

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΕΝΣΥΡΜΑΤΗΣ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ

Διπλωματική Εργασία

«ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ»

ΠΑΝΗ ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ ΤΟΥ ΘΩΜΑ

A.M.:3896

Αριθμός Διπλωματικής Εργασίας:

Επιβλέπων Ακαδημαϊκός:

Δερματάς Ευάγγελος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Πάτρα, ΙΟΥΝΙΟΣ 2014

ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Πιστοποιείται ότι η Διπλωματική Εργασία με θέμα

«Αφαίρεση θορύβου από Ηλεκτροκαρδιογράφημα»

Της φοιτήτριας του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και
Τεχνολογίας Υπολογιστών

Πάνη Παναγιώτα του Θωμά

Αριθμός Μητρώου:3896

Παρουσιάστηκε δημόσια και εξετάστηκε στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων
Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών στις
...../...../.....

Ο Επιβλέπων

Δερματάς Ευάγγελος,
Αναπληρωτής Καθηγητής

Ο Διευθυντής του Τομέα

Φακωτάκης Νίκος,
Καθηγητής

Αριθμός Διπλωματικής Εργασίας:

Θέμα: «Αφαίρεση θορύβου από Ηλεκτροκαρδιογράφημα»

Φοιτήτρια:
Πάνη Παναγιώτα

Επιβλέπων:
Δερματάς Ευάγγελος

Περίληψη

Η διπλωματική εργασία μου ασχολείται με την αφαίρεση θορύβου από Ηλεκτροκαρδιογράφημα(ΗΚΓ), με σκοπό τη καθαρότερη λήψη του σήματος για διαγνωστικούς σκοπούς. Ο θόρυβος στο ΗΚΓ προέρχεται από διάφορες πηγές, είτε τεχνικές, είτε φυσιολογικές. Η αφαίρεσή του είναι ουσιαστικής σημασίας. Στόχος της εργασίας αυτής είναι η παράθεση των κυρίων μεθόδων αφαίρεσης θορύβου από ΗΚΓ και του τρόπου λειτουργίας τους, καθώς και η παράθεση παραδειγμάτων από την πρόσφατη βιβλιογραφία.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η εργασία αυτή ασχολείται με την αφαίρεση θορύβου από Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), με σκοπό τη λήψη καθαρότερου σήματος για διαγνωστικούς σκοπούς. Ο θόρυβος στο ΗΚΓ προέρχεται από διάφορες πηγές, οι οποίες ποικίλλουν από καθαρά τεχνικές (γραμμή ρεύματος, ηλεκτρόδια κλπ.) έως φυσιολογικές (καρδιακός ρυθμός, αναπνοή κλπ.). Η αφαίρεση του θορύβου είναι ουσιαστικής σημασίας, καθώς όχι μόνο το καθιστά πιο ευκρινές και ευανάγνωστο, άρα και περισσότερο χρήσιμο στη διάγνωση, αλλά μειώνει σημαντικά και το μέγεθός του, με ωφέλειες στην αποθήκευση για μελλοντική χρήση.

Στόχος της εργασίας είναι η παράθεση των κυρίων μεθόδων αφαίρεσης θορύβου από ΗΚΓ και του τρόπου λειτουργίας τους, καθώς και η παράθεση παραδειγμάτων από την πρόσφατη βιβλιογραφία. Δεδομένου ότι η έρευνα πάνω στο αντικείμενο, και, κατ' επέκταση, τα αντίστοιχα αποτελέσματα, αυξάνονται με ταχύτατους ρυθμούς, προτιμήθηκε η εστίαση στη βιβλιογραφία των τελευταίων δύο με τριών ετών.

Η αφαίρεση θορύβου γίνεται με τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή, και με την εφαρμογή πολύπλοκων αλγορίθμων. Για τη δοκιμή τους υπάρχουν εύκολα προσβάσιμες βάσεις δεδομένων, τις οποίες ο ερευνητής μπορεί να χρησιμοποιήσει τόσο προς εκπαίδευση, όσο και προς δοκιμή και εφαρμογή των μεθόδων του. Το πλήθος των μεθόδων (Μετασχηματισμοί Fourier και Wavelet, Νευρωνικών Δικτύων, Παραμετρικοί και Μη Παραμετρικοί Μετασχηματισμοί, Εμπειρικός Τρόπος), καθώς και οι υποκατηγορίες τους, υποδεικνύουν ότι μία και μόνη μέθοδος δεν είναι πλήρως αποτελεσματική για εφαρμογή σε κάθε τμήμα του ΗΚΓ. Ένας ενιαίος μετασχηματισμός θα μπορούσε να αποτελέσει αξιόλογο ερευνητικό πεδίο.

Τελειώνοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή μου κ. Ευάγγελο Δερματά, τον επιβλέποντα Ακαδημαϊκό της διπλωματικής μου εργασίας, για το συνεχές ενδιαφέρον του, την πολύπλευρη συμπαράσταση του, και τις εύστοχες παρατηρήσεις του.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Θέμα

Σελ.

ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ	2
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	4
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	5
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
1.1. Η καρδιακή λειτουργία	8
1.1.1. Ανατομία της καρδιάς	8
1.1.2. Ο καρδιακός κύκλος.....	10
1.1.2.1. Γενικά	10
1.1.2.2. Τα δυναμικά του καρδιακού κύκλου.....	10
1.1.2.3. Διαστολή και συστολή.....	11
1.1.2.4. Σχέσεις του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τον καρδιακό κύκλο.....	12
1.2. Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).....	13
1.2.1. Κύρια χαρακτηριστικά του ΗΚΓ	14
1.2.2. Σύγκριση μεταξύ κυμάτων αποπόλωσης και κυμάτων επαναπόλωσης	15
1.2.3. Σχέση του μονοφασικού Δυναμικού Δράσης του μυός της κοιλίας με τα κύματα QRS και T στο πρότυπο ηλεκτροκαρδιογράφημα	16
1.2.4. Σχέση της κοιλιακής και κοιλιακής συστολής με τα κύματα του ΗΚΓ	17
1.3. Θόρυβος στο ΗΚΓ	18
1.3.1. Γενικά.....	18
1.3.2. Η επεξεργασία σήματος στο ΗΚΓ	20
1.3.3. Προεπεξεργασία ΗΚΓ	22
1.3.3.1. Γενικά	22
1.3.3.2. Διαταραχές στη γραμμή βάσης.....	23
1.3.3.3. Παρεμβολές από τη γραμμή ηλεκτρικού ρεύματος (powerline).....	26
1.3.4. Ανίχνευση QRS	27
1.3.4.1. Ο ανιχνευτής QRS.....	27
1.3.4.2. Ο προεπεξεργαστής.....	29
1.3.4.3. Το γραμμικό φίλτρο	29
1.3.4.4. Ο κανόνας απόφασης	30
1.3.5. Οριοθέτηση Κύματος (Wave Delineation).....	31
1.3.6. Συμπίεση Δεδομένων	37

1.3. Σκοπός της εργασίας	40
2. ΚΥΡΙΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΦΑΙΡΕΣΗΣ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΤΟ ΗΚΓ	41
2.1. Μετασχηματισμός Fourier	41
2.1.1. Γενικά.....	41
2.1.2. Παραθυρικός (Short-time) μετασχηματισμός Fourier	42
2.2. Μετασχηματισμός κυματιδίου (Wavelet Transform)	43
2.2.1. Διακριτοί Μετασχηματισμοί Κυματιδίων (Discrete Wavelet Transforms).....	44
2.2.2. Αφαίρεση θορύβου με τη μέθοδο Wavelet.....	46
2.3. Αλγόριθμοι ανίχνευσης QRS.....	47
2.3.1. Ιστορική αναδρομή	47
2.3.2. Αλγόριθμος ανίχνευσης πραγματικού χρόνου.....	49
2.3.2.1. Γενικά	49
2.3.2.2. Αξιολόγηση.....	51
2.3.3. Ποσοτική διερεύνηση των Κανόνων Ανίχνευσης με τη χρήση της βάσης δεδομένων για αρρυθμίες MIT-BIH	52
2.3.3.1. Γενικά	52
2.3.3.2. Αξιολόγηση.....	53
3. ΑΠΟΘΟΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗ ΗΚΓ ΜΕ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ.....	57
3.1. Εκτίμηση Πυκνότητας Πυρήνα (Kernel Density Estimation)	57
3.1.1. Γενικά.....	57
3.1.2. Διαδικασία Αποθορυβοποίησης.....	59
3.1.3. Αποτελέσματα	66
3.1.4. Συμπεράσματα	71
3.2. Αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας μη αποδεκατισμένη μέθοδο Wavelet.....	72
3.2.1. Μεθοδολογία	72
3.2.2. Αποτελέσματα	76
3.3. Αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας τεχνικές κατωφλίου με σύγκριση των διαφόρων τύπων Wavelet	78
3.3.1. Γενικά.....	78
3.3.2. Προτεινόμενος αλγόριθμος	78
3.3.2.1. Η αποσύνθεση του σήματος	79
3.3.2.2. Επιλογή Wavelets.....	79
3.3.2.3. Τεχνικές Κατωφλίωσης	81
3.3.2.4. Συμπεράσματα	82
4. ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΝΕΥΡΩΝΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟ (HNN)	83

4.1. Μοντελοποίηση σήματος ΗΚΓ και Αποθρομβοποίηση με τη χρήση HNN.....	83
4.1.1. Γενικά.....	83
4.1.2. Η Μοντελοποίηση.....	84
4.1.2.1. Αποθήκευση (Μάθηση, Learning).....	84
4.1.2.2. Αρχικοποίηση	85
4.1.2.3. Επανάληψη μέχρι τη Σύγκλιση.....	85
4.1.2.4. Έξοδος	85
4.1.3. Εφαρμογή του HNN.....	86
4.1.4. Αποτελέσματα	88
4.1.5. Συμπεράσματα	90
4.1.6. Άλλες έρευνες.....	91
5. ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΕΜΠΕΙΡΙΚΟΥ ΤΡΟΠΟΥ ΑΠΟΣΥΝΘΕΣΗΣ (EMD)	92
5.1. Εμπειρικός Τρόπος Αποσύνθεσης (Empirical Mode Decomposition, EMD)	92
5.1.1. Αποθρομβοποίηση Σήματος ΗΚΓ με τη χρήση τεχνικής βασισμένης στον Εμπειρικό Τρόπο Αποσύνθεσης	92
5.1.1.1. Γενικά	92
5.1.1.2. Αλγόριθμος sifting	92
5.1.1.3. Προτεινόμενη Μέθοδος.....	95
5.1.1.4. Αποτελέσματα.....	97
5.1.1.5. Συμπεράσματα	99
5.1.2. Αποθρομβοποίηση Σήματος ΗΚΓ με τη χρήση Εμπειρικού Τρόπου Αποσύνθεσης	99
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	100
7. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΔΙΚΤΥΟΓΡΑΦΙΑ	101

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Η καρδιακή λειτουργία

1.1.1. Ανατομία της καρδιάς

Η καρδιά στον άνθρωπο αποτελείται από τέσσερα τμήματα: Τους δύο κόλπους, οι οποίοι χωρίζονται από το μεσοκολπικό διάφραγμα και τις δύο κοιλίες, οι οποίες χωρίζονται από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Ο δεξιός κόλπος έχει λεπτό τοίχωμα, και σ' αυτόν εκβάλλουν η άνω και κάτω κοίλη φλέβα και ο στεφανιαίος κόλπος. Επικοινωνεί με τη δεξιά κοιλία με στόμιο το οποίο φράσσεται από την τριγλώχινια βαλβίδα. Ο αριστερός κόλπος έχει λεπτό τοίχωμα, και σ' αυτόν εκβάλλουν οι τέσσερις ή πέντε πνευμονικές φλέβες. Επικοινωνεί με την αριστερή κοιλία με στόμιο το οποίο φράσσεται από την διγλώχινια ή μιτροειδή βαλβίδα. Η δεξιά κοιλία έχει τοίχωμα λεπτότερο από την αριστερή κοιλία και εκβάλλει στην πνευμονική αρτηρία. Η αριστερή κοιλία έχει τοίχωμα τριπλάσιου πάχους από τη δεξιά και εκβάλλει στην αορτή.

Η καρδιά αποτελείται από δύο συγκύτια: Το κολπικό συγκύτιο, το οποίο αποτελεί τα τοιχώματα των δύο κόλπων, και το κοιλιακό συγκύτιο, το οποίο αποτελεί τα τοιχώματα των δύο κοιλιών. Οι κόλποι χωρίζονται από τις κοιλίες από ινώδη ιστό που περιβάλλει τα κολποκοιλιακά (atrioventricular, A-V) ανοίγματα των βαλβίδων μεταξύ κόλπων και κοιλιών. Κανονικά, τα δυναμικά δεν άγονται από το κολπικό συγκύτιο εντός του κολπικού απευθείας μέσω αυτού του ινώδους ιστού. Αντ' αυτού, άγονται μόνο μέσω ενός εξειδικευμένου αγωγίμου συστήματος που ονομάζεται δέσμη A-V (A-V bundle), μία δέσμη των αγωγίμων ινών πολλών χιλιοστών σε διάμετρο. Αυτή η διαίρεση του μυ της καρδιάς σε δύο λειτουργικά συγκύτια επιτρέπει στους κόλπους για να συρρικνωθούν για ένα μικρό χρονικό διάστημα πριν από την κοιλιακή συστολή, η οποία είναι σημαντική για την αποτελεσματικότητα των καρδιακών χτύπων (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006a).

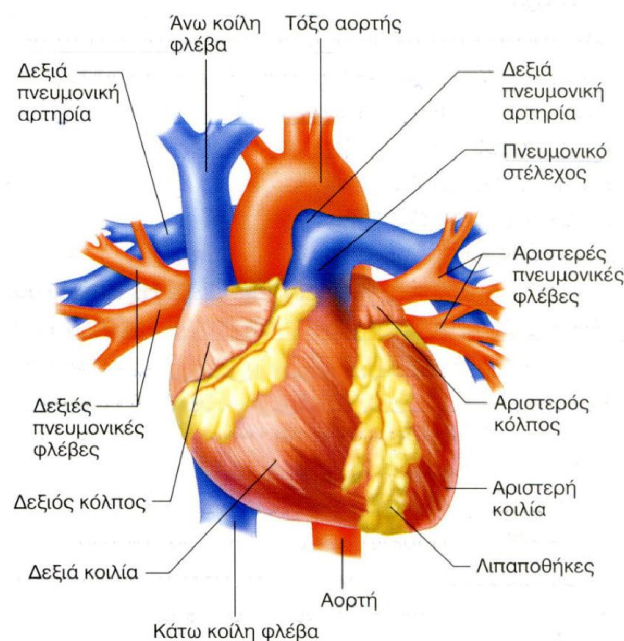
Η καρδιά διαθέτει τέσσερις βαλβίδες: Δύο κολποκοιλιακές και δύο μηννοειδείς, οι οποίες βρίσκονται στους τέσσερις ινώδεις δακτυλίους της. Οι δύο κολποκοιλιακές βαλβίδες είναι η δεξιά ή τριγλώχινος, η οποία αποτελείται από τρεις γλωχίνες και η αριστερά ή μιτροειδής, η οποία αποτελείται από δύο γλωχίνες.

Στο ελεύθερο άκρο των γλωχίνων και στην οπίσθια επιφάνειά τους, προσφύονται πολλές λεπτές αλλά ισχυρές χορδές, οι τενόντιες χορδές, οι οποίες χρησιμεύουν για να σταθεροποιούν τις γλωχίνες των βαλβίδων στη θέση σύγκλισης. Η κατασκευή των βαλβίδων είναι τέτοια ώστε να ανοίγουν προς μία κατεύθυνση και να επιτρέπουν τη ροή του αίματος μόνο από τους κόλπους προς τις κοιλίες.

Οι δύο μηννοειδείς βαλβίδες (της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής) βρίσκονται στη βάση των αγγείων αυτών. Η κάθε μία από αυτές, αποτελείται από τρεις γλωχίνες, οι οποίες κατά τη συστολή των κοιλιών ανοίγουν προς τα πάνω, μέσα στον αυλό των αγγείων. Με τον τρόπο αυτό επιτρέπουν τη ροή του αίματος πάντα προς μία κατεύθυνση, από τις κοιλίες προς τα αγγεία.

Το τοίχωμα της αορτής απέναντι από το άνοιγμα των μηννοειδών βαλβίδων είναι διευρυμένο σε τρεις κόλπους, τους μηννοειδείς κόλπους του Valsalva (Δημουλά).

Στην Εικόνα 1.1 παρουσιάζεται η φυσιολογία της καρδιάς (Δημουλά).



Εικόνα 1.1: Η ανατομία της καρδιάς.

1.1.2. Ο καρδιακός κύκλος

1.1.2.1. Γενικά

Καρδιακό κύκλο ονομάζουμε τη συνεχή επανάληψη των φαινομένων της συστολής των κόλπων, της συστολής των κοιλιών και της διαστολής ή χάλασης του μυοκαρδίου.

Για να γίνει κατανοητός ο καρδιακός κύκλος, κρίνεται χρήσιμο η περιγραφή των φαινομένων να αρχίσει από τη διαστολή της καρδιάς.

Κατά τη διαστολή, φλεβικό αίμα (χαμηλής περιεκτικότητας σε οξυγόνο) επανέρχεται από την περιφέρεια με την άνω και κάτω κοίλη φλέβα και γεμίζει τον δεξιό κόλπο, ενώ ταυτόχρονα αρτηριακό (οξυγονωμένο) αίμα από τους πνεύμονες με τις πνευμονικές φλέβες γεμίζει τον αριστερό κόλπο. Στη φάση αυτή, όλες οι βαλβίδες της καρδιάς είναι κλειστές. Όταν η πίεση στους κόλπους ξεπεράσει την πίεση στις κοιλίες, οι κολποκοιλιακές βαλβίδες ανοίγουν και αίμα ρέει από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Έτσι, το μεγαλύτερο μέρος των κοιλιών γεμίζει κατά τη διάρκεια της διαστολής της καρδιάς.

Ακολουθεί η συστολή των κόλπων, οπότε το υπόλοιπο περιεχόμενο αίμα των κόλπων καταλήγει στις κοιλίες. Η επόμενη φάση είναι αυτή της συστολής των κοιλιών. Μόλις αρχίσει η συστολή των κοιλιών, η πίεση μέσα στις κοιλίες αρχίζει να αυξάνεται και οι κολποκοιλιακές βαλβίδες κλείνουν. Η συστολή συνεχίζεται, η πίεση μέσα στις κοιλίες συνεχίζει να αυξάνεται και μόλις οι πιέσεις των κοιλιών ξεπεράσουν τις πιέσεις της πνευμονικής αρτηρίας και της αορτής οι μηννοειδείς βαλβίδες ανοίγουν και το αίμα ρέει προς αυτά τα αγγεία.

Τη συστολή των κοιλιών θα ακολουθήσει η χάλαση, οπότε οι πιέσεις στις κοιλίες πέφτουν και οι μηννοειδείς βαλβίδες κλείνουν. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην επιστρέφει το αίμα που έχει ήδη εξωθηθεί πίσω στις κοιλίες (Δημουλά).

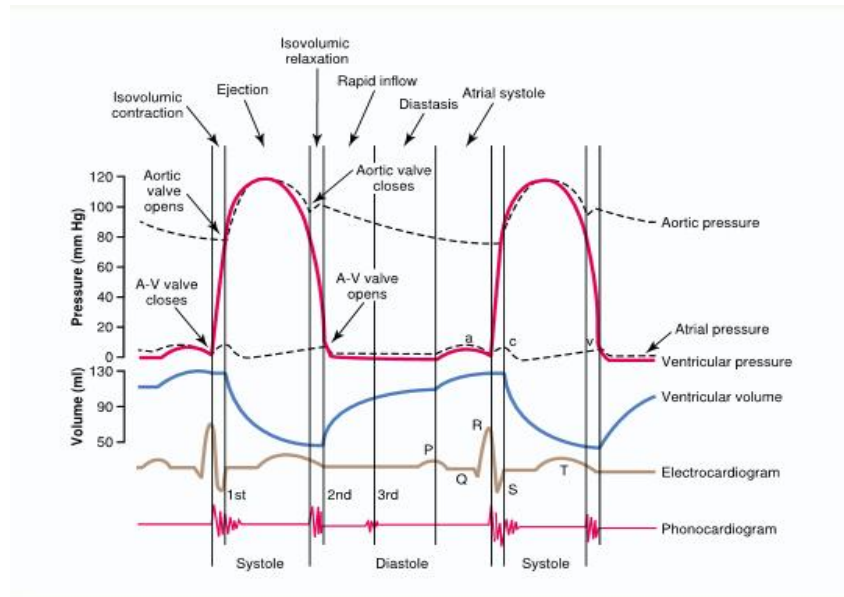
1.1.2.2. Τα δυναμικά του καρδιακού κύκλου

Τα καρδιακά γεγονότα που συμβαίνουν από την αρχή του ενός καρδιακού παλμού ως την αρχή του επόμενου, ονομάζεται καρδιακός κύκλος. Κάθε κύκλος αρχίζει με την αυθόρμητη παραγωγή ενός δυναμικού δράσης στο φλεβόκομβο. Αυτός ο κόμβος βρίσκεται στο ανώτερο πλευρικό τοίχωμα του δεξιού κόλπου κοντά στο άνοιγμα της άνω κοίλης φλέβας, και το δυναμικό δράσης ταξιδεύει από αυτό το σημείο γρήγορα τόσο μέσω και των δύο κόλπων και,

στη συνέχεια, μέσω της δέσμης A-V μέσα στις κοιλίες. Εξ αιτίας αυτής της ειδικής ρύθμισης του αγωγίμου συστήματος από τους κόλπους στις κοιλίες, υπάρχει μια καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0,1 δευτερόλεπτα κατά τη διάρκεια της διόδου του καρδιακού παλμού από τους κόλπους στις κοιλίες. Αυτό επιτρέπει στους κόλπους να συρρικνωθούν για την επερχόμενη κοιλιακή συστολή, αντλώντας έτσι αίμα στις κοιλίες πριν αρχίσει η ισχυρή κοιλιακή συστολή. Έτσι, η κόλποι δρουν ως πρωταρχικές αντλίες για τις κοιλίες, και οι κοιλίες με τη σειρά τους αποτελούν την κύρια πηγή ενέργειας για την κίνηση του αίματος μέσω του αγγειακού συστήματος του σώματος (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006a).

1.1.2.3. Διαστολή και συστολή

Ο καρδιακός κύκλος αποτελείται από μία περίοδο χαλάρωσης που ονομάζεται διαστολή, κατά την οποία η καρδιά γεμίζει με αίμα, και η οποία ακολουθείται από μια περίοδο σύσπασης που ονομάζεται συστολή. Στην Εικόνα 1.2, παρουσιάζονται τα διάφορα γεγονότα κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου για την αριστερή πλευρά της καρδιάς. Οι τρεις πρώτες καμπύλες δείχνουν τις μεταβολές της πίεσης στην αορτή, την αριστερή κοιλία, και τον αριστερό κόλπο, αντίστοιχα. Η τέταρτη καμπύλη απεικονίζει τις αλλαγές στον όγκο της αριστερής κοιλίας, η πέμπτη το ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiogram), και η έκτη το φωνοκαρδιογράφημα (phonocardiogram), το οποίο είναι μια καταγραφή των ήχων που παράγονται από την καρδιά (κυρίως από τις βαλβίδες) καθώς αυτή πάλλεται (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006a).



Εικόνα 1.2: Εκδηλώσεις του καρδιακού κύκλου για τη λειτουργία της αριστερής κοιλίας, που δείχνουν αλλαγές στην πίεση του αριστερού κόλπου, την αριστερή κοιλιακή πίεση, την αορτική πίεση, τον κοιλιακό όγκο, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, και το φωνοκαρδιογράφημα.

1.1.2.4. Σχέσεις του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τον καρδιακό κύκλο

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα της Εικόνας 1.2 δείχνει τα κύματα P, Q, R, S, και T. Τα κύματα αυτά αποτελούν ηλεκτρικές τάσεις που δημιουργούνται από την καρδιά και καταγράφονται από τον ηλεκτροκαρδιογράφο από την επιφάνεια του σώματος. Πιο συγκεκριμένα (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006a):

- Το κύμα P προκαλείται από εξάπλωση της αποπόλωσης μέσω των κόλπων, και ακολουθείται από κολπική συστολή, η οποία προκαλεί μια ελαφρά αύξηση στην καμπύλη της κολπικής πίεσης αμέσως μετά το ηλεκτροκαρδιογραφικό P κύμα.
- Τα κύματα QRS εμφανίζονται περίπου 0,16 δευτερόλεπτα μετά την έναρξη του κύματος P, ως αποτέλεσμα της ηλεκτρικής αποπόλωσης των κοιλιών. Η αποπόλωση αυτή εκκινεί τη συστολή των κοιλιών και προκαλεί την αύξηση της κοιλιακής πίεσης, όπως επίσης φαίνεται στην Εικόνα 1.2. Ως εκ τούτου, το σύμπλεγμα QRS αρχίζει λίγο πριν από την έναρξη της κοιλιακής συστολής.

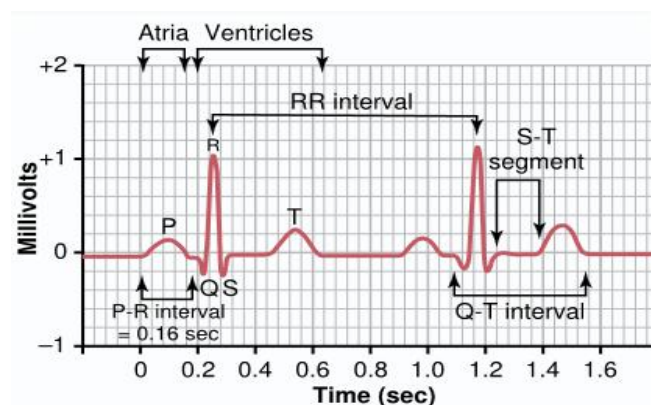
- Το κοιλιακό κύμα T, αντιπροσωπεύει το στάδιο της επαναπόλωσης των κοιλιών, όταν οι κοιλιακές μυϊκές ίνες αρχίζουν να χαλαρώνουν. Ως εκ τούτου, το κύμα T συμβαίνει λίγο πριν το τέλος της συστολής της δεξιάς κοιλίας.

1.2. Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Όταν η καρδιακή ώθηση περνά μέσα από την καρδιά, το ηλεκτρικό ρεύμα μεταδίδεται επίσης από την καρδιά στους παρακείμενους ιστούς οι οποίοι περιβάλλουν την καρδιά. Ένα μικρό τμήμα του ρεύματος εξαπλώνεται σε όλη τη διαδρομή προς την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια στο δέρμα σε αντίθετες πλευρές από την καρδιά, τα ηλεκτρικά δυναμικά που παράγονται από το ρεύμα μπορούν να καταγραφούν. Η καταγραφή αυτή είναι γνωστή ως ηλεκτροκαρδιογράφημα (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).

Το ΗΚΓ αποκαλύπτει πολλά πράγματα για την καρδιά, συμπεριλαμβανομένων του καρδιακού ρυθμού, το αν τα μονοπάτια ηλεκτρικής αγωγιμότητας είναι άθικτα, αν ορισμένοι καρδιακοί θάλαμοι είναι διευρυνμένοι, και ακόμη και την κατά προσέγγιση ισχαιμική θέση σε περίπτωση καρδιακής προσβολής (έμφραγμα του μυοκαρδίου). Έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς για την ανίχνευση των καρδιακών παθήσεων, και παρέχει πολύτιμες κλινικές πληροφορίες (Mishra U., and Verma Mr.L., 2013).

Ένα κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα (normal electrocardiogram) για δύο παλμούς της καρδιάς παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.3 (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).



Εικόνα 1.3: Κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1.2.1. Κύρια χαρακτηριστικά του ΗΚΓ

Το σήμα του ΗΚΓ είναι μια γραφική αναπαράσταση της καρδιακής δραστηριότητας, και χρησιμοποιείται για να μετρήσει τις διάφορες ασθένειες και ανωμαλίες που υπάρχουν στην καρδιά. Τα σήματα του ΗΚΓ αποτελούνται από το κύμα P, το σύμπλεγμα QRS, και το T κύμα. Κάθε απόκλιση από αυτές τις παραμέτρους δείχνει ανωμαλίες στην καρδιά (Chandrakar *et al.*, 2013).

Στην Εικόνα 1.3, παρουσιάζεται ένα κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, όπου φαίνονται το κύμα P, το σύμπλεγμα QRS, και το κύμα T.

Το σύμπλεγμα QRS είναι συχνά, αλλά όχι πάντα, τρία χωριστά κύματα: Το κύμα Q, το κύμα R, και το κύμα S.

Το κύμα P προκαλείται από ηλεκτρικά δυναμικά τα οποία παράγονται όταν οι κόλποι αποπολώνονται πριν αρχίσει η κοιλιακή συστολή. Το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από δυναμικά που δημιουργούνται όταν αποπολώνονται οι κοιλίες πριν από τη συστολή, δηλαδή, καθώς το κύμα αποπόλωσης εξαπλώνεται μέσω των κοιλιών. Ως εκ τούτου, τόσο το P κύμα όσο και τα συστατικά του συμπλέγματος QRS είναι κύματα αποπόλωσης.

Το κύμα T προκαλείται από δυναμικά που δημιουργούνται καθώς οι κοιλίες ανακάμπτουν από την κατάσταση της αποπόλωσης. Αυτή η διαδικασία συμβαίνει συνήθως στον κοιλιακό μυ 0.25-0.35 δευτερόλεπτα μετά την αποπόλωση, και το κύμα T είναι γνωστό ως κύμα επαναπόλωσης.

Έτσι, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από κύματα τόσο αποπόλωσης όσο και επαναπόλωσης. Η διάκριση μεταξύ των κυμάτων αποπόλωσης και επαναπόλωσης είναι τόσο σημαντική για το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ώστε χρειάζεται μια περαιτέρω διευκρίνιση (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).

1.2.2. Σύγκριση μεταξύ κυμάτων αποπόλωσης και κυμάτων επαναπόλωσης

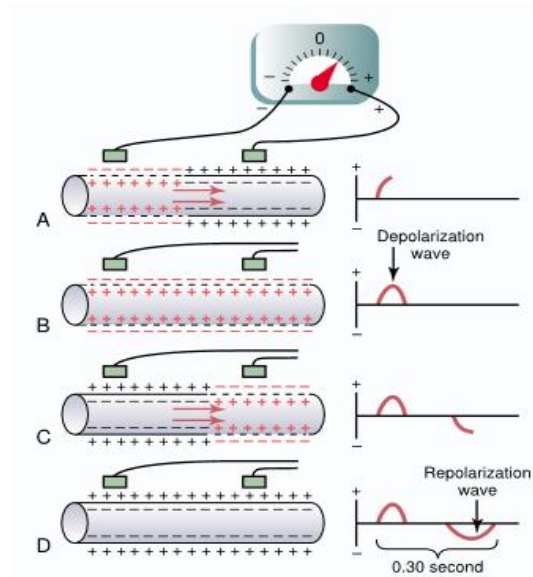
Η Εικόνα 1.3 δείχνει μια ενιαία ίνα ενός καρδιακού μυός σε τέσσερα στάδια αποπόλωσης και επαναπόλωσης, με το κόκκινο χρώμα να χαρακτηρίζει την αποπόλωση. Κατά τη διάρκεια της αποπόλωσης, το κανονικό αρνητικό δυναμικό στο εσωτερικό της ίνας αντιστρέφεται και γίνεται ελαφρώς θετικό μέσα και αρνητικό έξω.

