθώς και εγγραφής της καρδιακής δραστηριότητας εντός ασθενοφόρων, ο θόρυβος επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό το σήμα. Επιπλέον, τα σήματα που συλλέγονται από διαφορετικούς ανθρώπους είναι ετερογενή, γεγονός που αντικατοπτρίζεται στις διακυμάνσεις του πλάτους των παλμών. Ως εκ τούτου, απαιτείται εντατική υπολογιστική προεπεξεργασία για την ανίχνευση παλμών και την εξαγωγή χαρακτηριστικών. Τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά περιλαμβάνουν τις πληροφορίες που βρίσκονται στις κυματομορφές των P, Q, R, S και T του σήματος. Οι παλμοί θα πρέπει να ταξινομούνται με βάση αυτά τα χαρακτηριστικά. Σε ένα ΗΚΓ που λαμβάνεται εντός ασθενοφόρου, όλα τα είδη θορύβου μπορεί να εμφανιστούν ταυτόχρονα και απρόβλεπτα. Τα βασικά είδη θορύβων που επηρεάζουν ένα σήμα ΗΚΓ είναι [14]:

- Ολίσθηση γραμμής βάσης (Baseline Wandering) λόγω μεταβαλλόμενης αντίστασης ηλεκτροδίου-δέρματος, κίνησης ασθενών ή αναπνοής.
- Τεχνητά σφάλματα λόγω κίνησης ασθενούς (Motion artifact)
- Η παρεμβολή ηλεκτρικού ρεύματος (Power-line interference) προκαλώντας πρόβλημα στην ερμηνεία κυματομορφών με χαμηλό πλάτος.
- Η ολίσθηση ηλεκτροδίων ή θόρυβος επαφών (Electrode pop or contact noise) λόγω απώλειας επαφής μεταξύ ηλεκτροδίου και δέρματος.

Τα παραπάνω αντιμετωπίζονται είτε με την προσθήκη αναλογικών φίλτρων κατά τη διαδικασία λήψης του σήματος είτε με ψηφιακά φίλτρα κατά την ψηφιακή επεξεργασία του σήματος όπως θα δούμε και παρακάτω.

2.2 Ανίχνευση QRS Συμπλέγματος σε πραγματικό χρόνο

Το πιο σημαντικό από όλα τα κύματα σε ένα ΗΚΓ είναι το σύμπλεγμα QRS. Η ακριβής ανίχνευση της κορυφής R του συμπλέγματος QRS αποτελεί βασική προϋπόθεση για την αξιόπιστη ανάλυση ενός ΗΚΓ. Η αναγνώριση σχεδόν όλων των παραμέτρων ενός ΗΚΓ βασίζεται σε ένα σταθερό σημείο. Η κορυφή R είναι κατάλληλη για χρήση ως σημείο αναφοράς, επειδή έχει το μεγαλύτερο εύρος και την πιο έντονη κυματομορφή που μπορεί να εξαχθεί από το ΗΚΓ [14].

Η ανίχνευση των QRS συμπλεγμάτων είναι μια δύσκολη διαδικασία, όχι μόνο λόγω της φυσιολογικής τους μεταβλητότητας, αλλά και λόγω των διαφόρων τύπων θορύβου που μπορεί να υπάρχουν στο σήμα ΗΚΓ όπως αναλύσαμε νωρίτερα. Από τους πολλούς προτεινόμενους αλγόριθμους ανίχνευσης λίγοι δίνουν την απαιτούμενη προσοχή στη μείωση του θορύβου [15].

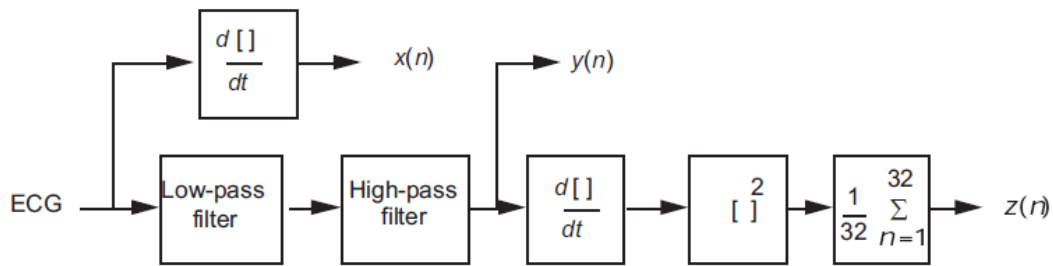
Υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός αλγορίθμων αναγνώρισης QRS συμπλεγμάτων που χρησιμοποιούνται κατά την ανάλυση ΗΚΓ και, σε πολλές περιπτώσεις, οι αρχές λειτουργίας ποικίλλουν. Ορισμένοι βασίζονται στην ενεργοποίηση μιας διαδικασίας με βάση τις τιμές του πλάτους, ενώ άλλοι εξετάζουν το σήμα στην περιοχή συχνοτήτων. Οι προσαρμοστικές ιδιότητες των αλγορίθμων στο μεταβαλλόμενο σήμα μπορεί να διαφέρουν και ορισμένοι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν στατιστικές μεθόδους για την αναγνώριση [14].

Σε σύγκριση με τους επιτραπέζιους υπολογιστές, τα κινητά τηλέφωνα έχουν μικρότερη επεξεργαστική ισχύ και δεν μπορούν να υποστηρίξουν σύνθετες μαθηματικές λειτουργίες. Καταλήγουμε λοιπόν πως η εφαρμογή περίπλοκων αλγορίθμων στα κινητά τηλέφωνα είναι μία δύσκολη υπόθεση. Οπότε για την επεξεργασία σε πραγματικό χρόνο και την εξαγωγή χαρακτηριστικών από μία κυματομορφή ΗΚΓ, ο αλγόριθμος πρέπει να είναι απλός και ακριβής ταυτόχρονα [14].

Ένας αλγόριθμος ανίχνευσης QRS συμπλεγμάτων σε πραγματικό χρόνο που πληροί τις παραπάνω απαιτήσεις αποτελεί ο αλγόριθμος που προτάθηκε από τους J.Pan και W.J.Tompkins (1985) [14]. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος ανίχνευσης QRS, ο οποίος περιγράφηκε περαιτέρω από τους Hamilton and Tompkins (1986), αναγνωρίζει συμπλέγματα QRS με βάση την ανάλυση της κλίσης, του εύρους και του πλάτους [16]. Παρακάτω θα δούμε λεπτομερώς τα βήματα του αλγορίθμου.

2.3 Αλγόριθμος Pan Tompkins

Τα λογισμικά ανίχνευσης QRS συμπλεγμάτων συνήθως περιλαμβάνουν ένα ή περισσότερα από τα ακόλουθα τρία βήματα επεξεργασίας: το γραμμικό ψηφιακό φιλτράρισμα (linear digital filtering), τον μη γραμμικό μετασχηματισμό (nonlinear transformation) και τους αλγορίθμους που εφαρμόζουν κάποιους κανόνες λήψης απόφασης (decision rule algorithms). Εδώ χρησιμοποιούμε και τα τρία βήματα. Οι γραμμικές διεργασίες περιλαμβάνουν ένα ζωνοπερατό φίλτρο (bandpass filter), έναν παράγοντα παραγώγου (derivative) και ένα κινούμενο παράθυρο (moving window integrator). Ο μη γραμμικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιούμε είναι ο τετραγωνισμός του εύρους σήματος (signal amplitude squaring). Τα κατώφλια (thresholds) και οι τεχνικές διάκρισης T κυμάτων αποτελούν μέρος του αλγορίθμου λήψης απόφασης [15].



Εικόνα 10: Στάδια φίλτρου ανίχνευσης QRS.

Τα βήματα επεξεργασίας του προτεινόμενου αλγόριθμου ανίχνευσης QRS για ένα φυσιολογικό και μη (μολυσμένο από θόρυβο) ΗΚΓ είναι τα εξής:

Προκειμένου να μειωθεί ο θόρυβος, το σήμα περνά μέσω ενός ψηφιακού ζωνοπερατού φίλτρου. Το φίλτρο αυτό σχεδιάστηκε από μια ειδική κατηγορία ψηφιακών φίλτρων που απαιτεί μόνο ακέραιους συντελεστές. Αυτό επιτρέπει στον μικροεπεξεργαστή να κάνει την επεξεργασία σήματος χρησιμοποιώντας μόνο ακέραιη αριθμητική, επιτρέποντας έτσι ταχύτητες επεξεργασίας σε πραγματικό χρόνο που θα ήταν δύσκολο να επιτευχθούν με την επεξεργασία συντελεστών κινητής υποδιαστολής (floating point). Δεδομένου ότι δεν ήταν δυνατό να σχεδιαστεί άμεσα το επιθυμητό ζωνοπερατό φίλτρο με αυτήν την ειδική προσέγγιση, ο σχεδιασμός αποτελείται στην πραγματικότητα από υψηλερατά (high-pass) και χαμηλοπερατά φίλτρα (low-pass). Αυτό το φίλτρο απομονώνει την κυρίαρχη ενέργεια QRS στα 10 Hz, εξασθενεί τις χαμηλές συχνότητες των κυμάτων P και T και την μετατόπιση της γραμμής βάσης και επίσης εξασθενεί τις υψηλότερες συχνότητες που σχετίζονται με την ηλεκτρομυογραφική παρεμβολή θορύβου και την παρεμβολή ηλεκτρικού ρεύματος (Power-line interference) [16].

Η επόμενη διαδικασία μετά το φιλτράρισμα είναι εκείνη της διαφοροποίησης, μια τυπική τεχνική για την εύρεση των υψηλών κλίσεων που διαφοροποιούν υπό φυσιολογικές συνθήκες τα QRS από τα άλλα κύματα. Σε αυτό το σημείο του αλγορίθμου, όλες οι διαδικασίες επιτυγχάνονται με γραμμικά ψηφιακά φίλτρα [16].

Στη συνέχεια έπεται ένας μη γραμμικός μετασχηματισμός που αποτελείται από τον τετραγωνισμό (squaring) κάθε σημείου των δειγμάτων του σήματος. Αυτός ο μετασχηματισμός χρησιμεύει για να κάνει όλα τα δεδομένα θετικά πριν την παραθύρωση, ενώ επίσης τονίζει τις υψηλότερες συχνότητες στο σήμα που λαμβάνεται από τη διαδικασία διαφοροποίησης. Αυτές οι υψηλότερες συχνότητες είναι συνήθως χαρακτηριστικές του συμπλέγματος QRS [16].

Η τετραγωνισμένη κυματομορφή περνάει μέσα από ένα κινούμενο παράθυρο ολοκλήρωσης, αθροίζοντας την περιοχή της τετραγωνισμένης κυματομορφής σε ένα διάστημα 150 ms, προχωρά στο επόμενο διάστημα και εφαρμόζει ξανά το νέο παράθυρο των 150 ms. Το πλάτος του παραθύρου είναι αρκετά μεγάλο ώστε να συμπεριλαμβάνει τη χρονική διάρκεια των εκτεταμένων μη φυσιολογικών συμπλεγμάτων QRS, και αρκετά μικρό ώστε να μην επικαλύπτει το σύμπλεγμα QRS και το κύμα T [16].

Τα κατώφλια εύρους που εφαρμόζονται στην κυματομορφή που έχει φιλτραριστεί μέσω του ζωνοπερατού φίλτρου και στην κυματομορφή κινητής ολοκλήρωσης βασίζονται σε συνεχώς ενημερωμένες εκτιμήσεις του μέγιστου επιπέδου κορυφής και του θορύβου κορυφής. Μετά από προκαταρκτική ανίχνευση με τα κατώφλια, οι διαδικασίες λήψης αποφάσεων καθιστούν τον τελικό προσδιορισμό του εάν ένα ανιχνευόμενο συμβάν ήταν ή όχι σύμπλεγμα QRS [16].

Ένας αλγόριθμος μέτρησης υπολογίζει τη διάρκεια του συμπλέγματος καθώς ανιχνεύεται κάθε σύμπλεγμα QRS. Με αυτόν τον τρόπο λαμβάνονται δύο χαρακτηριστικά για μετέπειτα ανάλυση της αρρυθμίας, το διάστημα RR και η διάρκεια του QRS [16].

Πληροφορίες σχετικά με την κλίση του QRS επιτυγχάνονται στο στάδιο της παραγωγίσης. Η διαδικασία τετραγωνισμού ενισχύει την κλίση της καμπύλης απόκρισης συχνότητας της παραγώγου και συμβάλλει στον περιορισμό των ψευδών θετικών που προκαλούνται από τα κύματα T με υψηλότερες από τις συνηθισμένες φασματικές ενέργειες. Το κινούμενο παράθυρο ολοκλήρωσης (moving window integrator) παράγει ένα σήμα που περιλαμβάνει πληροφορίες τόσο για την κλίση όσο και για το πλάτος του συμπλέγματος QRS [15].

Ο αλγόριθμος διαιρείται σε τρεις φάσεις: την πρώτη φάση μάθησης, τη δεύτερη φάση μάθησης και την φάση ανίχνευσης. Η πρώτη φάση μάθησης απαιτεί περίπου δύο δευτερόλεπτα για την αρχικοποίηση των κατωφλίων ανίχνευσης βάσει των κορυφών σήματος και θορύβου που ανιχνεύονται κατά τη διαδικασία εκμάθησης. Η δεύτερη φάση μάθησης απαιτεί δύο καρδιακούς παλμούς για να αρχικοποιηθούν οι μέσες τιμές RR και οι οριακές τιμές διαστήματος RR. Η φάση ανίχνευσης πραγματοποιεί τη διαδικασία αναγνώρισης και παράγει έναν παλμό για κάθε σύμπλεγμα QRS. Τα κατώφλια και άλλες παράμετροι του αλγορίθμου ρυθμίζονται περιοδικά ώστε να προσαρμόζονται στα μεταβαλλόμενα χαρακτηριστικά του σήματος [15].

Χρησιμοποιούμε δύο σεντ κατωφλίων για την ανίχνευση QRS. Το ένα σύνολο οριοθετεί το φιλτραρισμένο ΗΚΓ και το άλλο οριοθετεί το σήμα που παράγεται από την ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου. Χρησιμοποιώντας κατώφλια και στα δύο σήματα, βελτιώνουμε την αξιοπιστία της ανίχνευσης σε σύγκριση με τη χρήση μίας μόνο κυματομορφής. Η προεπεξεργασία του ΗΚΓ με αυτό το ψηφιακό ζωνοπερατό φίλτρο βελτιώνει τον λόγο σήματος προς θόρυβο και επιτρέπει τη χρήση μικρότερων κατωφλίων από εκείνα που θα χρησιμοποιούντο στο μη φιλτραρισμένο ΗΚΓ. Αυτό αυξάνει τη συνολική ευαισθησία ανίχνευσης. Τα όρια ανίχνευσης εφαρμόζονται πάνω στο θόρυβο που ανιχνεύεται. Αυτή η προσέγγιση μειώνει τον αριθμό των ψευδών θετικών (false positives) που προκαλούνται από τύπους θορύβου που μιμούνται τα χαρακτηριστικά του συμπλέγματος QRS [15].

Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί μια τεχνική διπλής κατωφλίωσης για να εντοπίσει τους χαμένους παλμούς, μειώνοντας έτσι τα ψευδή αρνητικά (false negatives). Υπάρχουν δύο ξεχωριστά επίπεδα κατωφλίωσης σε καθένα από τα δύο σύνολα κατωφλίων. Το κάθε επίπεδο είναι το ήμισυ του άλλου. Τα κατώφλια προσαρμόζονται συνεχώς στα χαρακτηριστικά του σήματος αφού βασίζονται στις πιο πρόσφατες κορυφές σήματος και θορύβου που ανιχνεύονται στα τρέχοντα επεξεργασμένα σήματα. Εάν το πρόγραμμα δεν βρει ένα σύμπλεγμα QRS στο χρονικό διάστημα που αντιστοιχεί στο 166 τοις εκατό του τρέχοντος μέσου διαστήματος RR, η μέγιστη κορυφή που ανιχνεύεται σε αυτό το χρονικό διάστημα που βρίσκεται μεταξύ αυτών των δύο κατωφλίων θεωρείται ότι είναι ένα πιθανό σύμπλεγμα QRS και εφαρμόζεται το χαμηλότερο από τα δύο κατώφλια. Με αυτόν τον τρόπο, αποφεύγεται η χρήση ενός μεγάλου προσωρινού χώρου αποθήκευσης (buffer) για την αποθήκευση ιστορικού του ΗΚΓ και συνεπώς απαιτείται ελάχιστος χρόνος υπολογισμού για τη διαδικασία ανίχνευσης προς τα πίσω (search back procedure) για τον εντοπισμό ενός συμπλέγματος QRS που λείπει [15].

Δυστυχώς, η τεχνική διπλής κατωφλίωσης είναι χρήσιμη μόνο εάν ο καρδιακός ρυθμός είναι κανονικός. Σε μη φυσιολογικούς ρυθμούς όπως στις περιπτώσεις της διδυμίας ή τριδυμίας, δεν μπορούμε να βρούμε το χαμένο παλμό κάνοντας αναζήτηση στο ίδιο χρονικό διάστημα όπως γίνεται στους κανονικούς καρδιακούς ρυθμούς. Για την περίπτωση ακανόνιστων καρδιακών ρυθμών, και τα δύο κατώφλια μειώνονται κατά το

ήμισυ προκειμένου να αυξηθεί η ευαισθησία της ανίχνευσης και για να αποφευχθούν οι ελλείψεις έγκυρων παλμών [15].

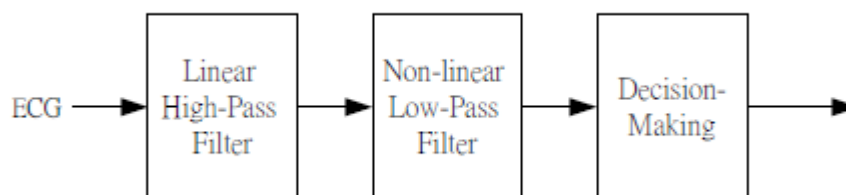
Μόλις εντοπιστεί ένα έγκυρο σύμπλεγμα QRS, υπάρχει μια ανερέθιστη περίοδος διάρκειας 200 ms πριν να μπορέσει να ανιχνευθεί το επόμενο, καθώς τα σύμπλοκα QRS δεν μπορούν να εμφανιστούν νωρίτερα. Αυτή η ανερέθιστη περίοδος εξαλείφει την πιθανότητα ψευδούς ανίχνευσης, όπως η πολλαπλή ανίχνευση QRS συμπλεγμάτων στο ίδιο χρονικό διάστημα. Όταν ανιχνεύεται ένα QRS μετά το τέλος της ανερέθιστης περιόδου αλλά εντός 360 ms από το προηγούμενο σύμπλεγμα QRS, πρέπει να προσδιορίσουμε εάν πρόκειται για έγκυρο σύμπλεγμα QRS ή κύμα T. Σε αυτή την περίπτωση, θεωρούμε την κυματομορφή με τη μεγαλύτερη κλίση να είναι το σύμπλεγμα QRS [15].

Για να είναι αξιόπιστος, ένας αλγόριθμος ανίχνευσης QRS πρέπει να προσαρμόζει κάθε μία από τις παραμέτρους του με το χρόνο έτσι ώστε να είναι σε θέση να λειτουργεί σωστά σε ΗΚΓ διαφορετικών ασθενών καθώς και σε μορφολογικές μεταβολές του ΗΚΓ σε έναν ασθενή. Στον συγκεκριμένο αλγόριθμο, κάθε κατώφλι προσαρμόζεται αυτομάτως περιοδικά με βάση τις μέγιστες τιμές σήματος και θορύβου. Όταν ένα QRS πρέπει να βρεθεί χρησιμοποιώντας τα χαμηλότερα (δεύτερα) κατώφλια, η αναπροσαρμογή κατωφλίου γίνεται δύο φορές πιο γρήγορα από ό, τι συνήθως. Στην τεχνική διπλής κατωφλίωσης, ο μέσος όρος διαστήματος RR πρέπει να ενημερωθεί για κάθε καρδιακό παλμό [15].

Υπολογίζονται δύο ξεχωριστές μετρήσεις του μέσου διαστήματος RR. Ένας μέσος όρος διαστήματος RR είναι ο μέσος όρος όλων των τελευταίων οκτώ διαστημάτων RR. Ένας δεύτερος μέσος όρος RR είναι το μέσο όρο των τελευταίων οκτώ παλμών που εμφανίστηκαν εντός του εύρους 92-116 τοις εκατό του τρέχοντος μέσου όρου RR. Χωρίς τον πρώτο μέσο όρο, αυτή η προσέγγιση θα ήταν κατάλληλη μόνο για έναν αργά μεταβαλλόμενο και κανονικό καρδιακό ρυθμό. Όταν ο καρδιακός ρυθμός ξαφνικά αλλάζει, ο πρώτος μέσος όρος διαστήματος RR αντικαθιστά το δεύτερο. Ο αλγόριθμος προσαρμόζεται γρήγορα σε ένα μεταβαλλόμενο σήμα. Μπορεί ακόμη και να προσαρμοστεί κατά τη μετάβαση από το ένα ΗΚΓ ενός ασθενούς σε ένα άλλο χωρίς να απαιτούνται ειδικές φάσεις μάθησης [15].

2.4 Αλγόριθμος Moving Average

Σε αυτή την ενότητα προτείνεται ένας απλός και αξιόπιστος αλγόριθμος ανίχνευσης QRS σε πραγματικό χρόνο που βασίζεται στον μέσο όρο. Δεν απαιτεί επιπλέον ψηφιακά φίλτρα για το βήμα της προεπεξεργασίας, επιτρέποντας τη μείωση του υπολογιστικού κόστους και την απλή υλοποίηση [17].



Εικόνα 11: Διάγραμμα βημάτων ανίχνευσης QRS

Γενικά, το συνολικό σύστημα ανίχνευσης αποτελείται κυρίως από τρία στάδια επεξεργασίας: ένα υπερυψηλό φίλτρο κινούμενου μέσου όρου (Moving Average High

Pass Filter), ένα μη γραμμικό χαμηλοπερατό φίλτρο (Low Pass Filter) και το στάδιο λήψης απόφασης (decision-making stage). Η ανίχνευση του QRS γίνεται ως εξής [17]:

Αρχικά, ένα καταγεγραμμένο ΗΚΓ περνάει από το γραμμικό υψιπερατό φίλτρο προκειμένου να προσδιοριστεί το σύμπλεγμα QRS και να καταστείλει τα ανεπιθύμητα κύματα του ΗΚΓ, όπως τα κύματα P ή T καθώς και η ολίσθηση γραμμής βάσης. Μετά από αυτό, προκειμένου να διασφαλιστεί ότι τα τεχνητά σφάλματα (artifacts) υψηλής συχνότητας και μικρού πλάτους μπορούν να εξομαλυνθούν σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο, ενώ το QRS σύμπλεγμα μένει αμετάβλητο σαν χαρακτηριστικό, το αποτέλεσμα του γραμμικού υψιπερατού φίλτρου επεξεργάζεται με πλήρη ευθυγράμμιση και μη γραμμική ενίσχυση, ακολουθούμενη από ένα άθροισμα κινούμενου παραθύρου το οποίο «φακελώνει» το κομμάτι του σήματος που βρίσκεται εντός του παραθύρου. Όλες οι λειτουργίες που αναφέρονται παραπάνω μπορούν να αποδοθούν σε μια μη γραμμική διαδικασία χαμηλοπερατού φίλτρου. Τέλος, εφαρμόζεται ένα κατώφλι στην κυματομορφή για την εκτέλεση της διαδικασίας λήψης απόφασης και την ολοκλήρωση της ανίχνευσης [17].

2.5 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών ΗΚΓ με Wavelets

Μπορούμε να διακρίνουμε δύο βασικές ομάδες αλγορίθμων: Τους αλγόριθμους ανίχνευσης QRS όπως ο Moving Average και ο Pan Tompkins και τους αλγορίθμους οριοθέτησης (wave delineation algorithms). Στην πρώτη κατηγορία χρησιμοποιείται ένα στάδιο προεπεξεργασίας στο οποίο περιλαμβάνεται ένα γραμμικό φιλτράρισμα ακολουθούμενο από ένα μη γραμμικό μετασχηματισμό και ένα στάδιο λήψης απόφασης με βάση κάποιον κανόνα. Σχετικά με την δεύτερη κατηγορία όπου προσδιορίζονται οι κορυφές και τα όρια των κυμάτων QRS, P και T, οι αλγόριθμοι ορίζουν χρονικά παράθυρα αναζήτησης πριν και μετά το σημείο αναφοράς QRS για να αναζητήσουν τα άλλα κύματα. Μόλις καθοριστεί το παράθυρο αναζήτησης, εφαρμόζεται κάποια τεχνική για την ενίσχυση των χαρακτηριστικών κάθε κύματος (π.χ. της ζώνης συχνοτήτων του κύματος) προκειμένου να εντοπιστούν οι κορυφές των κυμάτων [18].

Ο εντοπισμός των κυμάτων (η αρχή και το τέλος τους) είναι μια αρκετά πιο δύσκολη διαδικασία, καθώς το πλάτος του σήματος είναι χαμηλό στα όρια των κυμάτων και το επίπεδο θορύβου μπορεί να είναι υψηλότερο από το ίδιο το σήμα. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι δεν υπάρχει κάποιος σαφής κανόνας για τον εντοπισμό της έναρξης και του τέλους των ΗΚΓ κυμάτων, γεγονός που περιπλέκει την διαδικασία του εντοπισμού ακόμα περισσότερο. Υπάρχουν διάφορες προσεγγίσεις οριοθέτησης βασισμένες σε μαθηματικά μοντέλα, σε κριτήρια κλίσης, στην παράγωγο δεύτερης τάξης, στον μετασχηματισμό wavelet (WT), στα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα κ.α. [18].

Ο μετασχηματισμός wavelet παρέχει μια περιγραφή του σήματος στο πεδίο του χρόνου-κλίμακας, επιτρέποντας την απεικόνιση των χρονικών χαρακτηριστικών ενός σήματος σε διαφορετικές αναλύσεις. Ως εκ τούτου, είναι ένα κατάλληλο εργαλείο για την ανάλυση του σήματος ΗΚΓ, το οποίο χαρακτηρίζεται από μία κυκλική εμφάνιση μοτίβων με διαφορετικές συχνότητες (σύμπλοκα QRS, κύματα P και T). Επιπλέον, ο θόρυβος και τα τεχνητά σφάλματα που επηρεάζουν το σήμα ΗΚΓ εμφανίζονται επίσης σε διαφορετικές ζώνες συχνοτήτων, με διαφορετική συμβολή στις διάφορες κλίμακες [18].

Στο υποκεφάλαιο που ακολουθεί παρουσιάζουμε το βασικό θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά τη χρήση της μεθόδου των wavelets ξεκινώντας με μια σύντομη ιστορική αναδρομή.

2.5.1 Ιστορική Αναδρομή

Το 1807 ο J. Fourier με την απόδειξη ότι κάθε περιοδική συνάρτηση μπορεί να γραφεί ως άθροισμα ημιτόνων και συνημιτόνων, ανοίγει έναν νέο δρόμο στον κόσμο των συναρτήσεων όπου οι μαθηματικοί σταδιακά οδηγήθηκαν από την έννοια της ανάλυσης συχνότητας σε εκείνη της ανάλυσης κλίμακας. Για πρώτη φορά αναφέρεται η έννοια των κυματιδίων από τον Haar το 1909, ο οποίος δημιούργησε μια συνάρτηση βάσης μεταβλητής κλίμακας που έχει πάρει σήμερα το όνομά του [19].

Η ιστορία των κυματιδίων (wavelets) ξεκινά γύρω στο 1930 όπου εμφανίζονται οι πρώτες προσπάθειες. Εκείνη την περίοδο ο φυσικός Paul Levy χρησιμοποίησε την συνάρτηση αυτή για την μελέτη της κίνησης Brown, και κατέληξε στο γεγονός ότι η συνάρτηση βάσης Haar είναι αποδοτικότερη ως προς την μελέτη πολύπλοκων λεπτομερειών της κίνησης. Προσεγγίσεις στην «ατομική αποσύνθεση», όπου ως άτομα καλούνται τα απλούστερα στοιχεία του χώρου των συναρτήσεων, δόθηκαν από τους G. Weiss, R.R. Coifman και Calderon την περίοδο 1960-1980 [19].

Είκοσι χρόνια αργότερα οι Grossman και Morlet, προσδιόρισαν τα wavelets στα πλαίσια της κβαντικής φυσικής. Στις αρχές τις δεκαετίας του 1980 ο D. Marr και έπειτα ο S. Mallat με την έρευνά τους στην επεξεργασία εικόνας όρισαν έναν πιο αποδοτικό αλγόριθμο για την ανάλυση εικόνας. Συγκεκριμένα ο S. Mallat μέσα από την ψηφιακή επεξεργασία σήματος, έδωσε μία νέα ώθηση στη θεωρία των wavelets. Χάρη στη θεωρία αυτή η Ingrid Daubechies ολοκλήρωσε τη δουλειά του Haar δημιουργώντας ορθοκανονικές βάσεις κυματιδίων παρέχοντας πιο αποδοτική ανάλυση και θέτοντας τη βάση στη σημερινή «συμπύεση σήματος» [19].

Σε όλη αυτή τη χρονική περίοδο κατά την εξέλιξη των κυματιδίων, δεν υπήρξε ανταλλαγή επιστημονικών απόψεων μεταξύ των μαθηματικών, των φυσικών και ειδικών στην επεξεργασία σήματος, με αποτέλεσμα οι τελευταίες δύο ομάδες να ανακαλύψουν εκ νέου την θεωρία κυματιδίων γεγονός που ωφέλησε και τους ίδιους τους μαθηματικούς [19].

2.5.2 Μετασχηματισμός Wavelet

Ο καλύτερος τρόπος για να περιγράψουμε τα wavelets είναι με το να δείξουμε το πώς διαφέρουν από τις μεθόδους Fourier. Ένα σήμα στο πεδίο του χρόνου περιγράφεται από μια συνάρτηση $f(t)$, όπου t είναι συνήθως μια χρονική στιγμή. Όταν εφαρμόζουμε το μετασχηματισμό Fourier στο σήμα, λαμβάνουμε μια συνάρτηση $F(\omega)$ η οποία δέχεται ως είσοδο μια συχνότητα και εξάγει μία συνάρτηση που περιγράφει την ισχύ αυτής της συχνότητας στο αρχικό σήμα [20].

Η ανάλυση Fourier είναι ένα καλά εδραιωμένο αντικείμενο η βασική υπόθεση της οποίας είναι να αποκαλυφθεί σημαντική πληροφορία στο πεδίο των συχνοτήτων η οποία δεν είναι εμφανής στο πεδίο του χρόνου. Χρησιμοποιείται δηλαδή για την ανάλυση χρονικών σημάτων στο πεδίο συχνοτήτων περιγράφοντας τη φασματική συμπεριφορά του σήματος. Η ανάλυση Fourier παρέχει μια αναπαράσταση συχνότητας-πλάτους κι ας μην είναι διαθέσιμη οποιαδήποτε χρονική πληροφορία. Το αποτέλεσμα της ανάλυσης είναι ένα σύνολο συντελεστών που απεικονίζουν το σήμα ως γραμμικό συνδυασμό ημιτονοειδών συναρτήσεων. Οι συναρτήσεις αυτές ονομάζονται βάσεις του μετασχηματισμού και εκτείνονται στο άπειρο [19].

Λόγω του ότι ο μετασχηματισμός Fourier είναι αντιστρέψιμος μόνο για άπειρα, περιοδικά και στατικά σήματα αποτελεί ιδανικό εργαλείο για αυτά. Ωστόσο, ένα σήμα αποτελείται και από μη μηδενικά για μικρό χρονικό διάστημα μεταβατικά συστατικά, τα

τοπικά χαρακτηριστικά των οποίων γίνονται ολικά και ο μετασχηματισμός Fourier δεν μπορεί να δώσει συμπαγή αναπαράσταση στο πεδίο των συχνοτήτων και καθίσταται μη αποδοτικός. Ο πραγματικός στόχος μας είναι μια αναπαράσταση χρόνου-συχνότητας [19].

Η ανάλυση Fourier λοιπόν κρύβει ένα σημαντικό πρόβλημα. Οι συναρτήσεις ημιτόνου και συνημιτόνου ορίζονται από το $-\infty$ έως το $+\infty$. Τα αποτελέσματα κάθε συχνότητας αναλύονται σαν να ήταν κατανεμημένα σε όλο το σήμα. Αυτό δεν ισχύει για τα περισσότερα σήματα. Όπως για παράδειγμα στη μουσική, η οποία διαρκώς μεταβάλλεται. Η ανάλυση Fourier που γίνεται σε ολόκληρο το τραγούδι δείχνει ποιες συχνότητες υπάρχουν, αλλά όχι το πού βρίσκονται [20]. Καταλήγουμε λοιπόν πως ο μετασχηματισμός Fourier δεν αποτελεί ιδανικό εργαλείο για μη στατικά σήματα.

Η λύση στα προβλήματα που προέκυψαν με την ανεπάρκεια της ανάλυσης Fourier δόθηκε με την εισαγωγή του μετασχηματισμού Fourier μικρής διάρκειας (Short Time Fourier Transform-STFT) και έπειτα με την ανάλυση κυματιδίων (wavelet analysis) [19]

Το 1946 ο D.Gabor εισήγαγε την έννοια της παραθυρικής συνάρτησης, η οποία με την μετατόπισή της σε όλο το χρονικό πεδίο επιτυγχάνει την εξαγωγή της τοπικής πληροφορίας του μετασχηματισμού Fourier του σήματος. Ο μετασχηματισμός Gabor θέτει τη βάση για τον μετασχηματισμό Fourier μικρής διάρκειας [19].

Ο μετασχηματισμός Fourier μικρής διάρκειας είναι ουσιαστικά διαδοχικοί μετασχηματισμοί Fourier στο τμήμα του σήματος που περιλαμβάνεται στο παράθυρο. Αναπαριστά λοιπόν το μονοδιάστατο σήμα στο δισδιάστατο χώρο χρόνου-συχνότητας [19]. Ο STFT χρησιμοποιείται συχνά όταν οι συχνότητες του σήματος διαφέρουν πολύ με το χρόνο. Στο πρότυπο κωδικοποίησης εικόνων JPEG, η εικόνα διαχωρίζεται πρώτα σε μικρά παράθυρα με παρόμοια χαρακτηριστικά. Ο μετασχηματισμός Fourier δεν εφαρμόζεται σε ολόκληρη την εικόνα, αλλά μόνο σε αυτά τα μικρά παράθυρα [20].

Λόγω του ότι το παράθυρο που χρησιμοποιείται είναι ένα παράθυρο χρόνου-συχνότητας σταθερού πλάτους, παρέχει καθορισμένη ανάλυση για όλο το σήμα. Η σταθερότητα αυτή του STFT τον καθιστά μη αποτελεσματικό στην ανίχνευση σημάτων με υψηλές συχνότητες καθώς επίσης και μη ικανό να εντοπίσει σήματα στις χαμηλές συχνότητες [19]. Όταν χρησιμοποιούνται μεγαλύτερα παράθυρα, μπορούν να ανιχνευθούν χαμηλότερες συχνότητες, αλλά η χρονική τους θέση είναι αβέβαιη. Με ένα μικρότερο παράθυρο, η θέση μπορεί να καθοριστεί με μεγαλύτερη ακρίβεια, ωστόσο δεν θα ανιχνευθούν χαμηλότερες συχνότητες [20].

Είναι απαραίτητο λοιπόν να υπάρχει μία παράμετρος διαστολής (dilation) ή κλιμάκωσης (scaling) ώστε να επιτύχουμε μεταβλητότητα στο παράθυρο που εφαρμόζεται. Ο μετασχηματισμός wavelet βοηθά στην επίλυση αυτού του προβλήματος [19].