Στην Εικόνα 1.3Α, η αποπόλωση, η οποία παριστάνεται με κόκκινα θετικά φορτία στο εσωτερικό και κόκκινα αρνητικά φορτία στο εξωτερικό μέρος της ίνας, ταξιδεύει από αριστερά προς τα δεξιά. Το πρώτο μισό της ίνας έχει ήδη αποπολωθεί, ενώ το υπόλοιπο μισό είναι ακόμη πολωμένο. Ως εκ τούτου, το αριστερό ηλεκτρόδιο στο εξωτερικό της ίνας βρίσκεται σε μια περιοχή αρνητικού φορτίου, και το δεξί ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε μια περιοχή θετικού φορτίου. Αυτό προκαλεί το μετρητή να καταγράψει θετικά. Στα δεξιά της μυϊκής ίνας απεικονίζεται μία καταγραφή των μεταβολών στο δυναμικό μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων, όπως καταγράφεται από έναν μετρητή καταγραφής υψηλής ταχύτητας. Χαρακτηριστικό είναι ότι όταν η αποπόλωση έχει φτάσει μισά του σήματος στην Εικόνα 1.3Α, η εγγραφή έχει αυξηθεί σε μία μέγιστη θετική τιμή.

Στην Εικόνα 1.3Β, η αποπόλωση έχει επεκταθεί σε ολόκληρη την μυϊκή ίνα, και η καταγραφή στα δεξιά έχει επιστρέψει στην αρχική τιμή μηδέν, επειδή τα δύο ηλεκτρόδια είναι τώρα σε περιοχές ίσου αρνητικού φορτίου. Το συμπληρωμένο κύμα είναι ένα κύμα αποπόλωσης, επειδή προέρχεται από την εξάπλωση της αποπόλωσης κατά μήκος της μεμβράνης της μυϊκής ίνας.

Η Εικόνα 1.3C δείχνει τα μισά του δρόμου προς την επαναπόλωση για την ίδια μυϊκή ίνα, με το θετικό φορτίο να επιστρέφει στο εξωτερικό μέρος της ίνας. Στο σημείο αυτό, το αριστερό ηλεκτρόδιο είναι σε μια περιοχή θετικού φορτίου, και το δεξί ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε μια περιοχή αρνητικού φορτίου. Αυτό είναι αντίθετο με την πολικότητα στην Εικόνα 1.3Α. Κατά συνέπεια, η καταγραφή, όπως φαίνεται στα δεξιά, γίνεται αρνητική.

Στην Εικόνα 1.3D, η μυϊκή ίνα έχει εντελώς επαναπολωθεί, και τα δύο ηλεκτρόδια είναι τώρα σε περιοχές θετικού φορτίου, έτσι ώστε δεν καταγράφεται καμία διαφορά δυναμικού μεταξύ τους. Έτσι, στην καταγραφή στα δεξιά, το δυναμικό επιστρέφει στο μηδέν. Αυτό το ολοκληρωμένο αρνητικό κύμα είναι ένα κύμα επαναπόλωσης, επειδή προέρχεται από την εξάπλωση της επαναπόλωσης κατά μήκος της μεμβράνης της μυϊκής ίνας (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).



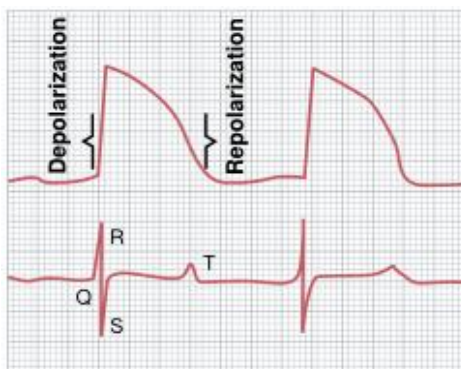
Εικόνα 1.3: Καταγραφή του κύματος αποπόλωσης (Α και Β) και του κύματος επαναπόλωσης (C και D) σε μία ίνα καρδιακού μυός.

1.2.3. Σχέση του μονοφασικού Δυναμικού Δράσης του μυός της κοιλίας με τα κύματα QRS και T στο πρότυπο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το μονοφασικό δυναμικό δράσης του μυός της κοιλίας, διαρκεί συνήθως μεταξύ 0.25 και 0.35 δευτερόλεπτα. Το άνω μέρος της Εικόνας 1.4 δείχνει ένα μονοφασικό δυναμικό δράσης το οποίο καταγράφεται από ένα μικροηλεκτρόδιο που εισάγεται στο εσωτερικό μιας μόνο μυϊκής ίνας μυός κοιλίας. Η κλίση προς τα επάνω αυτού του δυναμικού δράσης προκαλείται από την αποπόλωση, και η επιστροφή του δυναμικού στη γραμμή βάσης προκαλείται από την επαναπόλωση.

Στο κάτω μισό της Εικόνας 1.4 παρουσιάζεται μία ταυτόχρονη καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος από την ίδια κοιλία, η οποία δείχνει τα κύματα QRS να εμφανίζονται κατά την έναρξη του μονοφασικού δυναμικού δράσης και του κύματος T να εμφανίζεται στο τέλος. Αξίζει να σημειωθεί ότι δεν καταγράφεται δυναμικό στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, όταν ο μυς της κοιλίας είναι είτε πλήρως πολωμένος είτε πλήρως αποπολωμένος. Μόνον όταν ο μυς είναι εν μέρει πολωμένος και εν μέρει αποπολωμένος, λαμβάνει χώρα ροή ρεύματος από το ένα

μέρος των κοιλιών στο άλλο, και, επομένως, ρεύμα ρέει επίσης προς την επιφάνεια του σώματος για την παραγωγή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).



Εικόνα 1.4: Επάνω: Μονοφασικό δυναμικό δράσης από μία κοιλιακή μυϊκή ίνα κατά την κανονική καρδιακή λειτουργία, δείχνοντας την ταχεία αποπόλωση και στη συνέχεια την επαναπόλωση να λαμβάνουν χώρα αργά κατά τη διάρκεια του σταδίου του plateau αλλά γρήγορα προς το τέλος. Κάτω: Το ταυτόχρονα καταγεγραμμένο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1.2.4. Σχέση της κολπικής και κοιλιακής συστολής με τα κύματα του ΗΚΓ

Πριν λάβει χώρα η συστολή των καρδιακού μυός, η αποπόλωση πρέπει να διαδοθεί μέσω του μυός για την εκκίνηση των χημικών διεργασιών της συστολής (βλ. Εικόνα 1.3). Το P κύμα λαμβάνει χώρα κατά την έναρξη της συστολής των κόλπων, και το σύμπλεγμα κυμάτων QRS λαμβάνει χώρα κατά την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Οι κοιλίες παραμένουν συνεσταλμένες έως μετά την επαναπόλωση, δηλαδή, μετά το τέλος του κύματος T.

Οι κόλποι επαναπολώνονται περίπου 0.15 έως 0.20 δευτερόλεπτα μετά τον τερματισμό του κύματος P. Τότε περίπου καταγράφεται και το σύμπλεγμα QRS. Ως εκ τούτου, το κύμα της κολπικής επαναπόλωσης, γνωστό ως κολπικό κύμα T, συνήθως επισκιάζεται από το πολύ μεγαλύτερο σύμπλεγμα QRS. Για το λόγο αυτό, το κολπικό κύμα T σπάνια παρατηρείται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Το κύμα κοιλιακής επαναπόλωσης είναι το κύμα T του κανονικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Κανονικά, ο κοιλιακός μυς αρχίζει να επαναπολώνεται σε

ορισμένες ίνες περίπου 0.20 δευτερόλεπτα μετά την έναρξη του κύματος αποπόλωσης (το σύμπλεγμα QRS), αλλά και σε πολλές άλλες ίνες απαιτούνται μέχρι και 0.35 δευτερόλεπτα. Έτσι, η διαδικασία της κοιλιακής επαναπόλωσης εκτείνεται επί μακρό χρονικό διάστημα (περίπου 0.15 δευτερόλεπτα). Για το λόγο αυτό, το κύμα T στο κανονικό ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ένα παρατεταμένο κύμα, αλλά η τάση του κύματος T είναι σημαντικά μικρότερη από την τάση του συμπλέγματος QRS, εν μέρει λόγω του παρατεταμένου μήκους του (Guyton A.C. and Hall J.E., 2006b).

Τα κύρια χαρακτηριστικά αυτών των κυμάτων είναι (Gayal B.S. and Shaikh F.I., 2014):

- Ένταση κύματος P: 0.25 mV
- Κύμα R: 1.60 mV
- Κύμα Q: 25% κύματος R
- Κύμα T: 0.1-0.5 mV
- Διάρκεια διαστήματος P-R: 0.12-0.20 s
- Διάστημα Q-T: 0.35-0.44 s
- Διάστημα S-T: 0.05-0.15 s
- Διάστημα P-κύματος: 0.11 s
- Διάστημα QRS: 0.09 s

1.3. Θόρυβος στο ΗΚΓ

1.3.1. Γενικά

Η συχνότητα του σήματος του ΗΚΓ είναι μεταξύ 0.5Hz-100Hz. Το ΗΚΓ συχνά καταστρέφεται από διάφορους θορύβους, από τους οποίους οι πιο συχνοί είναι (Rodrigues R. and Couto P., 2012; Chandrakar *et al.*, 2013; Mishra U., and Verma Mr.L., 2013):

- Η παρεμβολή της γραμμής ισχύος του ρεύματος: Διαταραχές της γραμμής τροφοδοσίας από επιτάχυνση στα 50-60 Hz και από τις αρμονικές από το δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας

(powerline).

- Διαταραχές στη γραμμή βάσης: Προκαλούνται από μεταβλητή επαφή μεταξύ των ηλεκτροδίων και του δέρματος και εξαιτίας της αναπνοής.
- Οι κινήσεις διαφόρων αντικειμένων.
- Η αναπνοή.
- Η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών στην περιοχή των ηλεκτροδίων: Μυϊκή σύσπαση από το ηλεκτρομυόγραμμα (electromyogram-EMG), αναμιγμένο με τα σήματα του ΗΚΓ.
- Το ρεύμα της γραμμής βάσης.
- Οι παρεμβολές από άλλες ηλεκτρονικές συσκευές: Ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές και θόρυβος από άλλες ηλεκτρονικές συσκευές, συνήθως υψηλής συχνότητας.

Ορισμένες από αυτές τις παρεμβολές θορύβου είναι γνωστές και ως artifacts (Deo A. *et al.*, 2013).

Η ανάλυση των θορύβων του ΗΚΓ είναι δύσκολη τόσο για τις ανθρώπινες δυνατότητες όσο και για προγράμματα ηλεκτρονικών υπολογιστών (Rodrigues R. and Couto P., 2012).

Τα ακατέργαστα δεδομένα ενός ΗΚΓ περιέχουν κάποιους θορύβους και artifacts που μεταβάλλουν την έκφραση του ίχνους ΗΚΓ από την ιδανική δομή που περιγράφηκε προηγουμένως, και καθιστούν την κλινική ερμηνεία ανακριβή και παραπλανητική (Mishra U., and Verma Mr.L., 2013). Ο θόρυβος υποβαθμίζει την ακρίβεια της ανάλυσης, και η καταστροφή του σήματος του ΗΚΓ από αυτούς τους θορύβους οδηγεί σε λάθος διάγνωση (Mishra U., and Verma Mr.L., 2013· Chandrakar et al., 2013). Η απόκτηση πραγματικού σήματος ΗΚΓ από θορυβώδεις παρατηρήσεις μπορεί να διατυπωθεί ως πρόβλημα εκτίμησης σήματος (signal estimation) ή αποθορυβοποίησης σήματος (signal denoising). Η αποθορυβοποίηση είναι η μέθοδος της εκτίμησης του αγνώστου σήματος από τα διαθέσιμα θορυβώδη δεδομένα (Mishra U., and Verma Mr.L., 2013).

Κατά συνέπεια, απαιτείται κάποια επεξεργασία για τη βελτίωση της ποιότητας του σήματος. Είναι λοιπόν σημαντικό να είναι κανείς εξοικειωμένος με τους πιο κοινούς τύπους θορύβου και με τα artifacts στο ΗΚΓ και να επιλέξει μία μέθοδο η οποία μπορεί να αντισταθμίσει την παρουσία τους πριν προχωρήσει στο επόμενο στάδιο της εξαγωγής (Mishra U., and Verma Mr.L., 2013).

Η μείωση και αφαίρεση των θορύβων είναι απαραίτητη. Για να επιτευχθεί αυτό, χρησιμοποιούνται ευρέως ψηφιακά φίλτρα για την επεξεργασία σήματος στη βιοϊατρική. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν αναλογικά φίλτρα για την απομάκρυνση αυτών των θορύβων, αλλά εισάγουν μια μη γραμμική μετατόπιση φάσης. Τα ψηφιακά φίλτρα είναι πιο ακριβή και σαφή από τα αναλογικά φίλτρα. Τα ψηφιακά φίλτρα είναι δύο ειδών (Chandrakar et al., 2013):

1. Πεπερασμένης Κρουστικής Απόκρισης (Finite Impulse Response, FIR)
2. Άπειρης Κρουστικής Απόκρισης (Infinite Impulse Response, IIR).

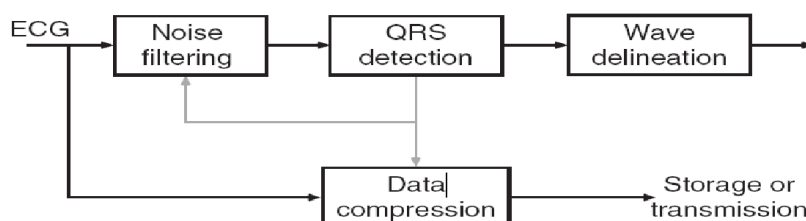
1.3.2. Η επεξεργασία σήματος στο ΗΚΓ

Η επεξεργασία σήματος εφαρμόζεται σήμερα στην πλειοψηφία των συστημάτων για την ανάλυση και την ερμηνεία του ΗΚΓ. Ο στόχος της επεξεργασίας του σήματος του ΗΚΓ είναι πολλαπλός και περιλαμβάνει τη βελτίωση της ακρίβειας των μετρήσεων και την επαναληψιμότητα (σε σύγκριση με τις χειρωνακτικές μετρήσεις), καθώς επίσης και την εξαγωγή πληροφοριών που δεν είναι άμεσα διαθέσιμες από το σήμα μέσω της οπτικής αξιολόγησης. Σε πολλές περιπτώσεις, το ΗΚΓ καταγράφεται σε περιπατητικές συνθήκες ή υπό άλλες δύσκολες συνθήκες, κι έτσι το καταγραφόμενο σήμα καταστρέφεται από διάφορους τύπους θορύβων. Μερικές φορές οι θόρυβοι προέρχονται από άλλη φυσιολογική διαδικασία του σώματος. Ως εκ τούτου, η μείωση του θορύβου αποτελεί έναν ακόμη σημαντικό στόχο της επεξεργασίας σήματος του ΗΚΓ. Στην πραγματικότητα, οι κυματομορφές που έχουν ενδιαφέρον, καλύπτονται τόσο πολύ από θόρυβο, που η παρουσία τους μπορεί να αποκαλυφθεί μόνο αφού εφαρμοσθεί κατάλληλη επεξεργασία σήματος (Sörmo M., and Laguna P., 2006).

Η επεξεργασία σήματος έχει συμβάλει σημαντικά στην κατανόηση του ΗΚΓ και δυναμικές ιδιότητές του, όπως αυτές εκφράζονται από τις αλλαγές στη μορφολογία του ρυθμού και του χτύπου. Για παράδειγμα, έχουν αναπτυχθεί τεχνικές που χαρακτηρίζουν ταλαντώσεις οι οποίες σχετίζονται με το καρδιαγγειακό σύστημα και αντανακλώνονται από λεπτές διακυμάνσεις στον καρδιακό ρυθμό. Η ανίχνευση χαμηλού επιπέδου, εναλλασσόμενων αλλαγών στο πλάτος του κύματος T, είναι άλλο ένα παράδειγμα της συμπεριφοράς μιας ταλάντωσης που έχει καθιερωθεί ως ένας δείκτης αυξημένου κινδύνου για αιφνίδιες, απειλητικές για τη ζωή,

αρρυθμίες. Καμία από αυτές τις δύο ιδιότητες της ταλάντωσης του σήματος δεν θα μπορούσε να αντιληφθεί με γυμνό μάτι από μια τυπική εκτύπωση ΗΚΓ (Sörnmo M., and Laguna P., 2006).

Κοινό στοιχείο σε όλα τα είδη ανάλυσης του ΗΚΓ (είτε αφορούν ερμηνεία ΗΚΓ σε ηρεμία, είτε σε προσομοίωση ακραίων καταστάσεων, περιπατητική παρακολούθηση, παρακολούθηση σε μονάδα εντατικής θεραπείας κλπ), είναι ένα βασικό σύνολο αλγορίθμων που διέπουν το σήμα σε σχέση με διάφορους τύπους θορύβων και artifacts, ανιχνεύουν τους καρδιακούς παλμούς, εξάγουν τις βασικές μετρήσεις για τα πλάτη και τις διάρκειες των κυμάτων του ΗΚΓ, και συμπιέζουν τα δεδομένα για αποτελεσματική αποθήκευση ή μετάδοση. Η Εικόνα 1.5 παρουσιάζει αυτό το σύνολο των αλγορίθμων επεξεργασίας σήματος (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.5: Αλγόριθμοι για τη βασική επεξεργασία σήματος ΗΚΓ. Οι πληροφορίες χρονισμού που παράγονται από τον ανιχνευτή QRS μπορούν να τροφοδοτηθούν στα μπλοκ για το φιλτράρισμα του θορύβου και τη συμπίεση των δεδομένων (που υποδεικνύονται με γκρι βέλη) προκειμένου να βελτιώσει την απόδοσή τους. Η έξοδος του άνω κλάδου είναι το ρυθμισμένο σήμα ΗΚΓ και συναφείς χρονικές πληροφορίες, συμπεριλαμβανομένου του χρόνου εμφάνισης του κάθε καρδιακού κτύπου και την έναρξη και το τέλος κάθε κύματος.

Παρά το γεγονός ότι αυτοί οι αλγόριθμοι συχνά λειτουργούν σε διαδοχική σειρά, εν τούτοις πληροφορίες στο χρονικό διάστημα ενός καρδιακού χτύπου, όπως παράγονται από τον ανιχνευτή QRS, μπορούν να ενσωματωθούν μέσα σε άλλους αλγορίθμους για τη βελτίωση της απόδοσής τους. Η πολυπλοκότητα του κάθε αλγορίθμου ποικίλλει από εφαρμογή σε εφαρμογή, έτσι ώστε, για παράδειγμα, το φιλτράρισμα του θορύβου που εκτελείται σε περιπατητική παρακολούθηση είναι πολύ πιο περίπλοκο από αυτό που απαιτείται σε ανάλυση ΗΚΓ σε κατάσταση ηρεμίας (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Μόλις οι πληροφορίες που παράγονται από το βασικό σύνολο των αλγορίθμων είναι διαθέσιμες, υφίσταται ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών του ΗΚΓ, οπότε είναι ενδιαφέρον να χρησιμοποιηθεί επεξεργασία σήματος για ποσοτικοποίηση των ιδιοτήτων της μορφολογίας του καρδιακού ρυθμού και χτύπου (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.3. Προεπεξεργασία ΗΚΓ

1.3.3.1. Γενικά

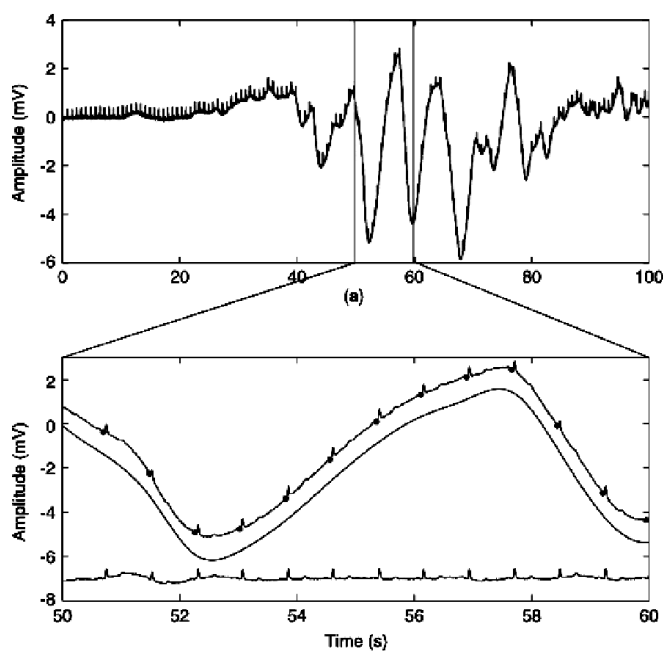
Ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί στο σχεδιασμό των φίλτρων με σκοπό την απομάκρυνση διαταραχών στη γραμμή βάσης και παρεμβολές από το δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας. Και οι δύο τύποι της διαταραχής συνεπάγονται το σχεδιασμό ενός φίλτρου στενής ζώνης (narrowband). Η αφαίρεση του θορύβου λόγω της μυϊκής δραστηριότητας, αποτελεί ένα ακόμη σημαντικό πρόβλημα φιλτραρίσματος το οποίο είναι πολύ πιο δύσκολο να υποστεί χειρισμό, εξαιτίας της σημαντικής φασματικής αλληλεπικάλυψης μεταξύ του ΗΚΓ και του θορύβου των μυών. Ο θόρυβος λόγω των μυών που είναι παρών στο ΗΚΓ μπορεί, ωστόσο, να μειωθεί, οπότε είναι σκόπιμο να χρησιμοποιηθούν τεχνικές που επωφελούνται από το γεγονός ότι το ΗΚΓ είναι ένα επαναλαμβανόμενο σήμα. Για παράδειγμα, τεχνικές λήψεως μέσου όρου ενός συνόλου (ensemble averaging techniques) μπορεί να εφαρμοσθεί επιτυχώς σε χρονικά ευθυγραμμισμένους καρδιακούς παλμούς για τη μείωση του θορύβου λόγω των μυών (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Οι τεχνικές φιλτραρίσματος χρησιμοποιούνται κυρίως για την προεπεξεργασία του σήματος και, ως τέτοιες, έχουν εφαρμοστεί σε μια ευρεία ποικιλία συστημάτων για την ανάλυση του ΗΚΓ. Θα πρέπει να υπενθυμίσουμε ότι το φιλτράρισμα του ΗΚΓ είναι συναφές, και ότι θα πρέπει να γίνεται μόνο όταν η επιθυμητή πληροφορία παραμένει χωρίς στρεβλώσεις. Αυτή η σημαντική διορατικότητα μπορεί να δίνεται παραδειγματικά με φιλτράρισμα για την απομάκρυνση των παρεμβολών από το δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας. Τέτοιο φιλτράρισμα είναι κατάλληλο σε ένα σύστημα για την ανάλυση της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού, ενώ είναι ακατάλληλο για ένα σύστημα ανάλυσης των μικροδυναμικών, μιας και τέτοια δυναμικά

επικαλύπτουν φασματικά την παρεμβολή από το δίκτυο ηλεκτρικής ενέργειας (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.3.2. Διαταραχές στη γραμμή βάσης

Η αφαίρεση των διαταραχών στη γραμμή βάσης είναι απαραίτητη προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν αλλαγές στην μορφολογία του ρυθμού οι οποίες δεν έχουν καρδιακή προέλευση. Το γεγονός αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό όταν, ανεπαίσθητες αλλαγές στο «χαμηλής συχνότητας» ST τμήμα, αναλύονται για την διάγνωση της ισχαιμίας, η οποία μπορεί να παρατηρηθεί, για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια μιας δοκιμής στρες. Το συχνοτικό περιεχόμενο των διαταραχών της γραμμής βάσης είναι συνήθως στην περιοχή κάτω από 0.5 Hz. Ωστόσο, η αυξημένη κίνηση του σώματος κατά τη διάρκεια των τελευταίων σταδίων μιας δοκιμής στρες, αυξάνει περαιτέρω το συχνοτικό περιεχόμενο των διαταραχών της γραμμής βάσης (βλ. Εικ. 1.6, Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.6: (a) Διαταραχή στη γραμμή βάσης σε ΗΚΓ, λόγω των απότομων κινήσεων του σώματος. Το πλάτος της διαταραχής είναι σημαντικά μεγαλύτερη από εκείνο των συμπλεγμάτων QRS. (b) Μεγέθυνση στο χρόνο (10x) ενός τμήματος του σήματος ΗΚΓ που παρουσιάζεται στο (a): η εκτιμώμενη αρχική τιμή που λαμβάνεται με την εφαρμογή κυβικής spline στη σειρά των κόμβων (υποδεικνύεται με κουκίδες), και το διορθωμένο σήμα του ΗΚΓ.

Οι ασθενείς που αδυνατούν να εκτελέσουν ένα παραδοσιακό τεστ κοπώσεως σε διάδρομο ή εργόμετρο, μπορούν να είναι σε θέση να εκτελέσουν μια δοκιμή στρες είτε καθιστοί, είτε χειριζόμενοι εργόμετρο με το χέρι, είτε με τη χρήση ειδικής συσκευής κωπηλασίας. Σε τέτοιες περιπτώσεις, η διαταραχή γραμμής βάσης που σχετίζεται με την κίνηση των βραχιόνων στρεβλώνει σοβαρά το σήμα του ΗΚΓ (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Ο σχεδιασμός ενός γραμμικού, χρονικά αναλλοίωτου, υψηλής διέλευσης φίλτρου για την απομάκρυνση της διαταραχής της γραμμής βάσης, περιλαμβάνει διάφορες εκτιμήσεις, εκ των οποίων οι πιο σημαντικές είναι η επιλογή της συχνότητας διακοπής του φίλτρου συχνότητα και το χαρακτηριστικό απόκρισης φάσης. Η συχνότητα διακοπής θα πρέπει προφανώς να επιλέγεται έτσι ώστε οι κλινικές πληροφορίες στο σήμα του ΗΚΓ να παραμένουν ανέθευτες, ενώ θα πρέπει να αφαιρούνται όσο το δυνατόν περισσότερες από τις διαταραχές της γραμμής βάσης. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό να βρεθεί η χαμηλότερη συνιστώσα συχνότητας του φάσματος του ΗΚΓ. Σε γενικές γραμμές, ο πιο αργός καρδιακός ρυθμός θεωρείται πως καθορίζει τη συγκεκριμένη συνιστώσα συχνότητας. Η κυματομορφή PQRSΤ αποδίδεται σε υψηλότερες συχνότητες. Κατά τη διάρκεια της βραδυκαρδίας, ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να μειωθεί σε περίπου 40 σφυγμούς/λεπτό, γεγονός που σημαίνει ότι η χαμηλότερη συχνότητα που περιέχεται στο ΗΚΓ είναι περίπου 0.67 Hz (Bailey J.J. *et al.*, 1990· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Καθώς ο καρδιακός ρυθμός δεν είναι απολύτως κανονικός, αλλά πάντα υφίσταται διακυμάνσεις από τον έναν παλμό στον επόμενο, είναι απαραίτητο να επιλεγεί μια ελαφρώς χαμηλότερη συχνότητα διακοπής, όπως π.χ. 0.5 Hz. Εάν χρησιμοποιηθεί υψηλή συχνότητα διακοπής, η έξοδος του υπερπαρατού φίλτρου περιέχει μια ανεπιθύμητη, ταλαντευόμενη συνιστώσα, η οποία σχετίζεται έντονα με τον καρδιακό ρυθμό (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Σε ορισμένες περιπτώσεις, η διαταραχή της γραμμής βάσης γίνεται ιδιαίτερα έντονη σε υψηλότερους καρδιακούς ρυθμούς, όπως για παράδειγμα κατά τη διάρκεια των τελευταίων σταδίων ενός τεστ στρες, όταν ο φόρτος εργασίας αυξάνεται. Τότε, ίσως να είναι πλεονεκτική η σύζευξη της συχνότητας διακοπής με τον καρδιακό ρυθμό που επικρατεί, παρά με τον πιαθό χαμηλότερο καρδιακό ρυθμό, έτσι ώστε η αφαίρεση που σχετίζεται με τη γραμμή βάσης να βελτιωθεί περαιτέρω. Γραμμικό φιλτράρισμα με χρονομεταβλητή συχνότητα διακοπής, προτάθηκε αρχικά για offline επεξεργασία των σημάτων ΗΚΓ και αργότερα επεκτάθηκε για online χρήση (Van Alsté J. A. *et al.*, 1986· Sörnmo L., 1993· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Η άλλη κρίσιμη εκτίμηση του σχεδιασμού, σχετίζεται με τις ιδιότητες της απόκρισης φάσης και, κατά συνέπεια, την επιλογή της δομής του φίλτρου. Το φιλτράρισμα γραμμικής φάσης είναι ιδιαίτερα επιθυμητό, προκειμένου να αποφευχθεί η στρέβλωση φάσης από την τροποποίηση διαφόρων κυματικών ιδιοτήτων του καρδιακού κύκλου, όπως η διάρκεια του συμπλέγματος QRS, το επίπεδο του τμήματος ST-T, ή το τελικό σημείο του κύματος T. Είναι γνωστό ότι τα φίλτρα FIR μπορούν να έχουν μια ακριβή γραμμική απόκριση φάσης, με την προϋπόθεση ότι η παλμική απόκριση είναι είτε συμμετρική είτε αντισυμμετρική. Παρ' όλ' αυτά, τα σχέδια FIR οδηγούν σε υψηλές τάξεις φίλτρων (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Το μπρος-πίσω φιλτράρισμα άπειρης κρουστικής απόκρισης (Forward-backward IIR filtering), είναι μια χρήσιμη τεχνική που παρουσιάζει την ιδιότητα της ακίνητης γραμμικής φάσης. Παρ' όλο που ένα φίλτρο IIR πληροί τις προδιαγραφές μεγέθους ευκολότερα με μια πολύ χαμηλότερη τάξη φίλτρου από ότι ένα φίλτρο FIR, συνοδεύεται από μια μη γραμμική απόκριση φάσης. Η χρήση των φίλτρων forward-backward διορθώνει αυτό το μειονέκτημα, διότι το συνολικό αποτέλεσμα είναι το φιλτράρισμα με μια συνάρτηση μεταφοράς μηδενικής φάσης. Η εφαρμογή ενός τέτοιου συστήματος φιλτραρίσματος περιλαμβάνει τρία στάδια (Sörnmo L., and Laguna P., 2006):

1. Την επεξεργασία του σήματος εισόδου $x(n)$ με ένα φίλτρο IIR $h(n)$.
2. Χρονική αντιστροφή της εξόδου του φίλτρου, και επαναλαμβανόμενη επεξεργασία με $h(n)$, ακολουθούμενη από
3. Χρονική αντιστροφή του δις-φιλτραρισμένου σήματος ώστε να δώσει το σήμα εξόδου διορθωμένης γραμμής βάσης.