Η έννοια της συχνότητας του μετασχηματισμού Fourier αντικαθίσταται πλέον από την έννοια της κλίμακας. Πηγαίνοντας από τις μεγάλες κλίμακες στις μικρότερες λαμβάνονται υπόψιν περισσότερες λεπτομέρειες με αποτέλεσμα το σήμα να αναπαρίσταται με μεγαλύτερη ακρίβεια. Η ανάλυση του σήματος γίνεται υπολογίζοντας την αλλαγή από τη μία κλίμακα στην άλλη οι οποίες αποτελούν τις λεπτομέρειες που μας επιτρέπουν να επιτύχουμε μια αναπαράσταση καλύτερης ποιότητας. Αυτό το αλγοριθμικό πλαίσιο είναι γνωστό ως ανάλυση πολλαπλής διακριτικής ικανότητας (Multiresolution Analysis, MRA) [19].

Εκφράζοντας ποσοτικά τον όρο του κυματιδίου καταλήγουμε στον ορισμό ότι κυματίδιο είναι κάθε συνάρτηση η οποία είναι τετραγωνικά ολοκληρώσιμη και η απλή ολοκλήρωσή της είναι μηδενική [19].

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(u) du = 0$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi^2(u) du = 1$$

Ο μετασχηματισμός κυματιδίων προκύπτει από το ολοκλήρωμα:

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt$$

Όπου $\psi_{a,b}(t)$ είναι η συνάρτηση κυματιδίων.

Το αρχικό σήμα αναπαρίσταται ως γραμμικός συνδυασμός συναρτήσεων βάσης που μεταβάλλονται ως προς τη θέση και τη συχνότητα, σε αντίθεση με τον μετασχηματισμό Fourier, όπου οι συναρτήσεις βάσεις είναι ημίτονα και συνημίτονα που ξεκινούν και καταλήγουν στο άπειρο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην χαρακτηρίζονται από την ιδιότητα της συμπαγούς υποστήριξης (compact support), δηλαδή δεν έχουν τις μοναδικές μη μηδενικές τιμές τους σε ένα μικρό χρονικό διάστημα. Η σημαντική αυτή ιδιότητα καθιστά τα κυματίδια ένα πολύτιμο εργαλείο την ανάλυση μεταβατικών στοιχείων (μη μηδενικά για μικρά χρονικά διαστήματα) ενός σήματος [19].

Ο μετασχηματισμός wavelet είναι το αποτέλεσμα της συνέλιξη ενός σήματος με ένα χαμηλοπερατό φίλτρο από όπου λαμβάνουμε τους προσεγγιστικούς συντελεστές (approximation coefficients), δηλαδή μια εκτίμηση του σήματος εισόδου και το αποτέλεσμα συνέλιξης με ένα υψηλοπερατό φίλτρο από όπου λαμβάνουμε τους αναλυτικούς συντελεστές (detail coefficients), δηλαδή τις υψηλές συχνότητες. Τα δύο φίλτρα αυτά σχηματίζουν το wavelet. Η σχέση τους δεν είναι τυχαία όπως θα δούμε καθώς οι συντελεστές των φίλτρων αυτών έχουν διάφορες ιδιότητες και έχουν μεγάλη σχέση μεταξύ τους, πράγμα που καθορίζει τις ιδιότητες του κάθε wavelet.

Ο μετασχηματισμός wavelet υπολογίζεται ξεχωριστά για διαφορετικά τμήματα του σήματος που βρίσκεται στο πεδίο του χρόνου και σε διαφορετικές συχνότητες καταλήγοντας με αυτόν τον τρόπο στην ανάλυση MRA. Έχει σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε το αποτέλεσμα της ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας να είναι σταθερό. Αυτό το χαρακτηριστικό της ανάλυσης καθιστά τη χρήση μετασχηματισμού wavelet ένα εξαιρετικό εργαλείο για σήματα που αποτελούνται από συνιστώσες υψηλών συχνοτήτων μικρής διάρκειας και συνιστώσες χαμηλών συχνοτήτων μεγάλης διάρκειας [21].

Έστω $h(t)$ είναι η συνέλιξη της συνάρτησης $f(t)$ και $g(t)$. Συγκεκριμένα έχουμε:

$$h(t) = f(t) * g(t)$$

Με βάση τον μετασχηματισμό Fourier, έχουμε:

$$h'(t) = f'(t) * g(t) = f(t) * g'(t)$$

Αν η συνάρτηση $f(t)$ θεωρείται η είσοδος και $g(t)$ είναι η συνάρτηση φίλτρου του wavelet, τότε η συνέλιξη μεταξύ της παραγώγου της εισόδου και του φίλτρου θα είναι ίση με τη συνέλιξη της παραγώγου του φίλτρου και της εισόδου. Υπάρχει λοιπόν μία σχέση μεταξύ του wavelet μετασχηματισμού και των κορυφών (ακραίων σημείων) με αυτά της συνάρτησης $f(t)$ [22].

Όπως και με το μετασχηματισμό Fourier, ο wavelet μετασχηματισμός είναι αντιστρέψιμος. Στον τομέα του Fourier, εάν κάποιος προσπαθούσε να εξαλείψει τον θόρυβο πετώντας όλες τις πληροφορίες σε μια συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων, θα λάμβανε ένα εξομαλυσμένο σήμα, με στρογγυλεμένες γωνίες. Με τον wavelet

μετασχηματισμό, ωστόσο, είναι δυνατόν να απαλειφούν επιλεκτικά υψηλές συχνότητες [20].

Εμπειρογνώμονες έχουν μελετήσει τις μεθόδους εξαγωγής χαρακτηριστικών κυματομορφών ECG για πολλά χρόνια. Στη μελέτη τους συμπεριλαμβάνεται η χρήση των μεθόδων ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου και συχνότητων, ωστόσο δεν είναι δυνατό να συνδυαστεί το πεδίο του χρόνου και το πεδίο των συχνότητων ταυτόχρονα. Ο μετασχηματισμός wavelet είναι γνωστός ως το «μικροσκόπιο της ανάλυσης σήματος» (microscope of signal analysis), με την ικανότητα να επισημαίνει τα τοπικά χαρακτηριστικά των σημάτων στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας [22].

Μεταβατικά σημεία (transient points) εμφανίζονται στα P, Q, R, S και T κύματα των σημάτων ΗΚΓ, των οποίων οι τοπικές ιδιότητες μπορούν να απεικονιστούν με ακρίβεια στον wavelet μετασχηματισμό. Με αυτόν τον τρόπο, είναι δυνατό να ανιχνευθούν αυτόματα διαφορετικά χαρακτηριστικά των σημάτων [22].

Ο Mallat ορίζει ένα wavelet ως μία συνάρτηση $\psi(t)$ με μηδενικό μέσο όρο [20]:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0$$

Η συνάρτηση αυτή κλιμακώνεται κατά έναν παράγοντα s και μετατοπίζεται κατά u [20]:

$$\psi_{u,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right)$$

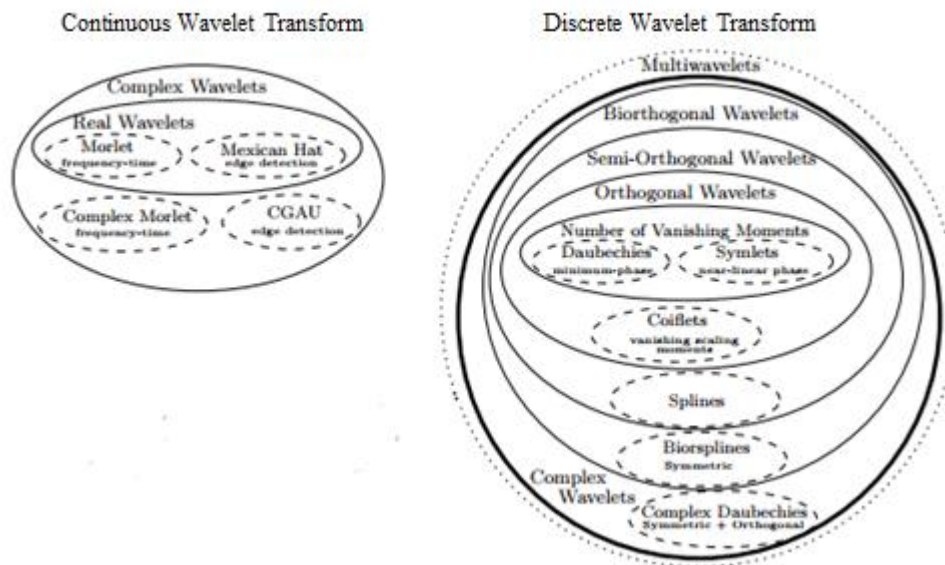
Ο Mallat σημειώνει ότι η παράγωγος μιας συνάρτησης εξομάλυνσης είναι ένα wavelet με καλές ιδιότητες [20].

Όταν χρησιμοποιείται ο wavelet μετασχηματισμός με μια συνάρτηση εξομάλυνσης, είναι ισοδύναμο με την ανίχνευση ακμής Canny. Εξετάζοντας λοιπόν τον wavelet μετασχηματισμό μπορούμε να εξαγάγουμε πολλές πληροφορίες σχετικά με τις ακμές. Οι ακμές χαρακτηρίζονται μαθηματικά από την κανονικότητα κατά Lipschitz. Ο Mallat αποδεικνύει ότι η συνέχεια Lipschitz σχετίζεται με το μετασχηματισμό wavelet [20].

Το 2001, χρησιμοποιώντας τη δεύτερη παράγωγο της γκαουσιανής συνάρτησης ως wavelet, ο Yu Hui και άλλοι πέτυχαν αξιόλογα αποτελέσματα όσον αφορά τον υπολογισμό των συντελεστών wavelet στην αποσύνθεση του σήματος (wavelet decomposition coefficients) καθώς και στη σηματοδότηση της θέσης του κύματος R μέσω της ανίχνευσης του τοπικού ακρότατου της συνάρτησης wavelet με τη χρήση του αλγορίθμου Mallat [22].

2.5.3 Κατηγορίες Wavelet Μετασχηματισμών

Υπάρχουν πολλοί τύποι wavelet μετασχηματισμών. Μερικοί από αυτούς φαίνονται στο σχήμα παρακάτω:



Εικόνα 12: Wavelet μετασχηματισμοί [23]

Ένας τρόπος κατηγοριοποίησης των wavelets είναι ο ακόλουθος [23]:

- Ορθογώνια wavelets (orthogonal wavelets) με FIR φίλτρα
- Διορθογώνια wavelets (biorthogonal wavelets) με FIR φίλτρα
- Orthogonal wavelets χωρίς FIR φίλτρα, αλλά με συνάρτηση κλιμάκωσης (scale function).
- Wavelets χωρίς FIR φίλτρα και χωρίς συνάρτηση κλιμάκωσης (scale function).
- Σύνθετα wavelets χωρίς FIR φίλτρα και χωρίς συνάρτηση κλιμάκωσης.

Οι πρώτες τρεις κατηγορίες είναι διακριτά wavelets οπότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην τράπεζα φίλτρων (filter bank). Τα ορθογώνια wavelets με φίλτρα FIR περιλαμβάνουν τα: Haar, Daubechies, Symlets και Coiflets και θεωρούνται τα πιο σημαντικά wavelets. Τα biorthogonal wavelets παρόλο που προσφέρουν μεγαλύτερη ελευθερία, ταιριάζουν πολύ καλά στην τέλεια ανακατασκευή. Τα ορθογώνια wavelet χωρίς φίλτρα FIR δεν διαθέτουν συμπαγή υποστήριξη [23].

Οι δύο τελευταίοι μετασχηματισμοί wavelet ανήκουν στην κλάση των συνεχών wavelets που δυσκολεύουν την εφαρμογή τους σε ένα DWT (Discrete Wavelet Transform). Είναι δυνατόν να αναλυθούν, αλλά η τέλεια ανακατασκευή δεν είναι σχεδόν ποτέ δυνατή. Αυτές οι δύο τελευταίες ομάδες περιλαμβάνουν τα Morlet, Mexican Hat και τα σύνθετα διακριτά wavelets. Στο παραπάνω σχήμα περιλαμβάνονται επίσης και πολλαπλά wavelets (multiwavelets) που είναι μια φυσική επέκταση των απλών wavelets που συναντήσαμε προηγουμένως. Στην κατηγορία αυτή αντί να χρησιμοποιηθεί ένα φίλτρο χαμηλοπερατό (scaling function ϕ) και ένα φίλτρο υψιπερατό (συνάρτηση wavelet ψ), χρησιμοποιούνται περισσότερα [23].

Στην Εικόνα 22 τα wavelets διαχωρίζονται σε δύο βασικές ομάδες, την ομάδα του Continuous Wavelet Transform (CWT) και την ομάδα του Discrete Wavelet Transform (DWT). Αξίζει να σημειωθεί ότι συναντάται συχνά και ένα βήμα γνωστό ως «lifting». Το lifting χρησιμοποιείται πολύ συχνά, αλλά δυστυχώς δεν είναι πολύ χρήσιμο σε εφαρμογές πραγματικού χρόνου. Κατά τη διαδικασία αυτή ενώνονται τα δύο κανάλια εξόδου με ένα φίλτρο, καθιστώντας δυνατή τη σχεδίαση του wavelet φίλτρου με πολύ μεγαλύτερη ελευθερία [23].

Ο συνεχής μετασχηματισμός wavelet (Continuous or Integral Wavelet Transform) παρά την ονομασία του μπορεί να υπολογιστεί σε διακριτά δεδομένα. Χρησιμοποιούνται όλοι οι πιθανοί συντελεστές του χαμηλοπερατού φίλτρου, ξεκινώντας από το ένα και φτάνοντας στον αριθμό των δειγμάτων του σήματος. Ο CWT ωστόσο είναι υπολογιστικά αρκετά δαπανηρός και χαρακτηρίζεται ως υπερπλήρης (overcomplete) αφού παρουσιάζει μια αρκετά σημαντική αύξηση στο περιεχόμενο της πληροφορίας [20]. Οι υπολογιστικοί πόροι που απαιτούνται για τον υπολογισμό του CWT και την αποθήκευση των συντελεστών είναι πολύ περισσότεροι από εκείνους που χρειάζονται για τον υπολογισμό του DWT.

Για τον υπολογισμό του CWT θα πρέπει να δειγματοληπτήσουμε το επίπεδο χρόνου-συχνότητας/κλίμακας. Δεδομένου ότι αλλάζει η κλίμακα, η δειγματοληψία δεν θα είναι ομοιόμορφη. Στις υψηλότερες κλίμακες (χαμηλές συχνότητες) ο ρυθμός δειγματοληψίας μειώνεται σύμφωνα με τον κανόνα Nyquist [19].

Τα wavelets δεν χρησιμοποιούνται μόνο για ανάλυση σημάτων, αλλά και για το φιλτράρισμά τους. Αν και θα έπρεπε θεωρητικά να είναι δυνατή η ανακατασκευή ενός σήματος, στην πράξη είναι μία αρκετά δύσκολη διαδικασία. Για το λόγο αυτό εισήχθη ο Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet (DWT), ο οποίος είναι κάτι πολύ περισσότερο από μια διακριτή μορφή του συνεχούς μετασχηματισμού [23].

Ως διακριτό κυματιδικό μετασχηματισμό (DWT) χαρακτηρίζουμε τον μετασχηματισμό που αφορά συναρτήσεις συνεχούς χρόνου αλλά υπολογισμένο σε διακριτό πλέγμα. Περιορίζει την πλεονάζουσα πληροφορία και είναι πολύ πιο εύκολος στην εφαρμογή και τον υπολογισμό [19].

Η κύρια διαφορά μεταξύ του CWT και των διακριτών μετασχηματισμών wavelet έγκειται στον τρόπο με τον οποίο η παράμετρος της κλίμακας διακριτοποιείται (από συνεχής ποσότητα μετατρέπεται σε σύνολο διακεκριμένων τιμών). Ο CWT διακριτοποιεί την κλίμακα πιο ομαλά. Στον CWT, τυπικά καθορίζετε κάποια κλίμακα βάσης με βάση το δύο, για παράδειγμα $2^{1/n}$, όπου το n είναι ένας ακέραιος μεγαλύτερος του 1. Διαφορετικές κλίμακες λαμβάνονται αυξάνοντας αυτή την κλίμακα βάσης σε θετικές ακέραιες δυνάμεις. Ο CWT χρησιμοποιεί εκθετικές κλίμακες με βάση μικρότερη από 2 ενώ ο διακριτός μετασχηματισμός wavelet χρησιμοποιεί πάντα εκθετικές κλίμακες με βάση ίση με 2 [24].

Στον διακριτό μετασχηματισμό DWT τα σημαντικά χαρακτηριστικά πολλών φυσικών σημάτων συλλαμβάνονται από ένα υποσύνολο συντελεστών του DWT το οποίο είναι πολύ μικρότερο από το αρχικό σήμα. Αυτή η διαδικασία "συμπιέζει" το σήμα. Με τον DWT μετασχηματισμό, καταλήγουμε πάντα στον αριθμό συντελεστών που είχαμε και στο αρχικό σήμα. Ωστόσο αρκετοί από τους συντελεστές μπορεί να είναι κοντά στο μηδέν και αφαιρώντας τους να εξακολουθούμε να έχουμε μια πολύ καλή και υψηλής ποιότητας προσέγγιση σήματος [24].

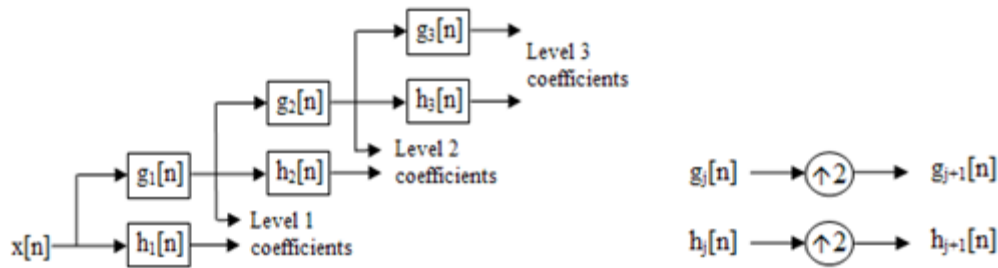
Η αυστηρή διακριτοποίηση της κλίμακας στον DWT μετασχηματισμό εξασφαλίζει το γεγονός ότι είναι ένας ορθοκανονικός μετασχηματισμός (όταν χρησιμοποιείται ένα ορθογώνιο wavelet). Τα οφέλη των ορθοκανονικών μετασχηματισμών στην ανάλυση σήματος είναι πολλά. Πολλά μοντέλα αποτελούνται από ένα σήμα και λευκό Gaussian θόρυβο. Ένας ορθοκανονικός μετασχηματισμός λαμβάνει αυτό το είδος σήματος και εξάγει το μετασχηματισμό που εφαρμόζεται στο σήμα συν το λευκό θόρυβο. Με άλλα λόγια, ένας ορθοκανονικός μετασχηματισμός παίρνει λευκό Gaussian θόρυβο σαν είσοδο και εξάγει λευκό Gaussian θόρυβο. Ο θόρυβος δεν συνδέεται με την είσοδο και την έξοδο. Αυτό είναι σημαντικό στην στατιστική επεξεργασία σήματος. Στην περίπτωση του DWT, το σήμα ενδιαφέροντος συλλαμβάνεται συνήθως με λίγους συντελεστές DWT μεγάλου μεγέθους, ενώ ο θόρυβος οδηγεί σε πολλούς μικρούς συντελεστές DWT που μπορούν να αφαιρεθούν [24].

Ο μετασχηματισμός DWT δεν είναι αμετάβλητος σε χρονικές μετατοπίσεις (shift-invariant) σε αντίθεση με τον CWT. Επειδή τα DWT μειώνει τη δειγματοληψία, μια μετατόπιση στο σήμα εισόδου δεν εκδηλώνεται ως μια απλή ισοδύναμη μετατόπιση στους συντελεστές DWT σε όλα τα επίπεδα. Μια απλή μετατόπιση ενός σήματος μπορεί να προκαλέσει σημαντική αναπροσαρμογή της ενέργειας σήματος στους συντελεστές DWT [24].

Στην επεξεργασία σήματος, μια τράπεζα φίλτρων (filter bank) είναι μια συστοιχία ζωνοπερατών φίλτρων που διαχωρίζει το σήμα εισόδου σε πολλές συνιστώσες, καθεμία από τις οποίες φέρει ένα κομμάτι συχνότητας από εκείνη του αρχικού σήματος [25]. Οι μετασχηματισμοί DWT είναι ισοδύναμοι με τις τράπεζες φίλτρων. Συγκεκριμένα, είναι δένδρικές δομές διακριτών filter banks, όπου το σήμα φιλτράρεται για πρώτη φορά με ένα χαμηλοπερατό και ένα υψιπερατό φίλτρο παρέχοντας υποζώνες συχνοτήτων από τα φίλτρα αυτά. Η υποζώνη που παράγεται από το χαμηλοπερατό φίλτρο φιλτράρεται επανειλημμένα με την ίδια λογική για να παράγει υποζώνες χαμηλοπερατού και υψιπερατού φίλτρου με μεγαλύτερη λεπτομέρεια. Στον DWT μετασχηματισμό, οι έξοδοι του φίλτρου μειώνονται σε κάθε διαδοχικό στάδιο σε αντίθεση με τον μη διαφοροποιημένο διακριτό μετασχηματισμό (Non Decimated DWT). Τα φίλτρα που ορίζουν τους DWT μετασχηματισμούς έχουν έναν μικρό αριθμό συντελεστών, οπότε ο μετασχηματισμός μπορεί να εφαρμοστεί πολύ αποτελεσματικά. Ακόμα κι αν ο Non Decimated DWT δεν μειώνει τα δείγματα του σήματος, η εφαρμογή της τράπεζας φίλτρων εξακολουθεί να επιτρέπει καλή υπολογιστική απόδοση, αλλά όχι τόσο καλή όσο εκείνη του DWT [24].

Στην κατηγορία των DWT ανήκει και ο γρήγορος μετασχηματισμός κυματιδίων (Fast Wavelet Transform, FWT). Ένας μαθηματικός αλγόριθμος που έχει σχεδιαστεί για να μετατρέπει μια κυματομορφή ή ένα σήμα στο πεδίο του χρόνου σε μια ακολουθία συντελεστών που βασίζονται σε μια ορθογώνια βάση μικρών πεπερασμένων κυματιδίων. Ο μετασχηματισμός μπορεί εύκολα να επεκταθεί σε πολυδιάστατα σήματα, όπως είναι οι εικόνες, όπου το πεδίο του χρόνου αντικαθίσταται από εκείνο του χώρου.

Ο στατικός μετασχηματισμός κυματιδίων (Stationary Wavelet Transform, SWT) είναι ένας αλγόριθμος μετασχηματισμού που έχει σχεδιαστεί για να ξεπεράσει το πρόβλημα της αμεταβλητότητας του διακριτού μετασχηματισμού. Η χρονική μεταβλητότητα επιτυγχάνεται με την αφαίρεση της διαδικασίας μείωσης δειγμάτων (downsampling) και εκείνης της αύξησης δειγμάτων (upsampling) στον DWT και αυξάνοντας τα δείγματα των συντελεστών φίλτρου με έναν συντελεστή 2^{j-1} στο j -οστό επίπεδο του αλγορίθμου. Ο SWT είναι ένα μοντέλο μετασχηματισμού που παράγει πλεόνασμα καθώς η έξοδος κάθε επιπέδου SWT περιέχει τον ίδιο αριθμό δειγμάτων με την είσοδο - έτσι για την αποσύνθεση N επιπέδων υπάρχει και πλεόνασμα ύψους N στους wavelet συντελεστές. Αυτός ο αλγόριθμος είναι πιο γνωστός ως "αλγόριθμος à trous" στα γαλλικά (η λέξη trous σημαίνει τρύπες στα αγγλικά). Αναφέρεται στην εισαγωγή μηδενικών στα φίλτρα και εισήχθη από τους Holschneider και άλλους.



Εικόνα 13: SWT 3 επιπέδων και τα φίλτρα

Στον δυαδικό μετασχηματισμό κυματιδίων, χρησιμοποιούνται μόνο κλίμακες που είναι δυνάμεις του δύο. Με την επιλογή του κατάλληλου wavelet, αυτό καλύπτει ολόκληρο τον τομέα συχνοτήτων. Στη κλίμακα $s = 1$, η εικόνα εξομαλύνεται και υπολογίζεται η συνέλιξη με μια συνάρτηση εξομάλυνσης. Στην κλίμακα $s = 2$, η συνάρτηση εξομάλυνσης «τεντώνεται» και υπολογίζεται ξανά η συνέλιξη της εικόνα με τη συνάρτηση. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για $s = 4$, $s = 8$ κ.λπ., έως ότου η συνάρτηση εξομάλυνσης είναι τόσο μεγάλη όσο η εικόνα. Σε κάθε επίπεδο, ο wavelet μετασχηματισμός περιέχει πληροφορίες για κάθε θέση t στην εικόνα. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται από τον Mallat [20].

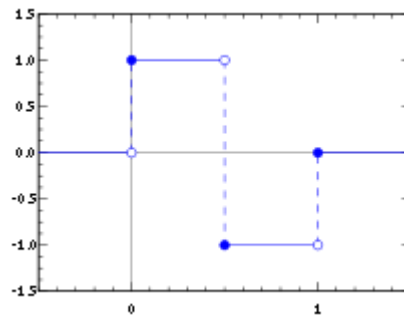
2.5.4 Επιλογή Βάσης Wavelet

Οι μέθοδοι του CWT και του FWT χρησιμοποιήθηκαν για την ανίχνευση πληροφορίας σε ηλεκτροκαρδιογραφικά σήματα. Ο καθηγητής κ. Τραχανιάς ανίχνευσε το QRS σύμπλεγμα μέσω της μαθηματικής μορφολογικής μεθόδου. Με αυτόν τον αλγόριθμο εξήχθησαν οι κορυφές και οι κοιλότητες του σήματος και στη συνέχεια προσδιορίστηκαν τα κύματα QRS [22].

Η κατάλληλη επιλογή βάσης wavelet μπορεί να βοηθήσει στην ανίχνευση των χαρακτηριστικών σημείων των σημάτων ΗΚΓ με ταχύτητα και ακρίβεια. Ας δούμε μερικές από αυτές παρακάτω:

- Haar wavelets
- Daubechies wavelets
- Mexican hat wavelets
- Spline wavelets

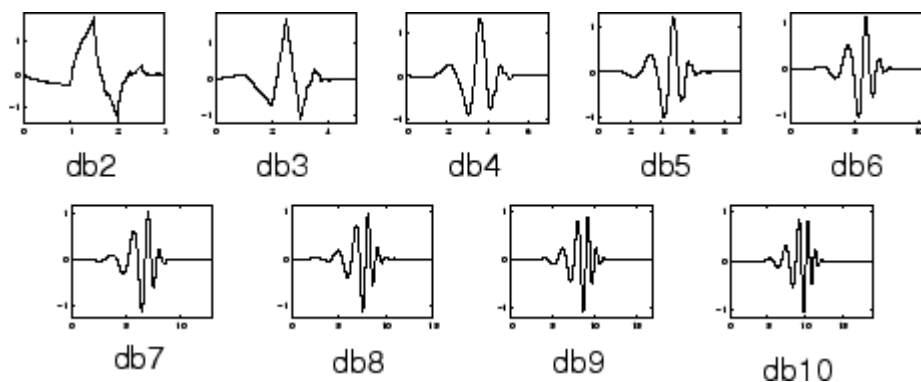
Στα μαθηματικά, το Haar wavelet είναι μια ακολουθία συναρτήσεων με τετραγωνικό σχήμα οι οποίες μαζί σχηματίζουν μια οικογένεια wavelet. Η ακολουθία Haar αναγνωρίζεται ως η πρώτη γνωστή βάση wavelet.



Εικόνα 14: Haar wavelet

Το Haar wavelet είναι το απλούστερο δυνατό wavelet. Το μειονέκτημα του είναι ότι δεν είναι συνεχές και επομένως δεν μπορεί να διαφοροποιηθεί. Αυτή η ιδιότητα μπορεί, ωστόσο, να είναι ένα πλεονέκτημα για την ανάλυση σημάτων με ξαφνικές μεταβάσεις.

Τα Daubechies wavelets, βασισμένα στο έργο της Ingrid Daubechies, είναι μια οικογένεια ορθογώνιων wavelets που ορίζουν ένα διακριτό μετασχηματισμό και χαρακτηρίζεται από ένα μέγιστο αριθμό στιγμών εξαφάνισης. Με κάθε τέτοιο wavelet, υπάρχει μια συνάρτηση κλιμάκωσης (father wavelet) η οποία παράγει μια ορθογώνια ανάλυση πολλαπλής διακριτικής ικανότητας.

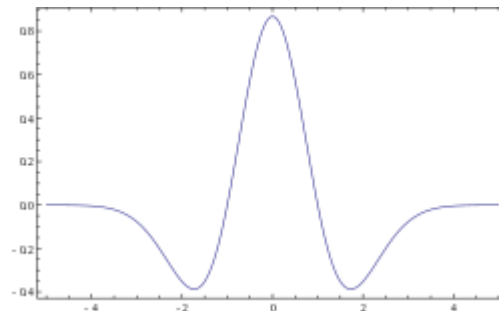


Εικόνα 15: Daubechies wavelets

Οι Daubechies μετασχηματισμοί κυματιδίων ορίζονται με τον ίδιο τρόπο που ορίζεται ο wavelet μετασχηματισμός Haar. Υπολογίζοντας δηλαδή τους μέσους όρους και τις διαφορές με σήματα κλιμάκωσης και wavelets. Η μόνη διαφορά μεταξύ τους συνίσταται στο πώς ορίζονται τα σήματα κλιμάκωσης και τα wavelets. Για τα Daubechies wavelets, τα σήματα κλιμάκωσης και τα wavelets παράγουν μέσους όρους και διαφορές χρησιμοποιώντας μερικές ακόμη τιμές από το σήμα [26].

Ο αλγόριθμος του Haar wavelet έχει το πλεονέκτημα ότι είναι απλός στον υπολογισμό και κατανοητός. Ο αλγόριθμος Daubechies είναι εννοιολογικά πιο πολύπλοκος και έχει ελαφρώς υψηλότερη υπολογιστική δυσκολία. Ο αλγόριθμος Daubechies συλλέγει λεπτομέρειες που δεν υπάρχουν στον αλγόριθμο Haar. Ακόμη και αν ένα σήμα δεν αναπαρίσται καλά από ένα μέλος της οικογένειας Daubechies, μπορεί να αναπαρίσται αποτελεσματικά από ένα άλλο. Η επιλογή μιας συνάρτησης wavelet που ταιριάζει απόλυτα με το σήμα προς επεξεργασία είναι εξαιρετικά σημαντική στις εφαρμογές wavelet. Η οικογένεια Daubechies κυματιδίων έχει παρόμοιο σχήμα με το σύμπλεγμα QRS και το ενεργειακό τους φάσμα είναι συγκεντρωμένο γύρω από τις χαμηλές συχνότητες[26].

Σε περίπτωση που δεν μας ενδιαφέρουν οι συχνότητες ή τα πλάτη, αλλά η εύρεση της ακμής, το Mexican Hat wavelet είναι το πιο κατάλληλο. Το Mexican Hat είναι ένα συνεχές wavelet που χρησιμοποιείται για ανίχνευση ακμών και δεν είναι παρά η αρνητική κανονικοποιημένη δεύτερη παράγωγος μιας Gaussian συνάρτησης.

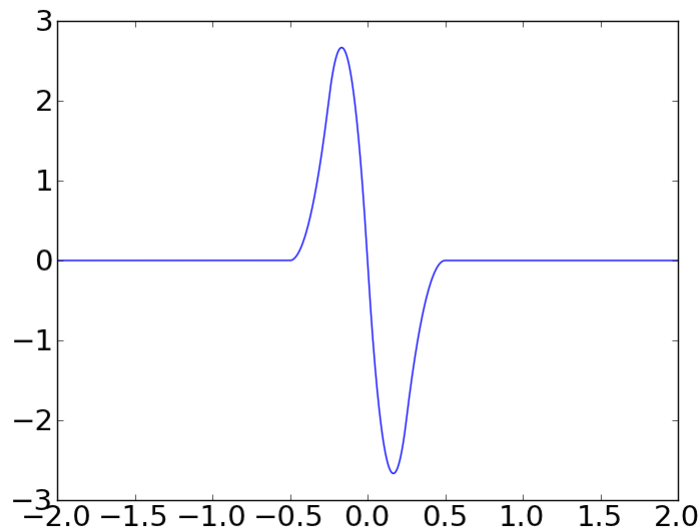


Εικόνα 16: Mexican Hat Wavelet

Η ονομασία προσδόθηκε λόγω του σχήματος της κυματομορφής καθώς μοιάζει με sombrero όταν χρησιμοποιείται ως πυρήνας επεξεργασίας μίας διαστάτης εικόνας.

Στη μαθηματική θεωρία των wavelets, ένα spline wavelet κατασκευάζεται χρησιμοποιώντας μια συνάρτηση spline. Υπάρχουν διάφοροι τύποι spline κυματιδίων. Τα interpolatory spline wavelets που εισήχθησαν από τον C.K. Chui and J.Z. Wang βασίζονται σε έναν συγκεκριμένο τύπο παρεμβολής spline. Αν και αυτά τα κύματα είναι ορθογώνια, δεν έχουν συμπαγή υποστήριξη. Υπάρχει μια ορισμένη κατηγορία wavelets, κατασκευασμένη χρησιμοποιώντας B-splines και με συμπαγή υποστήριξη. Ακόμα κι αν αυτά τα wavelets δεν είναι ορθογώνια έχουν κάποιες ειδικές ιδιότητες που τα έχουν καταστήσει αρκετά δημοφιλή. Η έννοια του spline wavelet χρησιμοποιείται μερικές φορές για την αναφορά σε wavelets αυτής της κλάσης. Αυτά τα ειδικά wavelets ονομάζονται επίσης B-spline cardinal wavelet.

Από τις πολυάριθμες μελέτες wavelet μετασχηματισμού για την ανίχνευση μεμονωμένων σημείων σε ένα σήμα ΗΚΓ, το Haar wavelet δεν είναι τόσο κατάλληλο για τα σήματα που αναμιγνύονται με θορύβους κτλ., ενώ το Mexican Hat και το spline wavelet έχουν αποδείξει καλύτερες επιδόσεις στην ανίχνευση του R κύματος. Το Mexican Hat δεν είναι ορθογώνιο wavelet, απαιτεί πολύπλοκο προγραμματισμό και έχει ανεπαρκή απόδοση σε πραγματικό χρόνο γεγονός που δημιουργεί προβλήματα στην ακριβή ανίχνευση των σημείων εκκίνησης και τέλους των επαρμάτων QRS. Στη συγκεκριμένη εργασία επιλέγεται το τετραγωνικό spline wavelet (quadratic spline wavelet) ως βάση wavelet το οποίο είναι ένα διαφορικό wavelet πρώτης τάξης με συμμετρία και ορθογωνικότητα. Η βάση wavelet υπολογίζεται από τον αλγόριθμο του Mallat [22].