Μία χρήσιμη, χαμηλής πολυπλοκότητας, εφαρμογή του γραμμικού φιλτραρίσματος, περιλαμβάνει μεταβολή του ρυθμού δειγματοληψίας (Sörnmo L., and Laguna P., 2005· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Καθώς η διαταραχή της γραμμής βάσης που πρέπει να αφαιρεθεί είναι μία συνιστώσα στενής ζώνης, το φιλτράρισμα μπορεί να πραγματοποιηθεί σε πολύ χαμηλότερο ρυθμό δειγματοληψίας από τον ρυθμό του αρχικού σήματος του ΗΚΓ. Τα κύρια βήματα αυτής της προσέγγισης πολλαπλού ρυθμού είναι (Sörnmo L., and Laguna P., 2006):

1. Αποδεκατισμός του αρχικού σήματος, ο οποίος υπέστη antialiasing φιλτράρισμα, σε ένα χαμηλότερο ρυθμό δειγματοληψίας καταλληλότερου για φιλτράρισμα.

2. Βαθυπερατό φιλτράρισμα ώστε να παράγει μια εκτίμηση της διαταραχής της γραμμής βάσης.
3. Παρεμβολή της εκτίμησης πίσω στον αρχικό ρυθμό δειγματοληψίας, και
4. Αφαίρεση της εκτίμησης από το αρχικό ΗΚΓ έτσι ώστε να παραχθεί το σήμα με τη διορθωμένη γραμμή βάσης.

Εκτός από την χαμηλή πολυπλοκότητα, η τεχνική μεταβλητού ρυθμού δειγματοληψίας έχει το πλεονέκτημα να παρέχει εύκολα μια χρονικά μεταβλητή συχνότητα διακοπής (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Μία άλλη προσέγγιση είναι η προσαρμογή μιας πολυωνυμικής συνάρτησης σε αντιπροσωπευτικά δείγματα («κόμβοι») του ΗΚΓ, ακολουθούμενη από αφαίρεση του πολυωνύμου. Η προσαρμογή γίνεται με την απαίτηση το πολυώνυμο να περάσει μέσα από κόμβους, οι οποίοι συνήθως επιλέγονται εντός των ισοηλεκτρικών τμημάτων του PQ. Δεδομένου ότι οι κόμβοι μπορούν να εντοπιστούν μόνο αφού έχει ολοκληρωθεί η ανίχνευση του QRS, η θέση των κόμβων απεικονίζει το μηχανισμό ανάδρασης από την ανίχνευση του QRS προς το φιλτράρισμα του θορύβου, όπως παριστάνεται στην Εικόνα 1.5. Η πολυωνυμική προσαρμογή μπορεί να ερμηνευθεί ως χρονικώς μεταβαλλόμενο φιλτράρισμα, στο οποίο ο καρδιακός ρυθμός ελέγχει τη συχνότητα διακοπής (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.3.3. Παρεμβολές από τη γραμμή ηλεκτρικού ρεύματος (powerline)

Τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία που προκαλούνται από τη γραμμή ηλεκτρικού ρεύματος, αντιπροσωπεύουν μια κοινή πηγή θορύβου στο ΗΚΓ, η οποία χαρακτηρίζεται από ημιτονοειδείς παρεμβολές 50 ή 60 Hz, που ενδεχομένως συνοδεύονται από μια σειρά αρμονικών. Τέτοιος θόρυβος (στενής ζώνης) καθιστά την ανάλυση και την ερμηνεία του ΗΚΓ πιο δύσκολη, καθώς η οριοθέτηση των κυματομορφών χαμηλής έντασης γίνεται αναξιόπιστη και μπορεί να εισαχθούν νόθες κυματομορφές. Παρά το γεγονός ότι μπορούν να ληφθούν διάφορα προληπτικά μέτρα για τη μείωση του φαινομένου των παρεμβολών της ηλεκτρικής γραμμής (όπως για παράδειγμα η επιλογή μιας θέσης καταγραφής με λίγες ηλεκτρικές συσκευές γύρω ή με κατάλληλη θωράκιση και γείωση της θέσης), ενδεχομένως η επεξεργασία σήματος να εξακολουθεί να είναι απαραίτητη για την αφαίρεση των εν λόγω παρεμβολών. Για τον σκοπό

αυτό έχουν παρουσιαστεί αρκετές τεχνικές, οι οποίες κυμαίνονται από το απλό γραμμικό ζωνοφρακτικό (bandstop) φιλτράρισμα, μέχρι πιο προηγμένες τεχνικές που χειρίζονται μεταβολές στη συχνότητα της ηλεκτρικής γραμμής και καταστέλλουν την επίδραση των μεταβατικών σημάτων που εκδηλώνονται από την εμφάνιση των συμπλεγμάτων QRS (Sörnmo L., and Laguna P., 2005· McManus C. D. *et al.*, 1993· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

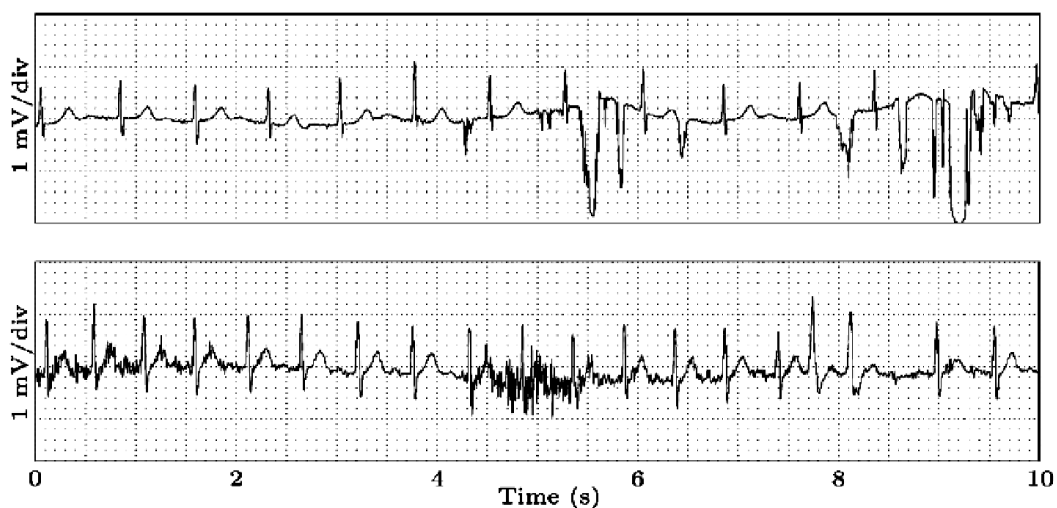
Μια σημαντική ανησυχία, κατά το φιλτράρισμα παρεμβολών από την ηλεκτρική γραμμή, είναι ο βαθμός στον οποίο τα συμπλέγματα QRS επηρεάζουν την έξοδο του φίλτρου. Το σύμπλεγμα QRS δρα, στην πραγματικότητα, σαν ένας ανεπιθύμητος, μεγάλης έντασης, παλμός, που εισέρχεται στο φίλτρο. Καθώς τα γραμμικά, χρονικά αναλλοίωτο φίλτρα εγκοπής είναι γενικά πιο ευαίσθητα στην παρουσία των εν λόγω παλμών, τα φίλτρα γραμμής ρεύματος με μη γραμμική δομή μπορεί να είναι προτιμότερα. Για να εξασφαλιστεί ότι ένα φίλτρο δεν εισάγει απαράδεκτες στρεβλώσεις, οι επιδόσεις του θα πρέπει να αξιολογούνται με τη βοήθεια των προσομοιωμένων σημάτων, έτσι ώστε η στρέβλωση να μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με ακρίβεια (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.4. Ανίχνευση QRS

Η παρουσία ενός καρδιακού παλμού και ο χρόνος εμφάνισης του είναι βασικές πληροφορίες που απαιτούνται σε όλα τα είδη της επεξεργασίας του σήματος του ΗΚΓ. Καθώς το σύμπλεγμα QRS είναι ότι η κυματομορφή που είναι πιο εύκολο να διακριθεί από το ΗΚΓ, η ανίχνευση των κτύπων είναι συνώνυμη με την ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS. Ο σχεδιασμός ενός ανιχνευτή QRS είναι ζωτικής σημασίας, επειδή κακή απόδοση ανίχνευσης μπορεί να μεταδοθεί σε επόμενα στάδια επεξεργασίας και, κατά συνέπεια, να περιορίσει την συνολική απόδοση του συστήματος. Κτύποι που παραμένουν απαρατήρητοι αποτελούν πιο σοβαρό σφάλμα από ό,τι λανθασμένες ανιχνεύσεις. Το πρώτο είδος του λάθους μπορεί να είναι δύσκολο να διορθωθεί σε μεταγενέστερο στάδιο της αλυσίδας των αλγορίθμων επεξεργασίας, ενώ, παρ'ελπίδα, λανθασμένες ανιχνεύσεις μπορούν να εξαλειφθούν, για παράδειγμα, εκτελώντας ταξινόμηση των μορφολογιών QRS (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

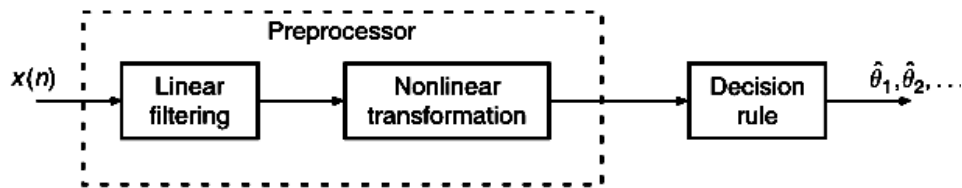
1.3.4.1. Ο ανιχνευτής QRS

Ένας ανιχνευτής QRS πρέπει να είναι σε θέση να ανιχνεύσει ένα μεγάλο αριθμό από διαφορετικές μορφολογίες QRS, έτσι ώστε να είναι κλινικά χρήσιμος και να είναι σε θέση να ακολουθήσει ξαφνικές ή βαθμιαίες αλλαγές του ισχύουσας μορφολογίας QRS. Επιπλέον, ο ανιχνευτής δεν πρέπει να «κλειδώνει» σε ορισμένους τύπους του ρυθμού, αλλά να χειρίζεται το επόμενο πιθανό γεγονός σαν να μπορούσε να συμβεί σχεδόν σε οποιαδήποτε στιγμή μετά τον πιο πρόσφατα ανιχνευμένο παλμό. Υπάρχουν αρκετοί τύποι θορύβου και artifacts που είναι κρίσιμοι για τον ανιχνευτή, ανάλογα με την εφαρμογή του ΗΚΓ που ενδιαφέρει. Ο θόρυβος μπορεί να έχει πολύ παροδικό ή πιο επίμονο χαρακτήρα, όπως αποδεικνύεται από την παρουσία παρεμβολών powerline. Στην περίπτωση καταγραφής ΗΚΓ με επεισόδια που περιέχουν υπερβολικό θόρυβο, μπορεί να είναι αναγκαίο να αποκλειστούν τα επεισόδια από την περαιτέρω ανάλυση. Η Εικόνα 1.7 απεικονίζει δύο τύπους θορύβου που είναι ιδιαίτερα προβληματικοί στην ανίχνευση QRS (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.7: Παραδείγματα θορύβου που είναι προβληματικοί στην ανίχνευση QRS. Επάνω: Artifacts από την κίνηση του ηλεκτροδίου. Κάτω: ΗΜΓ θόρυβος.

Οι περισσότεροι ανιχνευτές που περιγράφονται στη βιβλιογραφία έχουν αναπτυχθεί από την ad hoc συλλογιστική και πειραματική γνώση. Η γενική δομή του ανιχνευτή μπορεί να περιγραφεί με το διάγραμμα κυκλωμάτων στην Εικόνα 1.8 (Pahlm O. and Sörnmo L., 1984· Köhler B-U. *et al.*, 2002 στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



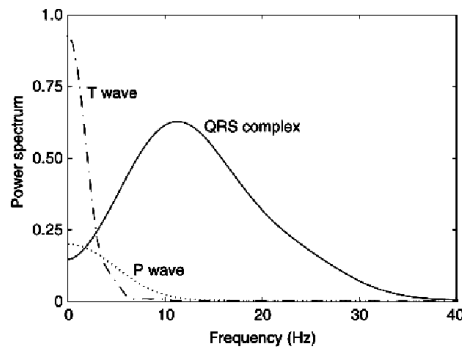
Εικόνα 1.8: Σχηματικό διάγραμμα της δομής ενός κοινού ανιχνευτή QRS. Τα δεδομένα εισόδου είναι το σήμα του ΗΚΓ, και τα δεδομένα εξόδου $\hat{\theta}_1, \hat{\theta}_2, \dots$ είναι μια σειρά χρόνων εμφάνισης του εντοπισμένου συμπλέγματος QRS.

1.3.4.2. Ο προεπεξεργαστής

Σε μια τέτοια δομή ανιχνευτή, ο σκοπός του προεπεξεργαστή είναι να ενισχύει τα συμπλέγματα QRS, ενώ ταυτόχρονα να καταστέλλει τον θόρυβο και τα artifacts. Ο προεπεξεργαστής συνήθως υλοποιείται ως γραμμικό φίλτρο, ακολουθούμενο από έναν μη γραμμικό μετασχηματισμό. Η έξοδος του προεπεξεργαστή στη συνέχεια τροφοδοτείται σε έναν κανόνα αποφάσεως για ανίχνευση. Ο σκοπός του κάθε μπλοκ επεξεργασίας συνοψίζεται παρακάτω (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.4.3. Το γραμμικό φίλτρο

Το γραμμικό φίλτρο είναι σχεδιασμένο να έχει ζωνοπερατά χαρακτηριστικά, τέτοια ώστε το ουσιαστικό φασματικό περιεχόμενο του συμπλέγματος QRS να διατηρείται, ενώ τα ανεπιθύμητα συστατικά του ΗΚΓ, όπως τα κύματα P και T να καταστέλλονται (βλ. Εικόνα 1.9, Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.9: Φάσμα ισχύος του κύματος P, του συμπλέγματος QRS και του κύματος T. Το διάγραμμα χρησιμεύει ως ένας πρόχειρος οδηγός για το πού βρίσκονται οι φασματικές συνιστώσες. Υπάρχουν μεγάλες διακυμάνσεις μεταξύ των παλμών διαφορετικών οδηγιών, προέλευσης, και υποκειμένων.

Η κεντρική συχνότητα του φίλτρου κυμαίνεται από 10 έως 25 Hz και το εύρος ζώνης από 5 έως 10 Hz. Σε αντίθεση με άλλους τύπους ΗΚΓ φιλτραρίσματος, η παραμόρφωση της κυματομορφής δεν είναι ένα κρίσιμο ζήτημα στην ανίχνευση του συμπλέγματος QRS. Αντίθετα, η εστίαση γίνεται στη βελτίωση της σχέσης σήματος προς θόρυβο (Signal to Noise Ratio-SNR), ώστε να είναι καλή η επίδοση του ανιχνευτή. Η γραμμική μετατροπή ενισχύει περαιτέρω το σύμπλεγμα QRS σε σχέση με το θόρυβο του περιβάλλοντος, καθώς και τη μετατροπή κάθε συμπλέγματος QRS σε μία απλή θετική κορυφή, η οποία είναι καταλληλότερη για την ανίχνευση κατωφλίου. Ο μετασχηματισμός μπορεί να αποτελείται από μία εργασία που δεν απαιτεί μνήμη (memoryless), όπως η διόρθωση ή ο τετραγωνισμός του ζωνοπερατά φιλτραρισμένου σήματος. Μπορεί όμως και να αποτελείται από έναν πιο σύνθετο μετασχηματισμό που απαιτεί μνήμη. Δεν απαιτούν όλοι οι προεπεξεργαστές έναν μη γραμμικό μετασχηματισμό, αλλά στις περιπτώσεις αυτές το φιλτραρισμένο σήμα τροφοδοτείται απευθείας στον κανόνα απόφασης (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.4.4. Ο κανόνας απόφασης

Ο κανόνας απόφασης λαμβάνει την έξοδο του προεπεξεργαστή και εκτελεί μια δοκιμή σχετικά με το αν ένα σύμπλεγμα QRS είναι παρόν ή όχι. Ο κανόνας απόφασης μπορεί να

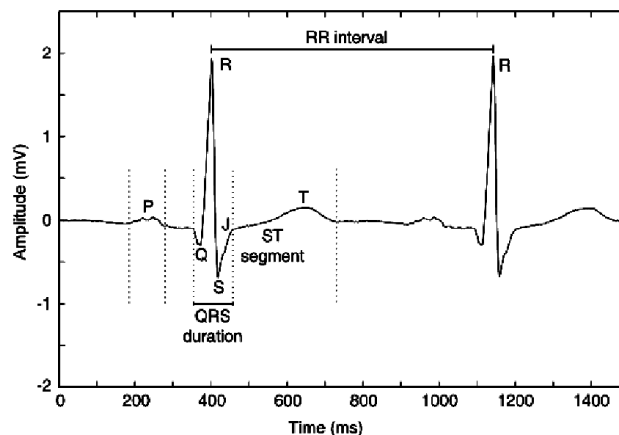
υλοποιηθεί ως μια απλή διαδικασία κατωφλίου πλάτους, αλλά συνήθως περιλαμβάνει πρόσθετες δοκιμές, όπως για παράδειγμα, σε εύλογης χρονικής διάρκειας κυματομορφές, έτσι ώστε να εξασφαλιστεί καλύτερη ανοσία (immunity) έναντι διαφόρων τύπων θορύβου. Το κατώφλι είναι συνήθως προσαρμοσμένο στα πιο πρόσφατα πλάτη κυματομορφών ώστε να μπορούν να παρακολουθούνται σταδιακές αλλαγές στο πλάτος (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Όπως υποδεικνύεται από το όνομά του, ο ανιχνευτής QRS έχει σχεδιαστεί για την ανίχνευση καρδιακών παλμών, ενώ δεν παράγει χρόνους εμφάνισης συμπλεγμάτων QRS με υψηλή χρονική ανάλυση. Ως εκ τούτου, μπορεί να είναι αναγκαίο να βελτιωθεί η ανάλυση χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο που εκτελεί τη χρονική ευθυγράμμιση των ανιχνευόμενων παλμών. Τέτοια ευθυγράμμιση μειώνει, για παράδειγμα, το πρόβλημα της επάλειψης που μπορεί να προκύψει κατά τον υπολογισμό του μέσου όρου ενός συνόλου πολλών παλμών (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.5. Οριοθέτηση Κύματος (Wave Delineation)

Μόλις εντοπιστεί το σύμπλεγμα QRS, το κύμα T μπορεί να αναλυθεί επειδή η κοιλιακή επαναπόλωση πάντοτε ακολουθεί την αποπόλωση. Αντίθετα, το κύμα P δεν προσφέρεται εύκολα προς ανάλυση επειδή οι κολπικοί και κοιλιακοί ρυθμοί μπορούν να είναι ανεξάρτητοι μεταξύ τους. Στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων, πάντως, οι κολπικοί και κοιλιακοί ρυθμοί συνδέονται έτσι ώστε η ανίχνευση του κύματος P μπορεί να βασίζεται σε μια αναζήτηση προς τα πίσω στο χρόνο, αρχίζοντας από το σύμπλεγμα QRS και τελειώνοντας στο τέλος του προηγούμενου κύματος T (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

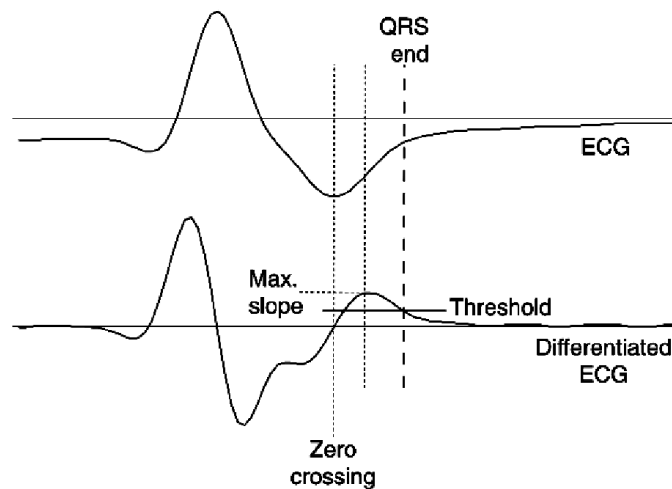
Μία μέθοδος οριοθέτησης καθορίζει τα όρια κάθε κύματος εντός του συγκροτήματος PQRST ούτως ώστε, με τις προκύπτουσες χρονικές στιγμές, μπορούν να υπολογιστούν διαφορετικές διάρκειες κυμάτων (βλ. Εικόνα 1.10, Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.10: Οριοθέτηση κυμάτων του καρδιακού κύκλου. Η έναρξη και το τέλος του κύματος P, το σύμπλεγμα QRS, και το κύμα T, αντίστοιχα, υποδεικνύονται με διακεκομμένες γραμμές.

Μόλις ένα κύμα έχει οριοθετηθεί, άλλα μέτρα που χαρακτηρίζουν το κύμα, όπως το πλάτος και η μορφολογία, μπορούν να υπολογιστούν. Μία τέτοια μέθοδος θα πρέπει επίσης να είναι σε θέση να ανιχνεύσει πότε ένα συγκεκριμένο κύμα είναι απόν. Αυτή η περίπτωση συναντάται συχνά, για παράδειγμα, μόνο το κύμα R ή το κύμα S είναι παρόντα σε ορισμένους οδηγούς ή παθολογίες (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Ο κλασικός ορισμός του ορίου ενός κύματος είναι η χρονική στιγμή κατά την οποία το κύμα διασχίζει το κατώφλι ενός ορισμένου πλάτους. Δυστυχώς, ο ορισμός αυτός δεν είναι ο πλέον κατάλληλος για την κοινή κατάσταση, όταν το ΗΚΓ περιέχει διαταραχές στη γραμμή βάσης, και, ως εκ τούτου, ο ορισμός αυτός σπάνια εφαρμόζεται στην πράξη. Αντ' αυτού, πολλές μέθοδοι για την οριοθέτηση κύματος εκμεταλλεύονται την μεταβολή στην κλίση που εμφανίζεται σε ένα όριο, για να αποφευχθούν τα προβλήματα λόγω του θορύβου χαμηλής συχνότητας. Ως εκ τούτου, υπολογίζεται και αναλύεται η πρώτη παράγωγος του σήματος, σε σχέση με μηδενικές διασταυρώσεις και ακραίες τιμές. Αυτό το είδος της οριοθέτησης απεικονίζεται στην Εικόνα 1.11 για την εύρεση του ορίου του κύματος άκρη του κύματος S (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.11: Προσδιορισμός του τέλους του συμπλέγματος QRS χρησιμοποιώντας πληροφορίες από την κλίση. Το τέλος του συμπλέγματος QRS είναι ο χρόνος κατά τον οποίο το διαφοροποιημένο σήμα διασχίζει ένα κατώφλι αφού έχει συμβεί η μέγιστη κλίση. Το επίπεδο κατωφλίου εκφράζεται συνήθως ως ποσοστό της μέγιστης κλίσης.

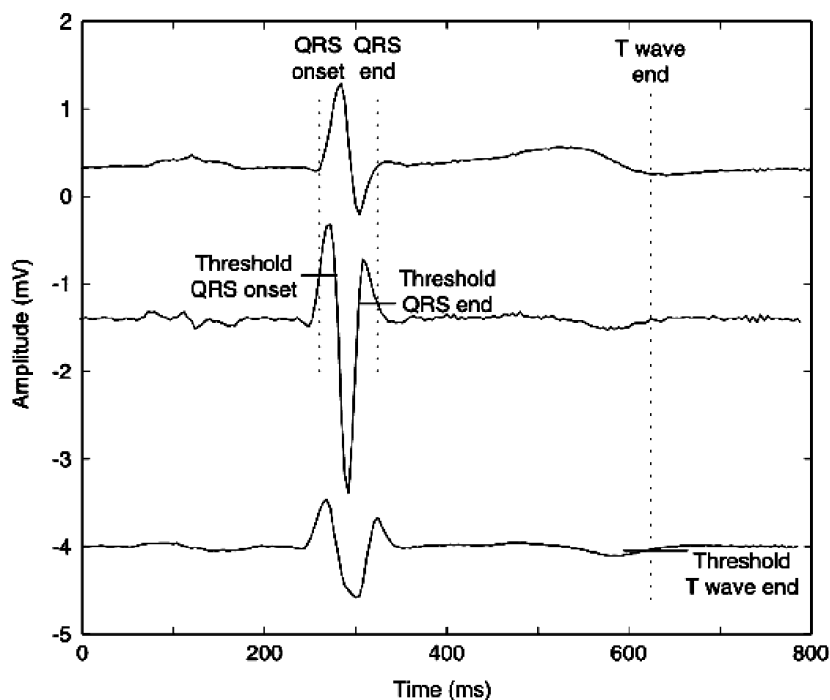
Τα υπόλοιπα κυματικά όρια του συμπλόκου PQRSΤ, μπορούν να βρεθούν με παρόμοιο τρόπο. Σε αυτό το παράδειγμα, η αναζήτηση για το τελικό σημείο αρχίζει όταν λαμβάνει χώρα η πιο απότομη άνοδος του κύματος S, και συνεχίζεται μέχρις ότου η παράγωγος του σήματος πέσει κάτω από μία ορισμένη τιμή κατωφλίου. Η χρονική στιγμή κατά την οποία τέμνεται το επίπεδο, ορίζει το τέλος του συμπλέγματος QRS (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Καθώς αυτή η μέθοδος διαδικασίας αναζήτησης βασίζεται στην υπόθεση ότι κάθε ένα από τα διαφορετικά κύματα είναι παρόν, είναι απαραίτητο αρχικά να καθοριστεί ποιά από τα κύματα είναι απόντα, ούτως ώστε να εξασφαλιστεί η ουσιαστική οριοθέτηση. Τέτοια ανίχνευση κυμάτων γίνεται συνήθως με την ανάλυση του μοτίβου (pattern) του πλάτους των διαδοχικών κορυφών (peaks) και των αποστάσεων μεταξύ των κορυφών του διαφοροποιημένου σήματος σε ένα διάστημα τοποθετημένο γύρω από το συγκρότημα QRS (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Το επίπεδο κατωφλίου, το οποίο καθορίζει τη θέση του ορίου ενός κύματος, μπορεί να είναι σταθερό και να επιλεγεί σε σχέση με μια τιμή της κλίσης που είναι αντιπροσωπευτική του ορίου που πρόκειται να προσδιοριστεί. Εναλλακτικά, το κατώφλι μπορεί να σχετίζεται με τη μορφολογία του σήματος, έτσι ώστε το επίπεδό να καθορίζεται σε ένα ορισμένο ποσοστό της μέγιστης κλίσης (Laguna *et al.*, 1994· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Ο

τελευταίος τύπος οριοθέτησης κατωφλίου είναι πιο υποδηλωτικός ως προς την προσέγγιση ενός καρδιολόγου για την οριοθέτηση, διότι τα όρια ενός κύματος μεγάλου πλάτους με απότομες πλαγιές και ενός κύματος μικρού πλάτους με λιγότερο απότομες πλαγιές θα βρίσκονται περίπου στην ίδια θέση (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Στα θορυβώδη σήματα, η οριοθέτηση κύματος από το διαφοροποιημένο σήμα έχει μικρή απόδοση, επειδή το πλάτος ενός ήδη χαμηλού σήματος στο όριο του κύματος, διαταράσσεται από τον θόρυβο. Η απόδοση μπορεί, σε ορισμένο βαθμό, να βελτιωθεί, συνδυάζοντας τη διαφοροποίηση του σήματος με βαθυπερατό φιλτράρισμα (lowpass filtering), ώστε να μετριάσει ο θόρυβος υψηλής συχνότητας. Η συχνότητα διακοπής του φίλτρου χαμηλής διέλευσης μπορεί να είναι σταθερή ή, καλύτερα, προσαρμοσμένη στο φασματικό περιεχόμενο του κύματος που πρόκειται να οριοθετηθεί (Laguna *et al.*, 1990· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Για παράδειγμα, η οριοθέτηση του συμπλέγματος QRS θα πρέπει να βασίζεται σε ένα φίλτρο με μεγαλύτερη συχνότητα αποκοπής από το φίλτρο που χρησιμοποιείται για την εύρεση του τέλους του κύματος T, επειδή το κύμα T περιέχει πολύ λιγότερες υψηλές συνιστώσες (βλ. Εικόνα 1.12).



Εικόνα 1.12: Οριοθέτηση κύματος με βάση διαφοροποιημένα σήματα χαμηλής διέλευσης. Το αρχικό σήμα (επάνω) διαφοροποιείται και φιλτράρεται από βαθυπερατό φίλτρο, για να αποδώσει την έναρξη και το τέλος του συμπλέγματος QRS (μέση) και το άκρο του κύματος T (κάτω). Το επίπεδο κατωφλίου που καθορίζει το όριο κάθε κύματος υποδεικνύεται από την οριζόντια γραμμή. Μια υψηλότερη συχνότητα αποκοπής του βαθυπερατού διαφοροποιητή χρησιμοποιήθηκε για την οριοθέτηση του συμπλέγματος QRS σε σχέση με εκείνη του κύματος T.