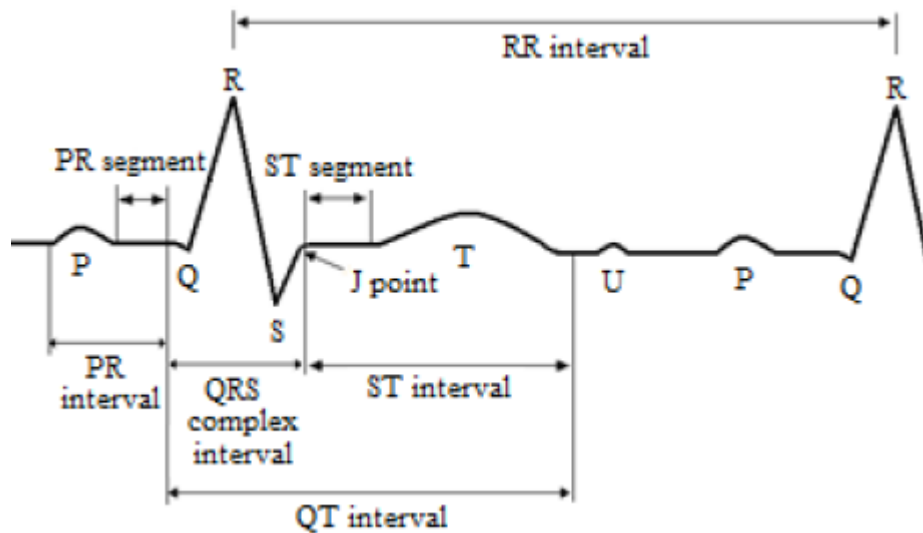
Εικόνα 17: Quadratic Spline Wavelet

2.6 Ταξινόμηση Σημάτων ΗΚΓ

Η ταξινόμηση των σημάτων ΗΚΓ χρησιμοποιώντας τεχνικές μηχανικής μάθησης μπορεί να προσφέρει ουσιαστική βοήθεια στους γιατρούς για να επιβεβαιώσουν τη διάγνωση. Είναι ένα δύσκολο πρόβλημα λόγω των ζητημάτων που εμπλέκονται στη διαδικασία ταξινόμησης όπως είναι η έλλειψη τυποποίησης των χαρακτηριστικών του ΗΚΓ, η μεταβλητότητα μεταξύ των χαρακτηριστικών, η ατομικότητα των προτύπων ΗΚΓ, η μη ύπαρξη βέλτιστων κανόνων ταξινόμησης και η μεταβλητότητα των κυματομορφών ΗΚΓ μεταξύ των ασθενών. Η ανάπτυξη του πιο κατάλληλου ταξινομητή για να ταξινομή την αρρυθμία σε πραγματικό χρόνο αποτελεί επίσης ένα ζήτημα στην ταξινόμηση της αρρυθμίας ΗΚΓ [27].

Εφαρμογές ταξινόμησης ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων εντοπίζουν το είδος του προβλήματος και πραγματοποιούν διάγνωση σε έναν νέο ασθενή με μεγαλύτερη ακρίβεια από ότι θα γινόταν σε μια παραδοσιακή επίσκεψη σε ένα ιατρείο. Τέτοιες εφαρμογές χρησιμοποιούνται επίσης και για τη διάγνωση και τη θεραπεία ασθενών με καρδιακές παθήσεις. Η ταξινόμηση ΗΚΓ περιλαμβάνει τα εξής βήματα: προεπεξεργασία, εξαγωγή χαρακτηριστικών, κανονικοποίηση χαρακτηριστικών και ταξινόμηση [27].

Ένα σήμα ΗΚΓ αποτελείται από πολλούς παλμούς και κάθε παλμός περιέχει ένα κύμα P, ένα σύμπλεγμα QRS και ένα κύμα T. Κάθε κορυφή (P, Q, R, S, T και U), διάστημα (PR, RR, QRS, ST και QT) και τμήμα (PR και ST) του σήματος ονομάζονται χαρακτηριστικά ECG [27].



Εικόνα 18: Χαρακτηριστικά ΗΚΓ

Το πρόβλημα ταξινόμησης είναι ένα πρόβλημα που περιλαμβάνει κλάσεις όπως είναι οι:

- Φυσιολογική (Normal)
- Αποκλεισμός Αριστερού Σκέλους (Left bundle Branch Block, LBBB) και
- Αποκλεισμός Δεξιού Σκέλους (Right bundle Branch Block, RBBB).

Τα δεδομένα του ΗΚΓ μπορούν να ταξινομηθούν με δύο τρόπους:

- την ταξινόμηση του σήματος ΗΚΓ και
- την ταξινόμηση του μεμονωμένου παλμού ΗΚΓ.

Ένας καρδιακός κύκλος αποτελείται από τα κύματα P, Q, R, S, T και U που ορίζουν ένα παλμό ΗΚΓ. Ένα σήμα ΗΚΓ περιέχει χιλιάδες τέτοιους παλμούς [27].

Μερικές από τις τεχνικές ταξινόμησης που χρησιμοποιούνται είναι τα πολυεπίπεδα νευρωνικά δίκτυα perceptron (Multilayer Perceptron Neural Network, MLPNN), ο αλγόριθμος ομαδοποίησης Fuzzy C-Means (FCM), η νευροασαφής εμπρόσθια τροφοδοσία (Feed forward neuro-fuzzy), το δέντρο αποφάσεων ID3, οι μηχανές διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machine, SVM), τα quantum νευρωνικά δίκτυα (QNN), τα πιθανοτικά νευρωνικά δίκτυα (Probabilistic Neural Networks, PNN) κ.α. Η εύρεση του πιο κατάλληλου ταξινομητή ικανού να ταξινομή την αρρυθμία σε πραγματικό χρόνο είναι ένα σημαντικό πρόβλημα, διότι η ακρίβεια ταξινόμησης εξαρτάται από πολλές παραμέτρους όπως είναι ο τύπος της αρρυθμίας, η επιλεγμένη βάση δεδομένων αρρυθμιών, η τεχνική εξαγωγής χαρακτηριστικών που έχει επιλεγεί κλπ [27].

Πολλοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει διάφορους τύπους νευρωνικών δικτύων για την ταξινόμηση των σημάτων ΗΚΓ. Τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα (Artificial Neural Networks, ANNs) καθοδηγούνται από τα δεδομένα (data driven), αυτο-προσαρμόζονται, είναι μη γραμμικά, γρήγορα, ακριβή, ανθεκτικά στο θόρυβο και εύκολα επεκτάσιμα. Ωστόσο δεν αποτελούν τη βέλτιστη λύση για τη διαδικασία ταξινόμησης ενός πλήρους ΗΚΓ [27]. Αντιθέτως τα MLPNN, RBFNN, QNN, PNN κ.λπ. χρησιμοποιούνται για ταξινόμηση ΗΚΓ. Είναι στατικά, feed forward, δεν έχουν καθυστερήσεις ή βρόχους ανατροφοδότησης και έχουν ως είσοδο δεδομένα χρονοσειρών όπως είναι τα ΗΚΓ σήματα [27].

Χρησιμοποιώντας τα MLPNN νευρωνικά δίκτυα, τα σήματα ΗΚΓ αναγνωρίζονται και ταξινομούνται με μεγαλύτερη ακρίβεια. Η ακρίβεια του MLPNN αυξάνεται με τον αριθμό των κρυμμένων νευρώνων. Υπάρχει το ενδεχόμενο να προκύψει πρόβλημα υπερπροσαρμογής. Όταν το σύνολο εκπαίδευσης περιέχει θόρυβο ή όταν προτιμάται ένας μεγάλος αριθμός νευρώνων, τότε υπάρχει πιθανότητα το δίκτυο, μετά την εκπαίδευση, να έχει “απομνημονεύσει” τα παραδείγματα εκπαίδευσης και να μην έχει μάθει να γενικεύει σε νέες καταστάσεις. Το πρόβλημα αυτό ονομάζεται υπερπροσαρμογή (overfitting) [28]. Για να ξεπεραστεί το πρόβλημα της υπερπροσαρμογής, χρειάζεται ένα κριτήριο έγκαιρης διακοπής. Το MLPNN που εκπαιδεύεται με τη διαδικασία της όπισθεν διάδοσης (back propagation) πάσχει από αργή σύγκλιση σε τοπικά και ολικά ελάχιστα [27].

Στις συναρτήσεις ακτινικής βάσης (Radial Basis Function Neural Networks, RBFNN), εάν τα νέα σύνολα τιμών εισόδου δεν εμπίπτουν σε καμία από τις υπάρχουσες κατηγορίες τότε αυτές οι τιμές εισόδου θα μπορούσαν να ταξινομηθούν ως μία εντελώς καινούρια κατηγορία. Το RBFNN χρειάζεται συγκεκριμένες τεχνικές για να υπολογίσει τα κέντρα για κάθε συνάρτηση ακτινικής βάσης όπως είναι η τεχνική kmean για καλύτερη ακρίβεια ή απόδοση στην ταξινόμηση ΗΚΓ. Σε σύγκριση με τα MLPNN, τα RBFNN έχουν ελαφρώς αυξήσει το σφάλμα της λανθασμένης κατάταξης [27].

Στην εργασία αυτή εφαρμόσαμε το MLP νευρωνικό δίκτυο με resilient back propagation (Rprop) για την ταξινόμηση των παλμών του ΗΚΓ. Πρόκειται για έναν αλγόριθμο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου και μοιάζει αρκετά με τον κανονικό αλγόριθμο του back propagation. Η τεχνική που χρησιμοποιείται συνήθως για την εκπαίδευση νευρωνικών δικτύων είναι ο αλγόριθμος του back propagation, ο οποίος χρησιμοποιεί μια παράμετρο που ονομάζεται ρυθμός εκμάθησης (learning rate). Η αποτελεσματικότητα του αλγορίθμου είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη όσον αφορά αυτήν την παράμετρο. Ο αλγόριθμος Rprop αναπτύχθηκε το 1993 από ερευνητές σε μια προσπάθεια να βελτιώσουν τον αλγόριθμο του back propagation. Το βασικό πλεονέκτημα του Rprop έγκειται στο γεγονός ότι είναι αρκετά πιο γρήγορος στην εκπαίδευση του δικτύου (φτάνει πολύ γρήγορα σε error κάτω του 1%).

3. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΦΟΡΗΤΩΝ ΣΥΣΚΕΥΩΝ

Η χρήση κινητών συσκευών από επαγγελματίες στον τομέα της υγείας έχει επηρεάσει πολλές πτυχές της κλινικής πρακτικής. Οι κινητές συσκευές έχουν γίνει πλέον ένα αναπόσπαστο κομμάτι της καθημερινότητάς τους με αποτέλεσμα να δοθεί το έναυσμα για την ταχεία ανάπτυξη εφαρμογών ιατρικού λογισμικού. Σήμερα πολλές εφαρμογές είναι πλέον διαθέσιμες με σκοπό να βοηθήσουν και να ενισχύσουν τον τομέα της υγείας αναλαμβάνοντας σημαντικά καθήκοντα, όπως τη διαχείριση της πληροφορίας, τη συντήρηση και την πρόσβαση στα αρχεία και μητρώα υγείας, την επικοινωνία, τη συλλογή αναφορών και πληροφοριών, τη διαχείριση και την παρακολούθηση ακόμη των ασθενών, την κλινική λήψη αποφάσεων και τέλος την ιατρική εκπαίδευση και κατάρτιση [29].

Πολλές έρευνες μαρτυρούν πως η ιατρική είναι ένας από τους κλάδους που έχει επηρεαστεί από τη διαθεσιμότητα των κινητών συσκευών. Τα έξυπνα κινητά (smartphones) και οι ταμπλέτες (tablet) έχουν αντικαταστήσει τα συστήματα γραφείου προκειμένου να επιτευχθεί γρήγορη πρόσβαση σε πληροφορίες [29].

Με βάση τη μελέτη «Manhattan Research/Physician Channel Adoption Study» του 2012 η χρήση των κινητών συσκευών από τους γιατρούς είναι διαδεδομένη, καθώς το 87% χρησιμοποιεί ένα smartphone ή tablet στο χώρο εργασίας τους, σε σύγκριση με το 99% που χρησιμοποιούν υπολογιστή. Οι έρευνες έχουν δείξει ότι περίπου το 80% των γιατρών χρησιμοποιεί ένα iPhone, ενώ ένα μεγάλο μέρος από το υπολειπόμενο ποσοστό χρησιμοποιεί smartphones με λειτουργικό Android. Εκτιμάται ότι το 66% των ιατρών κατέχουν tablets, τα οποία ένα 54% τα χρησιμοποιεί στις πρακτικές τους. Ενδιαφέρον προκαλεί το γεγονός ότι η δημοτικότητα των κινητών συσκευών δεν αφορά νέες ηλικίες, καθώς το 80% των ιατρών ηλικίας 55 ετών και άνω κατέχουν ένα smartphone [29].

Η ταχεία ενσωμάτωση των κινητών συσκευών στην κλινική πρακτική οφείλεται εν μέρει στην αύξηση της διαθεσιμότητας και της ποιότητας των εφαρμογών ιατρικού λογισμικού ή των εφαρμογών που έχουν αναπτυχθεί με συγκεκριμένο σκοπό όπως η ηλεκτρονική συνταγογράφηση, για να λειτουργούν σε υπολογιστή ή κινητή συσκευή. Οι ταχύτεροι επεξεργαστές, η βελτιωμένη μνήμη, οι μικρότερες μπαταρίες και τα εξαιρετικά αποδοτικά λειτουργικά συστήματα ελεύθερου λογισμικού που εκτελούν πολύπλοκες λειτουργίες έχουν προετοιμάσει το δρόμο για την ανάπτυξη μιας ποικιλίας ιατρικών εφαρμογών τόσο για επαγγελματική όσο και για προσωπική χρήση [29].

Τα smartphones με Android λειτουργικό επιλέγονται λόγω της προηγμένης λειτουργικότητας και του ελεύθερου λογισμικού που τα χαρακτηρίζει. Έχουν την ικανότητα να εκτελούν ταυτόχρονα δεκάδες χιλιάδες εφαρμογές. Σε πολλές εφαρμογές παρακολούθησης ΗΚΓ το Android smartphone προτείνεται ως ένα κινητό τερματικό παρακολούθησης και ανάλυσης κυματομορφών ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο με τη χρήση Bluetooth. Σε σύγκριση με άλλες ασύρματες τεχνολογίες, η τεχνολογία Bluetooth έχει πολλές ιδιότητες, όπως η εύκολη επικοινωνία σε μικρές αποστάσεις και ο έλεγχος συσκευών [14].

Για την καρδιακή παρακολούθηση του ασθενή εντός ασθενοφόρου και την επεξεργασία του καταγεγραμμένου ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο, προτάθηκαν αρκετές καινοτόμες ιδέες ενσωματώνοντας την κινητή τηλεπικοινωνία και την τεχνολογία πολυμέσων στην παροχή υγειονομικής περίθαλψης. Οι κινητές συσκευές συλλέγουν κλινικά δεδομένα, παρέχουν πληροφορίες στο ιατρικό προσωπικό, τους ερευνητές και τους ασθενείς, παρακολουθούν ζωτικά σημεία του ασθενούς σε πραγματικό χρόνο και παρέχουν άμεσα ιατρική περίθαλψη μέσω της κινητής τηλεϊατρικής [14].

Παρακάτω θα δούμε μερικές Android εφαρμογές που καταλαμβάνουν την αγορά στον τομέα της ανάλυσης και επεξεργασίας ΗΚΓ, θα συνεχίσουμε με αντίστοιχες εφαρμογές βασισμένες σε ακαδημαϊκές μελέτες και έπειτα θα προχωρήσουμε στην προτεινόμενη εφαρμογή που υλοποιήσαμε σε Android λειτουργικό, παρέχοντας ανάλυση του ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο.

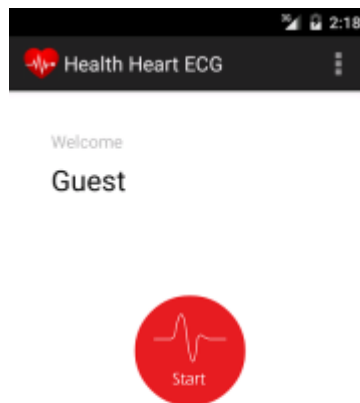
3.1 Android Εφαρμογές Σήμερα

Σήμερα πολλές εταιρείες τεχνολογίας έχουν κυκλοφορήσει εφαρμογές παρακολούθησης και ανάλυσης του ΗΚΓ. Αυτές οι εφαρμογές έχουν σχεδιαστεί για Android συσκευές και οι περισσότερες από αυτές χρησιμοποιούν μικρούς αισθητήρες παρακολούθησης οι οποίοι τοποθετούνται στο σώμα του χρήστη. Οι αισθητήρες συνδέονται με ένα μηχάνημα που θα μεταδώσει ασύρματα τα δεδομένα καρδιακού ρυθμού στη συσκευή Android [30].

Μέσα σε λίγα λεπτά λαμβάνεται η αναφορά του ΗΚΓ, η οποία μπορεί εύκολα να αποθηκευτεί ή να αποσταλεί μέσω ηλεκτρονικού ταχυδρομείου στον γιατρό του ασθενούς. Οι αισθητήρες είναι διακριτικοί και μπορούν να παραμείνουν στο σώμα του χρήστη όλη την ημέρα εάν απαιτείται συνεχής παρακολούθηση. Τέτοιες εφαρμογές είναι κατάλληλες για τους αθλητές, τους ασθενείς που επιθυμούν να παρακολουθούνται από το σπίτι και τους πάσχοντες από καρδιακές παθήσεις [30]. Αυτές οι εφαρμογές θα μπορούσαν μέχρι και να αντικαταστήσουν τη χρήση οθονών Holter ή άλλες συσκευές καρδιακής παρακολούθησης [31].

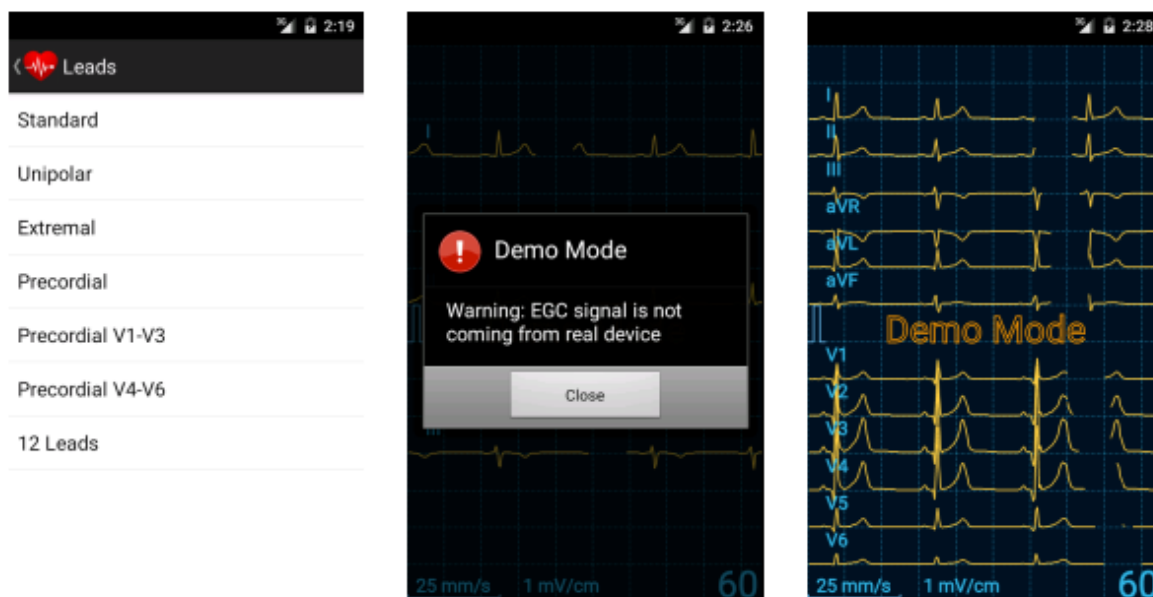
Ας δούμε πιο αναλυτικά μερικές από αυτές τις εφαρμογές παρακάτω.

Health Heart ECG(Rate: 4.67/5)



Εικόνα 19: Health Heart ECG

Η εφαρμογή Health Heart ECG είναι μια δωρεάν εφαρμογή Android που επιτρέπει την απεικόνιση ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος με μέγιστο αριθμό 12 απαγωγών. Η εφαρμογή χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με το φορητό ηλεκτροκαρδιογράφημα στο οποίο συνδέεται μέσω Bluetooth και από το οποίο λαμβάνει δείγματα σε πραγματικό χρόνο [32].



Εικόνα 20: Απεικόνιση ΗΚΓ με Health Heart

The figure shows two screenshots from the Health Heart app. The first screenshot, titled 'Users', displays a list of users: 'Mark Anderson' (unselected) and 'Marty McFly' (selected). The second screenshot, titled 'Add User', shows a form for adding a new user with the following fields: Name (Mark), Surname (Anderson), Date of Birth (1-1-1980), Gender (Male), Height (cm) (187), Weight (kg) (98), Name MD (empty), Symptom (empty), and Default (checkbox). At the bottom of each screenshot are 'Add' and 'Save' buttons.

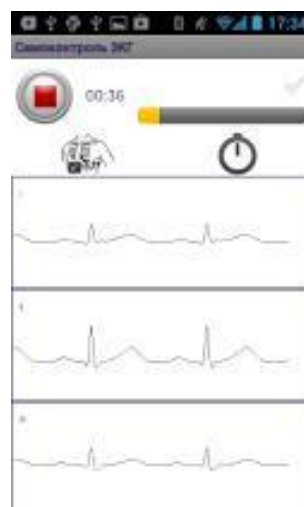
Εικόνα 21: Καταχώρηση χρηστών

ECG Self-monitoring (Rate: 4.1/5)



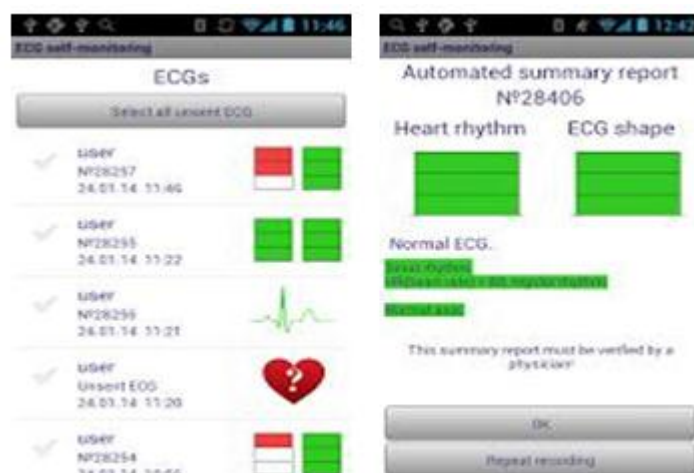
Εικόνα 22: ECG Self-Monitoring

Η εφαρμογή ECG Self-check είναι μια εφαρμογή για Android που έχει σχεδιαστεί για την καταγραφή ΗΚΓ και την αυτόματη ερμηνεία του. Το λογισμικό συνοδεύει η μονάδα καταγραφής ΗΚΓ. Η εφαρμογή καταχωρεί τα ΗΚΓ και τα αποθηκεύει στο προσωπικό αρχείο του χρήστη. Παρέχει προκαταρκτικά συμπεράσματα σχετικά με τον καρδιακό ρυθμό και τη μορφολογία με τη μορφή αυτόματων συνοπτικών αναφορών [33].



Εικόνα 23: Λήψη ΗΚΓ

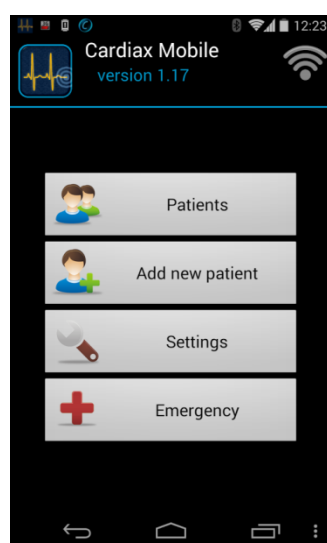
Οι αναφορές εμφανίζονται στιγμιαία στην οθόνη της συσκευής αναπαριστώντας με το ανάλογο χρώμα (πράσινο, κίτρινο, κόκκινο) την παθολογική ή μη κατάσταση του ΗΚΓ.



Εικόνα 24: Αναφορά ΗΚΓ

Η εφαρμογή παρέχει επίσης μια γραπτή συνοπτική αναφορά και προσφέρει τη δυνατότητα στους χρήστες να επιτρέπουν πρόσβαση σε αρχεία ΗΚΓ για τους εγγεγραμμένους στην εφαρμογή γιατρούς.

Cardiax Mobile ECG (Rate: 4.0/5)



Εικόνα 25: Cardiax Mobile

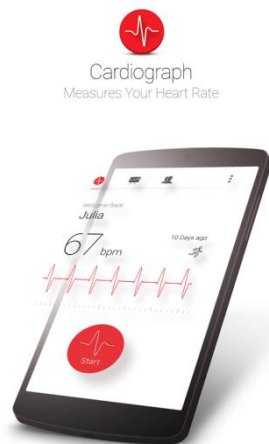
Πρόκειται για μία εφαρμογή που εκτελείται σε tablet και τηλέφωνα με Android λειτουργικό. Η εφαρμογή σε συνδυασμό με την συσκευή ECG Cardiax WiFi δημιουργούν ένα σύστημα ΗΚΓ που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εν κινήσει [34].



Εικόνα 26: Cardiax οπτικοποίηση ΗΚΓ

Η συνεχής ροή δεδομένων από την ασύρματη συσκευή μπορεί να παρακολουθείται στην εφαρμογή. Δίνεται η δυνατότητα αποθήκευσης εγγραφών μεγέθους 32 sec. και η αποστολή τους μέσω e-mail, Google Drive, Dropbox κ.λπ.

Cardiograph-Heart Rate Meter (Rate: 3.8/5)



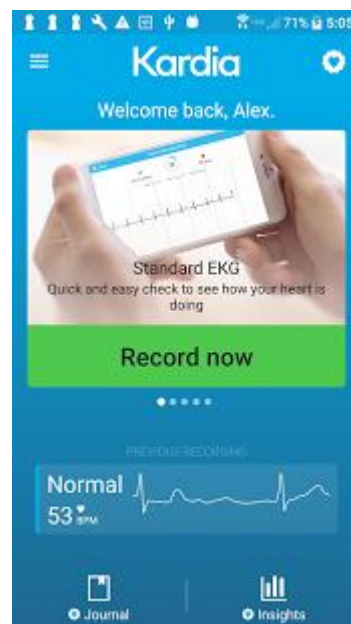
Εικόνα 27: Cardiograph

Είναι μια εφαρμογή που μετρά τον καρδιακό ρυθμό. Δίνει τη δυνατότητα αποθήκευσης των αποτελεσμάτων για μελλοντική αναφορά καθώς επίσης και παρακολούθησης περισσότερων ατόμων με ατομικά προφίλ. Χρησιμοποιεί την ενσωματωμένη κάμερα ή τον ειδικό αισθητήρα για τον υπολογισμό του ρυθμού της καρδιάς. Κάθε μέτρηση που λαμβάνεται αποθηκεύεται στο ιστορικό του χρήστη με αποτέλεσμα να μπορεί να το παρακολουθεί με την πάροδο του χρόνου [35].



Εικόνα 28: Οπτικοποίηση ΗΚΓ με Cardiograph

Kardia (Rate: 3.8/5)



Εικόνα 29: Kardia

Η εφαρμογή προσδιορίζει αυτόματα τις εγγραφές των χρηστών. Παρέχει τον τρόπο για την έγκαιρη ανίχνευση πιθανής κολπικής μαρμαρυγής και τη μείωση του κινδύνου εγκεφαλικού επεισοδίου κρατώντας τη συσκευή ανίχνευσης για 30 συνεχόμενα δευτερόλεπτα. Η εφαρμογή παρέχει στους χρήστες μία δοκιμαστική περίοδο τριάντα ημερών δωρεάν χρήσης [36].



Εικόνα 30: Μετρήσεις και απεικόνιση ΗΚΓ της εφαρμογής Kardia

Άλλες δημοφιλείς εφαρμογές όσον αφορά την επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος αλλά όχι σε πραγματικό χρόνο αφορούν την εξοικείωση των χρηστών με τη διάγνωση και τα βασικά χαρακτηριστικά του. Οι χρήστες δεν είναι ασθενείς αλλά γιατροί, ειδικευόμενοι, φοιτητές Ιατρικής και ενδιαφερόμενοι με λίγες γνώσεις πάνω στο αντικείμενο της καρδιολογίας. Σε αυτήν την κατηγορία εφαρμογών με εκπαιδευτικό χαρακτήρα, ανήκει η εφαρμογή ECG Interpretation, ECG 100 Clinical Cases, ECG Master, ECG Guide, Heart ECG Handbook κ.α.

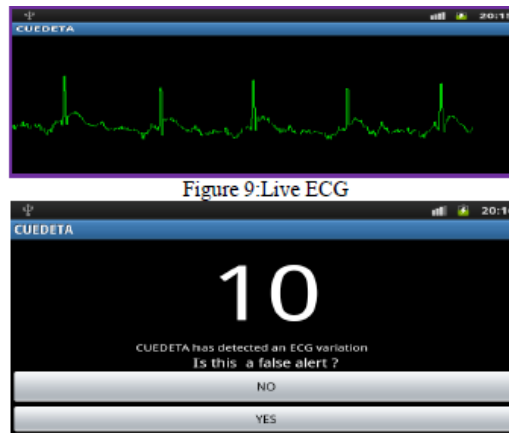
Υπάρχουν και εφαρμογές που λειτουργούν σαν χρήσιμο εργαλείο στα χέρια των γιατρών βοηθώντας τους να εξάγουν χρήσιμες πληροφορίες από ένα ΗΚΓ, χρησιμοποιώντας τις διάφορες επιλογές σχεδιασμού και αποστέλλοντάς τις μέσω ηλεκτρονικού ταχυδρομείου ή οποιαδήποτε άλλης πλατφόρμας που υποστηρίζει την κοινή χρήση εικόνων. Στην τελευταία κατηγορία ανήκει η εφαρμογή ECG Analyzer.

Προσπάθειες έχουν γίνει και στην προσομοίωση ηλεκτροκαρδιογραφημάτων όπως μέσω της εφαρμογής ECG Simulator. Η εφαρμογή προσομοιώνει ένα αναλογικό ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο μέσω της θύρας της κάρτας ήχου του κινητού. Το σήμα λαμβάνεται από μια τυποποιημένη βάση δεδομένων. Η κάρτα ήχου χρησιμοποιείται ως μετατροπέας από ψηφιακό σε αναλογικό σήμα. Το σήμα μπορεί να απεικονιστεί και σε παλμογράφο.

3.2 Ακαδημαϊκές Μελέτες

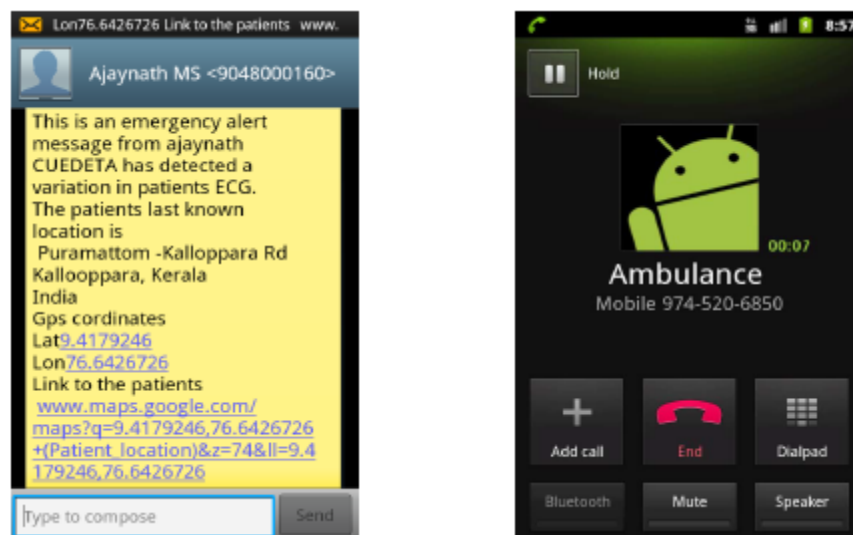
Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναφέρουμε μερικές ακόμα εφαρμογές που έχουν βασιστεί σε ακαδημαϊκές έρευνες πάνω στην ανάλυση και επεξεργασία ενός ΗΚΓ και την αναπαράστασή του σε μία Android συσκευή.

CUEDETA



Εικόνα 31: Ανίχνευση σε ΗΚΓ

Το όνομα της εφαρμογής «Cuedeta» προέρχεται από τη λέξη «cuerpo» που σημαίνει ανθρώπινο σώμα και «detalles» που σημαίνει λεπτομέρειες. Το σύστημα Cuedeta παρέχει μεθόδους συλλογής και επεξεργασίας σημάτων ΗΚΓ κάνοντας χρήση ασύρματων συσκευών και βιολογικών αισθητήρων. Το σύστημα αυτό είναι ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης του ΗΚΓ ενσωματώνοντας δεδομένα όπως είναι ο καρδιακός παλμός και μπορεί να παρέχει καθημερινές ενημερώσεις σχετικά με την υγεία του ατόμου. Το προτεινόμενο σύστημα είναι ικανό να χρησιμοποιηθεί για τη συνεχή παρακολούθηση των ασθενών σε διαφορετικά περιβάλλοντα.



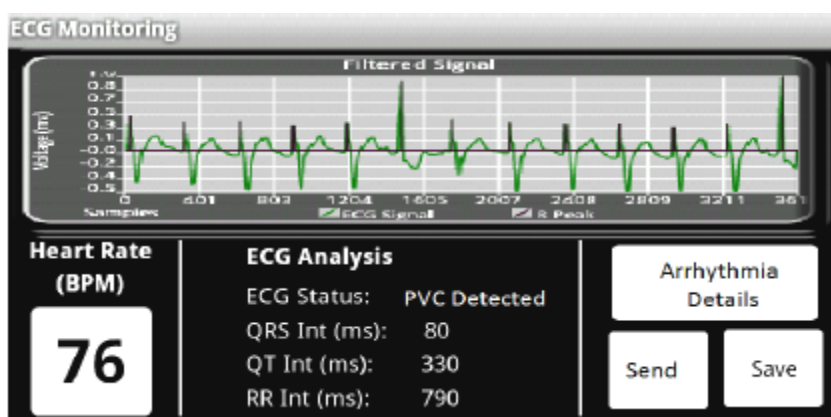
Εικόνα 32: Ενημέρωση μέσω μηνυμάτων και κλήσεων

Ένας αισθητήρας συλλέγει το σήμα του ΗΚΓ από το ανθρώπινο σώμα και το μεταδίδει στο smartphone μέσω Bluetooth.2. Χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια ΗΚΓ για την

ανίχνευση του σήματος. Ένα διάλυμα ηλεκτρολύτη / ζελέ τοποθετείται στην πλευρά του ηλεκτροδίου που έρχεται σε επαφή με τον ιστό. Η άλλη πλευρά του ηλεκτροδίου αποτελείται από αγωγίμο μέταλλο ενωμένο με ένα καλώδιο μολύβδου και συνδεδεμένο με το όργανο. Μια χημική αντίδραση λαμβάνει χώρα στη διεπαφή μεταξύ του ηλεκτρολύτη και του ηλεκτροδίου. Μια μονάδα επεξεργασίας σήματος χρησιμοποιείται για την επεξεργασία του σήματος από τα ηλεκτρόδια και αφαιρεί τους θορύβους που υπάρχουν στο σήμα. Η μονάδα του Bluetooth λαμβάνει το επεξεργασμένο σήμα και μεταδίδει το σήμα στο κινητό τηλέφωνο μέσω σύνδεσης Bluetooth [4].

mHealth

Το λογισμικό ανάλυσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση διαφόρων καρδιακών παθήσεων του ασθενούς καθώς και άλλων σημάτων που σχετίζονται με την καρδιά, π.χ. Καρδιακός σφυγμός [37].