Τα επίπεδα κατωφλίου, ή τα πρότυπα σχήματα της κυματομορφής, θα πρέπει να επιλέγονται έτσι ώστε η προκύπτουσα οριοθέτηση να συμφωνεί με εκείνα που λαμβάνονται με την καρδιολογική εμπειρογνωμοσύνη. Μετά την τροποποίηση της μεθόδου οριοθέτησης ώστε να αποκτήσει τις κατάλληλες τιμές των παραμέτρων, θα πρέπει να αξιολογηθούν οι επιδόσεις της σε μια βάση δεδομένων με όρια των κυμάτων P, QRS και T, τα οποία έχουν σχολιασθεί χειρωνακτικά (Willems *et al.*, 1987· Laguna *et al.*, 1997· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Η απόδοση της οριοθέτησης περιγράφεται σε όρους μέσης και τυπικής απόκλισης του σφάλματος, μεταξύ των ορίων που παράγεται από τη μέθοδο και τους εμπειρογνώμονες (Willems J.L. *et al.*, 1985· Jané R. *et al.*, 1997· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Είναι σημαντικό να συνειδητοποιήσουμε ότι μία μηδενική τιμή της τυπικής απόκλισης δεν μπορεί να επιτευχθεί ποτέ, επειδή θα υπάρχει πάντα μια ορισμένη διασπορά, ακόμη και μεταξύ των εμπειρογνομώνων. Ωστόσο, η απόδοση της μεθόδου του κρίνεται ικανοποιητική όταν η διασπορά είναι περίπου στην ίδια τάξη (order) με αυτή μεταξύ των εμπειρογνομώνων (The CSE Working Party, 1985· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Η οριοθέτηση ενός κύματος είναι ιδιαίτερα προβληματική, όταν καθορίζεται το τέλος του κύματος T, η οποία συχνά χαρακτηρίζεται από μια πολύ σταδιακή μετάβαση στην ισοηλεκτρική γραμμή του ΗΚΓ (βλ., για παράδειγμα, το κύμα T στην Εικόνα 1.12). Στην πραγματικότητα, η οριοθέτησή του είναι προβληματική ακόμη και μεταξύ των καρδιολόγων, και μάλιστα οι διαφορές μεταξύ καρδιολόγων μπορεί περιστασιακά να προσεγγίζουν και τα 100ms (The CSE Working Party, 1985· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Παρά τις δυσκολίες αυτές, το τέλος του κύματος T είναι ένα εξαιρετικά σημαντικό όριο, το οποίο απαιτείται κατά τον υπολογισμό της συνολικής διάρκειας της κοιλιακής αποπόλωσης και επαναπόλωσης. Ως αποτέλεσμα της σημασίας αυτής της μέτρησης, έχουν αναπτυχθεί αρκετές τεχνικές για τον προσδιορισμό του τέλους του κύματος T (Van Bommel J.H. *et al.*, 1990· Xue Q. and Reddy S., 1998· Acar B. *et al.*, 1999· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006). Πολλαπλή ανάλυση του σήματος του ΗΚΓ με τη χρήση του δυαδικού μετασχηματισμού wavelet, στην οποία το σήμα αναλύεται σε διαφορετικά τμήματα χρόνου, έχει αποδειχθεί ότι είναι κατάλληλη για την οριοθέτηση του κύματος T. Καθορίζοντας αρχικά μια εύρωστη, αλλά προκαταρκτική, οριακή θέση από μια ομαλή προσέγγιση του αρχικού σήματος, η θέση μπορεί να βελτιωθεί με την ανάλυση των ιδιοτήτων των καλύτερων προσεγγίσεων σε ένα διάστημα τοποθετημένα γύρω από το προκαταρκτικό όριο. Η βασισμένη σε wavelet προσέγγιση μπορεί, με την κατάλληλη επιλογή μιας συνάρτησης wavelet, να θεωρηθεί ως μια τράπεζα φίλτρου με διαφοροποιητές χαμηλής διέλευσης, με διαφορετικές συχνότητες αποκοπής. Αξιολογώντας την απόδοση των μεθόδων με βάση είτε χαμηλής διέλευσης διαφοροποίηση είτε με ανάλυση κυματιδίων, έχει βρεθεί ότι η τελευταία μέθοδος προσδιορίζει τα άκρα του κύματος T και καταλήγει σε καλύτερη συμφωνία με εκείνα που προσδιορίζονται από καρδιολόγους (Martínez J.P. *et al.*, 2004· στο Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

1.3.6. Συμπύεση Δεδομένων

Καθώς ένα ευρύ φάσμα των κλινικών εξετάσεων περιλαμβάνει την καταγραφή των σημάτων ΗΚΓ, γίνεται αντιληπτό ότι παράγονται τεράστιες ποσότητες δεδομένων όχι μόνο για άμεση λεπτομερή εξέταση, αλλά και για αποθήκευση σε μια βάση δεδομένων για μελλοντική ανάκτηση και επανεξέταση. Είναι γνωστό ότι η διαθεσιμότητα ενός ή περισσοτέρων προηγούμενων καταγραφών ΗΚΓ, βελτιώνει την διαγνωστική ακρίβεια των διαφόρων καρδιακών παθήσεων, συμπεριλαμβανομένου του εμφράγματος του μυοκαρδίου. Σήμερα, τέτοια σειριακή σύγκριση ΗΚΓ περιλαμβάνει μικρής διάρκειας καταγραφές, οι οποίες αποκτήθηκαν κατά τη διάρκεια της ανάπαυσης, αλλά μπορεί στο μέλλον να περιλαμβάνει μακρά σήματα τα οποία, για παράδειγμα, αποκτήθηκαν κατά τη διάρκεια προσομοίωσης ακραίων καταστάσεων ή περιπατητικής παρακολούθησης. Αν και η τεχνολογία των σκληρών δίσκων έχει υποστεί δραματικές βελτιώσεις τα τελευταία χρόνια, η αύξηση του μεγέθους των σκληρών δίσκων είναι παράλληλη με την όλο και μεγαλύτερη επιθυμία των γιατρών να αποθηκεύσουν περισσότερες πληροφορίες. Ειδικότερα, η συμπερίληψη πρόσθετων κύριων καταγραφών ΗΚΓ, η χρήση υψηλότερων ρυθμών δειγματοληψίας και αναλύσεων λεπτότερου πλάτους, η ενσωμάτωση άλλων, μη καρδιακών σημάτων όπως για παράδειγμα η πίεση του αίματος και η αναπνοή, και ούτω καθεξής, οδηγούν σε ταχεία αυξανόμενες απαιτήσεις σχετικά με το μέγεθος του δίσκου. Είναι προφανές ότι μελλοντικά θα απαιτείται μια αποτελεσματική μέθοδος συμπίεσης δεδομένων (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Μια άλλη κινητήρια δύναμη πίσω από την ανάπτυξη μεθόδων για τη συμπίεση δεδομένων είναι η διαβίβαση σημάτων ΗΚΓ σε δημόσια τηλεφωνικά δίκτυα, σε δίκτυα κινητής τηλεφωνίας, σε ενδονοσοκομειακά δίκτυα και σε συστήματα ασύρματης επικοινωνίας. Μια τέτοια μετάδοση δεδομένων μπορεί να εκκινηθεί από ένα ασθενοφόρο ή στο σπίτι του ασθενούς προς το νοσοκομείο και έχει βρεθεί, μεταξύ άλλων, ότι είναι πολύτιμη για την έγκαιρη διάγνωση ενός εμφράγματος (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Ένα σήμα ΗΚΓ παρουσιάζει ένα ορισμένο ποσό πλεονασμών, όπως εκδηλώνεται με τη συσχέτιση μεταξύ γειτονικών δειγμάτων, την επανεμφάνιση των καρδιακών παλμών με παρόμοια μορφολογία, και τη σχετική ομοιότητα μεταξύ των διαφόρων κύριων καταγραφών. Σημαντική εξοικονόμηση μπορεί να επιτευχθεί από την άποψη της χωρητικότητας αποθήκευσης και του χρόνου μετάδοσης με την αξιοποίηση των διαφορετικού τύπου πλεονασμών, έτσι ώστε

κάθε δείγμα να μπορεί να εκπροσωπείται από λιγότερα bits από ό,τι το αρχικό σήμα. Ως εκ τούτου, ο αλγόριθμος συμπίεσης δεδομένων θα πρέπει να λαμβάνει υπ' όψιν το γεγονός ότι το σήμα περιέχει επαναλαμβανόμενους καρδιακούς παλμούς, συχνά με παρόμοια μορφολογία, και ότι το σήμα είναι, σχεδόν πάντα, μία εγγραφή πολλαπλών κύριων καταγραφών (multilead recording). Εξίσου σημαντικό, θα πρέπει να λαμβάνει υπ' όψιν το γεγονός ότι οι -τόσο εκείνες μικρού όσο και μεγάλου πλάτους- κυματομορφές είναι παρούσες στο σήμα, μεταφέροντας σημαντικές διαγνωστικές πληροφορίες, ενώ η ισοηλεκτρική γραμμή περιέχει αμελητέες πληροφορίες (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Ο γενικός στόχος είναι να εκπροσωπηθεί ένα σήμα όσο το δυνατόν ακριβέστερα χρησιμοποιώντας τον μικρότερο αριθμό δυαδικών bits, εφαρμόζοντας είτε συμπίεση χωρίς απώλειες, κατά την οποία το ανακατασκευασμένο σήμα είναι ένα ακριβές αντίγραφο του αρχικού σήματος, είτε με συμπίεση με απώλειες, στην οποία το ανακατασκευασμένο σήμα επιτρέπεται να διαφέρει από το αρχικό σήμα. Με την συμπίεση με απώλειες, ένα ορισμένο ποσό της στρέβλωσης πρέπει να γίνει δεκτό στο ανακατασκευασμένο σήμα, αν και η παραμόρφωση πρέπει να παραμείνει αρκετά μικρή ώστε να μην τροποποιήσει το διαγνωστικό περιεχόμενο του ΗΚΓ. Και για τους δύο τύπους συμπίεσης, μπορεί να είναι απαραίτητο να εκτελεστεί φιλτράρισμα θορύβου του σήματος του ΗΚΓ πριν υποβληθεί σε συμπίεση δεδομένων (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

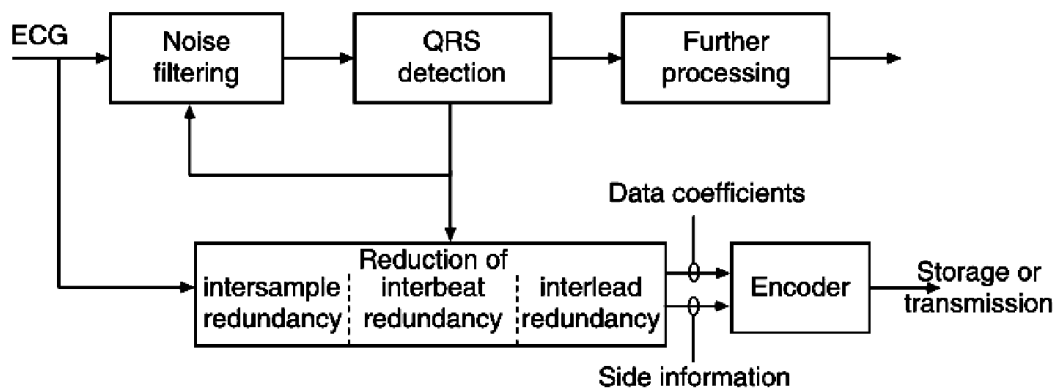
Το αποτέλεσμα της συμπίεσης δεδομένων εξαρτάται σε αποφασιστικό βαθμό από τον ρυθμό δειγματοληψίας (sampling rate) και τον αριθμό των bits που χρησιμοποιούνται για την εκπροσώπηση κάθε δείγματος του αρχικού σήματος. Για παράδειγμα, ένα σήμα που λήφθηκε με χαμηλό ρυθμό δειγματοληψίας, περιέχει λιγότερους πλεονασμούς από κάποιο που λήφθηκε με υψηλό ρυθμό δειγματοληψίας. Σαν αποτέλεσμα, η αναλογία συμπίεσης (η οποία ορίζεται ως το μέγεθος του αρχικού σήματος σε bit διαιρεμένου από το μέγεθος του συμπιεσμένου σήματος σε bit), είναι χαμηλότερη για ένα σήμα που αποκτήθηκε σε χαμηλότερο ρυθμό δειγματοληψίας. Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν το αποτέλεσμα της συμπίεσης των δεδομένων είναι το εύρος ζώνης του σήματος, ο αριθμός των κύριων καταγραφών, και το επίπεδο του θορύβου. Για παράδειγμα, ένα σήμα δειγματοληψίας σε ρυθμό 500 Hz αλλά φραγμένο σε ζώνη (bandlimited) 50 Hz, συνδέεται με καλύτερη αναλογία συμπίεσης από ότι ένα σήμα φραγμένο σε ζώνη στη συχνότητα Nyquist των 250 Hz. Κατά συνέπεια, είναι επιτακτική ανάγκη ότι οποιαδήποτε

σύγκριση της απόδοσης για διάφορες μεθόδους συμπίεσης βασίζεται στις ίδιες τιμές των παραμέτρων του συστήματος (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).

Οι μέθοδοι για την συμπίεση των δεδομένων μπορεί να κατηγοριοποιηθούν σύμφωνα με τους ακόλουθους τρεις κύριους τύπους πλεονάζοντων δεδομένων που βρέθηκαν στις καταγραφές ΗΚΓ (Sörnmo L., and Laguna P., 2006):

- **Intersample ή, ισοδύναμα, intrabeat:** Πλεονασμός που αξιοποιείται είτε απευθείας είτε με –βασιζόμενες σε μετασχηματισμό- μεθόδους.
- **Interbeat:** Πλεονασμός που εκδηλώνεται, μέσα σε κάθε ηλεκτρόδιο, με διαδοχικούς, παρόμοιας εμφάνισης, καρδιακούς παλμούς. Ως εκ τούτου, οι χρόνοι εμφάνισής τους θα πρέπει να καθορίζονται με έναν ανιχνευτή QRS πριν αξιοποιηθεί ο πλεονασμός Interbeat.
- **Interlead:** Ο πλεονασμός αυτός οφείλεται στο θεμελιώδες γεγονός ότι ένας κτύπος της καρδιάς γίνεται «αντιληπτός» ταυτόχρονα από διαφορετικά ηλεκτρόδια. Ως εκ τούτου, οι κυματομορφές παρουσιάζουν συσχέτιση Interlead η οποία εξαρτάται από την απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του σώματος.

Θα πρέπει να σημειωθεί ότι πολλές μέθοδοι συμπίεσης δεδομένων έχουν σχεδιαστεί για να ασχοληθούν αποκλειστικά με το πρώτο είδος πλεονασμών, αν και μέθοδοι που ασχολούνται και με τους τρεις τύπους σε συνδυασμό γίνονται όλο και πιο συχνές. Η Εικόνα 1.13 παρουσιάζει τα δύο κύρια στάδια συμπίεσης δεδομένων. Στο πρώτο στάδιο, το πλεόνασμα του αρχικού σήματος μειώνεται, έτσι ώστε να ληφθεί μια πιο συμπαγής αναπαράσταση σήματος. Στη συνέχεια, τα δεδομένα εξόδου τροφοδοτούνται σε έναν κωδικοποιητή, σκοπός του οποίου είναι να παράγει ένα αποτελεσματικά κωδικοποιημένο ρεύμα bit κατάλληλο για αποθήκευση ή μετάδοση (Sörnmo L., and Laguna P., 2006).



Εικόνα 1.13: Συμπίεση δεδομένων των σημάτων ΗΚΓ. Η έξοδος του τμήματος που πραγματοποιεί μείωση του πλεονασμού είναι μία ακολουθία των συντελεστών δεδομένων. Η έξοδος μπορεί επίσης να περιλαμβάνει επιπλέον πληροφορίες (side information), οι οποίες, για παράδειγμα, περιγράφουν το σύνολο των συναρτήσεων βάσης που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των συντελεστών δεδομένων. Ο κωδικοποιητής μεταφράζει την είσοδο σε ένα αποτελεσματικά κωδικοποιημένο ρεύμα bit.

1.3. Σκοπός της εργασίας

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι μια στοιχειώδης μελέτη των κύριων μεθόδων αφαίρεσης θορύβου στο ΗΚΓ, καθώς επίσης και μία παράθεση παραδειγμάτων των κύριων μεθόδων από την πρόσφατη Βιβλιογραφία.

Έτσι, στο πρώτο Κεφάλαιο περιγράφηκε στοιχειωδώς η λειτουργία της καρδιάς, το ηλεκτροκαρδιογράφημα και ο τρόπος αφαίρεσης θορύβου από αυτό (αποθορυβοποίηση).

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται μία σύντομη αναφορά στις κύριες μεθόδους (αλγορίθμους) αφαίρεσης θορύβου.

Στα επόμενα Κεφάλαια, αναλύονται ενδεικτικά οι 3 κυριότερες μέθοδοι, μέσα από παραδείγματα από την πρόσφατη Βιβλιογραφία.

Πιο συγκεκριμένα, στο Κεφάλαιο 3 περιγράφεται η μέθοδος Wavelet, στο Κεφάλαιο 4 η Νευρωνική Μέθοδος και στο Κεφάλαιο 5 ο Εμπειρικός Τρόπος Αποσύνθεσης.

Τέλος, εξάγονται κάποια στοιχειώδη Συμπεράσματα.

2. ΚΥΡΙΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΦΑΙΡΕΣΗΣ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΤΟ ΗΚΤ

2.1. Μετασχηματισμός Fourier

2.1.1. Γενικά

Η ανάλυση Fourier είναι ίσως το πιο γνωστό εργαλείο ανάλυσης σημάτων. Η ανάλυση Fourier χωρίζει ένα σήμα σε συνιστώσες ημιτόνων και συνημιτόνων διαφορετικών συχνοτήτων. Είναι ουσιαστικά μία μαθηματική τεχνική, η οποία χρησιμοποιείται για το μετασχηματισμό ενός σήματος από τη “βάση” του χρόνου στη “βάση” της συχνότητας. Στην Εικόνα 2.1, παρουσιάζεται ένας Μετασχηματισμός Fourier (Misiti M. *et al.*, 2002).



Εικόνα 2.1: Μετασχηματισμός Fourier.

Η ανάλυση Fourier είναι εξαιρετικά χρήσιμη για ένα πλήθος σημάτων. Ο λόγος είναι ότι το περιεχόμενο της συχνότητας του σήματος είναι μεγάλης σπουδαιότητας. Παρ’ όλ’ αυτά, είναι απαραίτητες και άλλες τεχνικές, όπως για παράδειγμα η ανάλυση κυματιδίου (wavelet analysis), κι αυτό επειδή η ανάλυση Fourier έχει ένα σοβαρό μειονέκτημα. Κατά το μετασχηματισμό στην περιοχή της συχνότητας, υπάρχει απώλεια χρονικών πληροφοριών. Μελετώντας το μετασχηματισμό Fourier ενός σήματος, είναι αδύνατο να εντοπιστεί το πότε συνέβη ένα ιδιαίτερο γεγονός. Στην περίπτωση που οι ιδιότητες ενός σήματος δεν αλλάζουν πολύ κατά τη διάρκεια του χρόνου (δηλαδή εάν το σήμα είναι στάσιμο), αυτό το μειονέκτημα δεν είναι πολύ σημαντικό. Παρ’ όλ’ αυτά, τα περισσότερα σήματα που παρουσιάζουν ενδιαφέρον περιέχουν

πολύαριθμα μη στάσιμα ή παροδικά χαρακτηριστικά: κλίση, απότομες αλλαγές, καθώς και αρχές και τέλη γεγονότων. Αυτά τα χαρακτηριστικά είναι συχνά το σημαντικότερο μέρος του σήματος, και η ανάλυση Fourier υστερεί στην ανίχνευση τους (Misiti M. *et al.*, 2002).

2.1.2. Παραθυρικός (Short-time) μετασχηματισμός Fourier

Ο Dennis Gabor (1946), προσπάθησε να διορθώσει το μειονέκτημα του μετασχηματισμού Fourier, και προσαρμοσε το μετασχηματισμό Fourier ώστε να αναλύει μόνο ένα μικρό τμήμα του σήματος κάθε φορά - μια τεχνική που χρησιμοποιεί το “παράθυρο”. Η προσαρμογή του Gabor, η οποία αποκαλείται short-time Fourier transform (STFT) ή παραθυρικός μετασχηματισμός Fourier, «χαρτογραφεί» ένα σήμα σε μια δισδιάστατη λειτουργία του χρόνου και της συχνότητας. Στην Εικόνα 2.2 παρουσιάζεται ένας παραθυρικός μετασχηματισμός Fourier (Misiti M. *et al.*, 2002).



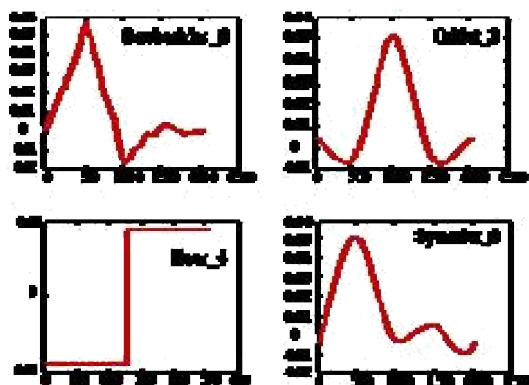
Εικόνα 2.2: Παραθυρικός (Short-time) μετασχηματισμός Fourier.

Ο παραθυρικός μετασχηματισμός Fourier, αποτελεί ένα είδος «συμβιβασμού» ανάμεσα στις προοπτικές ενός σήματος που βασίζονται στο χρόνο και σε εκείνες που βασίζονται στη συχνότητα. Παρέχει κάποιες πληροφορίες σχετικά με το πότε και σε ποιά συχνότητα εμφανίζεται κάποιο γεγονός στο σήμα. Παρ’ όλ’ αυτά, η ακρίβεια λήψης αυτών των πληροφοριών είναι περιορισμένη, και αυτή η ακρίβεια καθορίζεται από το μέγεθος του «παραθύρου». Ο συμβιβασμός που αντιπροσωπεύει ο παραθυρικός μετασχηματισμός Fourier μεταξύ των πληροφοριών χρόνου και συχνότητας μπορεί να είναι χρήσιμος, υπάρχει όμως το μειονέκτημα ότι, μόλις επιλεγεί ένα συγκεκριμένο μέγεθος για το χρονικό «παράθυρο», αυτό το παράθυρο παραμένει το ίδιο για όλες τις συχνότητες. Πολλά σήματα όμως απαιτούν μια πιο

ευέλικτη προσέγγιση, όπου το μέγεθος του «παραθύρου» θα μπορεί να μεταβάλλεται ώστε να καθορίσει με περισσότερη ακρίβεια είτε το χρόνο είτε τη συχνότητα (Misiti M. *et al.*, 2002).

2.2. Μετασχηματισμός κυματιδίου (Wavelet Transform)

Ο μετασχηματισμός κυματιδίου ενός χρονικού σήματος, είναι ουσιαστικά η ανάπτυξη του σήματος πάνω σε μια οικογένεια συναρτήσεων, οι οποίες είναι «συγκεντρωμένες» τόσο στο χρόνο όσο και στη συχνότητα. Μέσα σε κάθε οικογένεια κυματιδίων (όπως π.χ. η οικογένεια Daubechies) υπάρχουν υποκατηγορίες κυματιδίων, οι οποίες διακρίνονται από τον αριθμό των συντελεστών και από το επίπεδο επανάληψης. Τα κυματίδια ταξινομούνται συχνότερα μέσα σε μια οικογένεια από τον αριθμό εξαφανιζόμενων ή μηδενικών ροπών. Πρόκειται για ένα πρόσθετο σύνολο μαθηματικών σχέσεων για τους συντελεστές, οι οποίες θα πρέπει να ικανοποιούνται, και συσχετίζεται άμεσα με τον αριθμό των συντελεστών. Για παράδειγμα, μέσα στην Coiflet οικογένεια κυματιδίων, υπάρχουν Coiflets με δύο εξαφανιζόμενες ροπές και Coiflets με τρεις εξαφανιζόμενες ροπές. Στην Εικόνα 2.3, παρουσιάζονται μερικές διαφορετικές οικογένειες κυματιδίων (Amara G., 1995).



Εικόνα 2.3: Μερικές διαφορετικές οικογένειες κυματιδίων. Ο αριθμός δίπλα στο όνομα των κυματιδίων αντιπροσωπεύει τον αριθμό εξαφανιζόμενων ροπών για την κάθε υποκατηγορία του κυματιδίου.

Όταν ένα σύνολο δεδομένων αποσυντίθεται με τη χρήση των κυματιδίων, χρησιμοποιούνται φίλτρα μερικά από τα οποία ενεργούν ως φίλτρα υπολογισμού του μέσου όρου και άλλα που παράγουν τις λεπτομέρειες. Μερικοί από τους συντελεστές των κυματιδίων που προκύπτουν αντιστοιχούν στις λεπτομέρειες του συνόλου των δεδομένων. Εάν οι λεπτομέρειες αυτές είναι μικρές, τότε μπορούν να παραλειφθούν χωρίς ουσιαστικά να επηρεάζουν τα κύρια χαρακτηριστικά γνωρίσματα του συνόλου των δεδομένων. Τότε υπεισέρχεται η ιδέα του κατωφλίου, η οποία είναι να τεθούν στο μηδέν όλοι οι συντελεστές που είναι μικρότεροι από ένα συγκεκριμένο κατώτατο όριο. Η τεχνική αυτή αποτελεί ένα σημαντικό βήμα στο χειρισμό των δεδομένων που εμπεριέχουν θόρυβο, επειδή η απομάκρυνση θορύβων πραγματοποιείται χωρίς να λειανθούν οι κορυφές. Το αποτέλεσμα είναι ένα κερδισμένο σήμα που παρουσιάζει ακόμα σημαντικές λεπτομέρειες (Amara G., 1995).

2.2.1. Διακριτοί Μετασχηματισμοί Κυματιδίων (Discrete Wavelet Transforms)

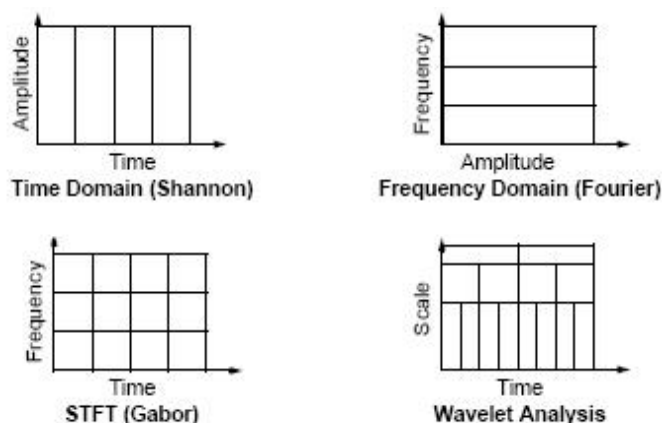
Η ανάλυση κυματιδίου είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί και αυτή το λεγόμενο «παράθυρο», αλλά με περιοχές μεταβλητού μεγέθους. Η ανάλυση κυματιδίου επιτρέπει τη χρήση μακροχρόνιων διαστημάτων εκεί όπου είναι επιθυμητή η ακριβέστερη –χαμηλής συχνότητας- πληροφορία, καθώς και πιο σύντομων διαστημάτων εκεί όπου είναι επιθυμητή η υψηλής συχνότητας πληροφορία. Στην Εικόνα 2.4 παρουσιάζεται ο Μετασχηματισμός κυματιδίου (Misiti M. *et al.*, 2002).



Εικόνα 2.4: Μετασχηματισμός κυματιδίου.

Στην Εικόνα 2.5, παρουσιάζεται η άποψη ενός σήματος βασισμένη στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, καθώς και ο short-time μετασχηματισμός Fourier, ώστε να

είναι εφικτή μία σύγκριση με τη την ανάλυση κυματιδίου (Misiti M. *et al.*, 2002):



Εικόνα 2.5: Σύγκριση των μετασχηματισμών βασισμένη στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, short-time μετασχηματισμός Fourier και μετασχηματισμός κυματιδίου.

Όπως μπορεί να παρατηρηθεί, η ανάλυση κυματιδίου δεν χρησιμοποιεί την αναπαράσταση χρόνου-συχνότητας, αλλά χρόνου-κλίμακας.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα που παρέχουν τα κυματίδια, είναι η δυνατότητα εκτέλεσης τοπικής ανάλυσης, δηλαδή ανάλυσης μιας περιορισμένης περιοχής ενός μεγαλύτερου σήματος.

Πολλές κατηγορίες συναρτήσεων μπορούν να αναπαρασταθούν από τα κυματίδια με έναν πιο συμπαγή τρόπο. Για παράδειγμα, οι συναρτήσεις με ασυνέχειες και οι συναρτήσεις με peaks κυματομορφής «παίρνουν» συνήθως λιγότερες συναρτήσεις βάσης των κυματιδίων απ' ό,τι συναρτήσεις βάσης ημιτόνων και συνημιτόνων, για να πετύχουν μια συγκρίσιμη προσέγγιση. Επιπλέον, δεδομένου ότι η ανάλυση κυματιδίου παρέχει μια διαφορετική άποψη των δεδομένων από τις υπόλοιπες παραδοσιακές τεχνικές, είναι πιθανό συχνά να συμπιέσει ή να αποθρουνβοποιήσει ένα σήμα χωρίς σημαντική υποβάθμιση. Στη σύντομη ιστορία τους στον τομέα επεξεργασίας σήματος, τα κυματίδια έχουν ήδη αποδειχθεί μία απαραίτητη προσθήκη στη συλλογή εργαλείων των αναλυτών σημάτων, και συνεχίζουν να απολαμβάνουν μια ολοένα και αυξανόμενη δημοτικότητα (Misiti M. *et al.*, 2002).

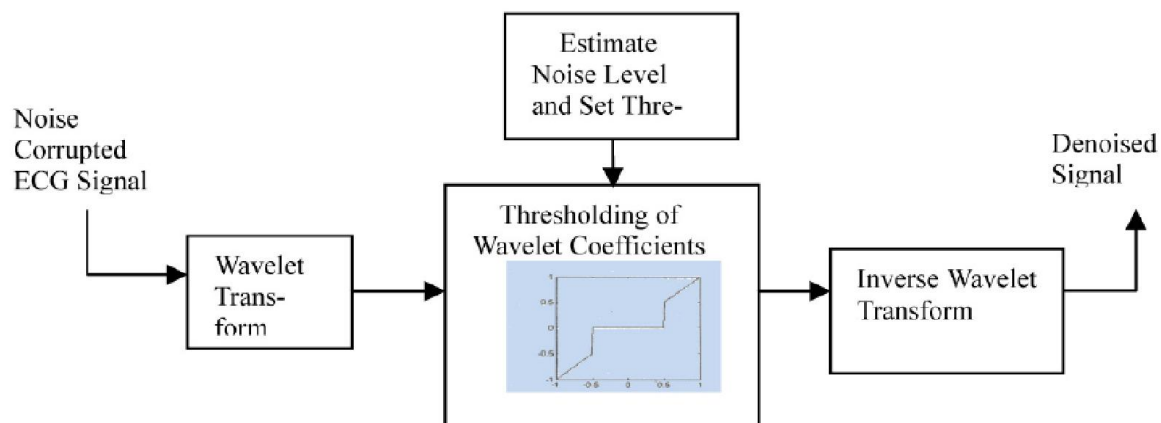
Η θεωρία των Διακριτών Μετασχηματισμών Κυματιδίων παρέχει ένα ενοποιημένο πλαίσιο για έναν αριθμό τεχνικών, οι οποίες έχουν αναπτυχθεί ανεξάρτητα μεταξύ τους για διάφορες εφαρμογές επεξεργασίας σήματος. Το εύρος της συγκεκριμένης θεωρίας είναι

ιδιαίτερα μεγάλο, και καλύπτει περιπτώσεις τόσο συνεχών όσο και διακριτών σημάτων. Παρουσιάζει όμως ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην ανάλυση μη στατικών σημάτων. Σε ορισμένες εφαρμογές, ο Μετασχηματισμός Wavelet είναι καλό να αντιμετωπίζεται σαν την αποσύνθεση ενός σήματος σε μία ομάδα από συναρτήσεις-βάσεις. Αυτές οι συναρτήσεις-βάσεις ονομάζονται Wavelets (Rioul O., Vetterli M., 1991).

Ένας αρκετά εφαρμοσμένος αλγόριθμος αυτής της κατηγορίας, είναι ο αλγόριθμος Haar-Wavelet. Ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός προσφέρει σχετικά μικρή ανάλυση, υπερτερεί όμως σε μεγάλο βαθμό έναντι των υπολοίπων, εξαιτίας του χαμηλού υπολογιστικού κόστους του, γεγονός που αντισταθμίζει την αναλογικά μικρή ανάλυση που προσφέρει. Πρόκειται για τη διαδοχική εφαρμογή ενός υψιπερατού και ενός βαθυπερατού φίλτρου στο σήμα. Αρχικά το σήμα διέρχεται από τα δύο φίλτρα. Η έξοδος από το βαθυπερατό φίλτρο διέρχεται ξανά από τα δύο φίλτρα κ.ο.κ.. Σε κάθε βήμα της διαδικασίας, το σήμα που τροφοδοτείται υποδιπλασιάζεται σε μέγεθος. Ο αλγόριθμος τερματίζει όταν μείνει μονάχα ένα στοιχείο (Rioul O., Vetterli M., 1991).

2.2.2. Αφαίρεση θορύβου με τη μέθοδο Wavelet

Στις μεθόδους αποθορυβοποίησης που βασίζονται στους αλγορίθμους Wavelet, τα αλλοιωμένα από θόρυβο σήματα ΗΚΓ αποσυντίθεται μέχρι το κατάλληλο επίπεδο. Το ΗΚΓ και οι θόρυβοι έχουν διαφορετικούς χαρακτήρες διακύμανσης. Οι τιμές των συντελεστών wavelet περιγράφουν τη διακύμανση στην κλίμακα συχνότητας χρόνου. Τα όρια έχουν σχεδιαστεί με τη χρήση τυπικής απόκλισης ή με διακύμανση των συντελεστών. Στη συνέχεια, εφαρμόζεται στους συντελεστές wavelet είτε σκληρή είτε μαλακή θέσπιση κατωφλίου. Τέλος, το σήμα ανακατασκευάζεται από αυτούς τους πρόσφατα ρυθμισμένους συντελεστές wavelet συντελεστών. Η Εικόνα 2.6 δείχνει τα βασικά βήματα της αποθορυβοποίησης που βασίζεται στη μέθοδο Wavelet (Ardhapurkar S. *et al.*, 2012).



Εικόνα 2.6: Αποθορυβοποίηση με τη μέθοδο Wavelet.

Τα τέσσερα κύρια θέματα στην αποθορυβοποίηση με τη μέθοδο Wavelet είναι (Ardhapurkar S. *et al.*, 2012):

1. Επιλογή της βάσης Wavelet.
2. Επιλογή του βάθους της αποσύνθεσης.
3. Καθορισμός των ορίων σε κάθε υποζώνη, και
4. Επιλογή των κατάλληλων κανόνων κατωφλίου.

2.3. Αλγόριθμοι ανίχνευσης QRS

2.3.1. Ιστορική αναδρομή

Πολλοί ερευνητές πραγματοποίησαν σύγκριση προτεινόμενων αλγορίθμων ανίχνευσης QRS, αλλά και επέκτειναν ή ανέπτυξαν νέους αλγορίθμους. Κύριος στόχος των ερευνών ήταν η βελτιστοποίηση των ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται αλλά και να προκύψουν νέοι αλγόριθμοι ειδικά σχεδιασμένοι έτσι ώστε να αποδίδουν στο μέγιστο για συγκεκριμένη περίπτωση κάθε φορά. Τέτοιες περιπτώσεις είναι π.χ. ανιχνευτές που λειτουργούν στο μέγιστο υπό συνθήκες θορύβου ή ανιχνευτές κατάλληλα τροποποιημένοι ώστε να μπορούν να ενσωματωθούν σε

φορητές συσκευές. Στη συνέχεια θα πραγματοποιηθεί μια σύντομη ιστορική αναδρομή σε ορισμένες από αυτές τις μελέτες.

Οι Friesen *et al.* (1990), μελέτησαν συγκριτικά εννέα αλγορίθμων ανίχνευσης QRS, με βάση τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

1. Σύγκριση με βάση το εύρος και την πρώτη παράγωγο.
2. Σύγκριση με βάση την πρώτη παράγωγο.
3. Σύγκριση με βάση την πρώτη και δεύτερη παράγωγο.
4. Σύγκριση με βάση το ψηφιακό φιλτράρισμα.

Οι Daskalov *et al.* (1998), εφάρμοσαν τους αλγορίθμους αυτούς σε επιλεγμένα σήματα, τα οποία χαρακτηρίζονταν από έντονη αρχική τάση. Τα αποτελέσματα της έρευνας δεν ήταν ιδιαίτερα ικανοποιητικά, γεγονός που πιθανόν να προκύπτει από τη χρήση σταθερών κατωφλίων ανίχνευσης. Ο Christov (2004), ισχυρίστηκε ότι η χρήση προσαρμοζόμενων κατωφλίων θα μπορούσε να επιφέρει καλύτερα αποτελέσματα. Οι Poli *et al.* (1995), χρησιμοποίησαν ένα γενικευμένο αλγόριθμο ανίχνευσης QRS. Πιο συγκεκριμένα, στον αλγόριθμό τους έδωσαν ιδιαίτερη έμφαση στα συμπλέγματα QRS μέσω της εφαρμογής πολυωνυμικών φίλτρων, χωρίς αυτό να συνεπάγεται υποβάθμιση του υπόλοιπου σήματος. Η ευαισθησία του αλγορίθμου αυτού έφτασε το 99.60%, ενώ το ποσοστό ειδικότητας ήταν 99.51%. Τα ποσοστά αυτά προέκυψαν με εφαρμογή του αλγορίθμου στα δεδομένα της MIT/BIH Βάσης Δεδομένων για αρρυθμίες. Οι Afonso *et al.* (1999), πρότειναν μια μέθοδο διάσπασης του σήματος του ΗΚΓ, κατά την οποία διάφορες παράμετροι κατέστη δυνατό να υπολογιστούν ανεξάρτητα και κατόπιν να συνδυαστούν σε έναν κανόνα ανίχνευσης. Κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου στα δεδομένα της MIT/BIH Βάσης Δεδομένων για αρρυθμίες επιτεύχθηκε ποσοστό ευαισθησίας ίσο με 99.59% και ποσοστό ειδικότητας ίσο με 99.56%. Παρ' όλο που, συγκριτικά με την προηγούμενη εργασία το ποσοστό ευαισθησίας είναι μειωμένο, το ποσοστό ειδικότητας είναι αυξημένο, γεγονός το οποίο κρίνεται ως σημαντική βελτίωση.

Οι Dotsinsky and Stoyanov (2004), ανέπτυξαν έναν αλγόριθμο ψευδο-πραγματικού χρόνου για ανίχνευση κοιλιακών παλμών σε ένα μόνο κανάλι ΗΚΓ, ο οποίος βασίζεται σε κριτήρια τα οποία αξιολογούν τις απότομες άκρες (steep edges) και τις αιχμηρές κορυφές (sharp peaks). Κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου σε εγγραφές δύο καναλιών από τις μεγαλύτερες βάσεις

δεδομένων αρρυθμιών (MIT-BIH και AHA), επιτεύχθηκαν ιδιαίτερα ψηλά ποσοστά ευαισθησίας και ειδικότητας, τα οποία έφτασαν το 99.04% και 99.62% αντίστοιχα.

Οι Moraes *et al.* (2002), επιχείρησαν ένα λογικό συνδυασμό δύο διαφορετικών αλγορίθμων και την παράλληλη λειτουργία τους, και παρουσίασαν υψηλά ποσοστά επιτυχίας. Πιο συγκεκριμένα, το ποσοστό ευαισθησίας έφθασε το 99.22% και το ποσοστό ειδικότητας το 99.73%. Ωστόσο, τα ποσοστά αυτά ισχύουν για όλες τις εγγραφές από ασθενείς οι οποίοι δεν έφεραν βηματοδότη. Εξαιρώντας τέσσερις ακόμη εγγραφές με υψηλά επίπεδα εύρους θορύβου, το ποσοστό αυξήθηκε σε 99.56% για την ευαισθησία και σε 99.82% για την ειδικότητα.

2.3.2. Αλγόριθμος ανίχνευσης πραγματικού χρόνου

2.3.2.1. Γενικά

Ένας από τους σημαντικότερους αλγορίθμους, είναι ο αλγόριθμος ανίχνευσης πραγματικού χρόνου, ο οποίος προτάθηκε από τους Pan and Tompkins (1985). Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος παρουσίασε 99.3% ποσοστό επιτυχίας ανίχνευσης των συμπλεγμάτων QRS στην τυπική 24h βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH. Το συγκεκριμένο ποσοστό κρίνεται ως ιδιαίτερα ικανοποιητικό. Ο αλγόριθμος των Pan and Tompkins (1985) παρουσιάζει αξιόπιστη ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS, βασιζόμενος στην ψηφιακή ανάλυση της κλίσης, του πλάτους και του εύρους των σημάτων που παράγει το ΗΚΓ. Για τη μείωση των λανθασμένων ανιχνεύσεων, οι οποίες προκαλούνται από τις διάφορες παρεμβολές που φέρει ένα σήμα ΗΚΓ (θόρυβος), χρησιμοποιήθηκε ένα ειδικό ψηφιακό ζωνοδιάβατο φίλτρο, το οποίο επιτρέπει τη χρήση χαμηλών κατωφλίων αυξάνοντας έτσι την ευαισθησία ανίχνευσης. Οι παρεμβολές αυτές (θόρυβος μυών, παρεμβολές λόγω της κίνησης των ηλεκτροδίων, παρεμβολές από ηλεκτροφόρο καλώδιο, διαταραχές βάσης και τα υψηλών συχνοτήτων κύματα T), μοιάζουν πολύ με τα συμπλέγματα QRS. Η προσέγγιση που ακολουθήθηκε από τους Pan and Tompkins (1985) δίνει ιδιαίτερη σημασία στη μείωση της επίδρασης του θορύβου στο πραγματικό αποτέλεσμα, γεγονός το οποίο διαφοροποιεί τον αλγόριθμό τους σε σχέση με πολλούς αλγορίθμους ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS που έχουν προταθεί.

Ένα άλλο χαρακτηριστικό του συγκεκριμένου αλγορίθμου, είναι ότι, περιοδικά, προσαρμόζει αυτόματα τα κατώφλια και τις παραμέτρους, έτσι ώστε να μπορεί να προσαρμοστεί σε αλλαγές του ΗΚΓ, όπως για παράδειγμα η μορφολογία του συμπλέγματος QRS και ο καρδιακός σφυγμός (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Οι ανιχνευτές λογισμικού για τα συμπλέγματα QRS έχουν, τυπικά έναν ή περισσότερους από τρεις διαφορετικούς τύπους βημάτων επεξεργασίας: γραμμικό ψηφιακό φιλτράρισμα, μη γραμμικό μετασχηματισμό, και αλγόριθμοι κανόνων απόφασης (Pahlm O. and Sörnmo L., 1984). Η γραμμική επεξεργασία περιλαμβάνει ένα ζωνοδιαβατό φίλτρο (bandpass filter), μια παράγωγο (derivative) και έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου (moving window integrator). Ο μη γραμμικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται είναι ο τετραγωνισμός του πλάτους του σήματος. Για τον αλγόριθμο κανόνων απόφασης, χρησιμοποιούνται προσαρμοζόμενα κατώφλια και τεχνικές διάκρισης του κύματος T (Pan J. and Tompkins W.J., 1985). Επιπροσθέτως, σημειώνεται ότι η κλίση του κύματος R αποτελεί ένα δημοφιλές χαρακτηριστικό του σήματος το οποίο χρησιμοποιείται σε πολλούς ανιχνευτές του συμπλέγματος QRS (Ahlstrom M.L. and Tompkins W.J., 1983). Ο αλγόριθμος των χρησιμοποιεί και τους τρεις τύπους βημάτων (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Η υλοποίηση του αλγορίθμου έγινε σε γλώσσα χαμηλού επιπέδου (assembly, Pan J. and Tompkins W.J., 1985). Η όλη επεξεργασία έγινε με ακέραια αριθμητική, έτσι ώστε να μπορεί ο αλγόριθμος να λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο χωρίς να απαιτείται μεγάλη υπολογιστική ισχύς (Goonaerts *et al.*, 1976). Η βάση δεδομένων παρέχει δύο ταυτόχρονα κανάλια ΗΚΓ. Επιχειρήθηκε να γίνει ανάλυση και στα δύο κανάλια, η προσέγγιση όμως αυτή απορρίφθηκε, καθώς το δεύτερο κανάλι παρουσίαζε θόρυβο. Ο λόγος είναι ότι, επειδή οι θέσεις των ηλεκτροδίων βρίσκονται σε ορθογώνια θέση σε καταγραφή Holter, ένα σήμα υψηλής ποιότητας στο ένα κανάλι συνεπάγεται συνήθως ένα ΗΚΓ χαμηλού πλάτους με ένα φτωχό λόγο σήματος προς θόρυβο για το δεύτερο κανάλι. Για την αύξηση της απόδοσης με αλγορίθμους δύο καναλιών, θα πρέπει να εφαρμοστεί ένας νέος τρόπος τοποθέτησης των ηλεκτροδίων, ο οποίος θα δίνει και στα δύο κανάλια αξιοποιήσιμα αποτελέσματα (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Ο αλγόριθμος χωρίζεται σε τρεις διαδικασίες (Pan J. and Tompkins W.J., 1985):

1. Πρώτη φάση μάθησης (learning phase 1)
2. Δεύτερη φάση μάθησης (learning phase 2)
3. Ανίχνευση (detection)

Η πρώτη φάση μάθησης χρειάζεται περίπου δύο δευτερόλεπτα για να αρχικοποιήσει τα κατώφλια ανίχνευσης. Η αρχικοποίηση αυτή βασίζεται στις ακμές (=κορυφές, peaks) σήματος και θορύβου, οι οποίες ανιχνεύονται κατά τη διαδικασία μάθησης. Η δεύτερη φάση μάθησης χρειάζεται δύο κτύπους για να αρχικοποιήσει τις μέσες και οριακές τιμές του διαστήματος RR διαστήματος. (RR-interval average και RR-interval limit values). Η επακόλουθη φάση ανίχνευσης, εκτελεί τη διαδικασία αναγνώρισης και παράγει ένα σφυγμό για κάθε σύμπλεγμα QRS. Για την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS, ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί δύο σύνολα κατωφλίων. Το πρώτο σύνολο θέτει κατώφλι στο φιλτραρισμένο ΗΚΓ, ενώ το δεύτερο θέτει κατώφλι στο σήμα που παράγεται από την ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου (moving window integration). Η χρήση κατωφλίων και στα δύο σήματα, παρέχει βελτιστοποίηση της αξιοπιστίας της ανίχνευσης σε σχέση με το αν χρησιμοποιούνταν μόνο η μία κυματομορφή (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

2.3.2.2. Αξιολόγηση

Όπως αναφέρθηκε και στην προηγούμενη παράγραφο, οι τιμές των κατωφλίων καθώς και άλλων παραμέτρων προσαρμόζονται περιοδικά, έτσι ώστε να εφαρμόζουν στα μεταβαλλόμενα χαρακτηριστικά του σήματος και να παρέχουν μεγαλύτερη αξιοπιστία. Η συνεχής αυτή προσαρμογή στα χαρακτηριστικά του σήματος γίνεται εφικτή καθώς βασίζεται στο πιο πρόσφατο σήμα και τις ακμές θορύβου που ανιχνεύονται στα σήματα υπό επεξεργασία. Εάν το πρόγραμμα δεν ανιχνεύσει σύμπλεγμα QRS στο ενδιάμεσο χρονικό διάστημα το οποίο αντιστοιχεί στο 166% του τρέχοντος μέσου RR διαστήματος, τότε η μέγιστη ακμή που ανιχνεύεται στο ενδιάμεσο αυτό διάστημα και βρίσκεται μεταξύ των δύο κατωφλίων εκλαμβάνεται ως ένα πιθανό QRS σύμπλεγμα, και εφαρμόζεται το χαμηλότερο από τα δύο κατώφλια (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Πλεονέκτημα της ανωτέρω μεθόδου αποτελούν η αποφυγή μεγάλων απαιτήσεων σε μνήμη για την αποθήκευση του ιστορικού του ΗΚΓ. Κατά συνέπεια, απαιτείται ελάχιστος υπολογιστικός χρόνος για την επίτευξη της διαδικασίας αναζήτησης κάποιου ελλείποντος QRS συμπλέγματος. Δυστυχώς, η τεχνική διπλού κατωφλίου είναι χρήσιμη μόνο αν ο καρδιακός ρυθμός είναι τακτικός (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Όταν αναγνωριστεί ένα έγκυρο σύμπλεγμα QRS, παρεμβάλλεται μια διαθλαστική περίοδος διάρκειας 200ms, πριν προτού να μπορεί το επόμενο σύμπλεγμα να μπορέσει να ανιχνευθεί. Σημειώνεται ότι αυτή είναι και η φυσιολογική χρονική απόσταση μεταξύ δύο συμπλεγμάτων. Η διαθλαστική αυτή περίοδος απαλείφει την πιθανότητα εσφαλμένης ανίχνευσης. Εάν ανιχνευτεί σύμπλεγμα QRS μετά το πέρας της διαθλαστικής περιόδου αλλά εντός 360ms από το προηγούμενο σύμπλεγμα, τότε πρέπει να διευκρινιστεί κατά πόσον πρόκειται για έγκυρο σύμπλεγμα QRS ή εάν είναι ένα κύμα T. Σε τέτοιες περιπτώσεις, η κυματομορφή με μεγαλύτερη κλίση κρίνεται ως σύμπλεγμα QRS (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

Διατηρούνται δύο ξεχωριστές μετρήσεις του μέσου διαστήματος RR. Η μέση τιμή διαστήματος RR υπολογίζεται παίρνοντας τα οκτώ πιο πρόσφατα διαστήματα RR και εξάγοντας το μέσο όρο τους. Μια δεύτερη μέση τιμή, είναι ο μέσος όρος των οκτώ πιο πρόσφατων κτύπων, οι οποίοι εμπίπτουν στο πεδίου του 92-116% του τρέχοντος μέσου διαστήματος RR. Εάν δεν γινόταν χρήση της πρώτης μέτρησης, η όλη προσέγγιση (ο αλγόριθμος) θα καθίστατο κατάλληλη μόνο για κανονικό ή βραδέως μεταβαλλόμενο καρδιακό ρυθμό (Pan J. and Tompkins W.J., 1985).

2.3.3. Ποσοτική διερεύνηση των Κανόνων Ανίχνευσης με τη χρήση της βάσης δεδομένων για αρρυθμίες MIT-BIH

2.3.3.1. Γενικά

Η ποσοτική διερεύνηση των κανόνων ανίχνευσης περιγράφεται στη δημοσίευση των Pan and Tompkins (1985). Οι συγκεκριμένοι ερευνητές μελέτησαν τις ποσοτικές επιδράσεις ενός αριθμού κοινών στοιχείων των κανόνων απόφασης (κανόνες ανίχνευσης) του συμπλέγματος QRS χρησιμοποιώντας τη βάση δεδομένων για αρρυθμίες MIT-BIH. Γραμμικά και μη γραμμικά πλάνα φίλτρου, τα οποία αναπτύχθηκαν προηγούμενα, χρησιμοποιήθηκαν ως μέσο παροχής εισόδου στο τμήμα ανίχνευσης αποφάσεων του QRS. Το φίλτρο χρησιμοποιήθηκε για την προεπεξεργασία της βάσης, γεγονός το οποίο απέφερε ένα σύνολο από διάνυσματα γεγονότων τα οποία παρήχθησαν από το σύμπλεγμα QRS και το θόρυβο. Έπειτα από την προεπεξεργασία αυτή, δοκιμάστηκαν διαφορετικοί κανόνες απόφασης σε κάθε διάνυσμα γεγονότων. Ο ρόλος του

τμήματος κανόνων απόφασης ήταν η διάκριση των γεγονότων τα οποία ανήκαν στο σύμπλεγμα QRS, από τα γεγονότα θορύβου. Η μελέτη ξεκίνησε με την βελτιστοποίηση ενός απλού κανόνα απόφασης. Ακολούθησε η ανάπτυξη μιας σταδιακά πιο σύνθετης διαδικασίας αποφάσεων για το σύμπλεγμα QRS με την προσθήκη νέων κανόνων ανίχνευσης (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

Χρησιμοποιώντας τη βελτιστοποιημένη διαδικασία κανόνων απόφασης, υλοποιήθηκε και ελέγχθηκε ένας τελικός σε πραγματικό χρόνο αλγόριθμος ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS. Ο αλγόριθμος ανίχνευσης του QRS που προέκυψε έχει πολύ υψηλά επιτυχίας, και συγκεκριμένα ποσοστό ευαισθησίας (sensitivity) 99.69% και θετική προβλεψιμότητα (positive predictivity) 99.77%, όταν αξιολογείται με την βάση δεδομένων αρρυθμίας MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμίας (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

2.3.3.2. Αξιολόγηση

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι ανιχνευτές λογισμικού για τα συμπλέγματα QRS αποτελούν ένα ολοκληρωμένο τμήμα στα σύγχρονα υπολογιστικά συστήματα παρακολούθησης ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Η ίσως πιο ενδιαφέρουσα χρήση της ανίχνευσης του συμπλέγματος QRS προκύπτει στα συστήματα παρακολούθησης αρρυθμιών σε μονάδες εντατικής θεραπείας, όπου ο αλγόριθμος πρέπει να τρέχει σε συνθήκες πραγματικού χρόνου, όπως αναφέρθηκε. Υπάρχουν όμως και άλλα εργαλεία τα οποία χρησιμοποιούν τέτοιους αλγόριθμους πραγματικού χρόνου. Τέτοια είναι οι μηχανές ηλεκτροκαρδιογραφήματος, τα όργανα ελέγχου (π.χ. οθόνες) των εγχειρητικών θαλάμων, και τα συστήματα ΗΚΓ για τον έλεγχο του στρες. Σε ένα σύστημα παρακολούθησης αρρυθμιών μπορούν να προκύψουν σημαντικά ψευδώς θετικά και ψευδώς αρνητικά ποσοστά από μια λανθασμένη ανίχνευση QRS. Μέχρι στιγμής, δεν έχει αναπτυχθεί ένας αλάθητος αλγόριθμος ανίχνευσης QRS (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

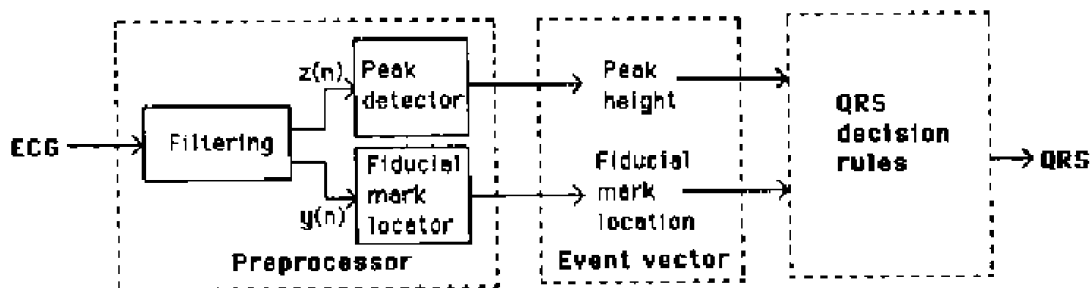
Έχει παρατηρηθεί ότι οι περισσότεροι ανιχνευτές QRS μπορούν να διαχωριστούν σε δύο τομείς: Τον τομέα της προεπεξεργασίας και τον τομέα που αφορά τους κανόνες ανίχνευσης. Στον πρώτο τομέα, πραγματοποιείται γραμμικό και μη γραμμικό φιλτράρισμα του σήματος από το ΗΚΓ, και παράγεται ένα σύνολο από περιοδικά διανύσματα τα οποία

περιγράφουν τα γεγονότα. Στον δεύτερο τομέα, κανόνες απόφασης ενεργούν πάνω στην έξοδο του προεπεξεργαστή, κατηγοριοποιούν κάθε γεγονός είτε ως σύμπλεγμα QRS είτε ως θόρυβο και αποθηκεύουν την προσωρινή τοποθεσία του καθενός από τα ταυτοποιημένα συμπλέγματα QRS (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

Οι κανόνες απόφασης για έναν ανιχνευτή QRS, δημιουργούνται γενικά από έναν αριθμό συστατικών, κάθε ένα από τα οποία έχει πειραματικά καθορισμένες παραμέτρους. Η πιο σημαντική διαδικασία του τμήματος που αφορά τους κανόνες ανίχνευσης είναι ο καθορισμός των κατωφλίων ανίχνευσης. Άλλα σημαντικά συστατικά μέρη των κανόνων απόφασης είναι (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986):

- **Η περίοδος αδρανείας (blanking):** Όπου τα γεγονότα που ακολουθούν άμεσα ένα σύμπλεγμα ανίχνευσης QRS αγνοούνται για ένα καθορισμένο διάστημα χρόνου.
- **Η ανάδρομη έρευνα (search back):** Όπου τα προηγούμενα απορριφθέντα γεγονότα επαναξιολογούνται όταν ένα σημαντικό διάστημα χρόνου έχει παρέλθει χωρίς ανίχνευση.
- **Η χρήση της κλίσης (use of slope):** Για να γίνει διαχωρισμός μεταξύ των κυμάτων T και των πρόωρων εκτοπικών παλμών.

Τα συστατικά μέρη των κανόνων απόφασης έχουν γενικά αποσυναρμολογηθεί με μια ad hoc προσέγγιση. Έχουν γίνει πολύ λίγες προσπάθειες ώστε να προσαρμοστεί η ποσοτική σημαντικότητα σε διαφορετικά συστατικά κανόνων απόφασης. Στην Εικόνα 2.7 παρουσιάζεται η πειραματική προσέγγιση για την εξέταση των επιδράσεων που έχουν οι διαφορετικοί κανόνες απόφασης. Για την επεξεργασία της βάσης δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH, χρησιμοποιήθηκε ο επεξεργαστής τον οποίο ανέπτυξαν οι Pan και Tompkins με ορισμένες διαφοροποιήσεις (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).



Εικόνα 2.7: Σχηματικό διάγραμμα αλγορίθμου ανίχνευσης QRS. Ο προεπεξεργαστής πραγματοποιεί γραμμικό και μη γραμμικό φιλτράρισμα και ανάλυση κορυφών (peaks), έτσι ώστε να παράγει διανύσματα γεγονότων. Τα διανύσματα υφίστανται επεξεργασία από κανόνες απόφασης, έτσι ώστε να εντοπιστούν τα συμπλέγματα QRS.

Ο προεπεξεργαστής παρήγαγε διανύσματα δεδομένων τα οποία περιείχαν τα ύψη των κορυφών από το σήμα του ΗΚΓ υπό επεξεργασία, καθώς επίσης και το χρόνο εμφάνισης των κορυφών. Τα διανύσματα αυτά καταγράφηκαν μαζί με σχόλια κατά πόσο το εκάστοτε γεγονός προερχόταν από σύμπλεγμα QRS ή θόρυβο. Σταδιακά εφαρμόστηκαν πιο σύνθετοι κανόνες απόφασης στα διανύσματα γεγονότων, έτσι ώστε να γίνει αξιολόγηση των ποσοτικών επιδράσεων των διαφορετικών συστατικών κανόνων απόφασης. Σε κάθε στάδιο γινόταν βελτιστοποίηση των κανόνων απόφασης. Οι παραγόμενοι κανόνες, υλοποιήθηκαν σε έναν ανιχνευτή QRS πραγματικού χρόνου μαζί με έναν παράγωγο αλγόριθμο, ο οποίος χρησιμοποιούνταν για τον διαχωρισμό μεταξύ των κυμάτων T και των πρόωρων εκτοπικών παλμών (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

Κατά τη σχεδίαση ανιχνευτών QRS για ένα δοσμένο σύνολο δεδομένων, υπάρχει μια ανησυχία σχετικά με το αν ο ανιχνευτής θα συγχρονιστεί με τη βάση δεδομένων που χρησιμοποιείται για την ανάπτυξη. Μικρές βελτιώσεις στην απόδοση του ανιχνευτή για μια δοσμένη βάση δεδομένων ενδεχομένως να μην συνεπάγεται βελτίωση στην πραγματική λειτουργία (απόδοση σε πραγματικές συνθήκες – real world performance). Οι Moody and Mark (1983), έχουν μελετήσει το πόσο καλά αποτελέσματα (απόδοση) θα έχει ανιχνευτής πραγματικών συνθηκών σε μια δοσμένη βάση δεδομένων. Η απόδοση όμως μπορεί να κριθεί και να αξιολογηθεί μόνον από τον κλινικό γιατρό και μετά από μακρόχρονες κλινικές δοκιμές

(Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986). Ο εντοπισμός σπάνιων γεγονότων, όπως για παράδειγμα η κοιλιακή ταχυκαρδία, και οι επιδράσεις του θορύβου κάτω από διαφορετικές συνθήκες δεν μπορούν να κριθούν με ακρίβεια όταν οι βάσεις δεδομένων είναι περιορισμένες. Η γενική συναίνεση είναι ότι, οι βάσεις δεδομένων όπως η MIT-BIH μπορούν να αποφέρουν την καλύτερη ένδειξη για την απόδοση του ανιχνευτή αρρυθμιών, χωρίς να είναι απαραίτητο να γίνουν εκτεταμένες κλινικές δοκιμές (Hamilton P.S., and Tompkins W.J., 1986).

3. ΑΠΟΘΟΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗ ΗΚΓ ΜΕ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ

3.1. Εκτίμηση Πυκνότητας Πυρήνα (Kernel Density Estimation)

3.1.1. Γενικά

Οι Ardhapurkar et al. (2012), μελέτησαν την αφαίρεση θορύβου με τη μέθοδο Wavelet, με μοντελοποίηση συντελεστών υποζώνης, χρησιμοποιώντας την εκτίμηση πυκνότητας πυρήνα.

Η εκτίμηση πυκνότητας είναι η κατασκευή μιας εκτίμησης της συνάρτησης πυκνότητας από τα παρατηρούμενα δεδομένα. Η εκτίμηση πυκνότητας γίνεται με την παραμετρική ή μη παραμετρική μέθοδο. Η εκτίμηση πυκνότητας πυρήνα είναι μια μη παραμετρική μέθοδος προσαρμογής πυκνότητας. Δεν κάνει καμία υπόθεση για την υποκείμενη πυκνότητα. Συνήθως η πυκνότητα εκτίμησης γίνεται με τη γνωστή μέθοδο ιστογράμματος (επίσης γνωστή ως εκτίμηση μπλοκ) για να βρείτε την κατανομή ενός συνόλου τιμών. Τα δύο κύρια μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι ότι δεν είναι λεία και το σχήμα της ποικίλλει ανάλογα με τις αλλαγές στα πλάτη βημάτων (bin widths) και όρια τέλους (end limits). Οι Wavelet συντελεστές των δεδομένων του ΗΚΓ δεν έχουν ένα σταθερό μοτίβο, έτσι η μη παραμετρική εκτίμηση πυκνότητας πυρήνα είναι μια καλύτερη επιλογή για την μοντελοποίηση (Gose *et al.*, 2005· στο Ardhapurkar *et al.*, 2012).