Εικόνα 33: mHealth

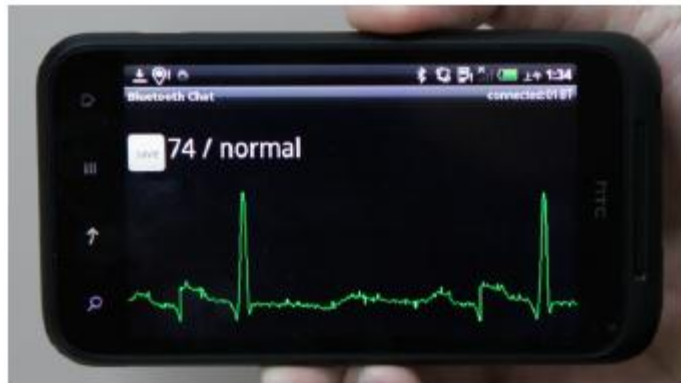
Η κινητή συσκευή επεξεργάζεται τα δεδομένα και παρακολουθεί την ευημερία του ασθενούς και σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης μπορεί αυτόματα να ενημερώσει τον γιατρό. Μια συσκευή τριών ηλεκτροδίων ECG με είσοδο ενός καναλιού χρησιμοποιείται ως συσκευή ανίχνευσης για την καταγραφή των ΗΚΓ των ασθενών. Ο ασθενής θα πρέπει να τοποθετήσει τα 3 καλώδια στο σώμα του. Το σήμα ΗΚΓ που αποκτήθηκε από αυτόν τον αισθητήρα αποστέλλεται στο τηλέφωνο Android μέσω Bluetooth. Για το φιλτράρισμα του σήματος ΗΚΓ και τη μέτρηση διαφόρων φυσικών παραμέτρων όπως οι κορυφές R και το διάστημα RR χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος Pan Tompkins. Η εφαρμογή μπορεί να ανιχνεύσει πέντε τύπους αρρυθμιών: την βραδυκαρδία, την ταχυκαρδία, την πρόωρη κοιλιακή συστολή (PVC), την πρόωρη κοιλιακή συστολή (PAC) και την άπνοια [37].

Portable Real-Time ECG Recognition System

Το σύστημα χωρίζεται σε τρία λειτουργικά τμήματα:

- Τη δημιουργία προσομοιωμένων σημάτων ΗΚΓ
- Τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (A/D) και τη μετάδοση Bluetooth
- Την παρακολούθηση και επεξεργασία του σήματος ΗΚΓ με smartphone

Ένα εικονικό όργανο που κατασκευάστηκε με το πρόγραμμα LabVIEW αναπτύχθηκε για να παράγει προσομοιωμένα σήματα ΗΚΓ για τα πειράματα. Τα σήματα ΗΚΓ εξήχθησαν από τη βάση δεδομένων αρρυθμίας MIT/BIH. Προγραμματίζοντας μια αναλογική έξοδο με τα αρχεία που περιέχουν τα δεδομένα και ρυθμίζοντας το ρυθμό δειγματοληψίας σε 360 Hz, δημιουργήθηκε ένα προσομοιωμένο σήμα ΗΚΓ με βάση τα πραγματικά δεδομένα για τη δοκιμή της απόδοσης του συστήματος. Τα δεδομένα μεταδίδονται στο smartphone μέσω Bluetooth [38].



Εικόνα 34: Οπτικοποίηση του ΗΚΓ

Αρχικά χρησιμοποιήθηκε ένα μέσο φίλτρο (median filter) με το κατάλληλο μέγεθος παραθύρου για την εξάλειψη της ολίσθησης γραμμής βάσης. Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε, ο αλγόριθμος Pan Tompkins για να εντοπιστούν τα σημεία R των καρδιακών παλμών. Χρησιμοποιήθηκε ο μετασχηματισμός DWT πέντε επιπέδων για την αποσύνθεση του. Για την ταξινόμηση χρησιμοποιήθηκε ένα νευρωνικό δίκτυο με διαδικασία όπισθεν διάδοσης (BPNN). Για την αξιολόγηση της απόδοσης του συστήματος επιλέχθηκαν δεκαπέντε εγγραφές από τη βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT/BIH [38].

Υπάρχει μια σειρά ερευνών που έχει βασιστεί και στην μέθοδο της φωτοπληθυσμογραφικής απεικόνισης (Photoplethysmographic, PPG), η οποία χρησιμοποιεί οπτικές πληροφορίες που προκαλούνται από αλλαγές χρώματος στο δέρμα λόγω της καρδιακής δραστηριότητας. Η ιδέα εφαρμόζεται στην κάμερα ενός smartphone. Μια περιοχή του δέρματος φωτίζεται με το λευκό φλας LED και οι χρωματικές αλλαγές καταγράφονται με την κάμερα για να δημιουργήσει ένα κόκκινο-πράσινο-μπλε βίντεο. Για ένα υποσύνολο των pixels υπολογίζεται ο μέσος όρος για μια συγκεκριμένη ζώνη χρώματος για να δημιουργηθεί ένα σήμα. Μετά την επιλογή δεδομένων, χρησιμοποιούνται αλγόριθμοι ανίχνευσης κορυφής προκειμένου να προσδιοριστούν οι κορυφές κυμάτων R από τα σήματα και τις κορυφές του καρδιακού παλμού από την κάμερα του τηλεφώνου. Βασικά μειονεκτήματα σε αυτές τις εφαρμογές αποτελούν οι χαμηλοί ρυθμοί δειγματοληψίας στις κάμερες του τηλεφώνου. Μια ακόμη πηγή σφάλματος είναι ότι τα κινητά τηλέφωνα δεν έχουν πολύ σταθερή επιφάνεια για να τοποθετηθεί με σταθερότητα το δάχτυλό του χρήστη και αυτό μπορεί να προκαλέσει μια σειρά τεχνητών σφαλμάτων λόγω κίνησης εισάγοντας μικρές διακυμάνσεις στις δεδομένα που λαμβάνονται κατά την εγγραφή [39].

Η παρακάτω εικόνα συνοψίζει μερικές ακόμα παρόμοιες εφαρμογές και τονίζει τις βασικές διαφορές μεταξύ τους καθώς επίσης και τα μειονεκτήματά τους:

Product Name	Product description	Strengths	Weaknesses	Cost (\$)
Heart Check Pen	The Heart Check Pen is a compact portable ECG monitor which works with two thumb contact electrodes [5].	Heart check pen is available over the counter and is FDA approved. Heart check Pen can monitor your ECG remotely over the internet [5].	Only stores upto 20 heart rhythms [5].	276
AliveCor	AliveCor is an iPhone case with built-in finger contact electrodes which are used to take the user's ECG reading [6].	AliveCor has automatic syncing with the patients online profile. It has a separate battery and therefore does not drain power from the iPhone. It is compact and doesn't require cables [6].	AliveCor doesn't offer continuous ECG monitoring over an extended period of time [6].	204
CardioScape PC-ECG	CardioScape is a 12-lead ECG monitor which displays results on a PC [7].	Full 12-lead ECG. Automatic diagnosis of coronary heart disease [7].	CardioScape is not portable as it must be run with a PC [7].	397
CardioCard Mobile	CardioCard Mobile is a portable ECG machines that runs off Android devices via bluetooth [8].	CardioCard is mobile and can be used anywhere [8].	Highly priced.	2 379

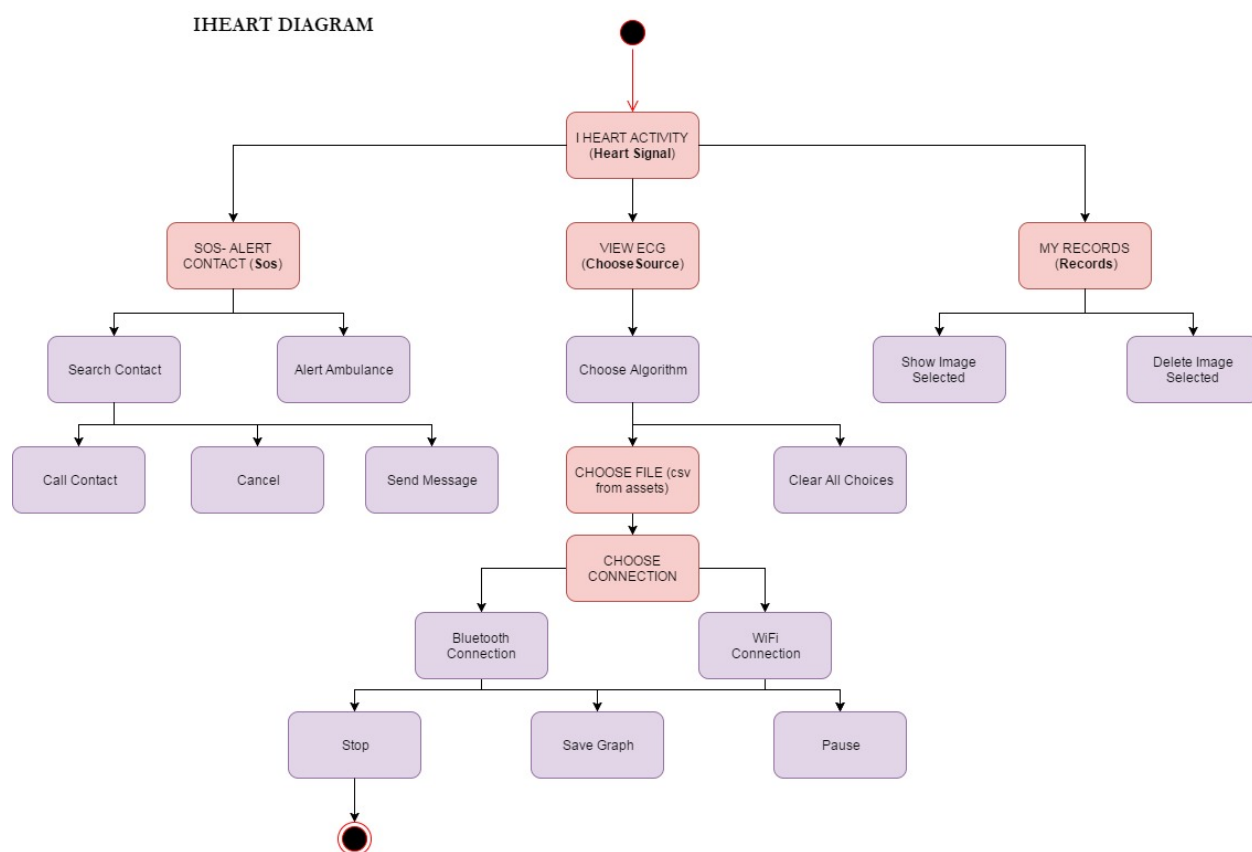
Εικόνα 35: Σύγκριση Εφαρμογών [40]

3.3 Προτεινόμενη Εφαρμογή για την απεικόνιση και επεξεργασία ΗΚΓ (IHeart workflow)

Παρατηρούμε από την ανάλυση που έγινε στο προηγούμενο κεφάλαιο πως οι περισσότερες εφαρμογές έχουν βασιστεί κυρίως στον αλγόριθμο του Pan Tompkins για την επεξεργασία του σήματος καθώς επίσης σε πολλές περιπτώσεις, δίνεται βάση στην υλική αρχιτεκτονική του συστήματος όπως είναι η χρήση κατάλληλων αισθητήρων που θα ανιχνεύουν τον παλμό απευθείας από τον ασθενή. Άλλα συστήματα δίνουν μεγαλύτερη έμφαση στα τεχνικά χαρακτηριστικά της μεταφοράς του σήματος όπως είναι η χρήση κατάλληλου Bluetooth εξοπλισμού.

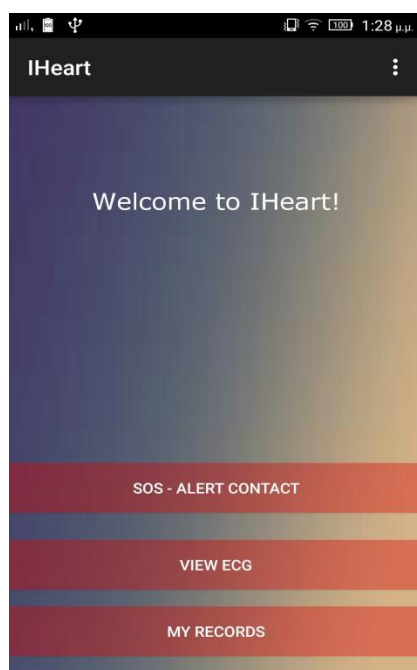
Στη συγκεκριμένη εργασία δώσαμε βάση στην υλοποίηση και χρήση περισσότερων του ενός αλγορίθμων και την εξαγωγή χαρακτηριστικών από ένα σήμα ΗΚΓ.

Η εφαρμογή μας δοκιμάστηκε σε δύο διαφορετικές συσκευές κινητής τηλεφωνίας, το Lenovo K50a40 με έκδοση Android 5.0 (Lollipop) και το Samsung ACE με έκδοση Android 4.0.4.



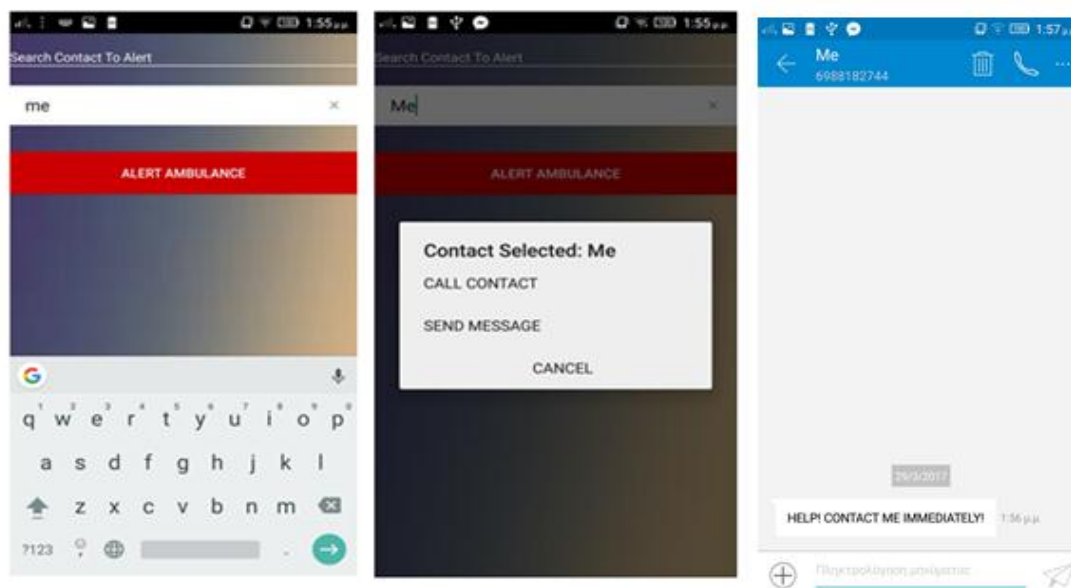
Εικόνα 36: IHEART Activities

Παρακάτω παρουσιάζουμε πιο αναλυτικά το διάγραμμα ροής (workflow) της εφαρμογής μαζί με στιγμιότυπα οθόνης σε κάθε στάδιο πλοήγησης:



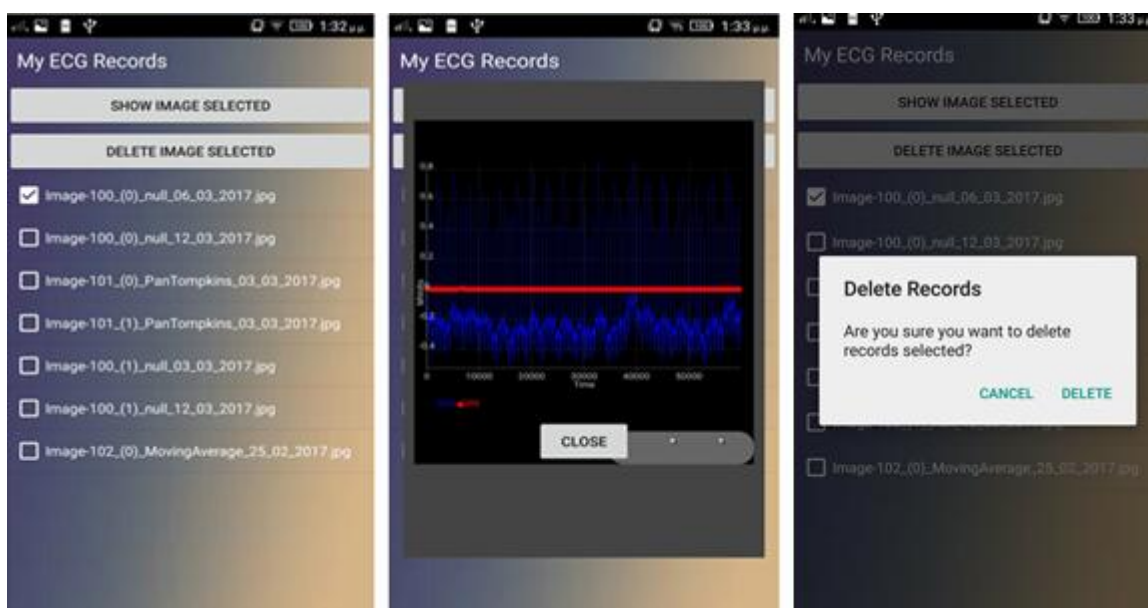
Εικόνα 37: Welcome Activity

Ο χρήστης εισέρχεται στην εφαρμογή I-HEART με την βασική οθόνη να του προσφέρει τρεις επιλογές πλοήγησης με τη μορφή κουμπιών.



Εικόνα 38: Επικοινωνία σε έκτακτη ανάγκη

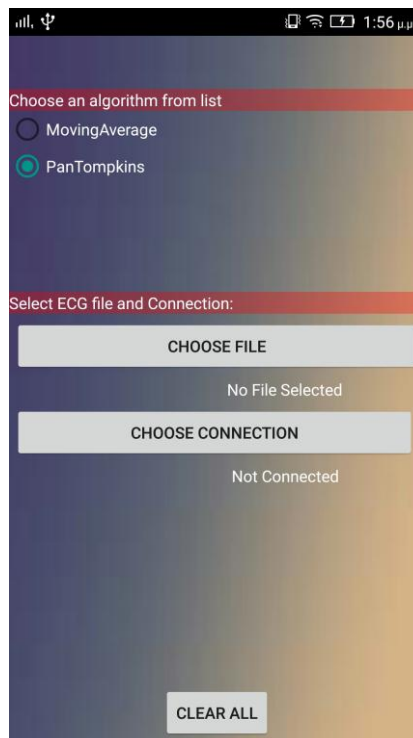
Η πρώτη επιλογή, με τίτλο «SOS-ALERT CONTACT» αφορά την δυνατότητα τηλεφωνικής ενημέρωσης σε περίπτωση ανάγκης. Ο χρήστης με αυτήν την επιλογή οδηγείται σε παράθυρο όπου έχει τη δυνατότητα είτε να κάνει αναζήτηση κάποιας επαφής από τον τηλεφωνικό του κατάλογο και να την καλέσει ή να στείλει ένα αυτοματοποιημένο μήνυμα βοήθειας, είτε να επιλέξει το κόκκινο κουμπί με τίτλο «ALERT AMBULANCE» το οποίο καλεί απευθείας το 166.



Εικόνα 39: Εγγραφές Εφαρμογής

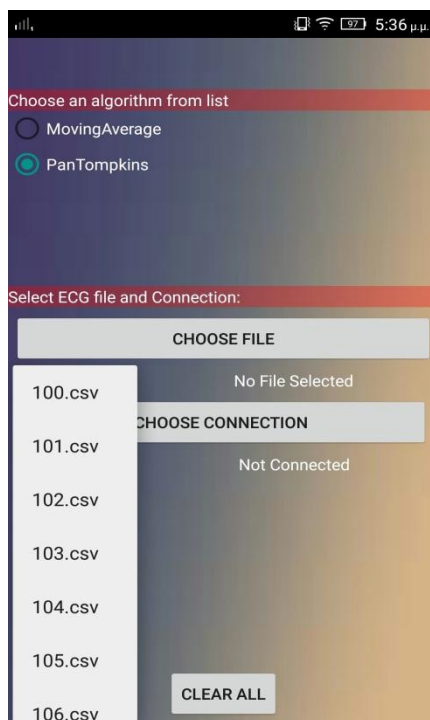
Η επιλογή με τίτλο «MY RECORDS» δίνει τη δυνατότητα να ελέγχει το ιστορικό των καταγραφών. Ο χρήστης οδηγείται σε ένα νέο παράθυρο όπου του εμφανίζονται οι εικόνες των ΗΚΓ που έχουν καταγραφεί και σωθεί στην εξωτερική μνήμη της συσκευής, μέσω επιλογής που του δίνεται κατά την απεικόνιση του σήματος. Ο χρήστης, επιλέγοντας μία εικόνα της λίστας, έχει τη δυνατότητα είτε να δει το στιγμιότυπο της εικόνας που αποθήκευσε, με το πάτημα του κουμπιού SHOW IMAGE SELECTED είτε και να διαγράψει ολοκληρωτικά μία ή και περισσότερες εικόνες από την εξωτερική μνήμη.

Η επιλογή της αρχικής οθόνης με τίτλο «VIEW ECG» οδηγεί τον χρήστη στο παράθυρο των βασικών επιλογών. Η πρώτη του δίνει τη δυνατότητα να επιλέξει έναν αλγόριθμο, η δεύτερη φέρει τον τίτλο «CHOOSE FILE» και η τρίτη τον τίτλο «CHOOSE CONNECTION».



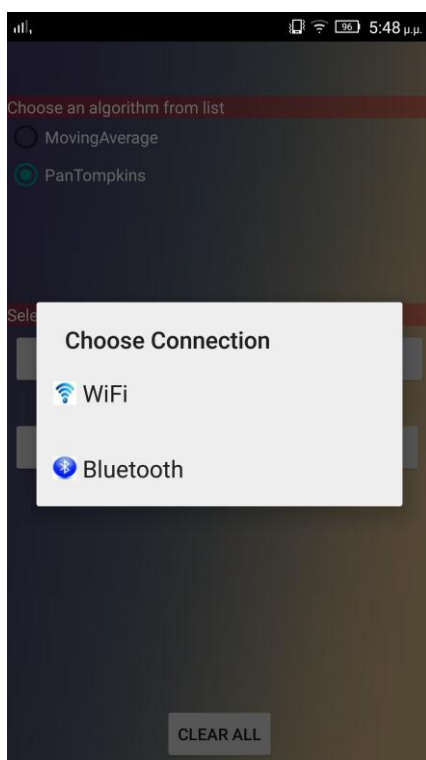
Εικόνα 40: Επιλογή αλγορίθμου και αρχείου

Τα δεδομένα προς ανάλυση λαμβάνονται υπό μορφή TCP πακέτων μέσω δικτύου από τον φάκελο assets του android όπου έχουμε αποθηκεύσει ένα σύνολο csv αρχείων ηλεκτροκαρδιογραφημάτων με αρρυθμία που λάβαμε από την MIT Database.



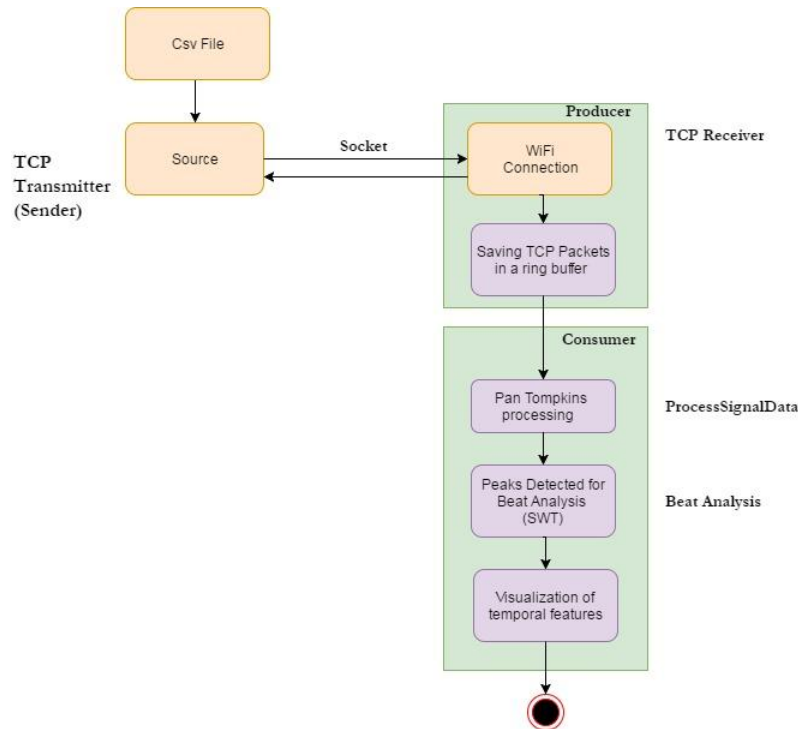
Εικόνα 41: Επιλογή CSV αρχείου

Σε επόμενο βήμα ο χρήστης πρέπει να επιλέξει τη σύνδεση που επιθυμεί.



Εικόνα 42: Επιλογή τρόπου σύνδεσης για λήψη δεδομένων από την πηγή

Με την έναρξη της εφαρμογής, υλοποιούνται τρία βασικά threads: ο TCPTransmitter ο οποίος αναλαμβάνει να στείλει τα δεδομένα του csv αρχείου στο δίκτυο, ο TCPReceiver ο οποίος με τη σειρά του «ακούει» και παίρνει τα TCP πακέτα βάζοντάς τα σε μία δομή (ουρά) και τέλος ο ProcessSignalData ο οποίος εκτελεί τον αλγόριθμο για την εύρεση του QRS. Το αποτέλεσμα οπτικοποιείται στο DataGraph Activity.



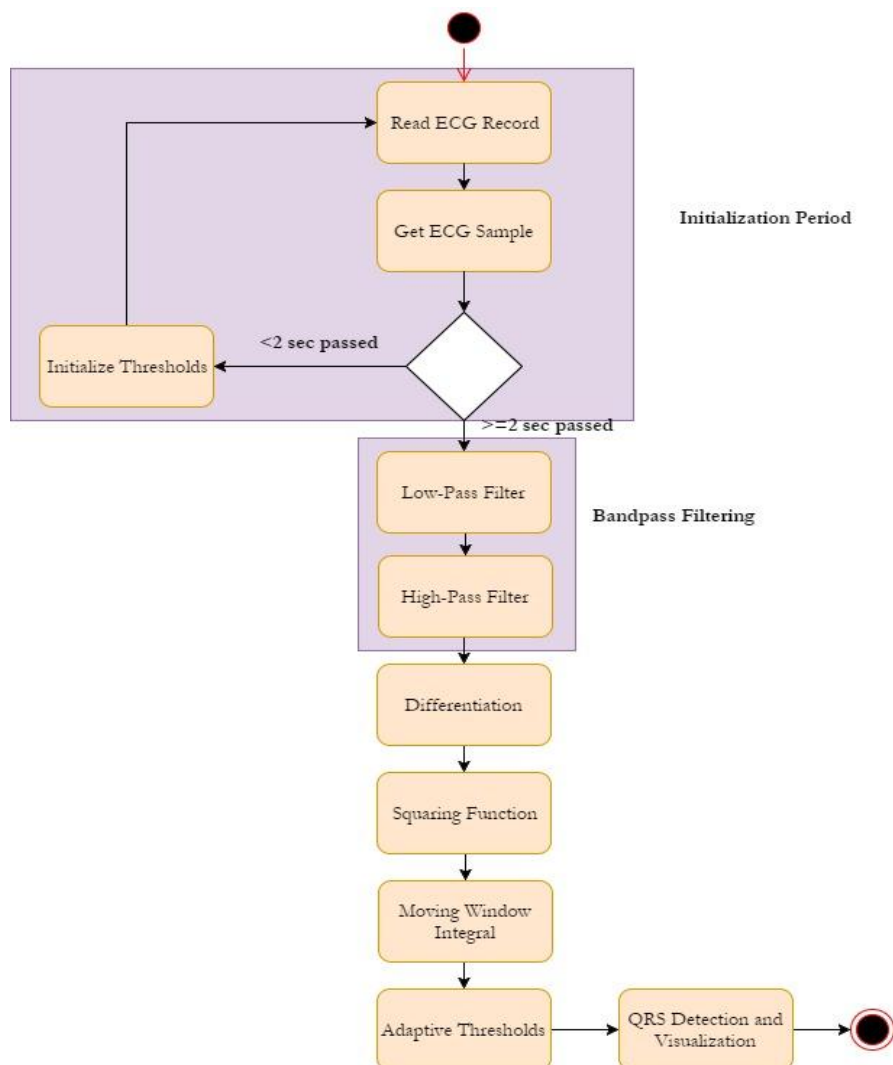
Εικόνα 43: Μοντέλο παραγωγού-καταναλωτή (producer-consumer model)

Τα TCP πακέτα αποθηκεύονται σε μια Lock-Free Queue (lock-free σημαίνει πως δεν μπλοκάρει ο producer, δηλαδή το ReceiverThread) που δεν είναι τίποτα άλλο από ένας ring buffer. Από την άλλη ο ProcessSignalData αφαιρεί τα ECGSample Objects και τα επεξεργάζεται μέσω της κλάσης PanTompkins, η οποία επιστρέφει τα ECGSamples που αποτελούν κορυφές. Αφού επιστρέψει τις κορυφές αυτές, τα δίνει στην κλάση BeatAnalysis, η οποία με την βοήθεια του Stationary Wavelet Transform, ανιχνεύει κορυφές στο ECG παλμό ώστε να εξάγει χρονικά χαρακτηριστικά. Αφού ανιχνευτούν τα χαρακτηριστικά, εμφανίζονται στην DataGraph Activity.

3.4 Υλοποίηση Αλγορίθμων

3.4.1 Pan Tompkins

Όπως ήδη αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, το σήμα του ΗΚΓ περνάει διαδοχικά μέσω μιας ακολουθίας βημάτων επεξεργασίας που περιλαμβάνει τρία γραμμικά ψηφιακά φίλτρα. Το πρώτο, είναι ένα ζωνοπερατό φίλτρο με ακέραιους συντελεστές που αποτελείται από χαμηλοπερατά και υψιπερατά φίλτρα. Η λειτουργία του έγκειται στην απομάκρυνση του θορύβου. Το επόμενο είναι ένα φίλτρο που προσεγγίζει μία παράγωγο. Μετά από μια διαδικασία τετραγωνισμού, το σήμα περνά μέσα από έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου. Τέλος, τα κατώφλια δείχνουν τις θέσεις των συμπλεγμάτων QRS [14].

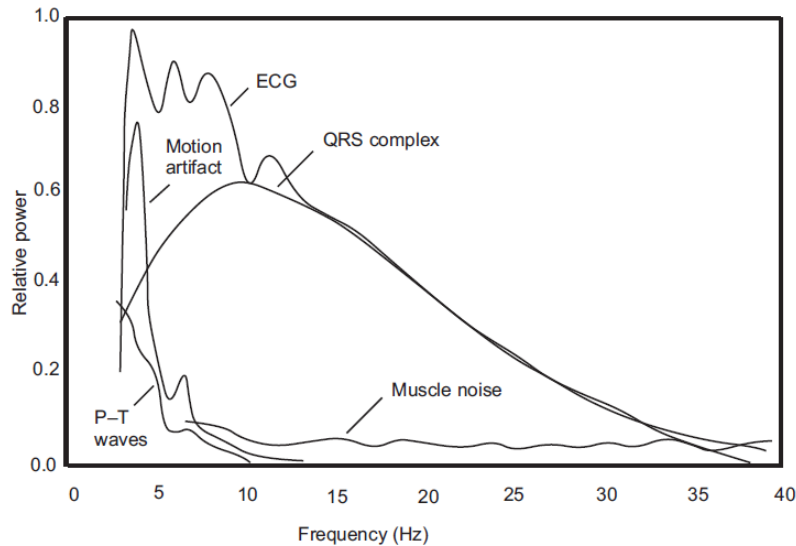


Εικόνα 44: Pan Tompkins

Ας μελετήσουμε πιο συγκεκριμένα τα φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν:

Ζωνοπερατό Φίλτρο (Bandpass Filter)

Ένα ΗΚΓ είδαμε ότι εκτός από τα βασικά κυματίδια μπορεί να εμπεριέχει και διάφορα είδη θορύβων.



Εικόνα 45: Φάσματα ισχύος του συμπλέγματος QRS, των κυμάτων P και T και του μυϊκού θορύβου[16].

Το ζωνοπερατό φίλτρο του αλγορίθμου ανίχνευσης QRS μειώνει το θόρυβο στο σήμα του ΗΚΓ προσαρμόζοντας το φάσμα του μέσου συμπλέγματος QRS. Η ζώνη διέλευσης που μεγιστοποιεί την ενέργεια QRS είναι περίπου στο διάστημα 5-15 Hz. Για το σχηματισμό του ζωνοπερατού φίλτρου χρησιμοποιείται ένα χαμηλοπερατό και ένα υψιπερατό φίλτρο[16].

Χαμηλοπερατό Φίλτρο (Low-pass Filter)

Η συνάρτηση μεταφοράς του χαμηλοπερατού φίλτρου δεύτερης τάξης είναι:

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

Η απόκριση πλάτους είναι:

$$|H(\omega T)| = \frac{\sin^2(3\omega T)}{\sin^2(\omega T/2)}$$

Όπου T είναι η περίοδος δειγματοληψίας. Η εξίσωση διαφορών του φίλτρου είναι:

$$y(nT) = 2y(nT-T) - y(nT-2T) + x(nT) - 2x(nT-6T) + x(nT-12T)$$

Η συχνότητα αποκοπής είναι περίπου 11 Hz, η καθυστέρηση είναι ίση με πέντε δείγματα (ή 25 ms για ρυθμό δειγματοληψίας 200) και το κέρδος του φίλτρου είναι ίσο με 36. Για να αποφευχθεί ο κορεσμός, η έξοδος διαιρείται με το 32, την πλησιέστερη ακέραια τιμή κέρδους ίση με 36 που μπορεί να εφαρμοστεί με τη αριθμητική δυαδική μετατόπιση [16]. Η καθυστέρηση της επεξεργασίας του φίλτρου είναι ίση με έξι δείγματα [14].

Το χαμηλοπερατό φίλτρο έχει γραμμική απόκριση φάσης. Αξίζει να σημειωθεί το γεγονός ότι υπάρχει μία εξασθένηση συχνότητας μεγαλύτερη από 35 dB και που αντιστοιχεί σε $0,3 f / f_s$. Δεδομένου ότι ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι 200 για αυτά τα φίλτρα, η τιμή αυτή αντιπροσωπεύει μια συχνότητα ύψους 60 Hz. Συνεπώς, ο θόρυβος που οφείλεται στην παρεμβολή ηλεκτρικού ρεύματος εξασθενεί σημαντικά από αυτό το φίλτρο. Επίσης όλες οι υψηλότερες συχνότητες εξασθενούν κατά έναν παράγοντα

μεγαλύτερο από 25 dB. Το πιο αξιοσημείωτο αποτέλεσμα είναι η εξασθένηση του συμπλέγματος QRS με την υψηλότερη συχνότητα. Οποιοσδήποτε άλλος θόρυβος ή μυϊκός θόρυβος ύψους 60 Hz θα είχε υποστεί εξίσου εξασθένηση με το φίλτρο [16].

Υψιπερατό Φίλτρο (High-pass Filter)

Το υψιπερατό φίλτρο υλοποιείται αφαιρώντας ένα χαμηλοπερατό φίλτρο πρώτης τάξης από ένα φίλτρο ολικής διέλευσης (δηλαδή τα δείγματα του αρχικού σήματος) με καθυστέρηση. Το υψιπερατό φίλτρο είναι ένα φίλτρο με ακέραιους συντελεστές και με συνάρτηση μεταφοράς [14][16]:

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})}$$

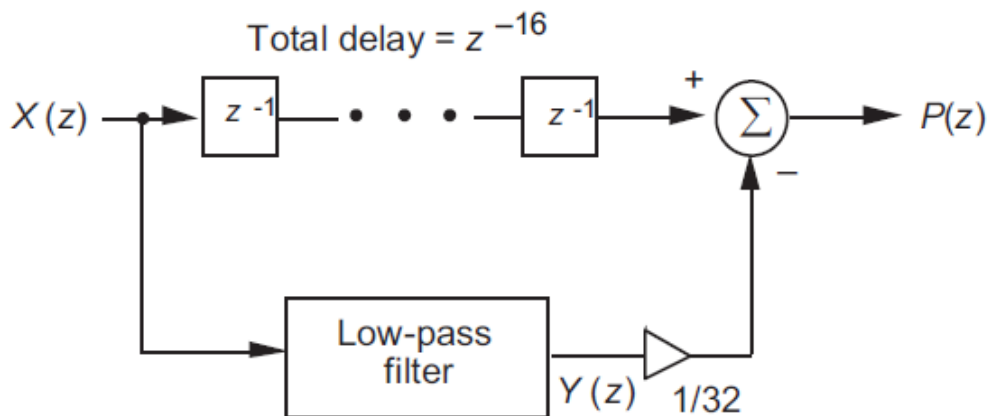
Η απόκριση πλάτους είναι [14]:

$$|H(\omega T)| = \frac{[256 + \sin^2(16\omega T)]^{\frac{1}{2}}}{\cos(\omega T/2)}$$

Η εξίσωση διαφορών του φίλτρου είναι [14]:

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)]$$

Η χαμηλή συχνότητα αποκοπής αυτού του φίλτρου είναι περίπου 5 Hz, το κέρδος είναι 32 και η καθυστέρηση είναι 16T δείγματα (ή 80ms) [14].