Η μέθοδος εκτίμησης της πυκνότητας του πυρήνα είναι ένα σημαντικό εργαλείο για την προσαρμογή της μη παραμετρικής πυκνότητας και των συναρτήσεων κατανομής. Ας υποθέσουμε ότι ένα σύνολο δεδομένων που περιέχει τα δείγματα $X_1, X_2, \dots, X_n$ ανήκει στην πιθανότητα πυκνότητας $f(x)$. Τότε ο εκτιμητής της πυκνότητας της $f(x)$ με πυρήνα k ορίζεται από την εξίσωση 3.1.1 (Gose *et al.*, 2005· Ledl T., 2004· στο Ardhapurkar *et al.*, 2012).

$$\hat{f}(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n k\left(\frac{x - X_i}{h}\right) \quad (3.1.1)$$

Εδώ, $\hat{f}(x)$ είναι η εκτιμώμενη πυκνότητα, το h είναι το εύρος ζώνης (ισοδύναμο με το πλάτος του βήματος του ιστογράμματος), n ο αριθμός των δειγμάτων, και k είναι μια οριοθετημένη, μη αρνητική συνάρτηση πυρήνα, η οποία ικανοποιεί τη συνθήκη: $\int k(x)dx = 1$.

Όταν η $k(x)$ είναι μία Γκαουσιανή συνάρτηση πυκνότητας, τότε η εξίσωση (3.1.1) γίνεται:

$$k(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2\right] \quad (3.1.2)$$

Όπου τα μ και σ ορίζουν τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση των τιμών δεδομένων αντίστοιχα.

Η επιλογή του βέλτιστου εύρους ζώνης είναι κρίσιμη κατά την εκτίμηση της πυκνότητας. Ένα μεγάλο εύρος ζώνης δίνει ομαλή εκτίμηση (μεγάλη κλίση), ενώ ένα μικρό εύρος ζώνης δίνει αιχμηρή εκτίμηση (μεγάλη διακύμανση). Το βέλτιστο εύρος ζώνης είναι αυτό που ελαχιστοποιεί το ολοκλήρωμα του τετραγωνικού λάθους (Minimizes the integral of the Square Error, MISE) μεταξύ της εκτιμώμενης πυκνότητας και της πραγματικής πυκνότητας (Ardhapurkar et al., 2012).

$$MISE(f) = E\left[\int (\hat{f}(x) - f(x))^2 dx\right] \quad (3.1.3)$$

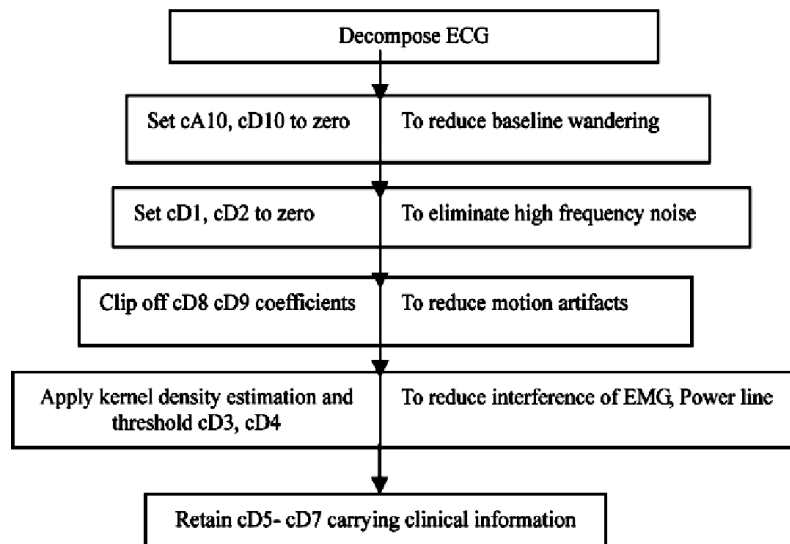
Για την παραδοχή ότι η πραγματική κατανομή είναι μια Γκαουσιανή πυκνότητα και χρησιμοποιείται Γκαουσιανός πυρήνας, μπορεί να αποδειχθεί ότι η βέλτιστη τιμή του εύρους ζώνης γίνεται (Ledl T., 2004· Silverman B.W., 1986· στο Ardhapurkar et al., 2012):

$$h = 1.06 \sigma \cdot^{(-1/5)} = \frac{\text{median}(|(X - \text{median}(X))|)}{0.6745} \left(\frac{4n}{3}\right)^{0.2} \quad (3.1.4)$$

όπου, το h είναι το εύρος ζώνης, το n αντιπροσωπεύει τον αριθμό των δειγμάτων, και σ είναι η τυπική απόκλιση.

3.1.2. Διαδικασία Αποθоруβοποίησης

Η διαδικασία αποθоруβοποίησης, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.1, αποτελείται από τα βήματα που περιγράφονται στη συνέχεια (Ardharpurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.1: Διαδικασία υλοποίησης της μεθόδου αποθоруβοποίησης.

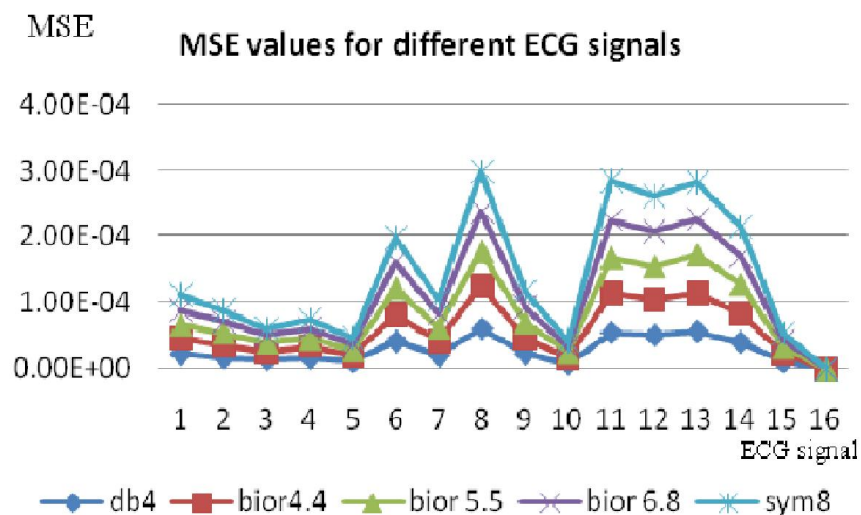
Βήμα 1: Αποσύνθεση του σήματος.

Για να αποσυντεθεί το τμήμα του ΗΚΓ χρησιμοποιώντας διακριτό μετασχηματισμό Wavelet, είναι σημαντική η επιλογή της βάσης wavelet και του επιπέδου της αποσύνθεσης. Η επιλογή του πεδίου ορισμού της συνάρτησης wavelet εξαρτάται από την εφαρμογή και το σχήμα ενός σήματος. Υπάρχουν αρκετές οικογένειες wavelet, όπως οι Haar, Daubechies, Coiflets και Symlets, με διαφορετικές λειτουργίες κλιμάκωσης (Reisner and Clifford· Mahmoodabadi *et al.*, 2005· Ramchandran and Soman, 2006· στο Ardharpurkar *et al.*, 2012). Η διαδικασία επιλογής μίας βέλτιστης βάσης wavelet είναι:

- Αποσύνθεση κάθε σήματος ΗΚΓ, χρησιμοποιώντας ένα διακριτό μετασχηματισμό wavelet μέχρι το τέταρτο επίπεδο, χρησιμοποιώντας φίλτρα wavelet bior4.4, bior5.5, bior6.8, sym8 και db4 (προτείνονται ως τα καλύτερα για την ανάλυση του σήματος ΗΚΓ από τον Garri Clifford).

- Ορισμός των συντελεστών λεπτομέρειας cD1 και cD2 (πέρα από το εύρος ζώνης ΗΚΓ) στο μηδέν.
- Ανασυγκρότηση του σήματος από προσεγγίσεις και νέους συντελεστές λεπτομέρειας. Εύρεση του Μέσου Τετραγωνικού Σφάλματος (Mean Square Error, MSE) μεταξύ του αρχικού σήματος και του ανακατασκευασμένου σήματος.

Οι Ardhapurkar *et al.* (2012) έπειτα από αξιολόγηση του MSE σε διάφορα κατεστραμμένα από θόρυβο αρχεία από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης (Lead II σήμα με συχνότητα δειγματοληψίας 500 Hz), τα wavelet Daubechies τάξης 4 επιλέχθηκαν ως η βάση του ελάχιστου MSE (βλ. Εικόνα 3.2· Ardhapurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.2: Υπολογισμός MSE για την επιλογή βάσης wavelet.

Η επιλογή του επιπέδου αποσύνθεσης εξαρτάται από τη συχνότητα δειγματοληψίας και το φασματικό περιεχόμενο το σήματος προς επεξεργασία. Το εύρος ζώνης διαγνωστικών ΗΚΓ συνήθως θεωρείται ως 0.5-100Hz. Ακολουθούν οι προδιαγραφές των θορύβων και artifacts (Ardhapurkar *et al.*, 2012):

- Παρεμβολή γραμμής ρεύματος (50% του πλάτους του QRS, 50 Hz ή 60 Hz).
- Θόρυβος από την επαφή του ηλεκτροδίου (Μέγιστη απόδοση εγγραφής, διάρκειας 1s).

- Artifacts κίνησης (2-5 Hz, 500% του peak).
- Σύσπαση των μυών ή ηλεκτρομυογραφικός θόρυβος (EMG) (10%, 20-10KHz, διάρκειας 50ms).
- Διαταραχή (Drift) γραμμής βάσης και διαμόρφωση πλάτους του ΗΚΓ με την αναπνοή (0.15-0.3 Hz, 15% του peak).
- Ηλεκτροχειρουργικός θόρυβος (200%, 100KHz-1MHz, διάρκειας 1-10s).
- Θόρυβος από Όργανα (Δεν υπάρχει έξοδος ΗΚΓ).

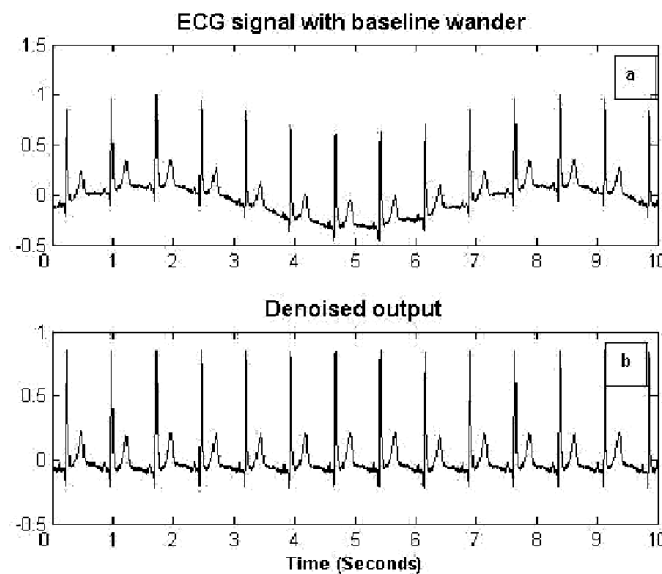
Για να διαχωριστούν οι συντελεστές που σχετίζονται με θορύβους πολύ χαμηλής συχνότητας (διαταραχές στη γραμμή βάσης), είναι πρακτικό να επιλεγεί το επίπεδο της αποσύνθεσης στο δέκα για τις συχνότητες δειγματοληψίας 360 Hz και 500 Hz (βλέπε Πίνακα 3.1.1). Ο Πίνακας 3.1.1 παρουσιάζει το εύρος ζώνης της λεπτομέρειας και τους συντελεστές προσέγγισης για τις συχνότητες δειγματοληψίας των 360 και 500 Hz (Ardhapurkar *et al.*, 2012).

Coefficients	Fs=360 Hz	Fs=500 Hz
cD1	180-360	250-500
cD2	90-180	125-250
cD3	45-90	62.5-125
cD4	22.5-45	31.25-62.5
cD5	11.25-22.5	15.62-31.25
cD6	5.6-11.25	7.8-15.6
cD7	2.8-5.6	3.9-7.8
cD8	1.4-2.8	1.95-3.9
cD9	0.7-1.4	0.97-1.95
cD10	0.35-0.7	0.48-0.97
cA10	0.17-0.35	0.24-0.48

Πίνακας 3.1.1: Εύρη Ζώνης για συντελεστές λεπτομέρειας για διάφορες συχνότητες δειγματοληψίας (Fs).

Βήμα 2: Διόρθωση διαταραχών γραμμής βάσης

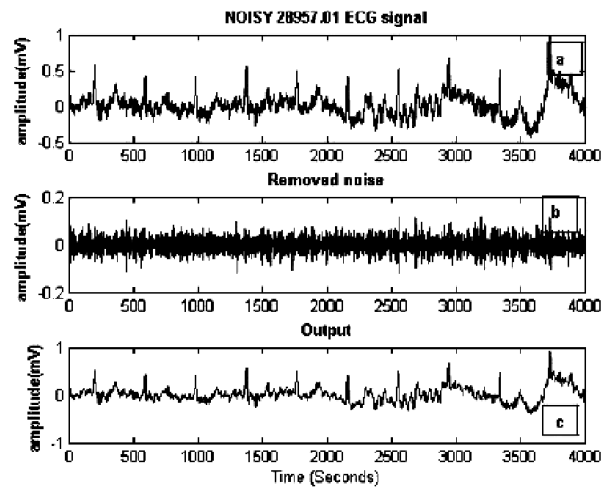
Οι συντελεστές προσέγγισης cA10, cD10 ορίζονται στο μηδέν για να μειώσουν τις διαταραχές στη γραμμή βάσης και τη διαμόρφωση πλάτους του ΗΚΓ με την αναπνοή. Η Εικόνα 3.3 δείχνει την έξοδο αυτού του βήματος (Ardhapurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.3: (a) Σήμα ΗΚΓ με διαταραχές στη γραμμή βάσης. (b) Αποθρορυβοποιημένη έξοδος.

Βήμα 3: Αφαίρεση της υψηλής συχνότητας

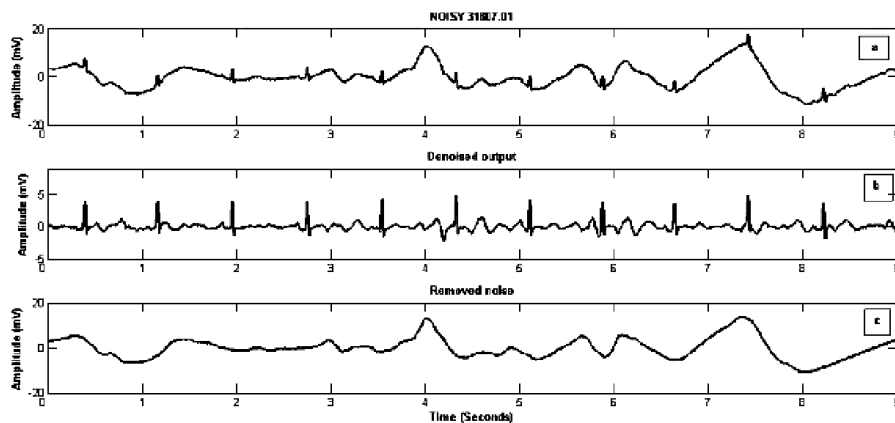
Για την αφαίρεση του θορύβου υψηλής συχνότητας που είναι παρών στο πρώτο και στο δεύτερο επίπεδο, οι συντελεστές λεπτομέρειας cD1 και cD2 (επάνω από το εύρος ζώνης του ΗΚΓ) ορίζονται στο μηδέν. Στην Εικόνα 3.4 παρουσιάζεται η αφαίρεση του θορύβου υψηλής συχνότητας στο σήμα ΗΚΓ NOISY_28957.01 (με 500 δείγματα/sec, ανάλυση 12 bit) από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης (Ardhapurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.4: (a) Σήμα ΗΚΓ NOISY_28957.01. (b) Αφαίρεση θορύβου θέτοντας τους cD1 και cD2 στο μηδέν. (c) Σήμα εξόδου.

Βήμα 4: Αφαίρεση των artifacts κίνησης

Οι παραμορφώσεις λόγω κίνησης έχουν ένα εύρος ζώνης 2-5 Hz και ένα μέγεθος 500% του peak. Η επιβεβαίωση των artifacts κίνησης γίνεται με τον υπολογισμό της ενέργειας σε υποζώνες cD8, cD9. Οι πολύ μεγάλοι συντελεστές μεγέθους cD8, cD9 αφαιρούνται πάνω από το κατώφλι. Η Εικόνα 3.5 απεικονίζει αυτό το αποτέλεσμα (Ardharpurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.5: (a) Σήμα με θόρυβο NOISY_31807.01. (b) Αποθορυβοποιημένο σήμα. (c) Θόρυβος που αφαιρέθηκε.

Βήμα 5: Μείωση του EMG θορύβου

Ο θόρυβος EMG συνεισφέρει τους μικρού μεγέθους συντελεστές στους cD3 και cD4. Για να παρατηρήσουμε την κατανομή του EMG θορύβου που υπάρχει στους CD3 και CD4, οι συντελεστές αυτοί θα πρέπει να μοντελοποιηθούν χρησιμοποιώντας τη μέθοδο υπολογισμού πυκνότητας πυρήνα, και θα πρέπει να προσδιοριστούν τα κατώφλια. Για την εκτίμηση πυκνότητας των συντελεστών λεπτομέρειας (Ardhapurkar *et al.*, 2012):

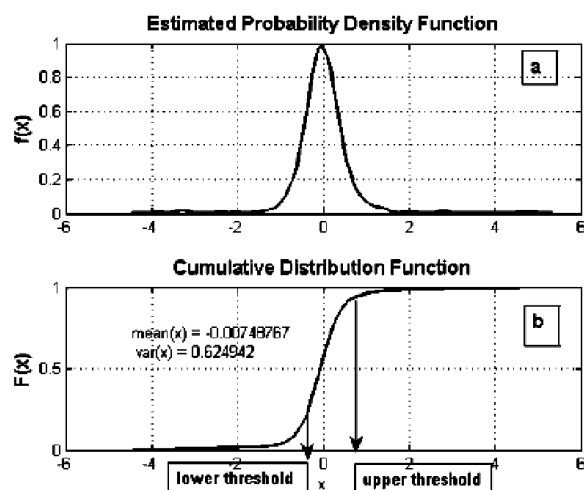
- Υπολογίζεται το εύρος ζώνης h χρησιμοποιώντας την εξίσωση (3.1.4).
- Εντοπίζεται το ελάχιστο και το μέγιστο των συντελεστών.
- Η περιοχή χωρίζεται σε 100 (N) ισαπέχοντα σημεία (x).
- Γίνεται εκτίμηση της πυκνότητας για τα σημεία αυτά χρησιμοποιώντας την εξίσωση (3.1.1).
- Αποκτάται η αθροιστική συνάρτηση πυκνότητας από την εκτιμώμενη πυκνότητα.
- Σχεδιάζονται τα κατώφλια.

Η εκτίμηση των κατωφλίων αποδεικνύει τις δυνατότητες του μετασχηματισμού wavelet για την αποθορυβοποίηση του σήματος. Τα όρια έχουν σχεδιαστεί ξεχωριστά για τα Επίπεδα 3 και 4. Η Εικόνα 3.6 δείχνει την εκτίμηση της πυκνότητας του Γκαουσσιανού πυρήνα για τους συντελεστές λεπτομέρειας τρίτου επιπέδου της καταγραφής NOISY_29000.01 και της αντίστοιχης κανονικοποιημένης αθροιστικής συνάρτησης πυκνότητας (Cumulative Definition Function, CDF· Ardhapurkar *et al.*, 2012).

Από την Εικόνα 3.6 είναι προφανές ότι (Ardhapurkar *et al.*, 2012):

- Το peak της κατανομής, κοντά στο μηδέν ή μηδέν, υποδεικνύει την παρουσία ενός μικρού μεγέθους του συντελεστή λεπτομέρειας με μεγάλη συχνότητα (υψηλή πιθανότητα). Οι συντελεστές αυτοί, μη καθοριστικοί για τη μορφολογία ενός σήματος ΗΚΓ, απομακρύνονται εύκολα.
- Οι σημαντικοί συντελεστές που εμφανίζονται με μικρότερη συχνότητα διατηρούνται.
- Το ανερχόμενο τμήμα της κανονικοποιημένης αθροιστικής συνάρτησης κατανομής (CDF) ανήκει σε μια μεγαλύτερη πιθανότητα και το υπόλοιπο σημαίνει τιμές χαμηλότερης πυκνότητας πιθανότητας.
- Ως εκ τούτου, έχει σχεδιαστεί ένα συρόμενο παράθυρο πάνω από τη CDF. Τα άκρα του αποτελέσματος παραθύρου καταλήγουν στα κατώτερα και ανώτερα όρια για τους

συντελεστές. Τιμές σήματος μεγαλύτερες από το κατώτερο κατώφλι και μικρότερες από το ανώτερο κατώφλι απομακρύνονται με σκληρό κατωφλισμό. Έτσι, επιτυγχάνεται καλή αποθορυβοποίηση, καθώς και συμπίεση. Η Εικόνα 3.6 δείχνει το κατώτερο και το ανώτερο κατώφλι, που λαμβάνονται με την τοποθέτηση ενός παραθύρου πλάτους 20%-80% (εύρεση των συντεταγμένων x για 0,2 και 0,8).



Εικόνα 3.6: (a) εκτίμηση της πυκνότητας του Γκαουσιανού πυρήνα για τους συντελεστές λεπτομέρειας cD3 του NOISY_29000.01. (b) Κατώφλια που λήφθηκαν με την αθροιστική συνάρτηση πυκνότητας του cD3, θέτοντας ένα παράθυρο 20-30%.

Βήμα 6: Διατήρηση διαγνωστικών πληροφοριών

Βασικά συστατικά των κυμάτων του ΗΚΓ, το σύμπλεγμα QRS, το κύμα P και το κύμα T, βρίσκονται από το cD5 και μετά. Ως εκ τούτου, οι συντελεστές cD5 - cD7 που μεταφέρουν κλινικές πληροφορίες, διατηρούνται (Ardhapurkar *et al.*, 2012).

3.1.3. Αποτελέσματα

Σύμφωνα με τους Ardhapurkar *et al.* (2012), ο αλγόριθμος που προτείνουν μειώνει τον θόρυβο χαμηλών και υψηλών συχνοτήτων, που είναι παρών σε καταγραφές ΗΚΓ. Η μέθοδος αξιολογήθηκε σε υψηλώς κατεστραμμένα αρχεία της βάσης δεδομένων αρρυθμίας MIT-BIH, και σε κατεστραμμένα από θόρυβο αρχεία από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης. Χρησιμοποιήθηκαν αρχεία χωρίς θόρυβο από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης, για την επικύρωση της απόδοσης της μεθόδου μας με διαγνωστικές πληροφορίες. Οι συντελεστές λεπτομέρειας πρώτου και δευτέρου επιπέδου, μαζί με τους συντελεστές προσέγγισης έχουν οριστεί στο μηδέν, καθώς οι συντελεστές αυτοί δεν φέρουν πληροφορίες ΗΚΓ. Οι συντελεστές τρίτου και τέταρτου επιπέδου μοντελοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας την εκτίμηση της πυκνότητας του πυρήνα.

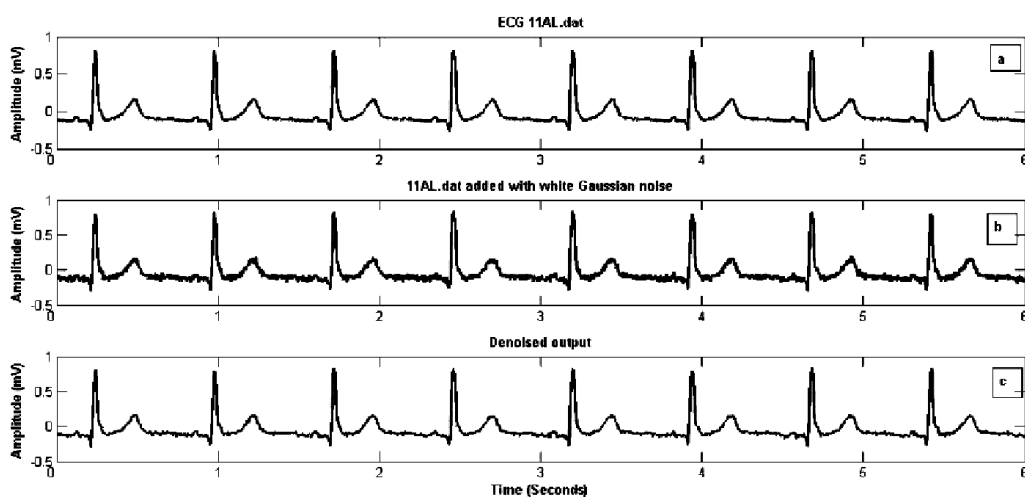
Για τη μοντελοποίηση των συντελεστών υποζώνης, οι τρεις πυρήνες που επιχειρήθηκαν ήταν: Εκθετικός, Cauchy και Γκαουσσισιανός. Η Γκαουσσισιανή πυκνότητα του πυρήνα με δεσμευμένη υποστήριξη αποδείχθηκε ότι είναι το βέλτιστο μοντέλο μεταξύ των τριών πυρήνων βάσει της καλής προσαρμογής. Η τιμή p βρέθηκε να είναι υψηλή ($>> 0.05$) με τη δοκιμασία Kolmogorov-Smirnov. Έτσι, η μηδενική υπόθεση, η οποία είναι η κατανομή των συντελεστών υποζώνης, ήταν ίση με την εκτίμηση της πυκνότητας με τη χρήση του Γκαουσσισιανού πυρήνα, και έγινε δεκτή (Ardhapurkar *et al.*, 2012).

Για τις εγγραφές της βάσης δεδομένων της Γλασκώβης, τα κατώφλια της τρίτης και τέταρτης υποζώνης λήφθηκαν τοποθετώντας ένα παράθυρο πλάτους 20% -80% και 30% -70% σε κανονικοποιημένη CDFS αντίστοιχα. Τα κατώτερα και ανώτερα όρια που υπολογίστηκαν από τα αρχεία ΗΚΓ που περιείχαν θόρυβο από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης, παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1.2. Τα πλάτη των παραθύρων ολοκληρώθηκαν μετά από πολυάριθμα πειράματα, προσέχοντας παράλληλα και εστιάζοντας παράλληλα, διατηρώντας παράλληλα το PRD σε τιμές κάτω του 8%, και τη διαγνωστική παραμόρφωση σε τιμές κάτω του 0.1 (Ardhapurkar *et al.*, 2012).

Single lead record.	cD3 -thresholds with 20%-80% window.		cD3 Third level magnitude range.	cD4- thresholds with 30%-70% window.		cD4 Fourth level magnitude range.
	Lower	Upper		Lower	Upper	
NOISY_29000.01	-0.37	0.31	[-4.2, 4.9]	-0.23	0.27	[-6.56, 9.33]
NOISY_33010.01	-0.27	0.27	[-2.68, 1.78]	-0.44	0.46	[-5.67, 5.69]
NOISY_31264.01	-0.65	0.80	[-7.2, 4.47]	-0.79	0.65	[-9.08, 12.08]
NOISY_28957.01	-0.47	0.45	[-2.50, 2.43]	-0.58	0.45	[-5.85, 5.33]
NOISY_31103.01	-0.62	0.64	[-5.10, 3.37]	-0.46	0.61	[-13.35, 11.08]
NOISY_31228.01	-0.36	0.42	[-4.07, 1.5]	-0.40	0.33	[-7.18, 6.23]
NOISY_31361.01	-0.16	0.15	[-4.7, 2.8]	-0.31	0.13	[-10.42, 10.91]

Πίνακας 3.1.2: Εκτίμηση των κατωφλίων που λήφθηκαν για διαφορετικά πλάτη παραθύρων σε αρχεία ΗΚΓ.

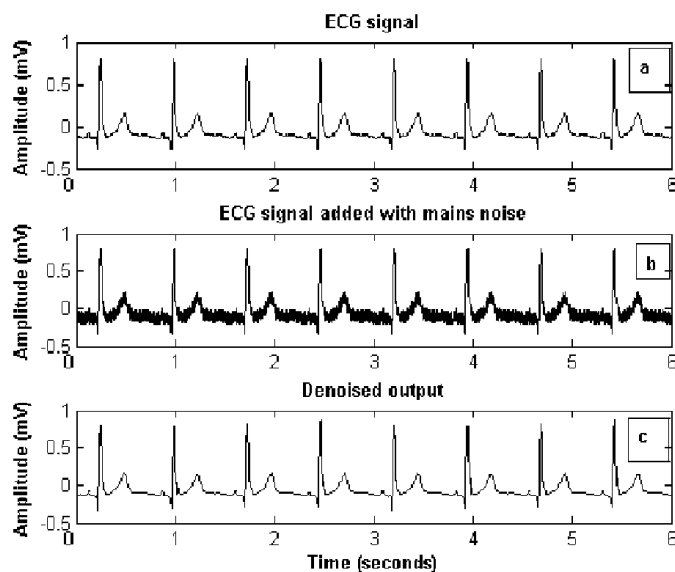
Για τη δοκιμή του αλγορίθμου, προστέθηκαν επίσης ο λευκός Γκαουσιανός θόρυβος (White Gaussian noise, συνήθως χρησιμοποιείται για να διαμορφώσει το ηλεκτρομυογράφημα θορύβου), τυχαίος θόρυβος, και ο θόρυβος δικτύου. Το αποτέλεσμα της μεθόδου για τον λευκό Γκαουσιανό θόρυβο, στο κατεστραμμένο αρχείο 11AL.dat της βάσης δεδομένων της Γλασκώβης, παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.7 (Ardharpurkar *et al.*, 2012).



Εικόνα 3.7: (a) Σήμα ΗΚΓ 11AL.dat. (b) Σήμα στο οποίο προστέθηκε Γκαουσιανός θόρυβος. (c) Αποθορυβοποιημένο σήμα.

Οι συντελεστές wavelet εξαιτίας του θορύβου δικτύου (50 Hz) ανήκουν στο cD3 ή cD4

για συχνότητες δειγματοληψίας 360 Hz (βάση δεδομένων MIT-BIH) ή 500 Hz (βάση δεδομένων Γλασκώβης) αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, τα κατώφλια των συντελεστών cD3 και cD4 έχουν παράσχει την αποτελεσματική απομάκρυνση του θορύβου δικτύου. Η Εικόνα 3.8 παρουσιάζει τις κυματομορφές του ΗΚΓ 11AL.dat (από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης) χωρίς θόρυβο, το κατεστραμμένο από θόρυβο δίκτυο ΗΚΓ, και την αποθρορυβοποιημένη έξοδο.



Εικόνα 3.8: (a) Πρωτότυπο 11AL.dat. (b) Σήμα στο οποίο προστέθηκε ο θόρυβος του δικτύου. (c) Αποθρορυβοποιημένο 11AL.dat.

Η προτεινόμενη μέθοδος λειτουργήσε ικανοποιητικά για αρχεία από τη βάση δεδομένων της Γλασκώβης. Η Εικόνα 3.5 παρουσιάζει την αποθρορυβοποιημένη έξοδο της συγκεκριμένης σχηματοποίησης για το NOISY_31807.01 (Ardhappurkar *et al.*, 2012).

Οι μετρήσεις της ποιότητας των μεθόδων αποθρορυβοποίησης, SNR (Λόγος σήματος προς θόρυβο, Signal to Noise Ratio), και PRD (Ποσοστό διαφοράς RMS, Percentage RMS Difference), καθορίζονται από τις εξισώσεις 3.1.5 και 3.1.6 αντίστοιχα (Ardhappurkar *et al.*, 2012):

$$SNR = 10 \log \frac{\sum_{n=1}^N \tilde{x}(n)^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - \tilde{x}(n)]^2} \quad (3.1.5)$$

$$PRD = 1001 \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - \tilde{x}(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [\tilde{x}(n)]^2}} \quad (3.1.6)$$

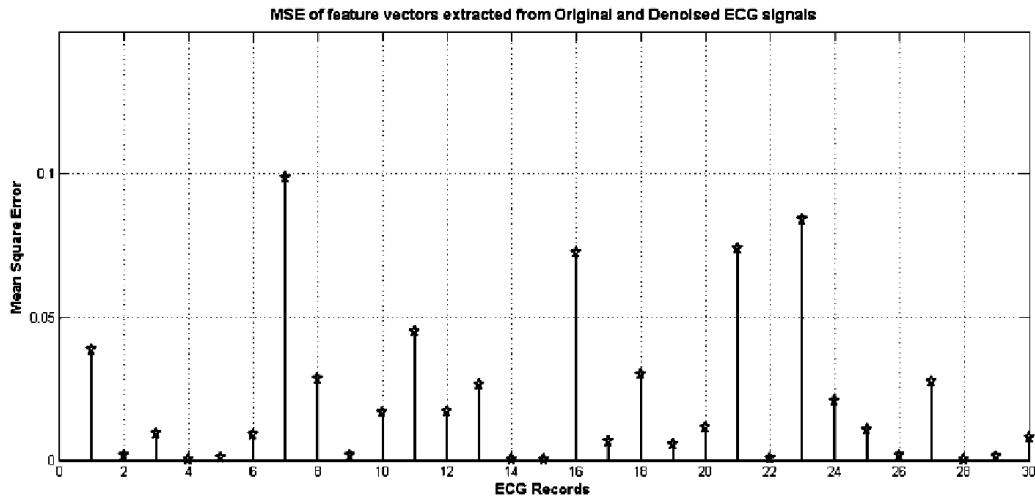
Όπου $x(n)$ = το αρχικό σήμα του ΗΚΓ και $\tilde{x}(n)$ = το ανακατασκευασμένο σήμα του ΗΚΓ μετά την αποθορυβοποίηση.

Το MSE (μέσο τετραγωνικό σφάλμα) μεταξύ των χαρακτηριστικών διανυσμάτων του πρωτότυπου και του αποθορυβοποιημένου σήματος είναι σχετικό συναφείς προς τη διαγνωστική παραμόρφωση και δίνεται από (Ardhapurkar *et al.*, 2012):

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (F_d(k) - F_o(k))^2 \quad (3.1.7)$$

Όπου N = αριθμός χαρακτηριστικών, F_o = χαρακτηριστικό διάνυσμα του πρωτότυπου, F_d = χαρακτηριστικό διάνυσμα του αποθορυβοποιημένου σήματος.

Η Εικόνα 3.9 παρουσιάζει τις τιμές MSE που λήφθηκαν από 30 εγγραφές με την ανωτέρω διαδικασία. Παρατηρήθηκε ότι οι περισσότερες από τιμές MSE ήταν κάτω από 0.05 και υποδεικνύεται αμελητέα μεταβολή στα χαρακτηριστικά τους.



Εικόνα 3.9: Τιμές MSE που λήφθηκαν από 30 καταγραφές της βάσης δεδομένων της Γλασκώβης.

Κατά τη διαδικασία αποθορυβοποίησης με τη μέθοδο wavelet, οι συντελεστές του θορύβου ορίζονται στο μηδέν, γεγονός το οποίο οδηγεί σε καλή συμπίεση. Αυτή η παράμετρος ονομάζεται Ποσοστό Μηδενικών (Percentage of Zeros, PZ) και περιγράφεται από την εξίσωση 3.1.8 (Ardharpurkar *et al.*, 2012):

$$PZ = \frac{\text{Σύνολο συντελεστών λεπτομέρειας που ορίζονται στο μηδέν} \times 100}{\text{Σύνολο συντελεστών λεπτομέρειας}} \quad (3.1.8)$$

Ο Πίνακας 3.1.3 δείχνει τις τιμές SNR και PZ για περιπατητικά αρχεία σε αυτά προστίθεται θόρυβος με τυχαία σειρά. Τα ιδιαίτερα κατεστραμμένα επτά περιπατητικά σήματα ΗΚΓ: 101, 103, 106, 116, 123, 202, 232, επιλέχθηκαν από τη βάση δεδομένων αρρυθμίας MIT-BIH (Wu *et al.*, 2007· στο Ardharpurkar *et al.*, 2012).

Ambulatory Records	Proposed Method	
	SNR (dB)	PZ (%)
101.dat	43.268	83.927
103.dat	42.715	81.997
106.dat	40.633	85.339
116.dat	38.718	84.245
123.dat	42.167	84.782
202.dat	45.917	84.703
232.dat	44.636	84.882

Πίνακας 3.1.3: Μετρήσεις απόδοσης εκτιμώμενες σε περιπατητικά αρχεία ΗΚΓ.

3.1.4. Συμπεράσματα

Ένας ορθογώνιος μετασχηματισμός Wavelet συμπιέζει την «ενέργεια» του σήματος σε ένα σχετικά μικρό αριθμό μεγάλων συντελεστών. Ωστόσο, η ενέργεια του θορύβου διασπείρεται σε όλο τον μετασχηματισμό, δίνοντας ένα πραγματικά μεγάλο αριθμό μικρών συντελεστών. Ως εκ τούτου, στην μελέτη των Ardharpurkar *et al.* (2012) προτείνεται μία νέα και ισχυρή στρατηγική κατωφλίου με βάση την μοντελοποίηση των συντελεστών υποζώνης.

Η μέθοδος βρέθηκε να είναι η πλέον κατάλληλη για ΗΚΓ, καθώς ο θόρυβος ΗΜΓ επικρατεί στα τέσσερα κατώτερα επίπεδα. Μετά την αφαίρεση των διαταραχών της γραμμής βάσης και των artifacts κίνησης, η προσέγγιση για τη μοντελοποίηση των συντελεστών για τον σχεδιασμό των κατωφλίων βρέθηκε –από πειραματισμό– να είναι σωστή (Ardharpurkar *et al.*, 2012).

Δοκιμές σε πολλές εγγραφές απέδειξαν ότι η συγκεκριμένη μέθοδος σχεδιασμού κατωφλίων έχει καλύτερα αποτελέσματα σε σχέση με άλλες μεθόδους. Η συγκεκριμένη μέθοδος προτείνει μια κατάλληλη εκτίμηση ενός κατώτερου κατωφλίου (μια μικρή αρνητική τιμή) και ανώτερου κατωφλίου (μια μικρή θετική τιμή) στην τρίτη και τέταρτη υποζώνη, η οποία προκαλεί την αφαίρεση των τιμών του θορύβου εντός εμβέλειας. Η μέθοδος μειώνει τον θόρυβο αποτελεσματικά και αξιόπιστα, διατηρώντας ταυτόχρονα σημαντικά χαρακτηριστικά. Η μελέτη θεώρησε όλα τα είδη του θορύβου και artifacts και έχει παράσχει βελτιωμένο SNR και PRD, μαζί με σημαντική PZ. Η προσαρμοστικότητα προς διαφορετικές συχνότητες δειγματοληψίας

μπορεί να επιτευχθεί με αλλαγή των υποζωνών χειρισμού και τα πλάτη των παραθύρων για τον καθορισμό των κατωφλίων. Αντί για σκληρή κατωφλίωση για την συρρίκνωση, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλες μη γραμμικές συναρτήσεις συρρίκνωσης. Ο συνδυασμός των συναρτήσεων πυκνότητας μπορεί να μοντελοποιήσει τη «βαριάς-ουράς» φύση των συντελεστών κυματιδίων με καλύτερο τρόπο (Ardhapurkar *et al.*, 2012).

3.2. Αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας μη αποδεκατισμένη μέθοδο Wavelet

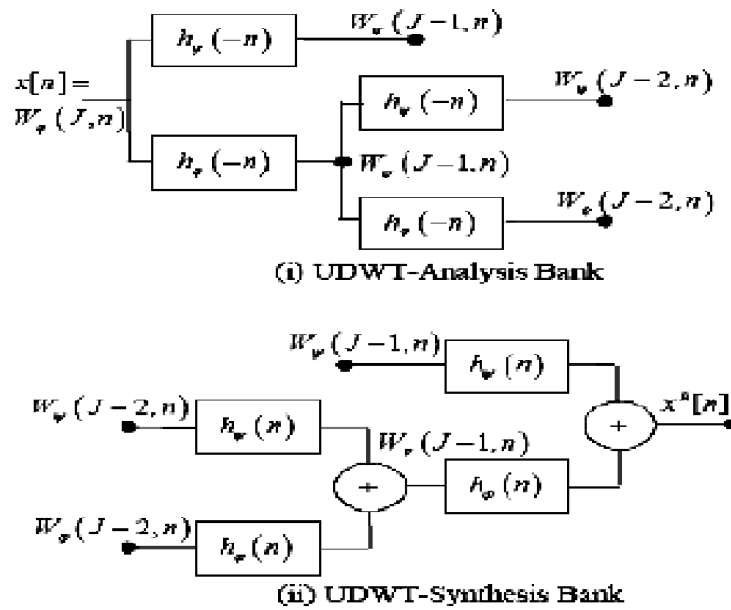
Οι Baliram and Shaikh (2014), μελέτησαν την αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ, χρησιμοποιώντας μη αποδεκατισμένη (undecimated) μέθοδο Wavelet.

3.2.1. Μεθοδολογία

Η διαδικασία αποθορυβοποίησης του σήματος ΗΚΓ διεξάγεται στο MATLAB. Τα δείγματα σήματος ΗΚΓ λήφθηκαν από τη βάση δεδομένων MIT/BIH. Για την ανάγνωση των καταγραφών από τη βάση δεδομένων, χρησιμοποιείται η εργαλειοθήκη (Toolbox) WFDB. Η WFDB για το MATLAB είναι μια συλλογή από MATLAB λειτουργίες για την ανάγνωση, τη γραφή και το χειρισμό (επεξεργασία) PhysioBank δεδομένων, η οποία υλοποιείται ως κλήσεις του συστήματος στις εφαρμογές του πακέτου λογισμικού WFDB μέσω καλυμμάτων Java και MATLAB. Χρησιμοποιώντας την WFDB, οι χρήστες MATLAB έχουν άμεση πρόσβαση σε πάνω από 50 βάσεις δεδομένων PhysioBank (πάνω από 3 TB των φυσιολογικών σημάτων συμπεριλαμβανομένου του ΗΚΓ, ΗΕΓ, ΗΜΓ, ΗΚΓ εμβρύου, PLETH, ABP, και πολλά άλλα). Επιπροσθέτως, οι περισσότερες από αυτές τις βάσεις δεδομένων, συνοδεύονται από μετα-δεδομένα όπως επισημάνσεις των εμπειρογνομόνων των φυσιολογικά σημαντικών γεγονότων (αρχεία υπομνηματισμού WFDB). Αυτά μπορεί να περιλαμβάνουν, για παράδειγμα,

σχολιασμούς καρδιολόγων για τα ΗΚΓ για την ταξινόμηση των διαφόρων αρρυθμιών, ή σχόλια εμπειρογνομόνων ύπνου στο ΗΕΓ για την κατάτμηση των διαφορετικών σταδίων του ύπνου. Όλα αυτά τα φυσιολογικά σήματα και σχόλια μπορούν να διαβαστούν σε πρώτη ζήτηση από τον web server PhysioNet και τους «καθρέπτες» του, χρησιμοποιώντας τις λειτουργίες του toolbox, ή από τοπικά αρχεία αν επιλεγεί η λήψη τους (Baliram and Shaikh 2014).

Στην Εικόνα 3.10, παρουσιάζεται η υλοποίηση της μεθόδου UWT (Undecimated Wavelet Transform).



Εικόνα 3.10: Υλοποίηση της μεθόδου UWT.

Στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία, η τεχνική UWT χρησιμοποιείται για την αποθορυβοποίηση σήματος ΗΚΓ. Η βασική ιδέα της UWT είναι απλώς να εφαρμόσει τα φίλτρα χαμηλής και υψηλής διόδου στα εν λόγω δεδομένα σε κάθε επίπεδο, ούτως ώστε να παράγει δύο αλληλουχίες στο επόμενο επίπεδο. Οι συνισταμένες δεν αποδεκατίζονται και οι δύο νέες αλληλουχίες έχουν το ίδιο μήκος με την αρχική αλληλουχία. Η πολλαπλή ανάλυση επιτυγχάνεται τροποποιώντας (upsampling) το φίλτρο σε κάθε επίπεδο. Το αναλλοίωτο της μετάφρασης επιτυγχάνεται με την αφαίρεση των κάτω και άνω δειγματοληπτών στη DWT (Decimated Wavelet Transform), και δειγματοληπτώντας τον συντελεστή του φίλτρου κατά έναν παράγοντα $2^{(j-1)}$ στο j -στό επίπεδο του αλγορίθμου. Το SWT είναι ένα εγγενώς περιττό σχήμα,

καθώς η έξοδος του κάθε επιπέδου SWT περιέχει τον ίδιο αριθμό δειγμάτων όσα η είσοδος, έτσι ώστε για την αποσύνθεση N επιπέδων να υπάρχει πλεονασμός N στους συντελεστές wavelet. Αυτός ο αλγόριθμος είναι πιο ευρύτερα γνωστός ως "algorithme à trous" (Baliram and Shaikh 2014).

Το πιο σημαντικό κέρδος από την μη αποδεκατισμένη μέθοδο wavelet είναι ότι παρέχει περισσότερες πληροφορίες σχετικά με την αναλυόμενη εικόνα. Αυτές οι πρόσθετες πληροφορίες είναι μεγάλης αξίας για την αποθορυβοποίηση. Οι πρόσθετοι συντελεστές δίνουν την δυνατότητα για καλύτερη κατανομή του θορύβου. Ενισχύει περαιτέρω την ευκαιρία να αφαιρεθεί περισσότερος θόρυβος, διατηρώντας παράλληλα τα δεδομένα (Baliram and Shaikh 2014).

Τα μοναδικά χαρακτηριστικά του μετασχηματισμού UWT σε σύγκριση με το DWT είναι (Baliram and Shaikh 2014):

1. Αναλλοίωτο Χαρακτηριστικό Μετάφρασης.
2. Βελτίωση της χωρητικότητας για τη μείωση του θορύβου.
3. Καλύτερη ανίχνευση κορυφών.

Η επιλογή της λειτουργίας Wavelet εξαρτάται από την εφαρμογή για την οποία πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Επιλέγοντας μια λειτουργία Wavelet που μοιάζει με το σήμα που θα υποβληθεί σε επεξεργασία είναι η πιο βολική επιλογή. Στην περίπτωση αυτή, οι επιλεγμένες λειτουργίες όπως οι Coiflet και Daubechies από την οικογένεια Wavelet, έχουν παρόμοιο σχήμα με το σύμπλοκο QRS (Zhang D., 2005· στο Baliram and Shaikh 2014).

Ο αλγόριθμος αποθορυβοποίησης που χρησιμοποιείται στην εργασία αυτή είναι ως εξής (Baliram and Shaikh 2014):

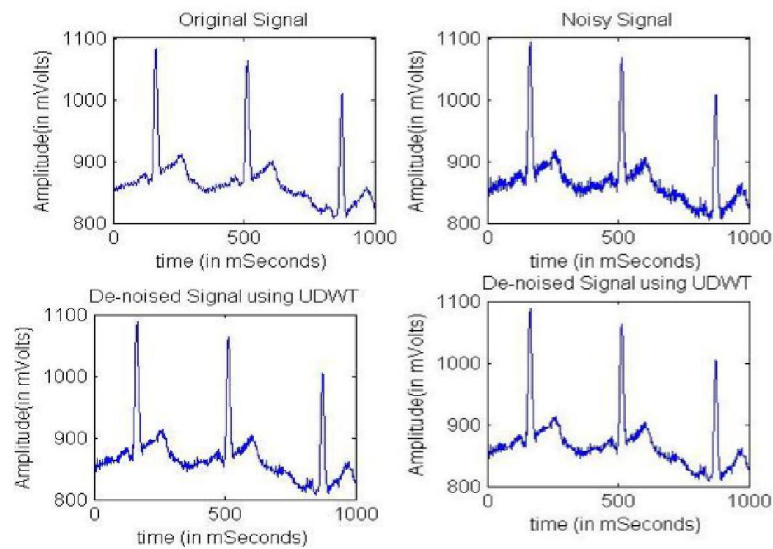
1. Ανάγνωση του σήματος ΗΚΓ σε MATLAB χρησιμοποιώντας την εργαλειοθήκη WFDB που είναι εγκατεστημένη στον ηλεκτρονικό υπολογιστή.
2. Μέτρηση της ισχύος του σήματος με θόρυβο.
3. Εφαρμογή της μεθόδου UWT για αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ.
4. Μέτρηση της ισχύος του αποθορυβοποιημένου σήματος.
5. Υπολογισμός των SNR/PSNR για κάθε δείγμα ΗΚΓ.

Για να εκτελεστεί ο συγκεκριμένος αλγόριθμος UWT, πρέπει να διευκρινιστούν ορισμένοι παράγοντες ως εξής (Baliram and Shaikh 2014):

- **Διευκρίνιση της οικογένειας wavelet που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί σε κατάταξη wavelet:** Εδώ χρησιμοποιήθηκαν τα φίλτρα οικογενειών Coiflet και Daubechies.
- **Διευκρίνιση του επιπέδου αποσύνθεσης:** Όσο πιο βέλτιστο είναι το επίπεδο της αποσύνθεσης, τόσο περισσότερα δεδομένα μπορούν να διαχωριστούν. Έτσι, επιλέχθηκε το επίπεδο αποσύνθεσης 5.
- **Επιλογή της τεχνικής κατωφλίωσης:** Αν είναι σκληρή ή μαλακή. Οι μαλακές τεχνικές κατωφλίωσης πάντα λειτουργούν καλύτερα, διότι τα κατώφλια προσαρμόζονται με την ισχύ του σήματος και του θορύβου.
- **Επιλογή τιμών κατωφλίων:** Αυτά επιλέγονται με δοκιμή και σφάλμα και ορισμένες τιμές που ορίζονται ανάλογα με την οικογένεια.
- **Εφαρμογή διαστήματος στο οποίο βασίζεται η λειτουργία αποθορυβοποίησης:** Αυτή η λειτουργία κλιμακοποιεί τις τιμές των συντελεστών των φίλτρων της σε κάθε επίπεδο αποσύνθεσης, αλλά δεν κάνουν up sample ή down sample δεδομένα. Γι' αυτό είναι η UWT.

Στην Εικόνα 3.11, το πρώτο σήμα είναι ένα πρωτότυπο σήμα ΗΚΓ όπως διαβάστηκε από τη βάση δεδομένων MIT/BIH με τη βοήθεια της εργαλειοθήκης WFDB, εργαλειοθήκη του Matlab. Το δεύτερο σήμα δείχνει ένα σήμα ΗΚΓ μολυσμένο με θόρυβο, λόγω των αλλαγών του θορύβου που έλαβαν χώρα στην παράμετρο του σήματος του ΗΚΓ. Αυτό το σήμα δεν είναι αξιόπιστο για την κλινική ανάλυση του εμπειρογνώμονα. Το θορυβώδες σήμα στη συνέχεια εφαρμόζεται στο φίλτρο coiflet-UWT και στο φίλτρο Daubechies UWT. Το τρίτο και τέταρτο σήμα είναι διαθέσιμο στην έξοδο του Coiflet UWT φίλτρου και του Daubechies UWT φίλτρου. Εδώ παρατηρούμε ότι ο θόρυβος στο σήμα ΗΚΓ αφαιρείται (Baliram and Shaikh 2014).

Μετά την αποθορυβοποίηση εφαρμόζονται κάποια μέτρα, όπως ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR), και ο PSNR για να αποδείξουν την αποτελεσματικότητα του αλγορίθμου (Baliram and Shaikh 2014).



Εικόνα 3.11: Πρωτότυπα, θορυβοποιημένα και αποθορυβοποιημένα σήματα ΗΚΓ.

3.2.2. Αποτελέσματα

Στην Εικόνα, 3.11, παρουσιάζεται το τρίτο σήμα ΗΚΓ στην έξοδο του φίλτρου κυματιδίων Coiflet-UWT, όπου μπορεί να παρατηρηθεί μία γνωστή βελτίωση της διαύγειας του συμπλόκου P, Q, R, S, T, παρ' όλο που μικρές κορυφές μπορούν να παρατηρηθούν ακριβώς πριν αρχίσει το σύμπλεγμα QRS. Το τέταρτο δείχνει την εφαρμογή του φίλτρου Daubechies-UWT όπου παρατηρείται ότι η ισοηλεκτρική γραμμή του σήματος ΗΚΓ είναι ευθεία και σαφής σε σύγκριση με το φίλτρο Coiflet-UWT. Στην Εικόνα 3.11 παρουσιάζονται μόνο 121 δείγματα σήματος ΗΚΓ από τη βάση δεδομένων MIT/BIH, και τα θορυβώδη και αποθορυβοποιημένα σήματά της. Αλλά αυτή η έρευνα διενεργείται για έναν αριθμό σημάτων από την βάση δεδομένων. Στους Πίνακες 3.2.1 και 3.2.2 παρουσιάζονται κάποια αποτελέσματα, όταν εφαρμόζονται τα φίλτρα Coiflet και Daubechies UWT αντίστοιχα, σε δείγματα θορυβώδους σήματος ΗΚΓ. Το φίλτρο Daubechies-UWT δίνει καλύτερα και πιο σαφή αποτελέσματα, αλλά και καλύτερες επιδόσεις σε σύγκριση με το φίλτρο Coiflet-UWT (Baliram and Shaikh 2014).

Sr. No.	ECG Sample No.	SNR of Noisy Signal (db)	SNR of Denoised Signal (db)	PSNR Of Noisy Signal (db)	PSNR Of Noisy Signal (db)
1	100	16.03	18.98	35.26	36.70
2	111	16.68	19.26	33.62	35.51
3	121	19.26	22.52	34.34	36.35
4	200	23.92	26.19	41.16	41.40

Πίνακας 3.2.1: Αποτελέσματα για φίλτρο Wavelet Coiflet-UWT.

Sr. No.	ECG Sample No.	SNR of Noisy Signal (db)	SNR of Denoised Signal (db)	PSNR Of Noisy Signal (db)	PSNR Of Noisy Signal (db)
1	100	15.98	18.92	35.50	38.27
2	111	16.85	19.63	32.39	36.61
3	121	19.27	22.53	35.13	39.10
4	200	24.14	26.59	40.99	44.05

Πίνακας 3.2.2: Αποτελέσματα για φίλτρο Wavelet Daubechies-UWT.

Το φίλτρο Daubechies-UWT Wavelet παρουσιάζει καλύτερα αποτελέσματα σε αντίθεση με το φίλτρο Coiflet-UWT Wavelet. Διαφορετικά δείγματα για την ανάλυση τους ελήφθησαν από τη βάση δεδομένων MIT/BIH χρησιμοποιώντας την εργαλειοθήκη WFDB του Matlab που είναι εγκατεστημένη στο σύστημα. Τα δείγματα αυτά υποβλήθηκαν κατόπιν σε επεξεργασία από τον μετασχηματισμό UWT, χρησιμοποιώντας Coiflet και Daubechies φίλτρα wavelet. Η απόκτηση ενός κατάλληλου σήματος ΗΚΓ για εφαρμογές τηλεϊατρικής είναι ένα θεμελιώδες έργο, ούτως ώστε να υπάρχει ακρίβεια σε κάθε κύμα από το οποίο αποτελείται. Στην πραγματικότητα, εκτός από την επεξεργασία, είναι απαραίτητο να εντοπιστεί με ακρίβεια και να ταυτοποιηθεί κάθε χαρακτηριστικό του, προκειμένου να προσδιοριστεί ένας ακριβής καρδιακός ρυθμός, διαφορετικοί τύποι αρρυθμιών, όπως η βραδυκαρδία, η ταχυκαρδία, καθώς και παραλλαγές του καρδιακού ρυθμού (Baliram and Shaikh 2014).

Στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία παρουσιάστηκε μια εναλλακτική λύση για το φιλτράρισμα του σήματος ΗΚΓ, και έτσι να αποκτηθούν σήματα ευκολότερα προς ερμηνεία, η οποία αποδεικνύεται χρήσιμη ως μία βιοϊατρική επεξεργασία σήματος και, ως εκ τούτου, μπορεί να εφαρμοστεί και σε άλλους τομείς έρευνας (Baliram and Shaikh 2014).

Μελλοντική εργασία περιλαμβάνει την online επεξεργασία και τη μείωση του θορύβου των βιοηλεκτρικών σημάτων που εφαρμόζονται σε εφαρμογές τηλεϊατρικής (Baliram and Shaikh 2014).

3.3. Αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας τεχνικές κατωφλίου με σύγκριση των διαφόρων τύπων Wavelet

3.3.1. Γενικά

Τα τελευταία χρόνια ο μετασχηματισμός Wavelet έχει γίνει ευνοϊκή τεχνική στον τομέα της επεξεργασίας σήματος. Οι Donoho *et al.* (Donoho and Johnstone, 1994· Donoho, 1995· στο Mishra and Verma, 2013) πρότειναν τη μέθοδο αποθορυβοποίησης που ονομάζεται «Συρρίκνωση Wavelet» (Wavelet shrinkage) και έχει τρία βήματα:

- «Προς τα εμπρός» μετασχηματισμός wavelet (Forward wavelet transform).
- Συρρίκνωση συντελεστών wavelet σε διάφορα επίπεδα (Wavelet coefficients shrinkage).
- Αντίστροφος μετασχηματισμός wavelet (Inverse wavelet transform).

Τα βήματα αυτά χρησιμοποιούνται σε αποθορυβοποιήσεις σημάτων όπως οι Universal threshold, SureShrink, Minimax.

3.3.2. Προτεινόμενος αλγόριθμος

Η γενική διαδικασία αποθορυβοποίησης περιλαμβάνει τρία στάδια. Η βασική εκδοχή της διαδικασίας περιλαμβάνει τα ακόλουθα βήματα (Mishra and Verma, 2013):

1. Αποσύνθεση.
2. Επιλογή ενός wavelet. Επιλογή ενός επιπέδου N . Υπολογισμός της αποσύνθεσης wavelet του σήματος s σε επίπεδο N .
3. Συντελεστές λεπτομέρειας κατωφλίου.
4. Για κάθε επίπεδο από 1 έως N , επιλογή ενός ορίου και εφαρμογή απαλής κατωφλίωσης στους συντελεστές λεπτομέρειας.
5. Ανασύνθεση,

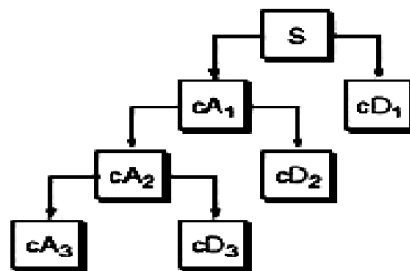
6. Υπολογισμός της ανασύνθεσης wavelet χρησιμοποιώντας τους αρχικούς συντελεστές προσέγγισης του επιπέδου N και τους τροποποιημένους συντελεστές λεπτομέρειας των επιπέδων 1 έως N .
7. Αξιολόγηση της Απόδοσης.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται τα βήματα αναλυτικότερα.

(Tompkins W.J., 1985).

3.3.2.1. Η αποσύνθεση του σήματος

Εδώ πρόκειται για αποσύνθεση πολλαπλών επιπέδων. Η διαδικασία της αποσύνθεσης μπορεί να επαναλαμβάνεται, με διαδοχικές προσεγγίσεις που αποσυντίθενται εναλλάξ, έτσι ώστε ένα σήμα να αποσυντίθεται σε πολλά κατώτερα συστατικά ανάλυσης. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται δέντρο αποσύνθεσης wavelet (wavelet decomposition tree).



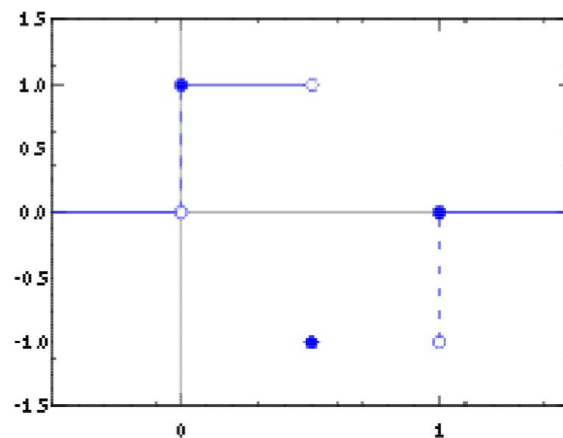
Εικόνα 3.12: Αποσύνθεση σήματος.

3.3.2.2. Επιλογή Wavelets

- Haar Wavelet

Οποιαδήποτε συζήτηση για wavelets αρχίζει με τη Haar wavelet, την πρώτη και απλούστερη. Η Haar wavelet είναι ασυνεχής, και μοιάζει με μία βηματική συνάρτηση. Στα μαθηματικά, η Haar wavelet είναι μια ακολουθία από επανακλιμακώμενες, «τετράγωνου σχήματος» συναρτήσεις, που μαζί σχηματίζουν μία ενιαία οικογένεια ή βάση wavelet.