Εικόνα 46: Υψιπερατό φίλτρο

Η απόκριση πλάτους αυτού του φίλτρου σχεδιάστηκε για να προσεγγίσει το φάσμα του μέσου QRS συμπλέγματος. Έτσι, αυτό το φίλτρο περνάει τις χαρακτηριστικές συχνότητες ενός συμπλέγματος QRS, ενώ εξασθενεί τα σήματα χαμηλότερης και υψηλότερης συχνότητας [16].

Υπολογισμός παραγώγου (Derivative)

Αφού το σήμα έχει φιλτραριστεί, διαφοροποιείται για να παρέχει πληροφορίες σχετικά με την κλίση του συμπλέγματος QRS [16]. Χρησιμοποιείται μία παράγωγος με συνάρτηση μεταφοράς [14]:

$$H(z) = (1/8T)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2).$$

Η απόκριση πλάτους είναι:

$$|H(\omega T)| = (1/4T) [\sin(2\omega T) + 2\sin(\omega T)]$$

Η εξίσωση διαφορών του φίλτρου είναι:

$$y(nT) = (1/8T) [-x(nT-2T)-2x(nT-T)+2x(nT+T)+x(nT+2T)]$$

Το κλάσμα $1/8$ είναι μια προσέγγιση του πραγματικού κέρδους που είναι ίσο με 0,1. Σε όλα αυτά τα φίλτρα, προσεγγίζουμε παραμέτρους με τιμές που έχουν βάση το δύο για να διευκολύνουμε την εφαρμογή σε πραγματικό χρόνο. Αυτή η παράγωγος προσεγγίζει την ιδανική παράγωγο σε dc μέσω της περιοχής συχνοτήτων 30 Hz. Η παράγωγος έχει μία καθυστέρηση φίλτρου ύψους $2T$ (ή 10 ms). Η απόκριση πλάτους προσεγγίζει εκείνη μιας πραγματικής παραγώγου έως περίπου 20 Hz. Αυτό είναι το σημαντικό εύρος συχνοτήτων από τη στιγμή που όλες οι υψηλότερες συχνότητες εξασθενούν σημαντικά από το ζωνοπερατό φίλτρο [16].

Συνάρτηση Τετραγωνισμού (Squaring Function)

Μετά τη διαφοροποίηση, το σήμα τετραγωνίζεται σε κάθε σημείο. Οι προηγούμενες διεργασίες και η ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου είναι γραμμικά τμήματα της επεξεργασίας του ανιχνευτή QRS. Η συνάρτηση τετραγωνισμού από την οποία περνάει το σήμα είναι μια μη γραμμική λειτουργία. Η εξίσωση που την υλοποιεί είναι [16]:

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

Αυτή η λειτουργία καθιστά όλα τα σημεία στο επεξεργασμένο σήμα θετικά και ενισχύει μη γραμμικά το αποτέλεσμα της παραγωγίσης. Τονίζει τις υψηλότερες συχνότητες στο σήμα (κυρίως τις συχνότητες ΗΚΓ), οι οποίες οφείλονται κυρίως στο σύμπλεγμα QRS. Ένα γεγονός που πρέπει να σημειωθεί σε αυτή τη λειτουργία είναι ότι η έξοδος αυτού του σταδίου θα πρέπει να οριστεί σε ένα ορισμένο μέγιστο επίπεδο που αντιστοιχεί στον αριθμό των δυαδικών ψηφίων που χρησιμοποιούνται για να αναπαραστήσουν τον τύπο δεδομένων του σήματος [16].

Ολοκλήρωση κινούμενου παραθύρου (Moving Window Integration)

Η κλίση του R κύματος δεν είναι ένας εγγυημένος τρόπος για την ανίχνευση ενός QRS. Πολλά μη φυσιολογικά σύμπλοκα QRS που έχουν μεγάλα πλάτη και μεγάλες διάρκειες (χωρίς πολύ απότομες κλίσεις) μπορεί να μην ανιχνεύονται χρησιμοποιώντας μόνο πληροφορίες σχετικά με την κλίση του R κύματος. Επομένως, πρέπει να εξάγονται περισσότερες πληροφορίες από το σήμα για την ανίχνευσή του [16]. Η ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου περιλαμβάνει επιπλέον την κλίση του R κύματος. Εφαρμόζεται με την ακόλουθη εξίσωση διαφορών [16]:

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

όπου N είναι ο αριθμός δειγμάτων στο πλάτος του κινούμενου παραθύρου. Η τιμή αυτής της παραμέτρου πρέπει να επιλεγεί με ιδιαίτερη προσοχή. Το πλάτος του παραθύρου πρέπει να είναι περίπου το ίδιο με το ευρύτερο δυνατό σύμπλεγμα QRS. Εάν το μέγεθος του παραθύρου είναι πολύ μεγάλο, η κυματομορφή ολοκλήρωσης θα ενώσει τα σύμπλοκα QRS και T μαζί. Από την άλλη πλευρά, εάν το μέγεθος του παραθύρου είναι πολύ μικρό, ένα σύμπλεγμα QRS θα μπορούσε να παράγει διάφορες κορυφές στην έξοδο. Το πλάτος του παραθύρου πρέπει να επιλέγεται πειραματικά. Για ρυθμό δειγματοληψίας 200, το παράθυρο που επιλέχθηκε ήταν πλάτους 30 δειγμάτων (αντιστοιχεί σε 150 ms) [16]:

Σημείο προσδιορισμού θέσης (Fiducial Mark)

Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην ανερχόμενη ακμή της κυματομορφής. Η χρονική διάρκεια της ανερχόμενης ακμής είναι ίση με το πλάτος του συμπλέγματος QRS. Με τη βοήθεια αυτής της ακμής, μπορεί να επισημανθεί με ένα σημείο η χρονική θέση του συμπλέγματος QRS, σύμφωνα με το επιθυμητό χαρακτηριστικό της κυματομορφής που θα επισημανθεί όπως για παράδειγμα η μέγιστη κλίση ή η κορυφή του R κύματος [14].

Ορισμός κατωφλίων

Τα κατώφλια που χρησιμοποιήσαν οι Pan και Tompkins για αυτό το στάδιο του αλγορίθμου ορίστηκαν έτσι, ώστε να ανιχνεύονται κορυφές σημάτων (δηλαδή έγκυρα σύμπλοκα QRS). Οι κορυφές του σήματος είναι εκείνες του συμπλέγματος QRS, ενώ οι κορυφές θορύβου είναι εκείνες των κυμάτων T, του θορύβου των μυών κλπ. Αφού το σήμα ΗΚΓ έχει περάσει από τα στάδια του ζωνοπερατού φίλτρου, αυξάνεται ο λόγος σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio). Αυτό επιτρέπει τη χρήση κατωφλίων που είναι ακριβώς πάνω από τα επίπεδα θορύβου της κορυφής. Έτσι βελτιώνεται η συνολική ευαισθησία του ανιχνευτή [16].

Τα κατώφλια ορίζονται αυτόματα για να προσαρμόζονται πάνω στο θόρυβο. Είναι πιθανό να χρησιμοποιηθούν χαμηλά κατώφλια λόγω της βελτίωσης του λόγου σήματος προς θόρυβο που προσφέρει το ζωνοπερατό φίλτρο. Χρησιμοποιείται το υψηλότερο από τα δύο κατώφλια για την πρώτη ανάλυση του σήματος. Το μικρότερο κατώφλι χρησιμοποιείται στην περίπτωση που δεν ανιχνευθεί κανένα QRS εντός ενός συγκεκριμένου χρονικού διαστήματος, έτσι ώστε η διαδικασία ανίχνευσης να «ψάξει πίσω» (χρονικά) για το σύμπλεγμα QRS. Το σύνολο κατωφλίων που αρχικά εφαρμόστηκε στην κυματομορφή υπολογίζεται από [14]:

- $SPKI = 0.125 \text{ PEAKI} + 0.875 \text{ SPKI}$ (Αν PEAKI είναι η κορυφή σήματος)
- $NPKI = 0.125 \text{ PEAKI} + 0.875 \text{ NPKI}$ (Αν PEAKI είναι η κορυφή θορύβου(noise peak))
- $\text{THRESHOLD I1} = \text{NPKI} + 0.25 (\text{SPKI} - \text{NPKI})$
- $\text{THRESHOLD I2} = 0.5 \text{ THRESHOLD I1}$

Όλες οι μεταβλητές σε αυτές τις εξισώσεις αναφέρονται στο σήμα της κυματομορφής και περιγράφονται παρακάτω [16]:

- Το PEAKI είναι η ολική κορυφή (overall peak).
- Το SPKI είναι η τρέχουσα εκτίμηση της κορυφής του σήματος.
- Το NPKI είναι η τρέχουσα εκτίμηση της κορυφής θορύβου(noise peak).
- Το THRESHOLD I1 είναι το πρώτο κατώφλι που εφαρμόζεται.
- Το THRESHOLD I2 είναι το δεύτερο κατώφλι που εφαρμόζεται.

Ένα σημείο καθορίζεται ως κορυφή όταν το σήμα αλλάζει την κατεύθυνση μέσα σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Έτσι, η κορυφή SPKI του σήματος είναι η κορυφή που ο αλγόριθμος έχει μάθει να είναι εκείνη του συμπλέγματος QRS, ενώ η κορυφή θορύβου NPKI είναι οποιαδήποτε κορυφή που δεν σχετίζεται με το σήμα ενδιαφέροντος (π.χ. το κύμα T). Τα κατώφλια βασίζονται σε τρέχουσες εκτιμήσεις των SPKI και NPKI. Όπως

φαίνεται από τις εξισώσεις, νέες τιμές κατωφλίων υπολογίζονται κάθε φορά και έτσι ο αλγόριθμος προσαρμόζεται στις μεταβολές του ΗΚΓ [14][16].

Κάθε φορά που ανιχνεύεται μία νέα κορυφή, πρέπει να κατηγοριοποιηθεί ως κορυφή θορύβου ή κορυφή σήματος. Αν η μέγιστη κορυφή (peak level) υπερβεί το THRESHOLD I1 στην πρώτη ανάλυση του σήματος, τότε είναι μια κορυφή QRS. Εάν χρησιμοποιείται τεχνική αναζήτησης προς τα πίσω, τότε η κορυφή του σήματος θα πρέπει να υπερβαίνει το THRESHOLD I2 ώστε να ταξινομηθεί ως κορυφή QRS [14][16]:

$$SPKI = 0.25 PEAKI + 0.75 SPKI$$

Το σύνολο κατωφλίων που εφαρμόζεται στο φιλτραρισμένο ΗΚΓ προσδιορίζεται από τις σχέσεις [14]:

- $SPKF = 0.125 PEAKF + 0.875 SPKF$ (Αν PEAKF είναι η κορυφή σήματος)
- $NPKF = 0.125 PEAKF + 0.875 NPKF$ (Αν PEAKF είναι η κορυφή θορύβου(noise peak))
- $THRESHOLD F1 = NPKF + 0.25 (SPKF - NPKF)$
- $THRESHOLD F2 = 0.5 THRESHOLD F1$

Όπου όλες οι μεταβλητές αναφέρονται στο φιλτραρισμένο ΗΚΓ [14]:

- Το PEAKF είναι η ολική κορυφή (overall peak).
- Το SPKF είναι η τρέχουσα εκτίμηση της κορυφής του σήματος.
- Το NPKF είναι η τρέχουσα εκτίμηση της κορυφής θορύβου(noise peak).
- Το THRESHOLD F1 είναι το πρώτο κατώφλι που εφαρμόζεται.
- Το THRESHOLD F2 είναι το δεύτερο κατώφλι που εφαρμόζεται.

Όταν το σύμπλεγμα QRS βρεθεί χρησιμοποιώντας το δεύτερο κατώφλι [14]:

$$SPKF = 0.25 PEAKF + 0.75 SPKF$$

Για ακανόνιστους καρδιακούς ρυθμούς, το πρώτο κατώφλι για κάθε σειρά κατωφλίων μειώνεται κατά το ήμισυ, έτσι ώστε να αυξηθεί η ευαισθησία ανίχνευσης και να αποφευχθούν ελλείψεις [14]:

$$THRESHOLD I1 \leftarrow 0.5 THRESHOLD I1$$

$$THRESHOLD F1 \leftarrow 0.5 THRESHOLD F1$$

Ανίχνευση προς τα πίσω (Search back technique)

Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί δύο μέσους όρους RR-διαστημάτων. Ο πρώτος, RR AVERAGE1, είναι ο μέσος όρος των οκτώ πιο πρόσφατων καρδιακών παλμών. Ο δεύτερος, RR AVERAGE2, είναι ο μέσος όρος των οκτώ πιο πρόσφατων παλμών που είχαν διαστήματα RR που έπεφταν σε ένα ορισμένο εύρος [16]:

- $RR AVERAGE1 = 0.125 (RRn - 7 + RRn - 6 + \dots + RRn)$

$$\text{➤ } \text{RR AVERAGE2} = 0.125 (\text{RR}'_n - 7 + \text{RR}'_n - 6 + \dots + \text{RR}'_n)$$

Όπου το RR'_n είναι το πιο πρόσφατο διάστημα RR και το RR'_n είναι το πιο πρόσφατο διάστημα RR που έπεσε μεταξύ των αποδεκτών χαμηλών και υψηλών ορίων διαστήματος RR. Ο λόγος ύπαρξης αυτών των δύο ξεχωριστών μέσων όρων είναι η ικανότητα προσαρμογής στις ταχέως μεταβαλλόμενους ή ακανόνιστους καρδιακούς ρυθμούς [14].

Τα όρια RR διαστήματος είναι:

- $\text{RR LOW LIMIT} = 92\% \times \text{RR AVERAGE2}$
- $\text{RR HIGH LIMIT} = 116\% \times \text{RR AVERAGE2}$
- $\text{RR MISSED LIMIT} = 166\% \times \text{RR AVERAGE2}$

Όποτε δεν ανιχνεύεται η κυματομορφή QRS για ένα συγκεκριμένο διάστημα που καθορίζεται από το RR MISSED LIMIT, η μέγιστη τιμή μεταξύ των δύο καθορισμένων κατωφλίων θεωρείται υποψήφιο QRS [14]. Εάν κάθε ένα από τα οκτώ πιο πρόσφατα διαδοχικά διαστήματα RR που υπολογίζονται από το RR AVERAGE1 είναι μεταξύ του RR LOW LIMIT και του RR HIGH LIMIT, ο καρδιακός ρυθμός είναι κανονικός για αυτούς τους οκτώ καρδιακούς παλμούς και:

$$\text{RR AVERAGE2} \leftarrow \text{RR AVERAGE1}$$

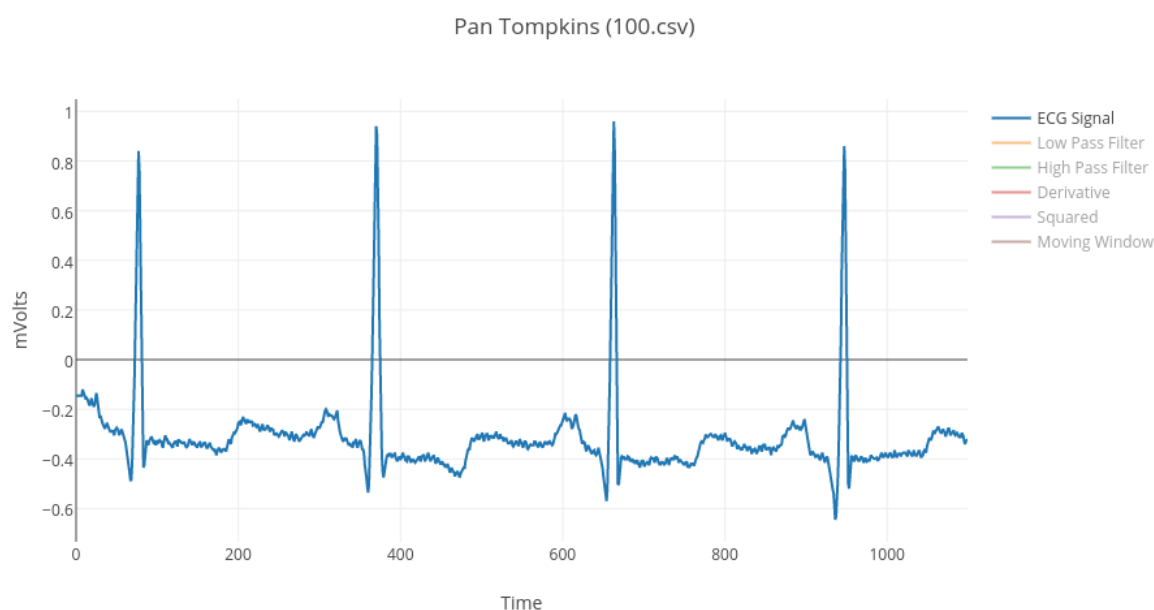
Αυτή είναι και η περίπτωση του φυσιολογικού φλεβοκομβικού ρυθμού.

Αναγνώριση T κύματος

Όταν ένα RR διάστημα είναι μικρότερο από 360 ms (πρέπει να είναι μεγαλύτερο από την καθυστέρηση μήκους 200 ms), λαμβάνεται μία απόφαση ώστε να προσδιοριστεί αν το τρέχον σύμπλεγμα QRS έχει αναγνωριστεί σωστά ή αν είναι πραγματικά ένα κύμα T. Εάν η μέγιστη κλίση που εμφανίζεται κατά τη διάρκεια αυτής της κυματομορφής είναι μικρότερη από το ήμισυ της κυματομορφής QRS που προηγήθηκε, θεωρείται ότι είναι κύμα T, διαφορετικά είναι σύμπλεγμα QRS [14].

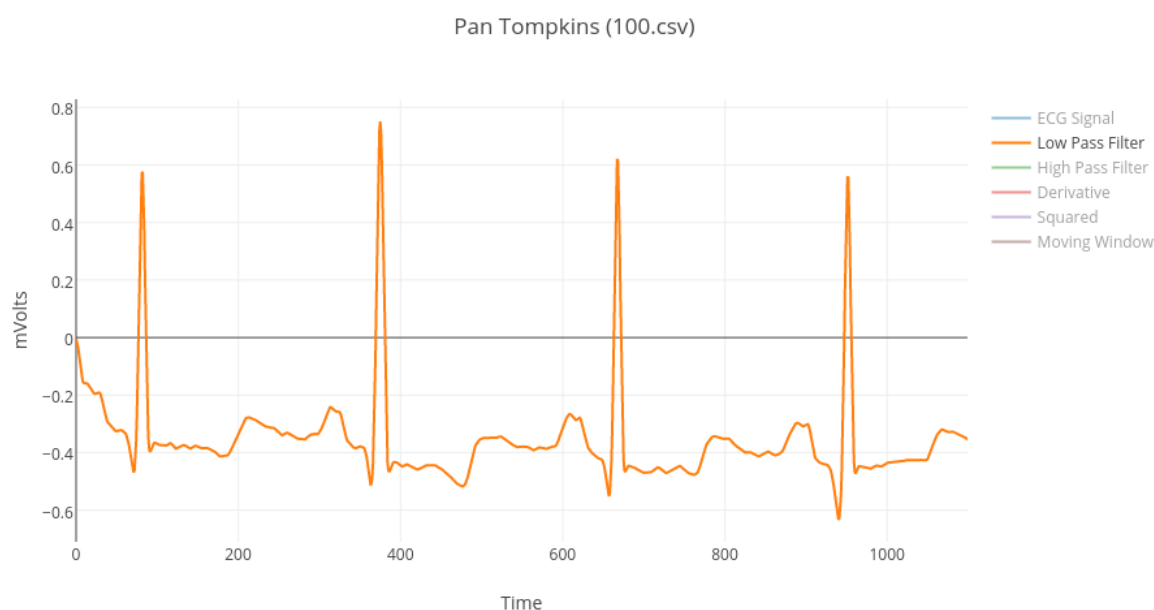
3.4.2 Αποτελέσματα Pan Tompkins

Παρακάτω φαίνεται το αρχικό σήμα πριν περάσει από τα φίλτρα του αλγορίθμου.

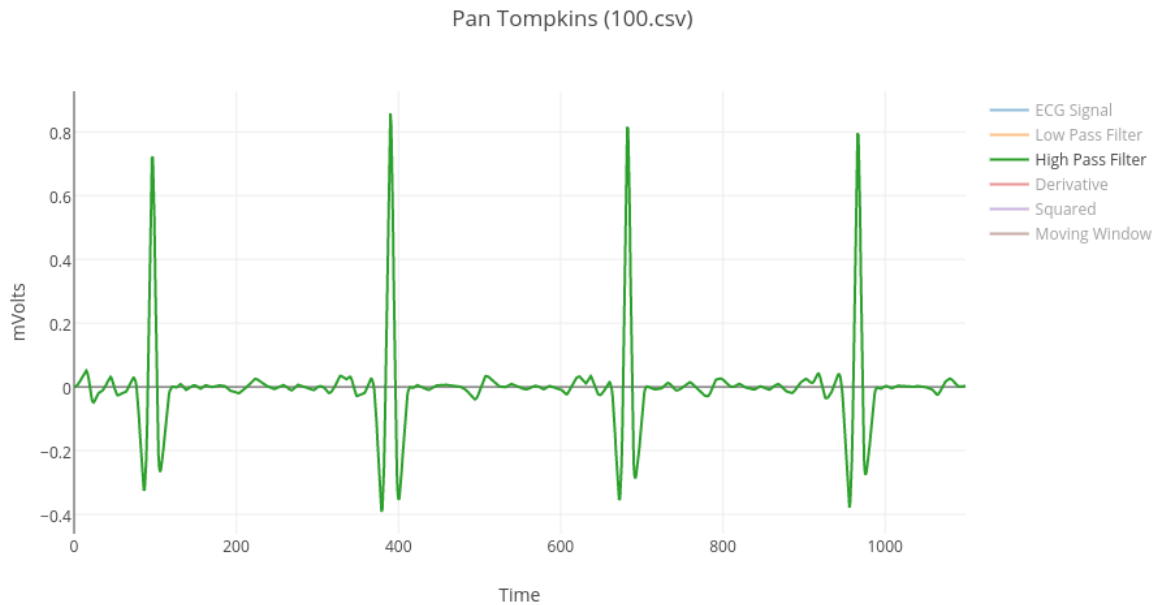


Εικόνα 47: Αρχικό σήμα ΗΚΓ(100.csv)

Το πρώτο βήμα του αλγορίθμου περνάει το σήμα από ένα χαμηλοπερατό και στη συνέχεια από ένα υψιπερατό φίλτρο. Το ζωνοπερατό φίλτρο όπως είδαμε νωρίτερα, εξαλείφει το θόρυβο του ΗΚΓ:

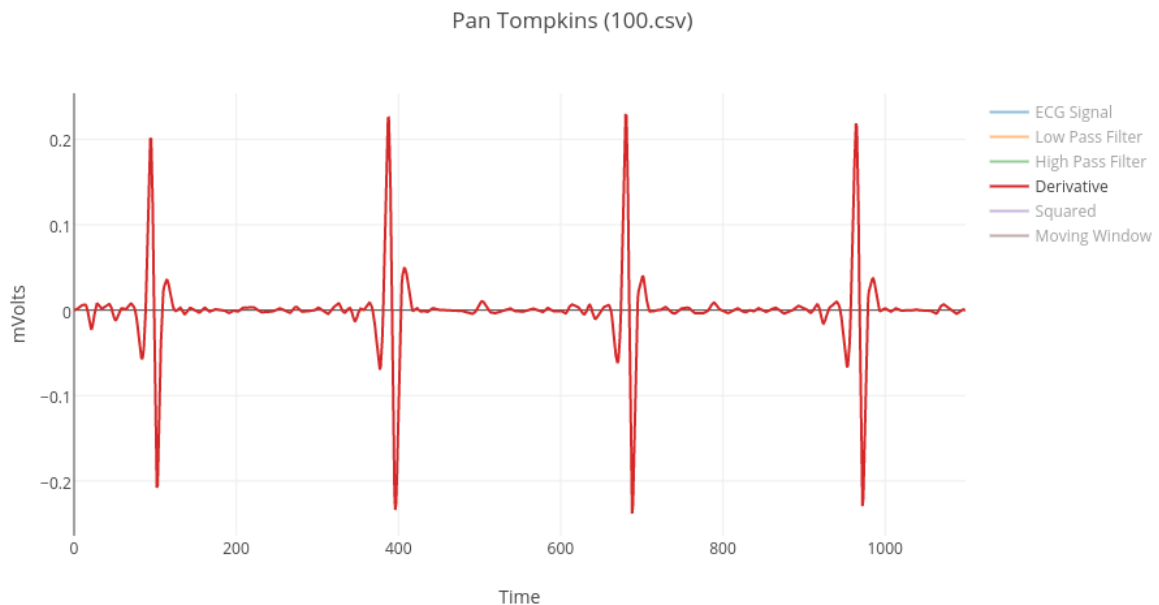


Εικόνα 48: Αποτέλεσμα χαμηλοπερατού φίλτρου



Εικόνα 49: Αποτέλεσμα υψιπερατού φίλτρου

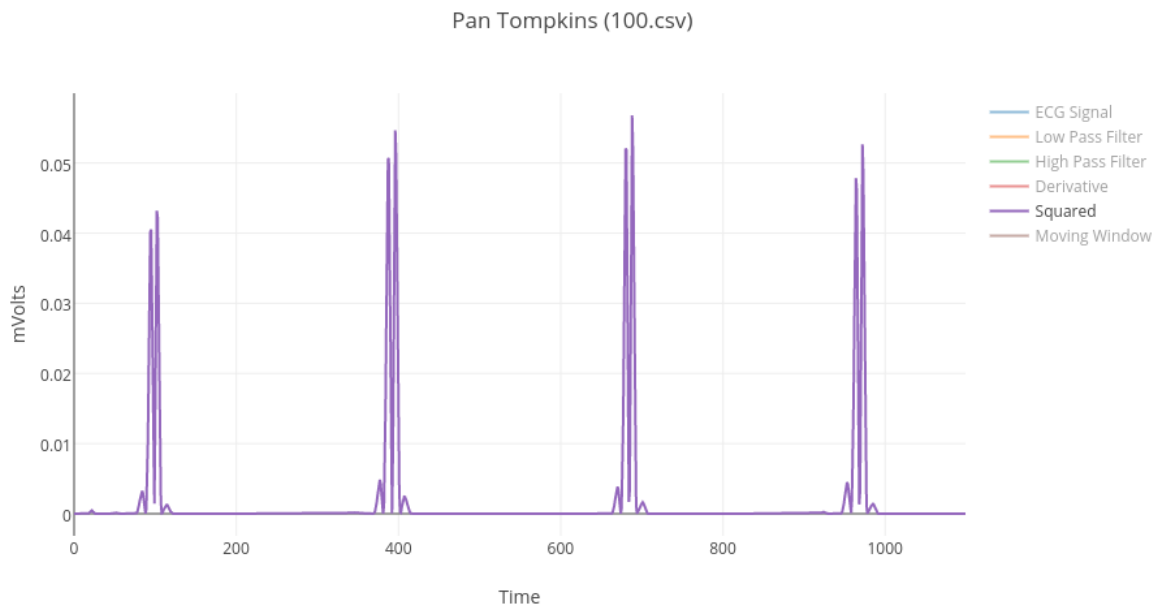
Το επόμενο βήμα είναι η διαφοροποίηση, μία συνήθης τεχνική για την εύρεση των υψηλών κλίσεων που διακρίνουν τα σύμπλοκα QRS από άλλα κύματα του ΗΚΓ. Η διαδικασία παραγωγίσισης καταστέλλει τις συνιστώσες χαμηλής συχνότητας των κυμάτων P και T και παρέχει ένα μεγάλο κέρδος στις συνιστώσες υψηλής συχνότητας που προκύπτουν από τις υψηλές κλίσεις του QRS συμπλέγματος [8].



Εικόνα 50: Αποτέλεσμα παραγωγίσισης

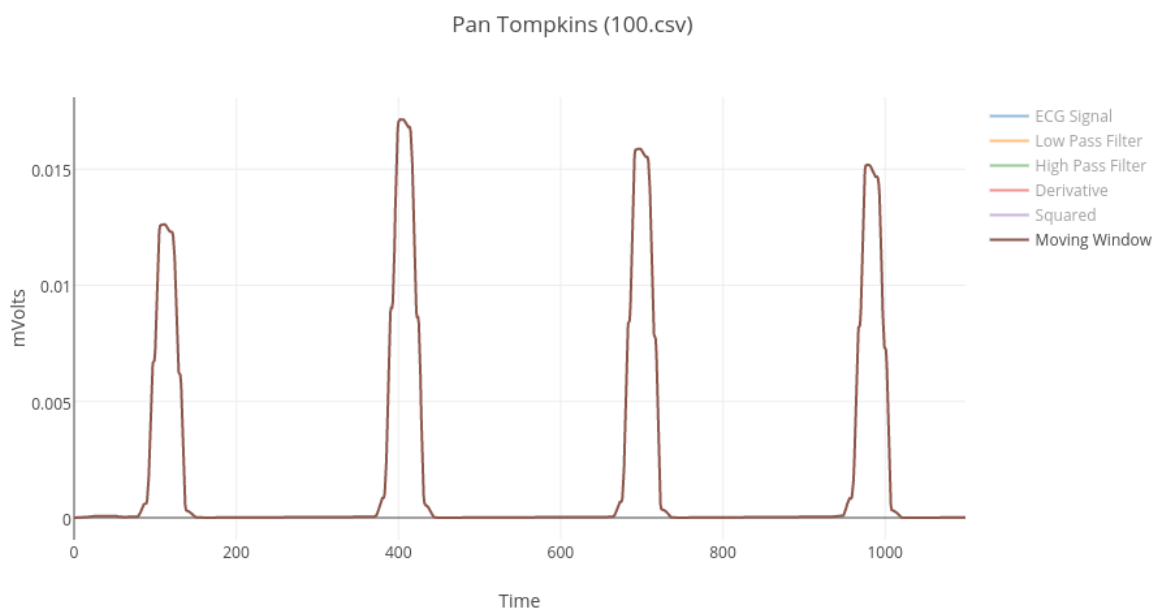
Η διαδικασία τετραγωνισμού καθιστά το αποτέλεσμα θετικό και τονίζει τις μεγάλες διαφορές που προκύπτουν από τα σύμπλοκα QRS. Οι μικρές διαφορές που

προκύπτουν από τα κύματα P και T καταστέλλονται. Οι συνιστώσες υψηλής συχνότητας στο σήμα που σχετίζονται με το σύμπλεγμα QRS ενισχύονται περαιτέρω. Πρόκειται για ένα μη γραμμικό μετασχηματισμό που αποτελείται από τον τετραγωνισμό κάθε σημείου του σήματος [8].



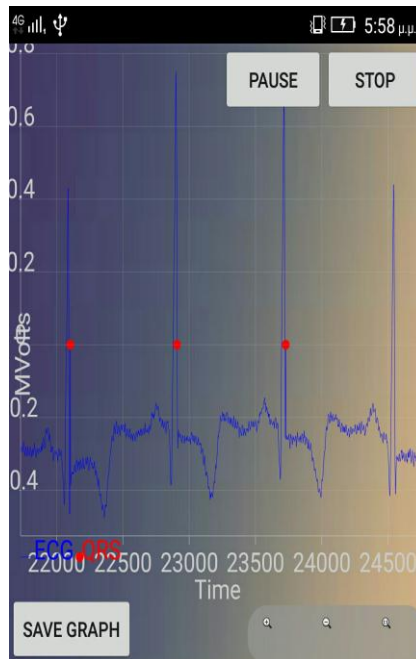
Εικόνα 51: Αποτέλεσμα τετραγωνισμού

Τέλος, η τετραγωνισμένη κυματομορφή περνάει μέσα από έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου ο οποίος αθροίζει την περιοχή κάτω από την κυματομορφή σε ένα κατάλληλο διάστημα [8].



Εικόνα 52: Αποτέλεσμα κινούμενου παραθύρου

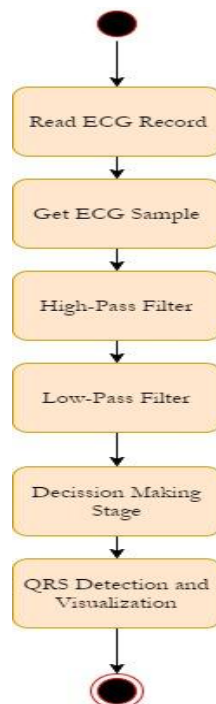
Το αποτέλεσμα του αλγορίθμου όπως φαίνεται παρακάτω, οπτικοποιείται στην εφαρμογή μας σημαδεύοντας με κόκκινες τελείες το εντοπισμένο QRS σύμπλεγμα του εκάστοτε σήματος :



Εικόνα 53: Εντοπισμός QRS

3.4.3 Moving Average

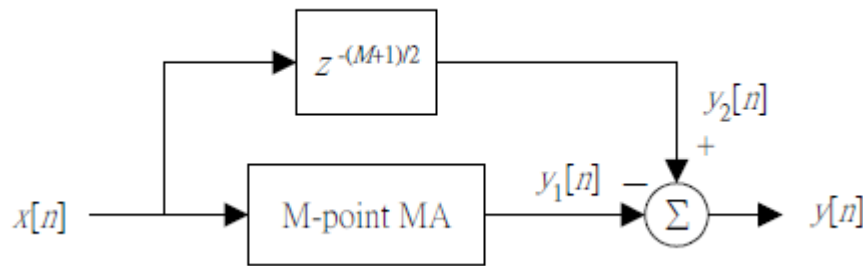
Σε αυτήν την ενότητα θα αναλύσουμε περαιτέρω τα στάδια του αλγορίθμου Moving Average όπως περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο.



Εικόνα 54: Moving Average

Υψιπερατό Φίλτρο (High-pass Filter, HPF)

Σε αυτό το στάδιο, χρησιμοποιείται ένα γραμμικό σύστημα φιλτραρίσματος που αποτελείται από ένα φίλτρο κινητού μέσου M σημείων (Moving Average Filter, MAF) και ένα ιδανικό σύστημα καθυστέρησης με μία καθυστέρηση $(M+1)/2$ δειγμάτων. Οι δύο αυτές συνιστώσες επεξεργασίας είναι συνδεδεμένες παράλληλα. Για λόγους ευκολίας, το M περιορίζεται σε περιττές τιμές. Κάθε σημείο της εξόδου του γραμμικού αυτού συστήματος στη συνέχεια αφαιρείται από το αργοπορημένο δείγμα εισόδου, έτσι ώστε ολόκληρο το σύστημα να μετατραπεί σε ένα FIR HPF με γραμμική φάση [41].

**Εικόνα 55: Υψιπερατό Φίλτρο**

Η σχέση εισόδου-εξόδου ενός MAF μπορεί να χαρακτηριστεί από τη σχέση:

$$y_1[n] = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x[n-m] \quad (1)$$

όπου το $x[n]$ αντιπροσωπεύει τα δεδομένα εισόδου και το M είναι το μήκος του φίλτρου [41].

$$y[n] = y_2[n] - y_1[n] = x[n - \frac{M+1}{2}] - \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x[n-m] \quad (2)$$

$$y[n] = -\frac{1}{M}x[n] - \dots - \frac{1}{M}x[n - \frac{M-1}{2}] + \frac{M-1}{M}x[n - \frac{M+1}{2}] - \frac{1}{M}x[n - \frac{M+3}{2}] - \dots - \frac{1}{M}x[n-M+1] \quad (3)$$

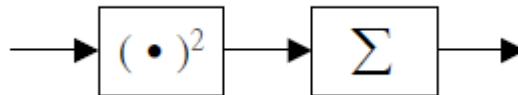
Η εξίσωση (3) είναι έγκυρη μόνο αν το μήκος φίλτρου M περιορίζεται σε περιττές τιμές με αποτέλεσμα, το συνολικό σύστημα που απεικονίζεται να γίνεται ένας τύπος I FIR HPF με γραμμική φάση. Στην πραγματικότητα, για το σκοπό μιας γραμμικής φάσης, το M δεν επιτρέπεται να έχει άρτιες τιμές. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι ακόμη και οι άρτιες τιμές του M θα επιστρέψουν ένα φίλτρο FIR τύπου II γραμμικής φάσης γεγονός που είναι εξαιρετικά μη ικανοποιητικό, λόγω του μηδενικού του $H(z)$ που εξαναγκάζεται από τον περιορισμό της γραμμικής φάσης να είναι $z = -1$, δηλαδή $\omega = \pi$, υποδεικνύοντας ότι υπάρχει πάντα ένα μηδενικό στην υψηλότερη συχνότητα και συνεπώς δεν είναι κατάλληλο για τον σχεδιασμό HPF γραμμικής φάσης [41].

Γενικά, το στάδιο του HPF που χρησιμοποιείται εδώ αποσκοπεί στο να τονίσει το σύμπλεγμα QRS ενώ καταστέλλει παράλληλα τις πηγές θορύβου χαμηλότερης συχνότητας ενός σήματος ΗΚΓ. Ως εκ τούτου, η επιλογή του M είναι ένα σημαντικό ζήτημα. Διαφορετικές τιμές του M θα έχουν ως αποτέλεσμα διαφορετικές αποκρίσεις συχνότητας του HPF και κατά συνέπεια μπορεί να οδηγήσουν σε διαφορετικές επιδόσεις ανίχνευσης QRS. Λαμβάνοντας υπόψη τα σχετικά φάσματα ισχύος των κυμάτων QRS και των κυμάτων P-T, η ενέργεια που σχετίζεται με το πρώτο κύμα συγκεντρώνεται πάνω από περίπου 5-15 Hz ενώ η πλειοψηφία της ενέργειας που συνδέεται με το τελευταίο κατανέμεται συνήθως στις συχνότητες κάτω από 5 Hz. Μπορεί να φανεί ότι ένα μικρότερο M (π.χ. $M = 3$) μπορεί να μην τονίσει επαρκώς το

σύμπλεγμα QRS στο σήμα ΗΚΓ. Από την άλλη πλευρά, οι πηγές θορύβου χαμηλής συχνότητας όπως τα κύματα P ή T θα ενισχυθούν εάν το M είναι πολύ μεγάλο (π.χ. M = 9). Καταλήγουμε λοιπόν πως η κατάλληλη επιλογή της τιμής M μπορεί να κυμαίνεται στις τιμές M = 5 ή 7 [41].

Μη γραμμικό Χαμηλοπερατό Φίλτρο (Low-pass Filter, LPF)

Το αποτέλεσμα του HPF εισάγεται περαιτέρω σε ένα μη γραμμικό LPF που κατασκευάζεται από μια λειτουργία τετραγώνισης κάθε σημείου και από ένα σύστημα ολοκλήρωσης ή αθροίσματος κινούμενου παραθύρου [41].



Εικόνα 56: Μη γραμμικό Χαμηλοπερατό Φίλτρο

Το πλάτος του κινούμενου παραθύρου ολοκλήρωσης είναι επίσης πολύ σημαντικό. Σε γενικές γραμμές, το πλάτος θα πρέπει να επιλέγεται κατάλληλα έτσι ώστε η κυματομορφή να μην προκύπτει ούτε από τη συγχώνευση των κυμάτων QRS και T ούτε από έναν αριθμό κορυφών που παράγονται από ένα ενιαίο σύμπλεγμα QRS. Στην πραγματικότητα, αυτό το πλάτος θα πρέπει να προσδιορίζεται λαμβάνοντας υπόψη το ρυθμό δειγματοληψίας του αρχικού σήματος ΗΚΓ. Μία προηγούμενη μελέτη σχετικά με αυτό το ζήτημα έδειξε ότι, μια κατάλληλη επιλογή αυτού του διαστήματος αθροίσεως θα μπορούσε να είναι ίση με 30 δείγματα καθώς ο ρυθμός δειγματοληψίας ΗΚΓ να είναι 200 Hz, που αντιστοιχεί σε 150 ms σε πραγματικό χρόνο [41].

Συνεπώς, με την κατάλληλη επιλογή του M, το μέγιστο επίπεδο της άθροισης του κινούμενου παραθύρου του τετραγωνισμένου αποτελέσματος του HPF που αντιστοιχεί σε ένα σύμπλοκο QRS φαίνεται να ενισχύεται σημαντικά ενώ εκείνα που αντιστοιχούν στις ανεπιθύμητες κορυφές θορύβου, όπως τα κύματα P και T εξασθενούν. Από τα παραπάνω μπορεί να προκύψει ένα σύστημα κατωφλίων για το τελικό στάδιο λήψης αποφάσεων όπως θα δούμε παρακάτω [41].

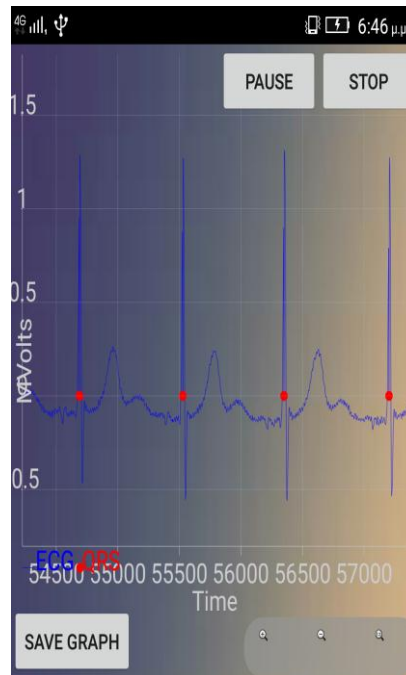
Στάδιο Λήψης Απόφασης (Decision-Making Stage)

Στο σημείο αυτό ένα κατώφλι ενσωματώνεται στον αλγόριθμο για τη λήψη αποφάσεων:

$$\text{Threshold} = \alpha \times \gamma \times \text{PEAK} + (1 - \alpha) \times \text{Threshold} \quad (5)$$

Όπου το PEAK είναι η τοπική μέγιστη τιμή που πρόσφατα ανιχνεύτηκε στην κυματομορφή και α είναι ένας παράγοντας (forgetting factor) που περιορίζεται στους θετικούς κλασματικούς αριθμούς, δηλαδή, $0 \leq \alpha \leq 1$. Σύμφωνα με την εξίσωση (5) μπορεί να φανεί ότι κάθε νέα τιμή του κατωφλίου καθορίζεται από την τρέχουσα εκτίμηση της κορυφής του σήματος καθώς και από τις προηγούμενες και τρέχουσες τιμές του ίδιου του κατωφλίου. Ο συντελεστής γ είναι ένας συντελεστής βάρους για τον προσδιορισμό της συμβολής των τιμών των κορυφών (peak values) στην προσαρμογή κατωφλίου. Εμπειρικά, οι τιμές του γ μπορούν να είναι 0,15 ή 0,2. Ένα σύμπλεγμα QRS ανιχνεύεται μόνο αν το μέγιστο επίπεδο (peak level) του σήματος υπερβαίνει το κατώφλι. Στη συνέχεια, η τιμή του κατωφλίου ενημερώνεται κάθε φορά που ανιχνεύεται ένα νέο σύμπλεγμα QRS [41].

Το αποτέλεσμα του αλγορίθμου φαίνεται παρακάτω:



Εικόνα 57: Εντοπισμός QRS (103.csv)

3.4.4 Wavelets

Τα χαρακτηριστικά σημεία ενός ΗΚΓ που βασίζονται σε wavelets δείχνουν τις δυνατότητες των wavelets, ειδικά για την επεξεργασία χρονικά μεταβαλλόμενων βιοϊατρικών σημάτων. Η ισχύς του wavelet έγκειται στην ανάλυση της πληροφορίας σε πολλές κλίμακες (Multiscale information analysis), η οποία μπορεί να χαρακτηρίσει πολύ καλά ένα σήμα [42].

Στο υποκεφάλαιο αυτό θα δούμε την υλοποίηση του wavelet μετασχηματισμού συμπεριλαμβανομένου του προσδιορισμού και την οριοθέτηση των κυμάτων QRS, P και T. Η ανίχνευση όπως θα δούμε παρακάτω γίνεται με τη χρήση του quadratic spline wavelet μετασχηματισμού σε συγκεκριμένες δυαδικές κλίμακες στις οποίες εντοπίζονται οι πληροφορίες που αφορούν το σύμπλεγμα QRS και τα κύματα P και T [43].

Όπως είδαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο ο μετασχηματισμός Wavelet είναι μια γραμμική λειτουργία που αποσυνθέτει το σήμα σε έναν αριθμό κλιμάκων που σχετίζονται με τις συνιστώσες της συχνότητας. Ο wavelet μετασχηματισμός χρησιμοποιεί ένα μικρό χρονικό διάστημα για την αξιολόγηση υψηλότερων συχνοτήτων και ένα μεγάλο χρονικό διάστημα για χαμηλότερες συχνότητες [42].

Με βάση τον Stephane Mallat, το wavelet είναι μία συνάρτηση $\psi(x)$ της οποίας η μέση τιμή είναι μηδέν. Η διαστολή της $\psi(x)$ κατά έναν παράγοντα 2^j συμβολίζεται με $\psi_2^j(x)$ και ισούται με:

$$\psi_2^j(x) = \frac{1}{2^j} \psi\left(\frac{x}{2^j}\right)$$

Ένας wavelet μετασχηματισμός είδαμε ότι υπολογίζεται με την συνέλιξη του σήματος με ένα διεσταλμένο wavelet. Έτσι, ο μετασχηματισμός της $f(x)$ στην κλίμακα 2^j και στη θέση x συμβολίζεται ως εξής [44]:

$$W_2^j f(x) = f * \psi_2^j(x)$$

Ο wavelet μετασχηματισμός ενός σήματος $f(t)$ ορίζεται λοιπόν ως το άθροισμα όλων των χρονικών στιγμών του σήματος πολλαπλασιασμένου με κλιμακούμενες, μετατοπισμένες εκδοχές της συνάρτησης κύματος ψ και δίνεται από τη σχέση:

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{a,b}(t) dt$$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

όπου * δηλώνει συζυγή μιγαδικό και $\psi_{(a,b)}(t)$ είναι μία συνάρτηση παραθύρου που ονομάζεται «mother wavelet». Το a είναι ένας συντελεστής κλίμακας και το « b » είναι ένας παράγοντας μετατόπισης. Εδώ η $\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ είναι μια μεταβαλλόμενη και κλιμακωτή εκδοχή ενός mother wavelet που χρησιμοποιείται ως βάση για την αποσύνθεση του σήματος εισόδου. Εάν η παράμετρος της κλίμακας είναι το σύνολο των δυνάμεων του 2, δηλαδή, $a = 2^j$ ($j \in \mathbb{Z}$, $\mathbb{Z}$ είναι το σύνολο των ακεραίων), τότε το wavelet ονομάζεται δυαδικό wavelet.

Καταλήγουμε λοιπόν πως ο wavelet μετασχηματισμός ενός σήματος $f(t)$ ορίζεται ως:

$$W_s f(u) = \langle f, \psi_{u,s} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) dt$$

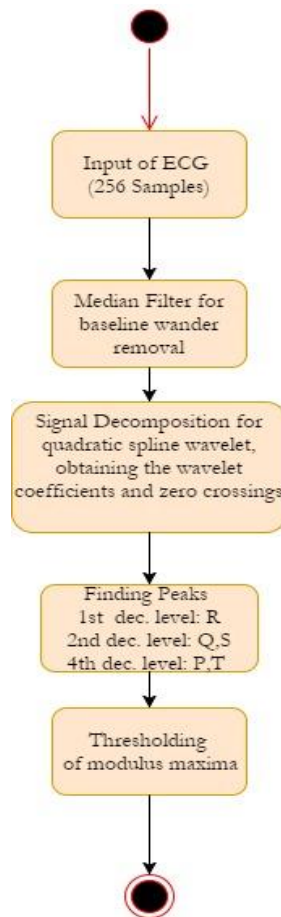
Όπου Wf σημαίνει wavelet μετασχηματισμός του σήματος f με mother wavelet ψ , με μετατόπιση u και διαστολή s . Εδώ s είναι η παράμετρος κλίμακας που συχνά επιλέγεται ως δύναμη του δύο. Ένα δυαδικό wavelet μπορεί να υπολογιστεί με τον αλγόριθμο του Mallat ως εξής [45]:

$$S_2^j f(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} [h_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1}k)]$$

$$W_2^j f(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} [g_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1}k)]$$

Όπου $S_2^j f(n)$ είναι το σήμα ΗΚΓ προς επεξεργασία, $W_2^j f(n)$ οι συντελεστές του wavelet, h_k και g_k είναι οι συντελεστές του χαμηλοπερατού και υψηλοπερατού φίλτρου αντίστοιχα [22].

Ας δούμε πιο αναλυτικά τη μεθοδολογία που ακολουθήσαμε.



Εικόνα 58: Επεξεργασία ΗΚΓ με wavelets

Το πρώτο βήμα αφορά τη συγκέντρωση 256 δειγμάτων από το αρχικό σήμα μας, τα οποία αποτελούν τον κάθε παλμό. Ο παλμός αυτός προκύπτει από το αποτέλεσμα του PanTompkins που έχει ήδη εντοπίσει τη θέση του QRS σε προηγούμενο στάδιο. Σε αυτά τα δείγματα αρχικά εφαρμόζονται δύο φίλτρα διαμέσου (200ms και 600ms) με κατάλληλο μέγεθος παραθύρου για την εξάλειψη του θορύβου που έχει προκύψει λόγω ολίσθησης γραμμής βάσης (Baseline Wander) και έπειτα ο Stationary Wavelet μετασχηματισμός (SWT) με βάση το quadratic spline wavelet. Ας δούμε πιο αναλυτικά τα βήματα παρακάτω.

Ο αριθμός των δειγμάτων επιλέχθηκε με τρόπο ώστε να έχουμε τόσα δείγματα όσα έχει και ένας ολόκληρος παλμός. Λαμβάνοντας υπόψιν τον υψηλό ρυθμό δειγματοληψίας της MIT BIH βάσης δεδομένων που είναι 360Hz, παρατηρήσαμε πως ο αριθμός των 256 δειγμάτων είναι αρκετά ικανοποιητικός. Μία ακόμη βασική προϋπόθεση είναι ο αριθμός των δειγμάτων να συμβαδίζει με τα έγκυρα μήκη του μετασχηματισμού SWT. Πιο συγκεκριμένα:

$$\text{Valid length} = \text{length} \% 2^n = 0,$$

όπου n το επίπεδο αποσύνθεσης, τα επίπεδα δηλαδή του μετασχηματισμού.

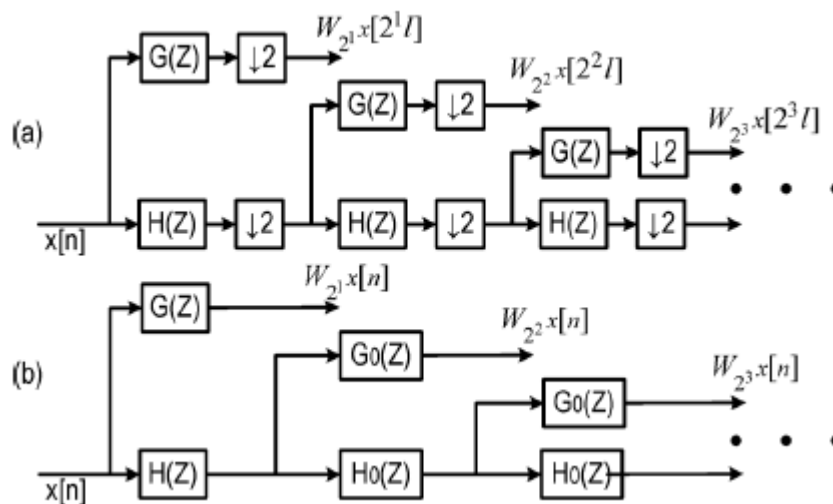
Η διαδικασία που χρησιμοποιείται είναι η ακόλουθη:

- Το αρχικό σήμα ΗΚΓ επεξεργάζεται με ένα φίλτρο διαμέσου (median filter) πλάτους 200 ms για την αφαίρεση συμπλεγμάτων QRS και κυμάτων P.

- Το προκύπτον σήμα στη συνέχεια επεξεργάζεται με ένα φίλτρο διαμέσου πλάτους 600 ms για την αφαίρεση των κυμάτων T. Το σήμα που προκύπτει από το φίλτρο περιέχει τη ολίσθησης γραμμής βάσης του σήματος ΗΚΓ.
- Αφαιρώντας το φιλτραρισμένο σήμα από το αρχικό σήμα, λαμβάνεται ένα σήμα χωρίς τον θόρυβο της ολίσθησης γραμμής βάσης.

Το επόμενο βήμα αφορά την εφαρμογή του μετασχηματισμού SWT. Η επιλογή του SWT έγινε με βάση την ιδιότητα που έχει να μετασχηματίζει σωστά το σήμα, έτσι ώστε να έχουμε τη δυνατότητα να συγκρίνουμε το μετασχηματισμένο σήμα με το αρχικό σε κάθε επίπεδο (μεταβλητότητα σε χρονικές μετατοπίσεις- translation invariance).

Για να υπάρξει αυτή η μεταβλητότητα, η οποία είναι σημαντική για την ανίχνευση της χρονικής θέσης του συμπλέγματος QRS, γίνεται εισαγωγή μηδενικών στους συντελεστές του φίλτρου αντί για μείωση των συντελεστών (downsampling). Αυτός είναι ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήσαμε και ονομάζεται "à trous" που σημαίνει μηδενικά στους συντελεστές φίλτρου [45].

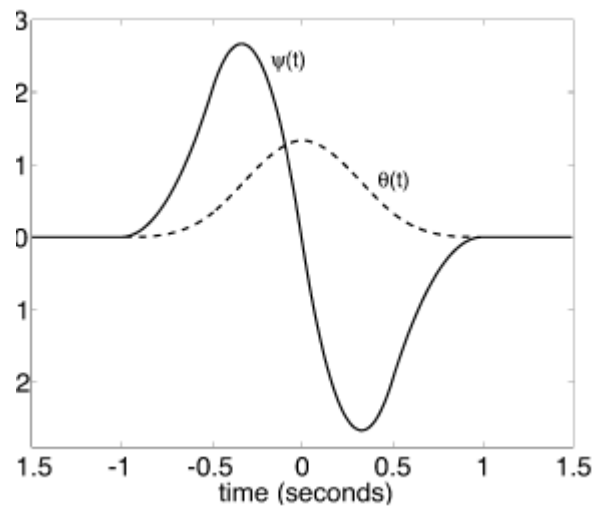


Εικόνα 59: (a) Ο αλγόριθμος του Mallat για wavelets, (b) Ο αλγόριθμος "à trous" για wavelets. Εδώ $H(Z)$ και $G(Z)$ είναι τα φίλτρα μετασχηματισμού Quadratic Spline Wavelet (QSWT). $H_0(Z)$ και $G_0(Z)$ είναι τα φίλτρα με συντελεστές που έχουν εισαχθεί μηδενικά.

Το wavelet που χρησιμοποιήθηκε είναι το Quadratic spline wavelet καθώς εφαρμόζεται με μεγαλύτερη επιτυχία σε σήματα ΗΚΓ. Ο μετασχηματισμός Fourier του Quadratic spline είναι ο ακόλουθος [18]:

$$\Psi(\Omega) = j\Omega \left(\frac{\sin(\frac{\Omega}{4})}{\frac{\Omega}{4}} \right)^4$$

Το quadratic spline wavelet μπορεί εύκολα να αναγνωριστεί ως η παράγωγος της συνέλιξης τεσσάρων ορθογωνικών παλμών, δηλαδή, η παράγωγος ενός χαμηλοπερατού φίλτρου.



Εικόνα 60: Wavelet $\psi(t)$ και συνάρτηση εξομάλυνσης $\theta(t)$ [18]

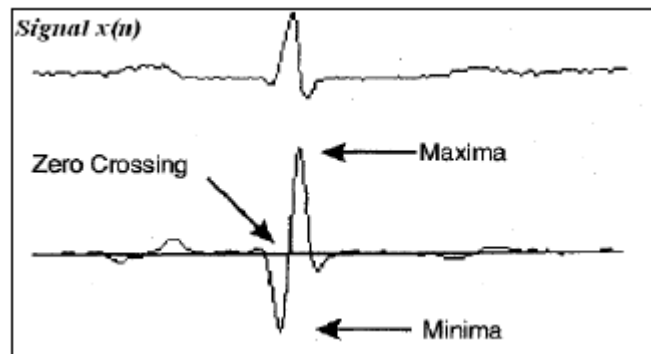
Προγραμματιστικά, η συνέλιξη του wavelet πραγματοποιείται μέσα σε έναν βρόγχο, όπου σε κάθε επανάληψη χρησιμοποιείται ως σήμα εισόδου το αποτέλεσμα της συνέλιξης με το χαμηλοπερατό της προηγούμενης συνέλιξης.

Η ανάλυση Wavelet όπως αναφέραμε και νωρίτερα, περιγράφει ένα σήμα χρησιμοποιώντας συντελεστές προσέγγισης (συντελεστές low-pass) και συντελεστές λεπτομέρειας (συντελεστές high-pass). Οι συντελεστές του υψιπερατού φίλτρου είναι οι $g=[0,-2,2,0]$ ενώ οι συντελεστές του χαμηλοπερατού φίλτρου είναι οι $h=[0.125, 0.375, 0.125, 0.375]$. [44]

Μετά τον μετασχηματισμό του Quadratic spline πραγματοποιείται η ανίχνευση των μηδενικών διέλευσης (zero crossings) στους συντελεστές του high pass φίλτρου του wavelet σε κάθε επίπεδο για την εύρεση των κορυφών. Τα zero-crossings είναι εκείνα τα σημεία όπου το σήμα αλλάζει πρόσημο. Επιλέγοντας το Quadratic spline wavelet, το αποτέλεσμα της συνέλιξης με το υψιπερατό φίλτρο (high-pass) είναι παράγωγος του αποτελέσματος της συνέλιξης με το χαμηλοπερατό (low-pass). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα στα τοπικά μέγιστα του τελευταίου, να έχουμε μηδενικά στο πρώτο.

Ένα zero crossing στους συντελεστές λεπτομέρειας συνήθως αντιστοιχεί σε κορυφή του σήματος εισόδου. Η εξαγωγή χαρακτηριστικών επιτυγχάνεται με την ανίχνευση zero crossings, την ανίχνευση κορυφής (μηδενική παράγωγος) και τον ορισμό κατωφλίου. Για τον εντοπισμό των zero crossings θέλουμε το σήμα σε κάθε επίπεδο που έχει υποστεί μετασχηματισμό από το high-pass φίλτρο ώστε να βρούμε που μηδενίζεται.

Το σύμπλεγμα QRS θεωρείται ως η πιο έντονη κυματομορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και επομένως χρησιμοποιείται ως σημείο εκκίνησης. Η ανίχνευση του συμπλέγματος QRS βασίζεται στο τοπικό ακρότατο του μετασχηματισμού Wavelet. Το σύμπλεγμα QRS παράγει δύο τοπικά ακρότατα με αντίθετα πρόσημα και με ένα zero crossing μεταξύ τους όπως φαίνεται στην Εικόν [42].



Εικόνα 61: Τοπικά ακρότατα και zero crossing του wavelet μετασχηματισμού

Το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας του συμπλέγματος QRS βρίσκεται μεταξύ 3 Hz και 40 Hz. Οι συχνότητες 3-dB του μετασχηματισμού Fourier των wavelets δείχνουν ότι το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας του συμπλέγματος QRS βρίσκεται μεταξύ των κλιμάκων 2^3 και 2^4 , με το μεγαλύτερο μέρος να βρίσκεται στην κλίμακα 2^4 . Η ενέργεια μειώνεται εάν η κλίμακα είναι μεγαλύτερη από 2^4 . Η ενέργεια των τεχνητών σφαλμάτων και θορύβου αυξάνονται για κλίμακες μεγαλύτερες από 2^5 . Επομένως, επιλέγουμε να χρησιμοποιήσουμε χαρακτηριστικές κλίμακες από 2^1 έως 2^4 για την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS [42].

Ας δούμε πιο αναλυτικά τα βήματα εντοπισμού κυμάτων ξεκινώντας από το σύμπλεγμα QRS:

➤ Εύρεση QRS

Με βάση το [43] η βασική κυματομορφή QRS εντοπίζεται αναζητώντας ένα ζευγάρι τοπικού ακρότατου με αντίθετο πρόσημο στις κλίμακες 2^4 έως 2^1 και προσδιορίζοντας τη βασική κυματομορφή QRS ως zero crossing μεταξύ του μεγίστου και του ελαχίστου στην κλίμακα 2^1 . Πιο αναλυτικά, αναζητούμε ένα ζεύγος τοπικού ακρότατου μεταξύ των κλιμάκων 2^4 έως 2^1 που υπερβαίνουν τα προκαθορισμένα κατώτατα όρια ε^4_{QRS} έως ε^1_{QRS} αντιστοίχως. Αυτό αντιστοιχεί στην αναζήτηση ενός τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^4 , στη συνέχεια ενός στην κλίμακα 2^3 και ούτω καθεξής για χαμηλότερες κλίμακες.

Αξίζει να σημειωθεί ότι ένα τοπικό ακρότατο στην κλίμακα 2^k θεωρείται ότι βρίσκεται πλησίον ενός στην κλίμακα 2^{k-1} , εάν το διάστημα μεταξύ τους είναι μικρότερο από 10 δείγματα. Σε περίπτωση που υπάρχουν περισσότερα του ενός επιλέγεται το πλησιέστερο. Εφαρμόζονται κανόνες για την επιλογή του πιο σημαντικού ζεύγους τοπικού ακρότατου. Η κορυφή του συμπλέγματος QRS βρίσκεται στο zero crossing μεταξύ των δύο τοπικών ακροτάτων στην κλίμακα 2^1 [43].

➤ Ορισμός κατωφλίων

Όπως και στο [43] η εφαρμογή μας διατηρεί στη μνήμη 512 δείγματα του σήματος εισόδου και τα 512 δείγματα του wavelet μετασχηματισμού του σήματος σε κάθε μία από τις πέντε κλίμακες κάθε φορά. Αυτός ο αριθμός δειγμάτων επιλέχθηκε με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη ακρίβεια οριοθέτησης του ΗΚΓ. Σε κάθε κλίμακα, υπολογίζεται η τιμή RMS(Root Mean Square) σε κάθε μπλοκ των 512 δειγμάτων του wavelet μετασχηματισμού και τα κατώφλια ορίζονται ως ο μέσος όρος των τελευταίων 8 μπλοκ. Στη συνέχεια διαιρούμε την τιμή RMS δια 2 για το ε^4_{QRS} . Ένα πλεονέκτημα της χρήσης ενός κατωφλίου που υπολογίζεται για

ένα περιορισμένο χρονικό διάστημα είναι ότι λαμβάνεται υπόψιν η τοποθεσία του σήματος, η οποία είναι σημαντική, καθώς παράμετροι όπως ο θόρυβος και ο καρδιακός παλμός μπορεί να αλλάξουν γρήγορα.

➤ Διάστημα RR

Για να υπολογίσουμε μια εκτίμηση του τρέχοντος διαστήματος RR (δηλ. του διαστήματος μεταξύ δύο διαδοχικών κυμάτων R) χρησιμοποιούμε έναν κινητό μέσο:

$$rr_i = \frac{3}{4} \cdot rr_{i-1} + \frac{1}{4} \cdot \begin{cases} \frac{rr_{i-1}}{2}, & \text{αν } rr_m < \frac{rr_{i-1}}{2} \\ 2 \cdot rr_{i-1}, & \text{αν } rr_m > 2 \cdot rr_{i-1} \\ rr_m, & \text{αλλιώς} \end{cases}$$

Όπου rr_i και rr_{i-1} είναι οι παλιές και οι νέες εκτιμήσεις, ενώ rr_m είναι η τελευταία RR μέτρηση. Αυτό επιτρέπει στην εκτίμηση να λαμβάνει υπόψιν μια αλλαγή του καρδιακού ρυθμού, χωρίς να είναι πολύ ευάλωτη σε ψευδείς ανιχνεύσεις, πράγμα που με τη σειρά του θα προκαλούσε μια χιονοστιβάδα άλλων ψευδών ανιχνεύσεων λόγω του κανόνα της αναζήτησης προς τα πίσω. Επιπλέον, λαμβάνουμε υπόψη ότι ο καρδιακός ρυθμός δεν μπορεί να λάβει τιμές άνω των 300 παλμών ή κάτω των 20 παλμών ανά λεπτό [43].

➤ Αναζήτηση προς τα πίσω (Search back)

Στην περίπτωση που δεν ανιχνευθεί κάποιο σύμπλεγμα QRS για $1.5 \cdot rr$, κάνουμε μία αναζήτηση προς τα πίσω για ένα ζευγάρι τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^3 , χρησιμοποιώντας το ίδιο κατώφλι ε_{QRS}^3 . Στη συνέχεια, αναζητούμε άμεσα το σημείο του zero crossing στην κλίμακα 2^1 , χωρίς να ψάξουμε για τοπικό ακρότατο στις κλίμακες 2^2 και 2^1 . Αυτή η διαδικασία είναι λιγότερο περιοριστική από την κανονική ανίχνευση QRS, καθώς δεν ελέγχουμε το τοπικό ακρότατο στις κλίμακες 2^1 , 2^2 και 2^4 . Η τροποποίηση αυτή με βάση το [43] αποδείχθηκε επιτυχής διορθώνοντας τις λανθασμένες ανιχνεύσεις που εμφανιζόντουσαν κατά την κανονική διαδικασία ανίχνευσης.

➤ Οριοθέτηση QRS

Μόλις εντοπιστεί το σύμπλεγμα QRS, οριοθετούμε τα κύματα γύρω από αυτό όπως ακριβώς στο [43]. Παρόμοια με το QRS, τα υπόλοιπα κύματα χαρακτηρίζονται από ένα ζεύγος τοπικού ακρότατου με αντίθετα πρόσημα και η κορυφή του εκάστοτε κύματος βρίσκεται στο zero crossing της κλίμακας 2^1 . Πιο συγκεκριμένα, σε ένα παράθυρο αναζήτησης ξεκινώντας 20 δείγματα (δηλαδή, 80 ms) πριν από το βασικό κύμα και τερματίζοντας 40 δείγματα (δηλαδή, 160 ms) μετά από αυτό, αναζητούμε τοπικό ακρότατο στην κλίμακα 2^2 πριν και μετά το κύμα. Τα κατώφλια γ_{QRSpre} και $\gamma_{QRSpost}$ είναι τα:

$$\gamma_{QRSpre} = 0.06 \cdot \max(|W_2^2 x[n]|)$$

$$\gamma_{QRSpost} = 0.20 \cdot \max(|W_2^2 x[n]|)$$

Με το n να βρίσκεται εντός του προαναφερθέντος παραθύρου αναζήτησης.

Το συγκεκριμένο παράθυρο αναζήτησης επιτρέπει να οριοθετήσουμε σωστά μια μεγαλύτερη ποικιλία μορφολογιών αποφεύγοντας την ανίχνευση ασήμαντων κυμάτων. Σε αυτή την εφαρμογή, εάν ανιχνευθούν περισσότερα από τρία σημαντικά κύματα (δηλαδή ένα βασικό κύμα συν δύο δευτερεύοντα κύματα), επιλέγουμε τα πλησιέστερα σε σχέση με την βασική κορυφή [43].

➤ Ανίχνευση αρχής (Onset) και τέλους(End)

Η αρχή και το τέλος του QRS ανιχνεύονται στην κλίμακα 2^4 . Αξιοποιούμε ιδιαίτερα το γεγονός ότι το σύμπλεγμα QRS, στην κλίμακα 2^4 , αποτελείται συνήθως από ένα μόνο τοπικό ακρότατο, καθώς το σήμα εξομαλύνεται σε υψηλότερες κλίμακες. Τα κατώφλια προσαρμόστηκαν πειραματικά. Η αρχή του QRS ορίζεται από την:

$$\xi_{QRSon} = 0.25 \cdot \max(|W_2^4 x[n]|), n \in [n_{first} - 10; R]$$

όπου n_{first} είναι η θέση του πρώτου τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^2 που σχετίζεται με οποιοδήποτε κύμα του συμπλέγματος QRS και R είναι η θέση του βασικού κύματος του συμπλέγματος QRS. Στη συνέχεια, ελέγχουμε προς τα πίσω στην κλίμακα 2^4 , ξεκινώντας δύο δείγματα πριν το n_{first} . Η έναρξη του QRS αντιστοιχεί στο πρώτο δείγμα του οποίου η τιμή είναι μικρότερη από εκείνη του ξ_{QRSon} . Το τέλος του QRS ανιχνεύεται παρομοίως. Εντοπίζουμε το τοπικό μέγιστο στην κλίμακα 2^4 μετά το n_{last} (όπου n_{last} είναι η θέση του τελευταίου τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^2 που σχετίζεται με οποιοδήποτε κύμα του συμπλέγματος QRS:

$$n_{max} = \operatorname{argmax}(|W_2^4 x[n]|), \\ n \in [n_{last} + 1; n_{last} + 10]$$

και έπειτα ορίζουμε το κατώφλι:

$$\xi_{QRSend} = 0.7 \cdot (|W_2^4 x[n_{max}]|)$$

Το τέλος του QRS εντοπίζεται στο πρώτο δείγμα μετά το n_{max} του οποίου η τιμή στην κλίμακα 2^4 είναι μικρότερη από την τιμή του ξ_{QRSend} [43].

➤ Οριοθέτηση των κυμάτων P και T

Ο εντοπισμός και η οριοθέτηση των κυμάτων P και T ακολουθούν παρόμοια διαδικασία όπως εκείνη που ακολουθείται για το σύμπλεγμα QRS. Αρχικά ψάχνουμε για τοπικό ακρότατο στην κλίμακα 2^4 εντός ενός παράθυρου αναζήτησης. Αφού έχουμε εξάγει όλα τα τοπικά ακρότατα λαμβάνουμε υπόψιν εκείνα με πλάτος μεγαλύτερο από ένα κατώφλι $\gamma_{P/T}$ που ορίζεται ως [43]:

$$\gamma_{P/T} = 0.125 \cdot \max(|W_2^4 x[n]|)$$

Αν δεν βρεθεί κανένα κατάλληλο ζευγάρι στην κλίμακα 2^4 , επαναλαμβάνουμε την παραπάνω διαδικασία στην κλίμακα 2^5 . Μόλις βρεθεί το ζευγάρι του τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^k ($k = 4$ ή 5), επιλέγουμε το zero crossing μεταξύ τους στην κλίμακα 2^3 ως κορυφή του κύματος. Αν δεν βρεθεί τέτοιο zero crossing, χρησιμοποιούμε αντ' αυτού το zero crossing στην κλίμακα 2^k . Η αρχή και το τέλος ανιχνεύονται χρησιμοποιώντας τις ίδιες αρχές όπως και για την ανίχνευση της έναρξης και του τέλους του QRS [43].

➤ Ανίχνευση κύματος P

Για την πρώτη ανίχνευση, χρησιμοποιείται ένα παράθυρο ανίχνευσης (initial search window, ISW):

$$ISW = [QRS_{onset} - \min(85, \frac{rr}{2}); QRS_{onset} - 2]$$

Για κάθε κύμα P που ανιχνεύεται, οι θέσεις των τοπικών ακρότατων, σε σχέση με την κορυφή R, καταγράφονται σε δύο εκτιμήσεις pr_1 και pr_2 . Ένας κινητός μέσος όρος με τις παραμέτρους 0.75/0.25 χρησιμοποιείται για την εξομάλυνση αυτών των τιμών, επιτρέποντας την ευελιξία και την ανθεκτικότητα στα σφάλματα ανίχνευσης. Για τις επόμενες αναζητήσεις, αναζητούμε το κύμα P στην κλίμακα 2^4

χρησιμοποιώντας ένα στενό παράθυρο αναζήτησης (narrowed search window, NSW) [43]:

$$NSW = ISW \cap [R - 1.5 \cdot pr_1; R - 0.6 \cdot pr_2]$$

Αν δεν εντοπιστεί το κύμα P στην κλίμακα 2^4 προσπαθούμε να το εντοπίσουμε στην επόμενη κλίμακα 2^5 χρησιμοποιώντας το ίδιο παράθυρο. Αν δεν εντοπιστεί κανένα κύμα, επαναλαμβάνεται η αναζήτηση στην κλίμακα 2^4 σε ένα ευρύτερο παράθυρο [43]:

$$NSW' = ISW \cap [R - 2.0 \cdot pr_1; R - 0.5 \cdot pr_2]$$

Αν αποτύχουν όλοι οι προηγούμενοι υπολογισμοί, υποθέτουμε πως δεν υπάρχει κύμα P. Εάν, ωστόσο, εντοπιστούν πολλαπλά τοπικά ακρότατα εντός του παράθυρου αναζήτησης, παίρνουμε εκείνο με τη μέγιστη κλίση [43]:

$$\frac{|W_2^k x[n_2] - W_2^k x[n_1]|}{n_2 - n_1}$$

Όπου n_1, n_2 τα δύο τοπικά ακρότατα του ζεύγους. Το κύμα με την μεγαλύτερη κλίση συνήθως αντιστοιχεί σε εκείνο με την εντονότερη μετάβαση [43]:

➤ **Ανίχνευση κύματος T**

Χρησιμοποιήθηκε ένα παράθυρο ανίχνευσης SW το οποίο ορίζεται ως εξής:

$$SW = [QRS_{end} + 15, QRS_{onset} + (1.5 \cdot QT_{c_{max}} \cdot \sqrt{rr})]$$

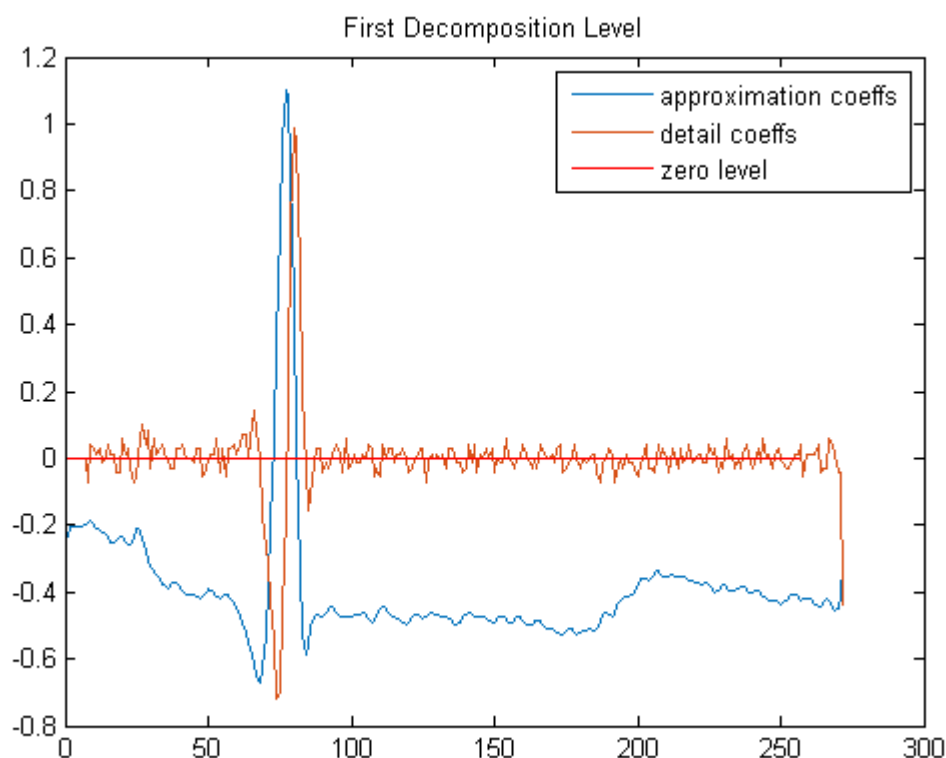
Όπου οι τιμές για το $QT_{c_{max}}$ αντιστοιχούν στις φυσιολογικές μέγιστες τιμές των συντελεστών QT του τύπου του Bazet:

$$QT_c = \frac{\text{time interval from Q onset to T end}}{\sqrt{\text{Previous RR interval}}}$$

Αν εντός του παραθύρου ανίχνευσης υπάρχουν περισσότερα του ενός ζεύγους τοπικού ακρότατου στην κλίμακα 2^4 , επιλέγουμε εκείνο με την μέγιστη κλίση. Αν η μεγαλύτερη κλίση είναι μικρότερη κατά 1.8 φορές από την δεύτερη μεγαλύτερη κλίση, επιλέγουμε το ζευγάρι με τα πιο σημαντικά τοπικά ακρότατα στην κλίμακα 2^5 . Αυτός ο κανόνας επιτρέπει τον διαχωρισμό του T κύματος όταν υπάρχει κύμα U [43].

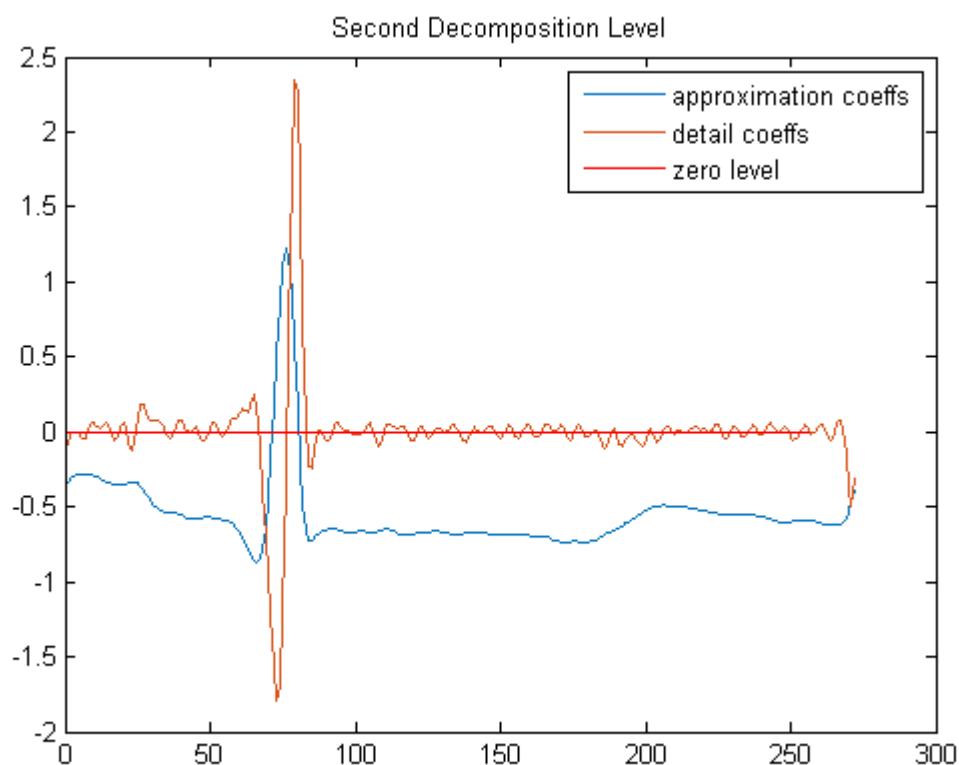
3.4.5 Αποτελέσματα Wavelets

Παρακάτω παραθέτουμε αποτελέσματα και διαγράμματα της ανάλυσης με wavelets. Έχοντας αναλύσει τη μέθοδο της αποσύνθεσης του σήματος ως δούμε πρακτικά στο σήμα του αρχείου 100.csv τα στάδια που περιγράψαμε νωρίτερα:



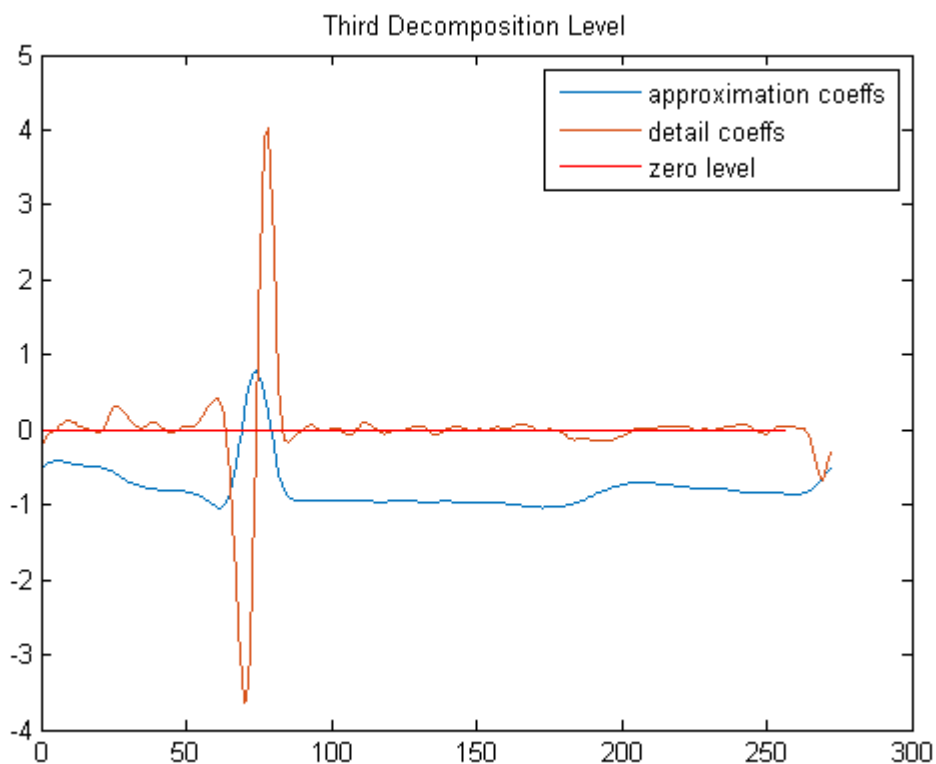
Εικόνα 62: Πρώτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος

Οι συντελεστές του φιλτραρισμένου σήματος με βάση το low-pass φίλτρο αναπαρίστανται από τη μπλε γραμμή ενώ οι συντελεστές του high-pass φίλτρου αναπαρίστανται από την κόκκινη γραμμή. Η ευθεία στο μηδέν, μας βοηθά να παρατηρήσουμε με μεγαλύτερη ακρίβεια τα σημεία αλλαγής προσήμου του σήματος, δηλαδή τα σημεία zero crossings. Παρατηρούμε επίσης ότι στο πρώτο επίπεδο τα σημεία αυτά είναι πολλά. Στο επίπεδο αυτό, εντοπίζουμε το zero crossing που αντιστοιχεί στο R κύμα.



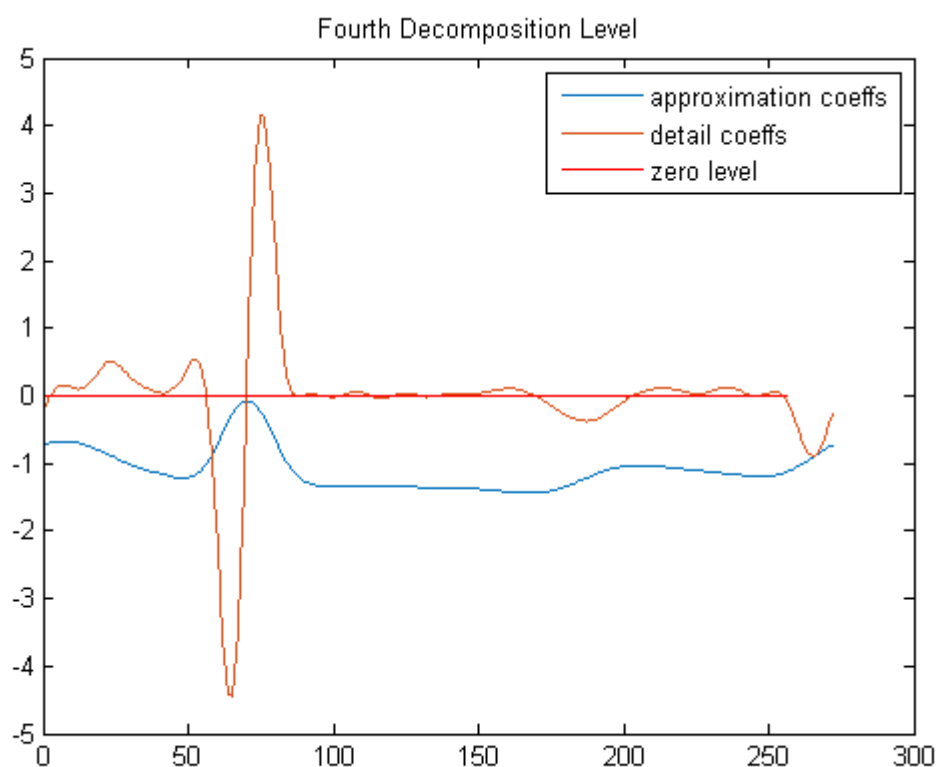
Εικόνα 63: Δεύτερο στάδιο αποσύνθεσης σήματος

Συνεχίζουμε στο δεύτερο επίπεδο με την ανίχνευση των κορυφών Q και S με σημείο αναφοράς το R.



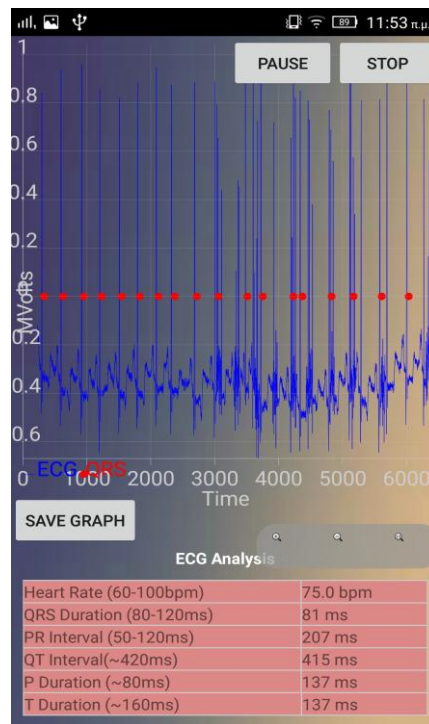
Εικόνα 64: Τρίτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος

Οι κορυφές που απομένουν είναι το P και T τα οποία ανιχνεύονται στο επίπεδο τέσσερα που είναι και το τελευταίο.



Εικόνα 65: Τέταρτο στάδιο αποσύνθεσης σήματος

Το αποτέλεσμα των wavelets, οπτικοποιείται στην εφαρμογή μέσω ενός πίνακα. Εκεί καταγράφονται τα διαστήματα των χαρακτηριστικών QRS, PR, QT, P και T που εντοπίστηκαν μέσω wavelet ανάλυσης καθώς και ο υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού.



Εικόνα 66: Αποτελέσματα ανάλυσης με wavelets

3.5 Αξιολόγηση και ταξινόμηση

Ένα πολύ σημαντικό μέρος της διπλωματικής μας εργασίας βασίζεται στην αξιολόγηση των παλμών που λαμβάνουμε και επεξεργαζόμαστε. Το σύστημά μας εκπαιδεύτηκε χρησιμοποιώντας παλμούς της βάσης δεδομένων αρρυθμιών MIT/ BIH ενώ η αξιολόγηση έγινε με παλμούς της βάσης δεδομένων QT. Τα αρχεία που χρησιμοποιήθηκαν είναι διάρκειας ενός λεπτού ενώ οι παλμοί ξεπερνούν τους 3000.

Η MIT/BIH αποτελείται από 48 εγγραφές ΗΚΓ διάρκειας μισής ώρας που λήφθηκαν εντός ασθενοφόρου. Αυτή η βάση δεδομένων, αναπτύχθηκε από το Ινστιτούτο Τεχνολογίας της Μασαχουσέτης και το Νοσοκομείο Beth Israel [16]. Η βάση δεδομένων περιέχει περισσότερους από 116.000 παλμούς.

Η βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH περιέχει μια μεγάλη ποικιλία ΗΚΓ, συμπεριλαμβανομένων και σημάτων που σπάνια μεν παρατηρούνται αλλά κλινικά είναι πολύ σημαντικά. Η διαφορά με άλλες βάσεις δεδομένων είναι ότι επικεντρώνεται στις θέσεις του καρδιακού παλμού με διαφορετική QRS μορφολογία, ενώ άλλες επικεντρώνονται σε άλλα κύματα, στα P και T ή ακόμη και σε άλλα χαρακτηριστικά όπως είναι τα ST επεισόδια, οι αλλαγές ρυθμού και οι αλλαγές ποιότητας του σήματος. Επιπλέον, αυτή η βάση δεδομένων ήταν η πιο γνωστή σε χρήση για την αξιολόγηση αλγορίθμων ανίχνευσης QRS. Κάθε εγγραφή ΗΚΓ περιέχει τρεις διαφορετικούς τύπους αρχείων οι οποίοι από την κατάληξή τους υποδεικνύουν το περιεχόμενό τους. Μία εγγραφή περιέχει λοιπόν [46]:

- Ένα δυαδικό αρχείο .dat (σήμα) που περιέχει τα ψηφιοποιημένα δείγματα του σήματος ΗΚΓ.
- Ένα αρχείο .hea αρχείο (header) που δεν είναι παρά ένα αρχείο σύντομου κειμένου που περιγράφει τα χαρακτηριστικά του σήματος.

- Ένα αρχείο .atr (annotations) το οποίο περιέχει ετικέτες που περιγράφουν τα χαρακτηριστικά του σήματος σε συγκεκριμένη χρονική στιγμή, όπως η τοποθεσία του συμπλέγματος QRS και ο τύπος.

Το .dat αρχείο σε μορφή .csv του σήματος 100 έχει τη μορφή:

```
'Elapsed time','MLII','V5'  
'hh:mm:ss.mmm','mV','mV'  
'0:00.000',-0.145,-0.065  
'0:00.003',-0.145,-0.065  
'0:00.006',-0.145,-0.065  
'0:00.008',-0.145,-0.065  
'0:00.011',-0.145,-0.065  
'0:00.014',-0.145,-0.065  
'0:00.017',-0.145,-0.065  
'0:00.019',-0.145,-0.065  
'0:00.022',-0.120,-0.080  
'0:00.025',-0.135,-0.080  
'0:00.028',-0.145,-0.085  
'0:00.031',-0.150,-0.085  
'0:00.033',-0.160,-0.075  
'0:00.036',-0.155,-0.070  
'0:00.039',-0.160,-0.070  
'0:00.042',-0.175,-0.065  
'0:00.044',-0.180,-0.055  
'0:00.047',-0.185,-0.050  
'0:00.050',-0.170,-0.050  
'0:00.053',-0.155,-0.040  
'0:00.056',-0.175,-0.040  
'0:00.058',-0.180,-0.055  
'0:00.061',-0.190,-0.075
```

Εικόνα 67: 100.csv

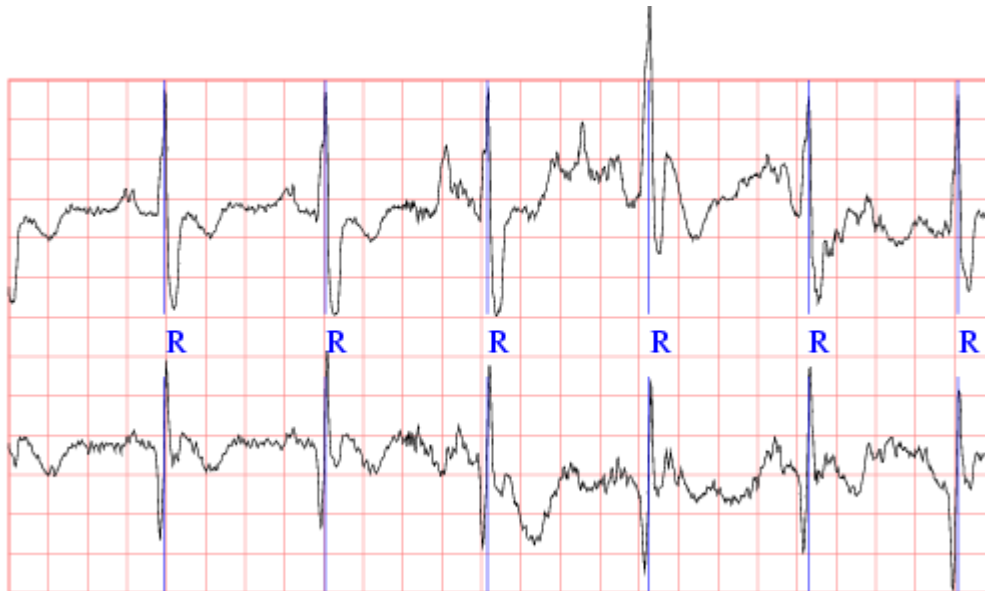
Το .hea αρχείο του σήματος 100 έχει τη μορφή:

```
100 2 360 650000  
100.dat 212 200 11 1024 995 -22131 0 MLII  
100.dat 212 200 11 1024 1011 20052 0 V5  
# 69 M 1085 1629 x1  
# Aldomet, Inderal
```

Εικόνα 68: 100.hea

Το συγκεκριμένο αρχείο καθορίζει δύο σήματα τα οποία έχουν δειγματοληπτηθεί στα 360 Hz και αποτελούνται από 650000 δείγματα (λίγο περισσότερο από 30 λεπτά) το καθένα. Το κέρδος για κάθε σήμα ήταν 200 μονάδες ADC ανά millivolt. Οι περιγραφές του σήματος προσδιορίζουν ποιες απαγωγές χρησιμοποιήθηκαν (MLII και V5). Τέλος, οι δύο τελευταίες γραμμές περιέχουν πληροφορίες σχετικά με το φύλο και την ηλικία του ασθενή και την φαρμακευτική αγωγή που λαμβάνει.

Το .atr αρχείο ενός σήματος με αποκλεισμό δεξιού σκέλους σε συνδυασμό με τα άλλα δύο αρχεία παράγουν:



Εικόνα 69: Αποκλεισμός δεξιού σκέλους (Right bundle branch block beat)

Μερικές από τις ετικέτες που χρησιμοποιεί η βάση δεδομένων φαίνονται στην εικόνα παρακάτω:

N	Normal beat (displayed as "." by the PhysioBank ATM, LightWAVE, pschart, and psfd)
L	Left bundle branch block beat
R	Right bundle branch block beat
B	Bundle branch block beat (unspecified)
A	Atrial premature beat
a	Aberrated atrial premature beat
J	Nodal (junctional) premature beat
S	Supraventricular premature or ectopic beat (atrial or nodal)
V	Premature ventricular contraction
r	R-on-T premature ventricular contraction
F	Fusion of ventricular and normal beat
e	Atrial escape beat
j	Nodal (junctional) escape beat
n	Supraventricular escape beat (atrial or nodal)
E	Ventricular escape beat
/	Paced beat
f	Fusion of paced and normal beat
Q	Unclassifiable beat
?	Beat not classified during learning

Εικόνα 70: Ετικέτες παλμών ΗΚΓ

Η βάση δεδομένων QT περιλαμβάνει εξίσου μια μεγάλη ποικιλία ΗΚΓ που αντιστοιχεί σε έναν αριθμό αρχείων από ασθενής. Τα αρχεία της βάσης QT επιλέχθηκαν κυρίως από υπάρχουσες βάσεις δεδομένων ΗΚΓ στις οποίες προστέθηκαν ετικέτες που

σηματοδοτούν τη θέση των κυματομορφών. Η βάση δεδομένων περιέχει συνολικά 105 αποσπάσματα καταγραφών διάρκειας 15 λεπτών δύο καναλιών ΗΚΓ, τα οποία έχουν επιλεγεί ώστε να αποφευχθούν θόρυβοι (π.χ. Baseline wander κ.α.).

Σε κάθε εγγραφή, 30 έως 100 παλμοί επισημάνθηκαν από καρδιολόγους, αναγνωρίζοντας την αρχή, την κορυφή και το τέλος του P κυματιδίου, του QRS συμπλέγματος (το R δόθηκε από αλγόριθμο εξαγωγής συμπλέγματος QRS), του T κυματιδίου και αν υπήρχαν τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά του U κυματιδίου. Όλες οι εγγραφές δειγματοληπτήθηκαν με ρυθμό 250 Hz.

Τα αρχεία της βάσης δεδομένων παρέχονται με τον ίδιο τρόπο όπως και αυτά της MIT BIH. Πιο συγκεκριμένα: έχουν ονόματα αρχείων της μορφής «selnnnn», όπου «nnnn» είναι το όνομα της αρχικής εγγραφής στη βάση δεδομένων προέλευσης. Κάθε εγγραφή περιλαμβάνει το αρχείο σήματος (record.dat), το αρχείο header (record.heh) και αρκετά αρχεία ετικετών [47].

Record	Original interval time	annot	Waveform Pattern
		beats	(p)(QRS)(t)(u)
sel100	7:00 → 22:00	30	(p)(N)t
sel102	6:00 → 21:00	85	(N)t u)
sel103	1:00 → 15:00	30	(p)(N)t u)
sel104	15:00 → 30:00	77	(N)t
sel114	0:00 → 15:00	50	(p)(N)t
sel116	0:00 → 15:00	50	(p)(N)t u)
sel117	15:00 → 30:00	30	(p)(N)t u)
sel123	3:00 → 18:00	30	(p)(N)t u)
sel213	0:00 → 15:00	71	(p)(N)t
sel221	0:00 → 15:00	30	(N)t
sel223	13:30 → 28:30	30	(p)(N)(t)
sel230	7:00 → 22:00	50	(p)(N)t
sel231	3:00 → 18:00	50	(p)(N)t
sel232	15:00 → 30:00	30	(A)t
sel233	0:00 → 15:00	30	(p)(N)t
15	3:45:00	673	

Εικόνα 71: Καταγραφές που χρησιμοποιεί η QT βάση δεδομένων (καταγραφές της MIT BIH)

3.5.1 Ταξινόμηση με Rprop

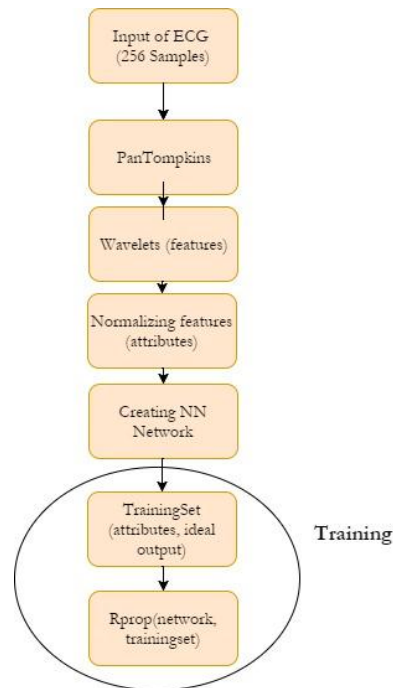
Όπως είδαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο τα νευρωνικά δίκτυα έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως στη μη γραμμική επεξεργασία σήματος, στην ταξινόμηση και στην βελτιστοποίηση [48]. Όπως αναφέραμε νωρίτερα, στην εργασία αυτή εφαρμόσαμε το MLP νευρωνικό δίκτυο με resilient back propagation (Rprop) για την ταξινόμηση των παλμών του ΗΚΓ.

Για την εφαρμογή του νευρωνικού δικτύου στα δεδομένα μας χρησιμοποιήσαμε το Encog, ένα πακέτο λογισμικού (framework) από το 2008 για την εφαρμογή μηχανικής μάθησης, το οποίο υποστηρίζει μια ποικιλία προηγμένων αλγορίθμων, καθώς και κλάσεις για την κανονικοποίηση και την επεξεργασία δεδομένων. Χρησιμοποιούνται αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης, όπως SVMs, τεχνητά νευρωνικά δίκτυα, Bayesian δίκτυα, μοντέλα Markov κ.α.

Ας δούμε πιο αναλυτικά τα βήματα που χρησιμοποιήθηκαν. Το νευρωνικό δίκτυο εκπαιδεύεται «offline» μέσω Resilient Propagation. Με την έννοια της «offline» εκπαίδευσης εννοούμε ότι εκπαιδεύουμε το νευρωνικό δίκτυο στα αρχεία της MIT BIH βάσης δεδομένων σε μια ξεχωριστή εφαρμογή (ecgTester) με την εφαρμογή μας iHeart.

Στα βήματα της offline εκπαίδευσης περιλαμβάνονται τα ακόλουθα:

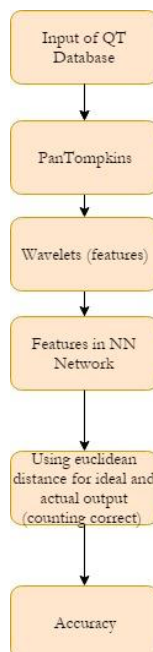
- Διαβάζουμε τα αρχεία της MIT Database, στα οποία εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο Pan Tompkins ώστε έπειτα με τη βοήθεια των wavelets να εξάγουμε τα χαρακτηριστικά.
- Κατασκευάζουμε ένα νευρωνικό δίκτυο με πέντε νευρώνες εισόδου (input), δέκα ενδιάμεσους/κρυμμένους νευρώνες (hidden), και τέσσερις νευρώνες εξόδου(output).
- Χρησιμοποιούμε συναρτήσεις ενεργοποίησης (activation functions) μόνο για τους νευρώνες που βρίσκονται στο ενδιάμεσο επίπεδο (ActivationTANH) και για εκείνους που βρίσκονται στο επίπεδο εξόδου (ActivationSigmoid).
- Για κάθε σετ χαρακτηριστικών φτιάχνουμε ένα BasicMLData και άλλο ένα για την κλάση που λαμβάνουμε από τα annotation αρχεία για κάθε παλμό (Supervised training). Όλα αυτά τοποθετούνται στην κλάση BasicMLDataSet. Το τελικό training set είναι της μορφής (input for training, ideal output for training). Όπου το πρώτο όρισμα αντικαθίσταται από τα κανονικοποιημένα χαρακτηριστικά ενώ το δεύτερο το επιθυμητό annotation.
- Δημιουργούμε ένα Resilient Propagation training object με αυτό το Dataset και εκπαιδεύουμε το νευρωνικό δίκτυο.



Εικόνα 72: Εκπαίδευση Δικτύου

Στα βήματα της αξιολόγησης (evaluation):

- Διαβάζουμε τα αρχεία της QT Database ακολουθώντας την ίδια διαδικασία όπως προηγουμένως εξάγοντας χαρακτηριστικά.
- Τα χαρακτηριστικά αυτά μπαίνουν στο νευρωνικό δίκτυο που φτιάξαμε κατά την διαδικασία εκπαίδευσης.
- Με βάση το annotation, υπολογίζονται οι ευκλείδειες αποστάσεις του αποτελέσματος του νευρωνικού δικτύου που περιέχει τα νέα χαρακτηριστικά. Αν η ιδανική απόσταση είναι ίση με την τρέχουσα, σημαίνει πως εντοπίστηκε σωστά.
- Τέλος υπολογίζεται το accuracy (ακρίβεια).



Εικόνα 73: Αξιολόγηση Δικτύου

Το αποτέλεσμα της αξιολόγησης όπως φαίνεται και παρακάτω είναι σταθερό στο 94%.

```
ECGTester2 [Java Application] C:\Program Files\Java\jdk1.8.0_65\bin\javaw.exe (17 Ιουν 2017, 10:11:03 μ.μ.)
3623
3623
3171
3623
3170
9963
3171
Accuracy (%):94.29775904149102
```

The screenshot shows a Java console window titled 'ECGTester2 [Java Application]'. The output displays six heart rate values (3623, 3623, 3171, 3623, 3170, 9963, 3171) and the final accuracy percentage: 94.29775904149102%.

Εικόνα 74: Αποτέλεσμα αξιολόγησης Δικτύου

4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ

Ο κύριος στόχος της εργασίας μας ήταν ο σχεδιασμός και η εφαρμογή ενός συστήματος ανάλυσης ΗΚΓ και εξαγωγής των χαρακτηριστικών του, χρησιμοποιώντας κατά κύριο λόγο τα αρχεία της MIT/BIH βάσης δεδομένων για αρρυθμίες, μία πηγή που προσομοιώνει ένα ΗΚΓ πραγματικού χρόνου και ένα Smartphone με Android λογισμικό. Εφαρμόσαμε παραπάνω από έναν αλγόριθμους όπως ο Moving Average, Pan Tompkins και ανάλυση wavelets στους οποίους υλοποιήθηκαν διάφορα στάδια επεξεργασίας του ΗΚΓ σήματος.

Σε αυτή την εφαρμογή, υπολογίζονται βασικά χαρακτηριστικά του σήματος, ενώ στιγμιότυπα αποθηκεύονται σαν εικόνες για το ιστορικό του. SMS και κλήσεις έκτακτης ανάγκης βοηθούν τον χρήστη που χρησιμοποιεί την εφαρμογή να ενημερώσει το 166 ή κάποια επαφή από το κινητό του. Οι παλμοί αξιολογήθηκαν με τη χρήση λογισμικού που μας βοηθά να εφαρμόσουμε ταξινόμηση και αξιολόγηση των παλμών με βάση τα νευρωνικά δίκτυα.

Μελλοντικά η παραπάνω εργασία θα μπορούσε να επεκταθεί αποστέλλοντας τα σήματα ΗΚΓ σε έναν γιατρό μέσω email, έτσι ώστε να μπορεί να αναλύσει την τρέχουσα κατάσταση του ασθενούς. Επίσης η εξωτερική πηγή που προσομοιώσαμε θα μπορούσε να αντικατασταθεί από έναν πραγματικό ασθενή και με τη χρήση αισθητήρων να λαμβάνεται ένα ΗΚΓ πραγματικού χρόνου το οποίο θα επεξεργάζεται το σήμα εκείνη τη στιγμή. Περαιτέρω στατιστικά όπως είναι η καρδιακή συχνότητα κ.α. μπορούν να συμπεριληφθούν στις μετρήσεις της εφαρμογής. Τέλος, προτείνεται και η προσαρμογή του αλγόριθμου Moving Average ώστε σε συνδυασμό με τα wavelets να εξαχθούν χαρακτηριστικά και να επαναληφθεί η διαδικασία που υλοποιήσαμε για τον αλγόριθμο του Pan Tompkins.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ

Ξενόγλωσσος όρος	Ελληνικός Όρος
Sino atrial node	Φλεβόκομβος
Atria ventricular node	Κολποκοιλιακός κόμβος
Bundle of Hiss	Δεμάτιο του Hiss
Purkinjes Fibers	Ίνες Purkinjes
Depolarization	Εκπόλωση
Conduction System	Σύστημα αγωγιμότητας
Repolarization	Επαναπόλωση
Electrocardiogram	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
RR interval	Διάστημα RR
PR interval	Διάστημα PR
P wave	Έπαρμα P
QRS complex	Σύμπλεγμα QRS
ST segment	Διάστημα ST
T wave	Έπαρμα T
QT segment	Διάστημα QT
Ventricular Arrhythmias	Κοιλιακές Αρρυθμίες
Premature Ventricular Contraction	Κοιλιακές Συστολές
Accelerated Ventricular Tachycardia	Επιταχυνόμενη κοιλιακή ταχυκαρδία
Idioventricular rhythm	Ιδιοκοιλιακός ρυθμός
Ventricular Tachycardia, VT	Κοιλιακή ταχυκαρδία
Torsades des pointes	Πολύμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία
Right Ventricular outflow tract tachycardias	Κοιλιακή ταχυκαρδία του χώρου εξόδου της δεξιάς κοιλίας
Ventricular Fibrillation	Κοιλιακή μαρμαρυγή
Sinus arrhythmias	Κολπικές αρρυθμίες
Supraventricular arrhythmias	Υπερκοιλιακές αρρυθμίες
Sinus Tachycardia	Φλεβοκομβική ταχυκαρδία
Sinus Bradycardia	Φλεβοκομβική βραδυκαρδία
Sinus Arrest	Φλεβοκομβική παύση
Sinoatrial block	Φλεβοκολπικός αποκλεισμός
Atrioventricular block	Κολποκοιλιακός αποκλεισμός
Premature Atrial Contraction	Έκτακτες κολπικές συστολές
Wandering Pacemaker	Περιπλανώμενος βηματοδότης
Nodal Rhythm	Κομβικός ρυθμός
Sick Sinus Syndrome	Σύνδρομο νοσούντος φλεβόκομβου
Atrial Fibrillation	Κολπική μαρμαρυγή
Baseline Wandering	Ολίσθηση γραμμής βάσης
Motion artifact	Τεχνητά σφάλματα λόγω κίνησης ασθενούς
Power-line interference	Παρεμβολή ηλεκτρικού ρεύματος
Electrode pop or contact noise	Ολίσθηση ηλεκτροδίων ή θόρυβος επαφών
Linear digital filtering	Γραμμικό ψηφιακό φιλτράρισμα
Nonlinear transformation	Μη γραμμικός μετασχηματισμός
Decision rule algorithms	Κανόνες λήψης απόφασης
Bandpass filter	Ζωνοπερατό φίλτρο
Derivative	Παράγοντας παραγώγου
Moving window integrator	Κινούμενο παράθυρο

Signal amplitude squaring	Τετραγωνισμός του εύρους σήματος
Thresholds	Κατώφλια
Floating point	Κινητή υποδιαστολή
High-pass filter	Υψηπερατό φίλτρο
Low-pass filter	Χαμηλοπερατό φίλτρο
Squaring	Τετραγωνισμός
False positives	Ψευδή θετικά
False negatives	Ψευδή αρνητικά
Buffer	Χώρος αποθήκευσης
Search Back procedure	Διαδικασία ανίχνευσης προς τα πίσω
Moving Average High Pass Filter	Υψηπερατό φίλτρο κινούμενου μέσου όρου
Decision – making stage	Στάδιο λήψης απόφασης
Wave delineation algorithms	Αλγόριθμος οριοθέτησης
Short Time Fourier Transform	Fourier μικρής διάρκειας
Wavelet analysis	Ανάλυση κυματιδίων
Dilation	Διαστολή
Scaling	Κλιμάκωση
Compact support	Συμπαγής υποστήριξη
Approximation coefficients	Προσεγγιστικοί συντελεστές
Detail coefficients	Αναλυτικοί συντελεστές
Microscope of signal analysis	Μικροσκόπιο ανάλυσης σήματος
Transient points	Μεταβατικά σημεία
Wavelet decomposition coefficients	Αποσύνθεση σήματος
Filter bank	Τράπεζα φίλτρων
Multiwavelets	Πολλαπλά κυματίδια
Continuous or Integral Wavelet Transform	Συνεχής μετασχηματισμός wavelet
Overcomplete	Υπερπλήρης
Non Decimated	Μη διαφοροποιημένος διακριτός μετασχηματισμός
Fast Wavelet Transform	Γρήγορος μετασχηματισμός κυματιδίων
Stationary Wavelet Transform	Στατικός μετασχηματισμός κυματιδίων
Quadratic spline wavelet	Τετραγωνικό spline wavelet
Normal	Φυσιολογική
Left bundle Branch Block	Αποκλεισμός Αριστερού Σκέλους
Right bundle Branch Block	Αποκλεισμός Δεξιού Σκέλους
Multilayer Perceptron Neural Network	Πολυεπίπεδα νευρωνικά δίκτυα perceptron
Feed forward neuro-fuzzy	Νευροασαφής εμπρόσθια τροφοδοσία
Support Vector Machine	Μηχανές διανυσμάτων υποστήριξης
Probabilistic Neural Networks	Πιθανοτικά νευρωνικά δίκτυα
Artificial Neural Networks	τεχνητά νευρωνικά δίκτυα
Overfitting	Υπερπροσαρμογή
Back propagation	Όπισθεν διάδοση
Radial Basis Function Neural Networks	Συναρτήσεις ακτινικής βάσης
Learning rate	Ρυθμός εκμάθησης
Smartphones	Έξυπνα κινητά
Tablet	Ταμπλέτες
Pixels	Εικονοστοιχεία
Noise peak	Κορυφή θορύβου
Overall peak	Ολική κορυφή
Peak Level	Μέγιστη κορυφή

Peak Values	Τιμές των κορυφών
Translation invariance	Μεταβλητότητα σε χρονικές μετατοπίσεις
Zero crossings	Μηδενικά διέλευσης
Framework	Πακέτο λογισμικού
Evaluation	Αξιολόγηση
Accuracy	Ακρίβεια

ΣΥΝΤΜΗΣΕΙΣ – ΑΡΚΤΙΚΟΛΕΞΑ – ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ

ECG	Electrocardiogram
PVC	Premature Ventricular Contraction
VF	Ventricular Fibrillation
SB	Sinoatrial block
AB	Atrioventricular block
PAC	Premature Atrial Contraction
WP	Wandering Pacemaker
SSS	Sick Sinus Syndrome
STFT	Short Time Fourier Transform
MRA	Multiresolution Analysis
DWT	Discrete Wavelet Transform
CWT	Continuous Wavelet Transform
FWT	Fast Wavelet Transform
SWT	Stationary Wavelet Transform
LBBB	Left Bundle Branch Block
RBBB	Right Bundle Branch Block
MLPNN	Multilayer Perceptron Neural Network
FCM	Fuzzy C-Means
SVM	Support Vector Machine
QNN	Quantum Neural Network
PNN	Probabilistic Neural Network
ANN	Artificial Neural Network
Rprop	Resilient Back Propagation
PPG	Photoplethysmographic
TCP	Transmission Control Protocol
UDP	User Datagram Protocol
RMS	Root Mean Square
ΗΚΓ	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
KT	Κοιλιακή ταχυκαρδία

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

Πρόβλημα παραγωγού-καταναλωτή (producer consumer)

Το πρόβλημα παραγωγού-καταναλωτή είναι ένα κλασικό παράδειγμα ενός προβλήματος συγχρονισμού πολλαπλών διεργασιών. Το πρόβλημα περιγράφει δύο διεργασίες, τον παραγωγό και τον καταναλωτή οι οποίοι μοιράζονται ένα κοινό αποθηκευτικό μέσο (buffer) σταθερού μεγέθους που χρησιμοποιείται ως δομή ουράς (queue). Ο παραγωγός παράγει δεδομένα, τα τοποθετεί στο buffer και επαναλαμβάνει την ίδια διαδικασία. Ταυτόχρονα, ο καταναλωτής καταναλώνει τα δεδομένα (αφαιρώντας τα από το buffer), ένα ένα κάθε φορά. Το πρόβλημα έγκειται στον έλεγχο του παραγωγού ώστε να μην προσπαθήσει να προσθέσει δεδομένα στο buffer, στην περίπτωση που είναι πλήρης και του καταναλωτή ώστε να μην προσπαθήσει να διαγράψει δεδομένα από ένα κενό buffer [49].

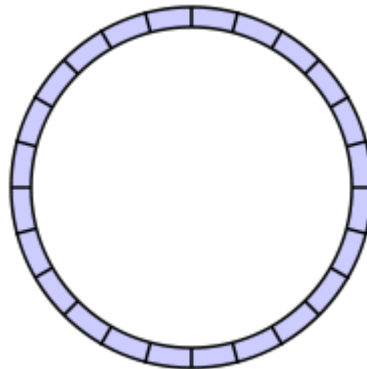
Η λύση για τον παραγωγό είναι είτε να «κοιμηθεί» είτε να απορρίψει τα δεδομένα αν ο buffer είναι γεμάτος. Την επόμενη φορά που ο καταναλωτής απομακρύνει ένα στοιχείο από τον buffer, ειδοποιεί τον παραγωγό, ο οποίος αρχίζει να τον γεμίζει ξανά. Με τον ίδιο τρόπο, ο καταναλωτής μπορεί να «κοιμηθεί» αν βρει τον buffer άδειο. Την επόμενη φορά που ο παραγωγός βάλει δεδομένα στο buffer, ξυπνάει και τον καταναλωτή. Η λύση μπορεί να επιτευχθεί μέσω επικοινωνίας μεταξύ των διαδικασιών (inter-process communication), χρησιμοποιώντας σημαφόρους. Μια ανεπαρκής λύση θα μπορούσε να οδηγήσει σε αδιέξοδο, όπου και οι δύο διαδικασίες περιμένουν να ξυπνήσουν. Το πρόβλημα μπορεί επίσης να γενικευθεί ώστε να έχει πολλούς παραγωγούς και καταναλωτές [49].

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ II

Lock-Free Queue (Δομή Ring Buffer)

Οι ουρές FIFO χρησιμοποιούνται ευρέως σε παράλληλες εφαρμογές και λειτουργικά συστήματα. Για να διασφαλιστεί η ορθότητα, πρέπει να συγχρονιστεί η ταυτόχρονη πρόσβαση στις κοινές ουρές. Γενικά, οι αλγόριθμοι για ταυτόχρονες δομές δεδομένων, συμπεριλαμβανομένων ουρών FIFO, εμπίπτουν σε δύο κατηγορίες: στους αλγόριθμους αποκλεισμού (blocking) και μη αποκλεισμού (non-blocking). Οι αλγόριθμοι αποκλεισμού επιτρέπουν μια αργή ή καθυστερημένη διαδικασία να αποτρέψει τις ταχύτερες διεργασίες να ολοκληρώσουν τις εργασίες τους στην κοινή δομή δεδομένων επ'αόριστον. Αλγόριθμοι μη αποκλεισμού εγγυώνται ότι εάν υπάρχει μία ή περισσότερες ενεργές διεργασίες που προσπαθούν να εκτελέσουν λειτουργίες σε μια κοινή δομή δεδομένων, κάποια λειτουργία θα ολοκληρωθεί εντός ενός πεπερασμένου αριθμού χρονικών βημάτων. Σε ασύγχρονα πολυεπεξεργαστικά συστήματα, οι αλγόριθμοι αποκλεισμού υφίστανται σημαντική υποβάθμιση της απόδοσης όταν μια διαδικασία διακόπτεται ή καθυστερείται σε μια ακατάλληλη στιγμή. Οι αλγόριθμοι μη αποκλεισμού είναι πιο ισχυροί απέναντι σε τέτοια συμβάντα. [50]

Ένας τέτοιος non-blocking αλγόριθμος είναι και η δομή του κυκλικού buffer (circular buffer, circular queue, cyclic buffer ή ring buffer). Πρόκειται για μία δομή που χρησιμοποιεί έναν ατομικό buffer σταθερού μήκους σαν να ήταν συνδεδεμένες οι άκρες της. Αυτή η δομή προσφέρεται εύκολα για την αποθήκευση ροών δεδομένων.



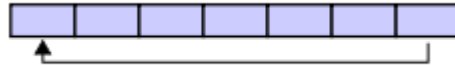
Εικόνα 75: Ring Buffer

Η χρήσιμη ιδιότητα ενός κυκλικού buffer έγκειται στο ότι δεν χρειάζεται να ανακατευτούν τα στοιχεία του όταν καταναλώνεται κάποιο (Εάν χρησιμοποιούνταν ένα μη κυκλικό buffer τότε θα ήταν απαραίτητο να μετατοπιστούν όλα τα στοιχεία όταν καταναλώνεται κάποιο). Με άλλα λόγια, το κυκλικό buffer είναι κατάλληλο ως FIFO buffer ενώ ένα τυποποιημένο μη κυκλικό buffer είναι κατάλληλο ως LIFO buffer [51].

Η δομή αυτή έχει μια καλή στρατηγική υλοποίησης για μια ουρά που έχει καθορισμένο μέγεθος. Η επέκτασή της ωστόσο απαιτεί τη μετατόπιση της μνήμης, η οποία είναι συγκριτικά δαπανηρή. Για την αυθαίρετη επέκταση ουρών, μπορεί να προτιμηθεί μια προσέγγιση συνδεδεμένης λίστας [51].

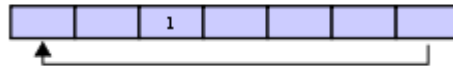
Παρακάτω θα δούμε τα βήματα λειτουργίας του ring buffer:

Ένα κυκλικό buffer αρχικά ξεκινά άδειο και με προκαθορισμένο μήκος. Έστω, αυτό είναι ένα buffer 7 στοιχείων:



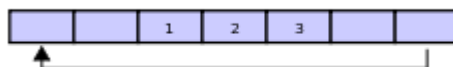
Εικόνα 76: Ring buffer 7 στοιχείων

Ας υποθέσουμε ότι το ένα γράφεται στη μέση του buffer (η ακριβής θέση εκκίνησης δεν έχει σημασία σε ένα κυκλικό buffer):



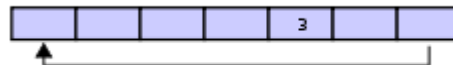
Εικόνα 77: Εγγραφή στοιχείου

Υποθέτουμε ότι δύο ακόμη στοιχεία, το 2 και το 3 προστίθεται, τα οποία προσαρτώνται μετά το ένα:



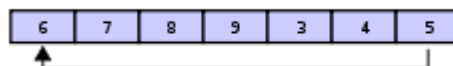
Εικόνα 78: Προσθήκη περαιτέρω στοιχείων

Αν αφαιρεθούν δύο στοιχεία από το buffer, καταργούνται οι παλαιότερες τιμές μέσα σε αυτόν. Τα δύο στοιχεία που αφαιρέθηκαν, στην περίπτωση αυτή, είναι το 1 και το 2:



Εικόνα 79: Αφαίρεση στοιχείων

Αν ο buffer έχει επτά στοιχεία τότε είναι γεμάτος:



Εικόνα 80: Πλήρης buffer

Όταν είναι πλήρης και εκτελείται μια επόμενη εγγραφή, αρχίζει να αντικαθιστά τα παλαιότερα δεδομένα. Σε αυτήν την περίπτωση, προστίθενται δύο ακόμη στοιχεία το A και το B και αντικαθιστούν τα 3 και 4:



Εικόνα 81: Αντικατάσταση στοιχείων

Εναλλακτικά, οι ρουτίνες που διαχειρίζονται τον buffer θα μπορούσαν να αποτρέψουν την αντικατάσταση των δεδομένων και να επιστρέψουν ένα σφάλμα. Τέλος, αν δύο στοιχεία έχουν αφαιρεθεί τότε αυτό που θα επιστραφεί δεν είναι τα 3 και 4 αλλά 5 και 6 επειδή το A και B αντικατέστησε τα 3 και τα 4 :



Εικόνα 82: Τελική μορφή buffer

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ

TCP VS UDP

Υπάρχουν δύο τύποι Internet πρωτοκόλλων (IP): πρόκειται για το πρωτόκολλο ελέγχου μετάδοσης TCP (Transmission Control Protocol) και το πρωτόκολλο αυτοδύναμων πακέτων χρήστη UDP (User Datagram Protocol). Στο TCP μόλις δημιουργηθεί μια σύνδεση, τα δεδομένα μπορούν να σταλούν αμφίδρομα. Το UDP είναι ένα απλούστερο πρωτόκολλο Internet χωρίς σύνδεση. Πολλαπλά μηνύματα αποστέλλονται ως πακέτα σε τεμάχια χρησιμοποιώντας το UDP.

Το TCP εξασφαλίζει ότι όλα τα πακέτα θα φτάσουν στον προορισμό με τη σωστή σειρά. Αυτό συνεπάγεται τη χρήση πακέτων επιβεβαίωσης (acknowledgement packets) που αποστέλλονται στον αποστολέα και την αυτόματη αναμετάδοση, προκαλώντας πρόσθετες καθυστερήσεις.

Το UDP είναι ένα πρωτόκολλο χωρίς σύνδεση. Η επικοινωνία είναι προσανατολισμένη στο πακέτο. Η ακεραιότητα είναι εγγυημένη μόνο στο μεμονωμένο datagram. Τα datagrams μπορούν να φτάσουν εκτός σειράς ή και να μην φθάσουν καθόλου στον προορισμό. Χρησιμοποιείται γενικά για επικοινωνία σε πραγματικό χρόνο, όπου ένα μικρό ποσοστό του ρυθμού απώλειας πακέτων είναι προτιμότερο από το γενικό κόστος μιας σύνδεσης TCP.

Ένα παράδειγμα όπου χρησιμοποιείται το UDP είναι η μετάδοση βίντεο και ήχου, όπου η απώλεια μερικών πακέτων δεν επηρεάζει ιδιαίτερα το τελικό αποτέλεσμα (το χρώμα ενός πλαισίου μπορεί να είναι σβηστό ή ένα μικροσκοπικό νανοδευτερόλεπτο ήχου μπορεί να αποκοπεί ή να μεταβληθεί). Το UDP χρησιμοποιείται κυρίως σε περιπτώσεις όπου η καθυστέρηση του πακέτου είναι πιο σοβαρή από την απώλεια πακέτων.

Παρόλο που στη δική μας περίπτωση το TCP είναι μια αρκετά αργή επιλογή ως πρωτόκολλο καθώς κάνει πολλά για να σιγουρευτεί ότι το πακέτο θα φτάσει στο παραλήπτη, είναι σημαντικό για εμάς να μην χάνεται πληροφορία κατά την αποστολή των πακέτων καθώς επίσης να λαμβάνεται και με τη σωστή σειρά.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ IV

Κατασκευάζοντας το quadrating spline wavelet

Ο μετασχηματισμός Fourier μιας συνάρτησης κλιμάκωσης (ή father wavelet) $\varphi(x)$ δίνεται από τη σχέση [52]:

$$\hat{\varphi}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(x) e^{-jx\omega} dx. \quad (A.1)$$

Μπορούμε να ξαναγράψουμε την παραπάνω εξίσωση ως εξής:

$$\hat{\varphi}(\omega) = \sqrt{2} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h_n \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(2x - n) e^{-jx\omega} dx. \quad (A.2)$$

Αντικαθιστάμε με την εξίσωση $y=2x-n$ και η εξίσωση A.2 γίνεται:

$$\hat{\varphi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h_n e^{-jn\omega/2} \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(y) e^{-jy\omega/2} dy. \quad (A.3)$$

Χρησιμοποιώντας την ταυτότητα:

$$H(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h_n e^{-jn\omega}. \quad (A.4)$$

Η σχέση A.3 γίνεται:

$$\hat{\varphi}(\omega) = H\left(\frac{\omega}{2}\right) \varphi\left(\frac{\omega}{2}\right). \quad (A.5)$$

Με επανάληψη του αποτελέσματος έχουμε:

$$\hat{\varphi}(\omega) = \left[\prod_{l=1}^I H(2^{-l}\omega) \right] \varphi(2^{-I}\omega) \quad \text{Για } I = 1, 2, 3 \dots \quad (A.6)$$

Παρατηρώντας ότι:

$$I \Rightarrow \infty \quad \hat{\varphi}(0) = \int \varphi(x) dx = 1$$

Με αποτέλεσμα:

$$\hat{\varphi}(\omega) = \prod_{l=1}^I H(2^{-l}\omega). \quad (A.7)$$

Ομοίως για το mother wavelet, χρησιμοποιούμε την ταυτότητα:

$$G(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} g_n e^{-jn\omega}. \quad (A.8)$$

Βρίσκουμε ότι:

$$\hat{\phi}(\omega) = \prod_{l=1}^{\infty} G(2^{-l}\omega). \quad (A.9)$$

Ο Mallat και ο Zhong όρισαν τους συντελεστές του father wavelet $\phi(\omega)$ ως μια συνάρτηση spline που δίνεται από τη σχέση:

$$H(\omega) = \left[\cos\left(\frac{\omega}{2}\right) \right]^{2n+1} \quad (A.10)$$

Όπου $2n+1$ είναι η τάξη της spline συνάρτησης. Έτσι, το father wavelet της A.7 δίνεται από την σχέση:

$$\hat{\phi}(\omega) = \prod_{l=1}^{\infty} \left[\cos\left(2^{-l}\frac{\omega}{2}\right) \right]^{2n+1}. \quad (A.11)$$

Επεκτείνοντας αυτήν την εξίσωση:

$$\hat{\phi}(\omega) = \left[\frac{e^{j\omega/2} + 1}{2e^{j\omega/4}} \times \frac{e^{j\omega/4} + 1}{2e^{j\omega/8}} \times \dots \right]^{2n+1}. \quad (A.12)$$

Λαμβάνοντας υπόψιν ότι ο παρανομαστής είναι μια σειρά παίρνουμε:

$$e^{j\omega/4} \times e^{j\omega/8} \times \dots \Rightarrow e^{\frac{j\omega}{2}} \quad \text{αν } i \Rightarrow \infty. \quad (A.13)$$

Λαμβάνοντας υπόψιν ότι ο αριθμητής είναι μια σειρά παίρνουμε:

$$\frac{e^{j\omega/2} + 1}{2} \times \frac{e^{j\omega/4} + 1}{2} \times \dots \Rightarrow \frac{1 - e^{j\omega}}{2^I \left(1 - e^{-\frac{j\omega}{2^I}}\right)} \quad \text{αν } i \Rightarrow I. \quad (A.14)$$

Εφαρμόζοντας L'Hospital:

$$\frac{2^I(1 - e^{-j\omega})}{1 - e^{j\omega/2^I}} \Rightarrow \frac{e^{j\omega-1}}{j\omega} \quad \text{αν } I \Rightarrow \infty. \quad (A.15)$$

Επομένως το father wavelet δίνεται από τη σχέση:

$$\hat{\phi}(\omega) = \left[\frac{\sin(\omega/2)}{\omega/2} \right]^{2n+1}. \quad (A.16)$$

Ο Mallat και ο Zhong όρισαν τους συντελεστές του mother wavelet $\psi(\omega)$ ως:

$$G(\omega) = 4j \sin\left(\frac{\omega}{4}\right). \quad (A.17)$$

Το mother wavelet μπορεί τώρα να υπολογιστεί ως :

$$\hat{\psi}(\omega) = G\left(\frac{\omega}{2}\right) \hat{\phi}\left(\frac{\omega}{2}\right). \quad (A.18)$$

Αντικαθιστώντας τις $G(\omega)$ και $\phi(\omega)$, έχουμε:

$$\hat{\psi}(\omega) = 4j \sin\left(\frac{\omega}{4}\right) \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^{2n+1}. \quad (A.19)$$

Παράγουμε το ακόλουθο mother wavelet:

$$\hat{\psi}(\omega) = j\omega \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^{2n+2}$$

Ο Mallat και ο Zhong υλοποίησα ένα πολυώνυμο όπου $2n+1=3$ και ακολούθως εισήγαγαν μια συνεχή μετατόπιση w_{sc} που εξασφαλίζει ότι το $\psi(x)$ είναι αντισυμμετρικό σε σχέση με το 0 και το $\phi(x)$ είναι συμμετρικό περίπου στο 0. Αυτή η σταθερά μετατόπισης w_{sc} τίθεται στο 1/2 και προστίθεται στους συντελεστές φίλτρου που παράγουν τους ακόλουθους συντελεστές φίλτρου:

$$H(\omega) = e^{j\omega/2} \left[\cos\left(\frac{\omega}{2}\right) \right]^3 \quad (A.21)$$

$$G(\omega) = 4je^{j\omega/2} \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) \quad (A.21)$$

Παράγοντας τα αντίστοιχα father και mother wavelets:

$$\hat{\phi}(\omega) = \left[\frac{\sin\left(\frac{\omega}{2}\right)}{\frac{\omega}{2}} \right]^3 \quad (A.23)$$

$$\hat{\psi}(\omega) = j\omega \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^4 \quad (A.24)$$

Χρησιμοποιώντας τις ταυτότητες των εξισώσεων (A.4) και (A.8), μπορούν να προσδιοριστούν οι συντελεστές φίλτρου στο πεδίο του χρόνου για τα $h(n)$ και $g(n)$, έτσι ώστε:

$$H(\omega) = e^{j\omega/2} \left[\frac{1 + e^{j\omega}}{2e^{j\omega/2}} \right]^3 \quad (A.25)$$

Απλοποιώντας έχουμε:

$$H(\omega) = \frac{1}{8} (e^{-j\omega} + 3 + 3e^{j\omega} + e^{2j\omega}) \quad (A.25)$$

Παράγοντας τους συντελεστές:

$$h_{-1} = \frac{\sqrt{2}}{8}, \quad h_0 = \frac{3\sqrt{2}}{8}, \quad h_1 = \frac{3\sqrt{2}}{8} \quad \text{και} \quad h_2 = \frac{\sqrt{2}}{8}$$

Ομοίως για την $g(n)$:

$$G(\omega) = 4je^{j\omega/2} \left[\frac{e^{j\omega/2} - e^{-j\omega/2}}{2j} \right] \quad (A.27)$$

Απλοποιώντας έχουμε:

$$G(\omega) = 2e^{j\omega} - 2 \quad (A.28)$$

Παράγοντας τους συντελεστές: $g_0 = -2\sqrt{2}$ και $g_1 = 2\sqrt{2}$

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ V

Achartengine

Το Achartengine είναι μια βιβλιοθήκη λογισμικού για εφαρμογές Android. Το AChartEngine είναι μία από τις παλαιότερες διαθέσιμες βιβλιοθήκες για τη δημιουργία γραφημάτων στο Android [53].

Υποστηρίζει τους παρακάτω τύπους γραφημάτων:

- line chart
- area chart
- scatter chart
- time chart
- bar chart
- pie chart
- bubble chart
- doughnut chart
- range (high-low) bar chart
- dial chart / gauge
- συνδυασμοί (line, cubic line, scatter, bar, range bar, bubble) chart
- cubic line chart

Όλοι οι παραπάνω τύποι διαγραμμάτων που υποστηρίζονται μπορούν να περιέχουν πολλά προσαρμοσμένα χαρακτηριστικά. Το μοντέλο και ο κώδικας των γραφικών είναι έτσι βελτιστοποιημένα ώστε να μπορούν να χειριστούν και να εμφανίσουν τεράστιο αριθμό τιμών.

Όλων των ειδών εφαρμογές χρησιμοποιούν το λογισμικό AChartEngine για την απόδοση γραφημάτων. Το appbrain.com του Android αναφέρει ότι το 0,53% του συνολικού αριθμού των δημοσιευμένων εφαρμογών, δηλαδή πάνω από 3000 εφαρμογές χρησιμοποιούν το AChartEngine. Αυτές περιλαμβάνουν την εφαρμογή Waze και την επίσημη εφαρμογή διαχείρισης σελίδων του Facebook.

Η προσθήκη διαγραμμάτων σε μια εφαρμογή Android με το AChartEngine είναι μια πολύ απλή διαδικασία. Το .jar αρχείο είναι μόνο 110 KB και παρά το μικρό αυτό μέγεθος υποστηρίζει μια μεγάλη ποικιλία σε διαγράμματα.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Incardiology, «Η λειτουργία της καρδιάς», Ιούνιος 2017; http://www.incardiology.gr/kardia/kardia_antlia.html. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [2] Wikipedia, "Bundle of His" https://en.wikipedia.org/wiki/Bundle_of_His. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [3] Υβόννη Δημουλά, «Μαθήματα Φυσιολογίας του Ανθρώπου», Υβόννη Δημουλά
- [4] R. Issac and M.S Ajaynath, CUEDTA: A Real Time Heart Monitoring System Using Android Smartphone, IEEE, 2012.
- [5] Health Gate, 18F-fluorothymidine PET imaging in gliomas: an update; <http://healthnotesandnews.blogspot.gr/2011/01/9.html> [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [6] Luoman, Αθλητισμός: ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ, 2011; http://center-of-sciences.blogspot.gr/2011/02/blog-post_05.html. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [7] Καρδιακή Συχνότης; http://www.incardiology.gr/exetaseis/kadiaki_syxnotis.html. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [8] S.L. Pingale, Using Pan Tompkin's method, ECG signal processing and diagnose various diseases in Matlab, IRF, 2014.
- [9] S. H. Jambuki, V. Dabhi and H. B. Prajapati, Classification of ECG signals using machine learning techniques: A survey, IEEE, 2015.
- [10] Johns Hopkins, Health Library, Arrhythmias; <http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/>. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [11] John A Kastor, Cardiac Arrhythmias, Macmillan Publishers Ltd, Nature Publishing Group, 2002.
- [12] Healthy Living, Αρρυθμίες καρδιάς: Συμπτώματα, αιτίες, διάγνωση και θεραπεία; <http://webcache.googleusercontent.com/>. [Προσπελάστηκε 22/6/17]
- [13] Incardiology, Αρρυθμίες της καρδιάς, καρδιακές αρρυθμίες; http://www.incardiology.gr/pathiseis_arrhythmies/. [Προσπελάστηκε 12/6/17]
- [14] P. K. Gakare, A. M. Patel, J. R. Vaghela, R. N. Awale, Real time feature extraction of ECG signal on android platform, ICCICT, 2012.
- [15] J. Pan and W.J.Tompkins, A Real-Time QRS Detection Algorithm, vol. BME-32, no. 3, 1985.
- [16] X. Alfonso, ECG QRS detection, Biomedical digital signal processing, pp. 236-264, 1993.
- [17] HC Chen and SW Chen, A Moving Average based Filtering System with its Application to Real-time QRS Detection, IEEE, 2003.
- [18] J.P. Martinez and et. al., A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases, IEEE, vol. 51, no. 4, 2004.
- [19] Ε. Χριστοπούλου, Ψηφιακή Επεξεργασία Ηλιακών Εικόνων, Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Πατρών, 2007.
- [20] S.Hanov, Wavelets and Edge Detection CS698, 2006;
- [21] M. Kaur, B. Singh, Seema, Comparisons of Different Approaches for Removal of Baseline Wander from ECG Signal, IJCA, ICWET, 2011.
- [22] Y. Shang, S. Lei and B. Liu, QRS Characteristic Waveform Extraction Based On Biorthogonal B-Spline Wavelet, International Journal of Control and Automation, vol.7, no.1, pp.95-106, 2014.
- [23] M.V. Berkel, Wavelets for Feature Detection; Theoretical background, Eindhoven, CST, 2010.
- [24] Mathworks, Continuous and Discrete Wavelet Transforms; <https://www.mathworks.com/help/wavelet>. [Προσπελάστηκε 15/6/17]
- [25] Wikipedia, Filter bank, 2017; https://en.wikipedia.org/wiki/Filter_bank. [Προσπελάστηκε 12/6/17]
- [26] A. Ahmadian and et. al, ECG feature extraction using Daubechies wavelets, IASTED, 2005.
- [27] V. Dabhi, H.B. Prajapati, Classification of ECG signals using machine learning techniques: A survey, March 2015
- [28] C. Polykretis and et.al., LANDSLIDE SUSCEPTIBILITY MAPPING BY USING ARTIFICIAL NEURAL NETW OR KS, Spatial Analysis Conferences, 2013.
- [29] C. L. Ventola, Mobile devices and apps for health care professionals: uses and benefits, P&T, vol.39 no.5, 2014.
- [30] New Atlas, B. Borgobello, App allows users to view electrocardiograms on smartphones, 2010; <http://newatlas.com/app-to-view-electrocardiograms-on-smartphones/16664/>. [Προσπελάστηκε 27/6/17]
- [31] Continuous cardiac monitoring using your Android; <http://www.imedicalapps.com/2010/10/ekg-monitoring-real-time-android-phone/>. [Προσπελάστηκε 27/6/17]
- [32] ACE Innova, Health Heart ECG; <http://www.aceinnova.com/en/products/health-heart-ecg/>. [Προσπελάστηκε 26/6/17]
- [33] App Crawler, ECG Self-monitoring; <http://appcrawler.com/android/ecg-self-monitoring#authors-description>. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [34] Google play, Cardiax Mobile ECG, 2017; <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.imed.crx>. [Προσπελάστηκε 20/6/17]

- [35] Google play, Cardiograph-Heart Rate Meter, 2017; <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.macropinch.hydra.android>. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [36] Google play, Kardia, 2017; <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.alivacor.aliveecg>. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [37] A. M. Patel, P. K. Gakare and A.N. Cheeran, A Real Time ECG Feature Extraction and Arrhythmia Detection on a Mobile Platform, IEEE, vol. 44, no 23, April 2012.
- [38] Tzu-Hao Yen, Chung-Yu Chang and Sung-Nien Yu, A portable real-time ECG recognition system based on smartphone, IEEE EMBS, 2013.
- [39] B. Bolkhovsky, G. Scully, H. Chon, Statistical Analysis of Heart Rate and Heart Rate Variability Monitoring Through the Use of Smart Phone Cameras, IEEE, 2012.
- [40] K. Mishra and T. Richards, SmartECG: An affordable solution for screening cardio-health issues, IEEE, 2014.
- [41] H. Chen, S.Chen, A Moving Average based Filtering System with its Application to Real-time QRS Detection, IEEE, September 2003
- [42] P. Sasikala and Dr. R.S.D. WahidaBanu, Extraction of P wave and T wave in Electrocardiogram using Wavelet Transform, IJCSIT, vol. 2, pp.489-493, 2011.
- [43] N. Boichat, N. Khaled, F. Rincon and David Atienza, Wavelet-Based ECG Delineation on a Wearable Embedded Sensor Platform, IEEE, 2009.
- [44] S. Mallat and S. Zhong, Characterization of Signals from Multiscale Edges, IEEE, vol.14, no.7, 1992
- [45] C. In Jeong and et.al. , A 0.83-QRS Detection Processor Using Quadratic Spline Wavelet Transform for Wireless ECG Acquisition in 0.35-CMOS, IEEE, vol.6, no.6, 2012.
- [46] J.P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, et. al., A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases, IEEE, vol.51, no.4, April 2004
- [47] N. Boichat, N. Khaled, et. al., Wavelet-Based ECG Delineation on a Wearable Embedded Sensor Platform.
- [48] R. A. Alvarex and et.al. , A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database, Elsevier, vol.9, pp.1159-1165, 2013.
- [49] P. Laguna, R.G. Mark, A. Goldberger, G.B. Moody, A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Wavelet Intervals in the ECG, IEEE Computer Society Press, vol24, pp.673-676, 1997.
- [50] B.U. Köhler, C. Hennig, R. Orglmeister, The principles of software QRS detection, IEEE, 2012
- [51] Producer-consumer problem; https://en.wikipedia.org/wiki/Producer%E2%80%93consumer_problem. [Προσπελάστηκε 20/6/17]
- [52] M. Michael, M.Scott, 54), Simple, Fast, and Practical Non-Blocking and Blocking Concurrent Queue Algorithms 1996.
- [53] Circular Buffer; https://en.wikipedia.org/wiki/Circular_buffer . [Προσπελάστηκε 18/6/17]
- [54] L. Hanzo, F.C.A. Sommerville, J.P. Woodard, Voice and Audio Compression for Wireless Communications, Second Edition, 2007.
- [55] Create a real time line graph in android with achartengine; <http://www.ssaurel.com/blog/create-a-real-time-line-graph-in-android-with-achartengine/>. [Προσπελάστηκε 18/6/17]