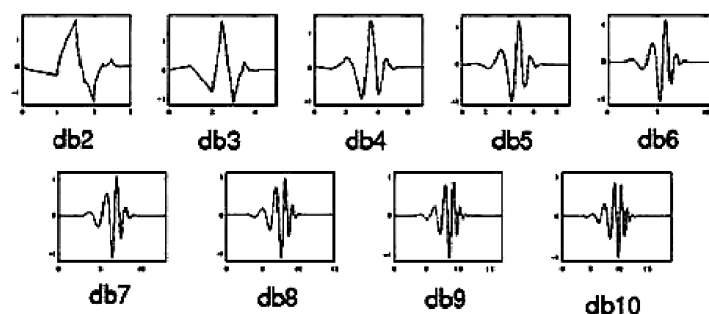
Το τεχνικό μειονέκτημα της Haar wavelet είναι ότι δεν είναι συνεχής, και ως εκ τούτου δεν είναι διαφορίσιμη. Αυτή η ιδιότητα μπορεί, παρ' όλ' αυτά, να αποτελεί πλεονέκτημα για την ανάλυση των σημάτων με ξαφνικές μεταπτώσεις, όπως η παρακολούθηση της καταστροφής ενός εργαλείου σε μηχανήματα (Donoho, 1995· στο Mishra and Verma, 2013).



Εικόνα 3.13: Η Haar wavelet.

- dbN

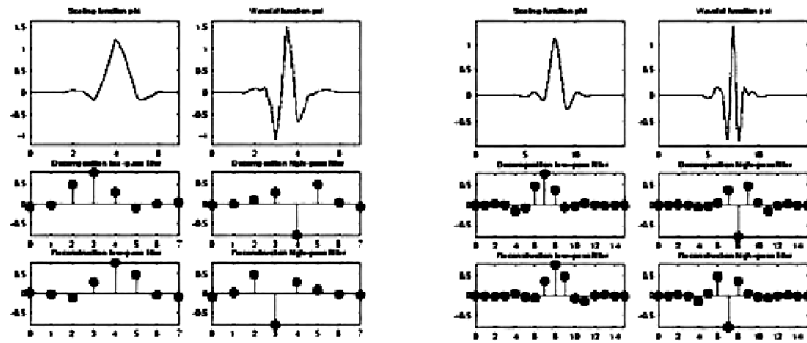
Αυτές οι wavelets δεν έχουν καμία ρητή έκφραση εκτός από τη db1, η οποία είναι η Haar wavelet. Ωστόσο, η τετραγωνική τιμή της συνάρτησης μεταφοράς της h είναι σαφής και αρκετά απλή. Η Ingrid Daubechies, μία από τις λαμπρότερες επιστήμονες στον κόσμο της έρευνας wavelet, εφηύρε τις λεγόμενες ορθοκανονικές wavelets (orthonormal wavelets), καθιστώντας έτσι εφικτή τη διακριτή ανάλυση wavelet.



Εικόνα 3.14: Η dbN wavelet.

- Symlet wavelets: symN

Στην symN, N είναι η τάξη. Μερικοί συγγραφείς χρησιμοποιούν $2N$ αντί του N . Οι Symlets είναι μόνο σχεδόν συμμετρικές. Κατά συνέπεια, ορισμένοι συγγραφείς δεν τις αποκαλούν Symlets.



Εικόνα 3.15: Symlet Wavelets.

3.3.2.3. Τεχνικές Κατωφλίωσης

Η κατωφλίωση είναι ένα από τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα εργαλεία επεξεργασίας στην επεξεργασία σήματος wavelet. Χρησιμοποιείται στη μείωση θορύβου, στη συμπίεση σήματος και εικόνας, και μερικές φορές σε αναγνώριση του σήματος. Οι τέσσερις τύποι του κατωφλίου που χρησιμοποιούνται στη συγκεκριμένη επιστημονική εργασία είναι: Σκληρή κατωφλίωση, Μαλακή κατωφλίωση, Κατωφλίωση Quantile και Κατωφλίωση Universal. Η επιλογή της μεθόδου κατωφλίωσης εξαρτάται από την εφαρμογή. Στη συνέχεια αναφέρεται και συζητάμε κάθε τύπο εδώ εν συντομία.

- **Σκληρή κατωφλίωση:** Η σκληρή κατωφλίωση μερικές φορές ονομάζεται «περίφραξη» (gating) διόδου. Εάν μία τιμή σήματος (ή συντελεστή) είναι κάτω από μία προκαθορισμένη τιμή, τότε τίθεται στο μηδέν. Δηλαδή, όπου είναι η οριακή τιμή ή η τιμή πύλης.

$$\begin{aligned} y &= x, \text{ for } x \geq \sigma \\ y &= 0, \text{ for } x < \sigma \end{aligned} \quad (3.3.1)$$

- **Μαλακή κατωφλίωση:** Η μαλακή κατωφλίωση ορίζεται ως

$$\begin{aligned} y &= f(x - \sigma), \text{ for } x \geq \sigma \\ y &= 0, \quad \text{ for } x < \sigma \end{aligned} \quad (3.3.2)$$

Η συνάρτηση $f(x)$ είναι γενικά μια γραμμική συνάρτηση (μια ευθεία γραμμή με κλίση προς επιλογή). Ωστόσο, οι καμπύλες spline τρίτης ή τέταρτης τάξης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να υπολογιστεί αποτελεσματικά το βάρος με τιμή μεγαλύτερη του α .

- **Κατωφλίωση Quantile:** Σε ορισμένες εφαρμογές, όπως η συμπίεση της εικόνας, όπου μία ποσόστωση bit έχει ανατεθεί στο συμπιεσμένο αρχείο, είναι πιο συμφέρον να οριστεί ένα ορισμένο ποσοστό των συντελεστών κυματιδίων στο μηδέν, ώστε να ικανοποιήσει την απαίτηση των ποσοστώσεων. Σε αυτή την περίπτωση, ο καθορισμός του ορίου αξίας α βασίζεται στο ιστόγραμμα και τον συνολικό αριθμό των συντελεστών. Ο κανόνας κατωφλίωσης είναι ο ίδιος όπως στη Σκληρή Κατωφλίωση.
- **Κατωφλίωση Universal:** Σε ορισμένες εφαρμογές αφαίρεσης θορύβου, στις οποίες τα στατιστικά θορύβου είναι γνωστά, μπορεί να είναι πιο αποτελεσματικό να οριστεί η τιμή του κατωφλίου με βάση τα στατιστικά στοιχεία του θορύβου. Για παράδειγμα, οι Donoho και Johnstone (Chouakri *et al.*, 2006 στο Mishra and Verma, 2013), όρισαν την τιμή κατωφλίου ως

$$\sigma = \nu \sqrt{\frac{2 \log(l)}{l}} \quad (3.3.3)$$

όπου ν είναι η τυπική απόκλιση του θορύβου και l είναι το cardinality του συνόλου δεδομένων. Αυτή η τιμή κατωφλίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε σε σκληρή είτε σε μαλακή κατωφλίωση, όπως φαίνεται παραπάνω.

3.3.2.4. Συμπεράσματα

Στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία προτάθηκε μία μέθοδος αποθορυβοποίησης του σήματος ΗΚΓ βασισμένη σε τεχνολογία wavelet. Στην προτεινόμενη μέθοδο, αρχικά λαμβάνονται τρεις διαφορετικές μέθοδοι wavelet (οι Haar, dbN και Symlet), από την αρχική είσοδο του σήματος. Στη συνέχεια, εφαρμόζονται διαφορετικές τεχνικές κατωφλίου. Προκειμένου να προσδιοριστεί η απόδοση της αποθορυβοποίησης, μελετήθηκαν δύο απλά μέτρα, τα PSNR και MSE, και συζητήθηκαν τα αποτελέσματα (Mishra and Verma, 2013).

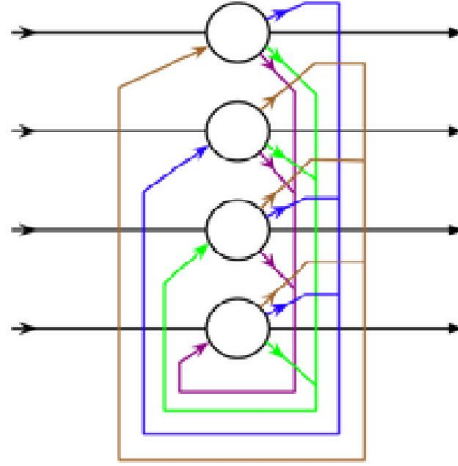
4. ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΝΕΥΡΩΝΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟ (HNN)

4.1. Μοντελοποίηση σήματος ΗΚΓ και Αποθορυβοποίηση με τη χρήση HNN

4.1.1. Γενικά

Όπως αναφέρθηκε, στη γενική διαδικασία αποθορυβοποίησης ΗΚΓ έχουν εφαρμοσθεί αρκετές μέθοδοι. Βαθυπερατά φίλτρα χρησιμοποιούνται για την αφαίρεση θορύβου υψηλής συχνότητας, όπως π.χ. η παρεμβολή από τη γραμμή δικτύου και τα artifacts από τη μυϊκή δραστηριότητα. Υψιπερατά φίλτρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αφαίρεση διαταραχών της γραμμής βάσης. Η χρήση των νευρωνικών δικτύων (Neural Networks) για την αφαίρεση θορύβου από το ΗΚΓ, έχει βρει περιορισμένη εφαρμογή στην αφαίρεση αυτών των δύο τύπων θορύβου. Άλλα εργαλεία αποθορυβοποίησης είναι το μεσαίο φίλτρο (median filter), οι μέθοδοι wavelet, ο εμπειρικός τρόπος (empirical mode) αποσύνθεσης, τα μορφολογικά φίλτρα, το μη γραμμικό bayesian φιλτράρισμα και το ταίριασμα περιγράμματος (template matching, Rodrigues and Couto, 2012).

Οι Bagheri *et al.* (2013) χρησιμοποίησαν το νευρωνικό δίκτυο Hopfield (Hopfield Neural Network, HNN) για τη μοντελοποίηση του σήματος ΗΚΓ και τη μείωση του θορύβου. Το HNN είναι ένα επαναλαμβανόμενο νευρωνικό δίκτυο, το οποίο αποθηκεύει τις πληροφορίες σε ένα δυναμικά σταθερό μοτίβο. Ο εφαρμοζόμενος αλγόριθμος ανακτά ένα μοτίβο που είναι αποθηκευμένο στη μνήμη σε απόκριση προς την παρουσίαση μίας ελλιπούς ή θορυβώδους έκδοσης του εν λόγω προτύπου. Το HNN αποτελείται από ένα σύνολο N διασυνδεδεμένων νευρώνων, οι οποίοι αναβαθμίζουν τις τιμές ενεργοποίησης ασύγχρονα και ανεξάρτητα από τους άλλους νευρώνες. Όλοι οι νευρώνες είναι νευρώνες τόσο εισόδου και εξόδου (Haykin, 1994 στο Bagheri *et al.*, 2013). Η Εικόνα 4.1 απεικονίζει ένα τυπικό HNN που αποτελείται από ένα σύνολο 4 διασυνδεδεμένων νευρώνων. Όλοι οι νευρώνες συνδέονται μεταξύ τους και ενεργούν τόσο ως είσοδοι όσο και ως έξοδοι.



Εικόνα 4.1: Ένα δίκτυο Hopfield με 4 νευρώνες.

4.1.2. Η Μοντελοποίηση

Η μοντελοποίηση με τη χρήση HNN ακολουθεί τέσσερα βασικά στάδια (Haykin, 1994· στο Bagheri *et al.*, 2013), τα οποία περιγράφονται συνοπτικά στη συνέχεια.

4.1.2.1. Αποθήκευση (Μάθηση, *Learning*)

Αν $x_1, x_2, \dots, x_p$ υποδηλώνουν ένα γνωστό σύνολο μνημών M -διαστάσεων, οι συναπτικές βάρη του δικτύου μπορούν να υπολογιστούν ως:

$$E = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^M x_{\theta,j} x_{\theta,i}}{M} \quad (4.1.1)$$

$$\beta_{\theta,i} = \begin{cases} +1 & \rho_{x_{\theta,i}} \geq E_{\theta} \\ -1 & \rho_{x_{\theta,i}} < E_{\theta} \end{cases} \quad (4.1.2)$$

$$h_{ij} = \begin{cases} \frac{1}{M} \sum_{\theta=1}^p \beta_{\theta,j} \beta_{\theta,i} & i \neq j \\ 0, & i = j \end{cases} \quad (4.1.3)$$

όπου h_{ij} είναι το συναπτικό βάρος από τον νευρώνα i στον νευρώνα j , και $x_{\theta,i}$ το i -στό στοιχείο του ανύσματος x_{θ} .

4.1.2.2. Αρχικοποίηση

Εάν το u υποδηλώνει άγνωστο αριθμό εισόδου M -διαστάσεων, που είναι παρόν στο δίκτυο, τότε:

$$t_j(0) = u_j, \varphi = 1, \dots, M \quad (4.1.4)$$

όπου $t_j(0)$ είναι η κατάσταση του νευρώνα j τη χρονική στιγμή $n=0$, και u_j είναι το j -στό στοιχείο του ανύσματος u .

4.1.2.3. Επανάληψη μέχρι τη Σύγκλιση

Τα στοιχεία του ανύσματος $t(n)$ θα πρέπει να ενημερώνονται τυχαία, σύμφωνα με τον κανόνα:

$$u_j(n+1) = \text{sgn} \left[\sum_{i=1}^M h_{ij} u_i(n) \right] \quad (4.1.5)$$

Η επανάληψη πρέπει να επαναλαμβάνεται, μέχρι το διάνυσμα κατάστασης u να παραμένει αμετάβλητο.

4.1.2.4. Έξοδος

Αν το u_{stable} υποδεικνύει το σταθερό σημείο που υπολογίζεται στο τέλος του σταδίου C,

το προκύπτον άνυσμα εξόδου y του δικτύου θα είναι:

$$y = u_{stable} \quad (4.1.6)$$

Αν το o υποδεικνύει την έξοδο-στόχο για τον αλγόριθμο, τότε το σφάλμα σήματος ορίζεται ως εξής:

$$e = o - y \quad (4.1.7)$$

και το μέσο τετραγωνικό σφάλμα ορίζεται ως:

$$J = \frac{1}{2} E[e^2] \quad (4.1.8)$$

όπου E είναι ο φορέας στατιστικής προσδοκίας (statistical expectation operator).

4.1.3. Εφαρμογή του HNN

Τα στοιχεία τόσο για την εκπαίδευση, όσο και για τις δοκιμές, λήφθηκαν από τη PhysioBank, τη βάση δεδομένων MIT/BIH (Bagheri *et al.*, 2013). Τα βήματα που περιγράφονται στη συνέχεια, ακολουθήθηκαν προκειμένου να αποκτηθούν δεδομένα κατάλληλα για την είσοδο HNN (Bagheri *et al.*, 2013):

- Τα δεδομένα αποτελούνται από 2 σήματα ΗΚΓ με 30000 δείγματα το καθένα.
- Ένα βαθυπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της διαταραχής της γραμμής βάσης. Με συχνότητα δειγματοληψίας $f_s = 20000$, έχουμε:

$$baseline = LPFilter(data, 0.7 / f_s) \quad (4.1.9)$$

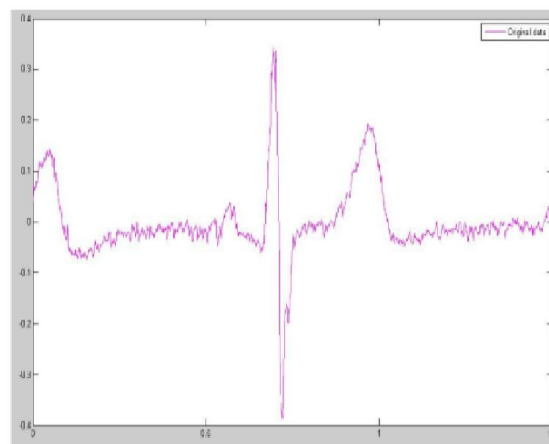
- Για την αφαίρεση της διαταραχής της γραμμής βάσης, χρησιμοποιείται η εξίσωση:

$$dataNew = data - baseline \quad (4.1.10)$$

- Θόρυβος προστέθηκε σε δεδομένα σε σχέση με τον ορισμό του SNR:

$$SNR = \frac{SignalPower}{NoisePower} \quad (4.1.11)$$

Τα αρχικά δεδομένα ήταν θορυβώδη (βλ. Εικόνα 4.2), αλλά για να δοκιμαστεί ο αλγόριθμος, ο θόρυβος υψηλού μεγέθους ήταν απαραίτητος, κι έτσι το SNR ορίστηκε ως μηδέν (Bagheri *et al.*, 2013).



Εικόνα 4.2: Πρωτότυπο σήμα.

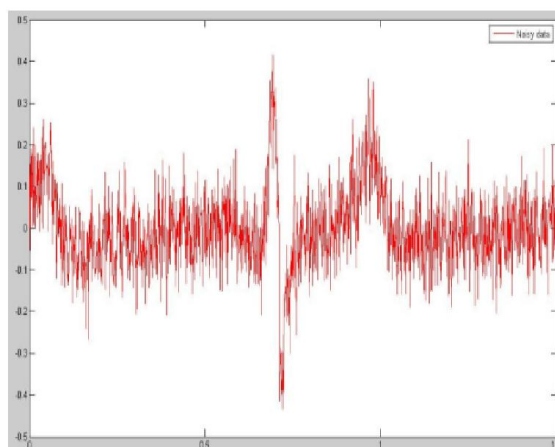
Η δοκιμή του HNN περιελάμβανε τα εξής βήματα (Bagheri *et al.*, 2013):

- **Αποθήκευση:** Τα δεδομένα εξόδου του Βήματος 2 (καθαρό σήμα) εισήχθησαν στο δίκτυο ώστε να υπολογιστούν οι Εξισώσεις (4.1.1), (4.1.2) και (4.1.3).
- **Αρχικοποίηση:** Τα δεδομένα εξόδου του Βήματος 3 (θορυβώδες σήμα) εισήχθησαν στο δίκτυο ως άνυσμα αρχικοποίησης για να υπολογιστεί η Εξίσωση (4.1.4).

- **Επανάληψη μέχρι τη Σύγκλιση:** Ο αλγόριθμος βελτιώθηκε με την Εξίσωση (4.1.5).
- **Έξοδος:** Η αμετάβλητη έξοδος της (4.1.5) είναι η έξοδος του αλγόριθμου.

Για την υπό εξέταση εφαρμογή, ισχύουν οι τιμές:

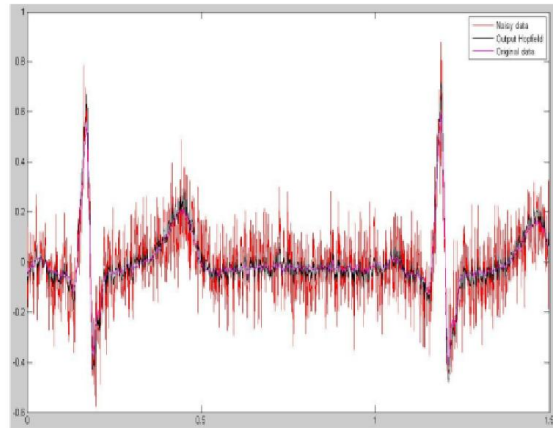
$M = 30000$, $P = 2$, αριθμός επαναλήψεων = 100 και αριθμός νευρώνων = 30000. Κάθε νευρώνας ξεχωρίζει για την αποθήκευση ενός δείγματος του σήματος. Για όλους τους υπολογισμούς χρησιμοποιήθηκε Matlab. Το καθαρό σήμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.2 και το θορυβώδες σήμα στην Εικόνα 4.3 (Bagheri *et al.*, 2013).



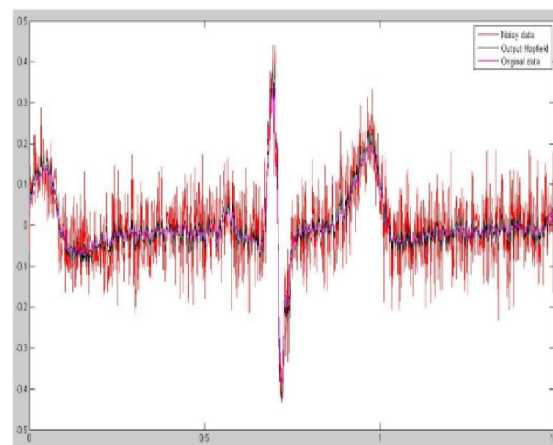
Εικόνα 4.3: Θορυβώδες σήμα.

4.1.4. Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα από την εφαρμογή του αλγορίθμου HNN στα υπό εξέταση δεδομένα παρουσιάζονται στις Εικόνες 4.4 και 4.5.

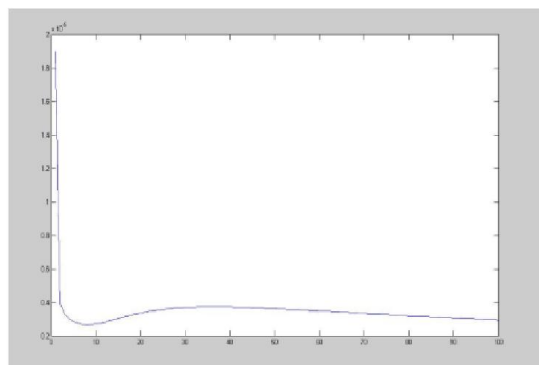


Εικόνα 4.4: Θορυβώδη δεδομένα, πρωτότυπα δεδομένα και έξοδος του HNN για το σήμα 1.



Εικόνα 4.5: Θορυβώδη δεδομένα, πρωτότυπα δεδομένα και έξοδος του HNN για το σήμα 2.

Είναι εμφανές ότι η μέθοδος μοντελοποίησε το σήμα του ΗΚΓ με επιτυχία και αφαίρεσε τον θόρυβο υψηλής συχνότητας. Η Εικόνα 4.6 δείχνει το μέσο τετραγωνικό σφάλμα συναρτήσεως του αριθμού των επαναλήψεων. Όπως μπορεί να φανεί, ο αλγόριθμος συγκλίνει και η μέση τετραγωνική τιμή του σφάλματος του σήματος μειώνεται καθώς ο αριθμός των επαναλήψεων αυξάνεται (Bagheri *et al.*, 2013).



Εικόνα 4.6: Μέσω τετραγωνικό σφάλμα ως προς αριθμό επαναλήψεων.

4.1.5. Συμπεράσματα

Το σήμα ΗΚΓ είναι μια από τις διαγνωστικές προσεγγίσεις για την ανίχνευση καρδιακών παθήσεων, αλλά είναι συνήθως κατεστραμμένο με ανεπιθύμητες παρεμβολές. Για την αφαίρεση του θορύβου, έχουν εφαρμοστεί μέθοδοι που χρησιμοποιούν φίλτρα και μετασχηματισμούς Wavelet. Μολονότι αυτές οι τεχνικές παρουσίασαν καλή απόδοση, τείνουν να είναι ευαίσθητες σε ποικίλες παραμέτρους. Τα Νευρωνικά δίκτυα έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη μοντελοποίηση πάνω στο θέμα, δείχνοντας σημαντική επιτυχία και ταυτόχρονα μικρότερη ευαισθησία σε ποικίλες παραμέτρους. Στη μελέτη των Bagheri *et al.* (2013), εφαρμόστηκε ένα Νευρωνικό δίκτυο Hopfield για την μοντελοποίηση του σήματος ΗΚΓ και της αποθορυβοποίησής του. Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε δύο διαφορετικά σήματα ΗΚΓ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μέθοδος μπορεί να μοντελοποιήσει επιτυχώς σήματα ΗΚΓ με χαμηλό SNR. Οι ίδιοι ερευνητές προτείνουν τη διεξαγωγή περισσότερων δοκιμών για την περαιτέρω διερεύνηση της απόδοσης του HNN στο μέλλον. Άλλα είδη σημάτων ΗΚΓ θα πρέπει επίσης να χρησιμοποιηθούν για να εξεταστεί η κλινική εφαρμογή της μεθόδου (Bagheri *et al.*, 2013).

4.1.6. Άλλες έρευνες

Οι Rodrigues and Couto (2012), πρότειναν μία μέθοδο αποθορυβοποίησης ΗΚΓ, βασισμένη σε νευρωνικό δίκτυο forward τροφοδοσίας με τρία κρυμμένα στρώματα. Ιδιαίτερα χρήσιμη για πολύ θορυβώδη σήματα, η προσέγγιση αυτή χρησιμοποιεί τα διαθέσιμα κανάλια ΗΚΓ για να ανακατασκευάσει ένα θορυβώδες κανάλι. Η μέθοδος δοκιμάστηκε σε όλα τα αρχεία της βάσης δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH, προσθέτοντας τον θόρυβο των artifacts από την κίνηση των ηλεκτροδίων. Επιπροσθέτως, αυτή η μέθοδος αποθορυβοποίησης βελτίωσε την απόδοση των διαθέσιμων στο κοινό προγραμμάτων ανάλυσης ΗΚΓ σε θορυβώδη σήματα ΗΚΓ. Πρόκειται για μία offline μέθοδο η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αφαίρεση του θορύβου από πολύ κατεστραμμένα αρχεία Holter (Rodrigues and Couto, 2012).

5. ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΘΟΡΥΒΟΥ ΑΠΟ ΗΚΓ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΕΜΠΕΙΡΙΚΟΥ ΤΡΟΠΟΥ ΑΠΟΣΥΝΘΕΣΗΣ (EMD)

5.1. Εμπειρικός Τρόπος Αποσύνθεσης (Empirical Mode Decomposition, EMD)

5.1.1. Αποθορυβοποίηση Σήματος ΗΚΓ με τη χρήση τεχνικής βασισμένης στον Εμπειρικό Τρόπο Αποσύνθεσης

5.1.1.1. Γενικά

Ο Εμπειρικός Τρόπος Αποσύνθεσης εισήχθη από τους Huang *et al.* (Huang *et al.*, 1998 στο Chacko and Ari, 2012), για την αποσύνθεση ενός δεδομένου σήματος $x(t)$ σε έναν πεπερασμένο αριθμό επιμέρους συνιστωσών, οι οποίες ονομάζονται Λειτουργίες Ενδογενούς Τρόπου (Intrinsic Mode Functions, IMFs). Οι IMFs αντιπροσωπεύουν τον τρόπο ταλάντωσης ενός συγκεκριμένου σήματος και λαμβάνονται με μια συστηματική διαδικασία που ονομάζεται κοσκίνισμα (Sifting, Chacko and Ari, 2012).

Ο Τρόπος Ενδογενούς Λειτουργίας θα πρέπει να ικανοποιεί τις ακόλουθες ιδιότητες (Chacko and Ari, 2012, Joshi and Vatti, 2013):

1. Στο σύνολο των δεδομένων, ο αριθμός των ακρότατων και ο αριθμός των μηδενικών διελεύσεων (zero crossings) θα πρέπει είτε να είναι ίσοι, είτε να διαφέρουν το πολύ κατά 1.
2. Σε οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή, ο μέσος όρος των περιβλημάτων (envelopes) που δημιουργούνται από τα μέγιστα και τα ελάχιστα, θα πρέπει να είναι 0.
3. Η IMF θα πρέπει να είναι συμμετρική γύρω από την τοπική μέση τιμή.

5.1.1.2. Αλγόριθμος sifting

Ο αλγόριθμος για την εκτέλεση κοσκινίσματος (sifting) σε ένα δεδομένο σήμα $x(t)$, δίνεται παρακάτω (Chacko and Ari, 2012):

- Προσδιορισμός όλων των μεγίστων και ελαχίστων του $x(t)$.

- Παρεμβολή μεταξύ των ελαχίστων, καταλήγοντας σε ένα σήμα $x_{\min}(t)$, και ομοίως μεταξύ των μεγίστων, για να ληφθεί ένα σήμα $x_{\max}(t)$.
- Υπολογισμός του μέσου όρου μεταξύ των δύο αυτών περιβλημάτων:

$$x_{avg}(t) = \frac{x_{\max}(t) + x_{\min}(t)}{2} \quad (5.1.1)$$

- Εξαγωγή της λεπτομέρειας:

$$d_1(t) = x(t) - x_{avg}(t) \quad (5.1.2)$$

όπου το $d_1(t)$ δίνεται ως εισαγωγή (input) στην επόμενη επανάληψη κοσκινίσματος.

Απαιτείται ένα κριτήριο διακοπής του αριθμού των επαναλήψεων κοσκινίσματος, για να εξασφαλιστεί ότι η συνιστώσα IMF διατηρεί αρκετές φυσικές ιδιότητες τόσο του πλάτους όσο και της συχνότητας διαμόρφωσης. Αυτό επιτυγχάνεται με τον περιορισμό της τυπικής απόκλισης (SD) μεταξύ των αποτελεσμάτων δύο διαδοχικών επαναλήψεων κοσκινίσματος. Εάν k είναι ο αριθμός των επαναλήψεων κοσκινίσματος που εκτελούνται, τότε η SD δίνεται από τη σχέση (Chacko and Ari, 2012):

$$SD = \sum_{i=0}^{L-1} \left[\frac{|d_{k-1}(t) - d_k(t)|^2}{d_{k-1}^2(t)} \right] \quad (5.1.3)$$

Τυπικά, η τιμή της SD βρίσκεται μεταξύ 0.2 και 0.3.

Μόλις η $d_k(t)$ γίνει αποδεκτή, ως πρώτη IMF ορίζεται η $h_1(t)$, και το υπόλειμμα υπολογίζεται ως:

$$r_1(t) = x(t) - d_k(t) \quad (5.1.4)$$

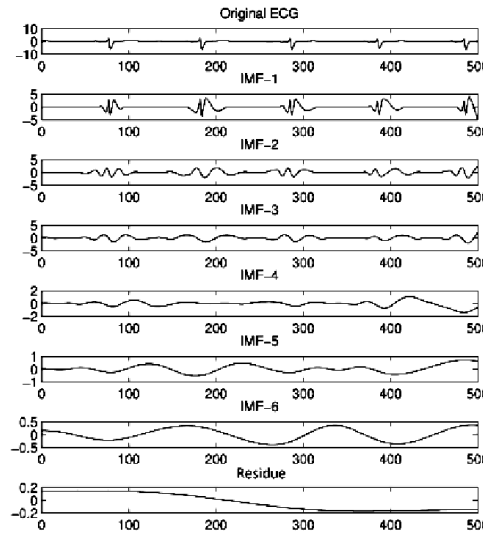
$$h_1(t) = d_k(t) \quad (5.1.5)$$

όπου το $r_I(t)$ δίνεται ως είσοδος στον επόμενο γύρο της διαδικασίας κοσκινίσματος, ώστε να εξαχθεί η δεύτερη IMF. Η διαδικασία EMD μπορεί να σταματήσει όταν το υπόλειμμα $r(t)$ γίνει μία μονοτονική συνάρτηση, από την οποία δεν μπορούν να εξαχθούν περισσότερες IMFs (Chacko and Ari, 2012).

Εάν εκτελεστεί μία διαδικασία N γύρων κοσκινίσματος σε ένα δεδομένο σήμα $x(t)$, τότε αυτό θα αποσυντεθεί σε ένα σύνολο N IMFs και ένα σήμα-υπόλειμμα, το οποίο μπορεί να δηλωθεί ως:

$$x(t) = \sum_{k=1}^N h_k(t) + r_N(t) \quad (5.1.6)$$

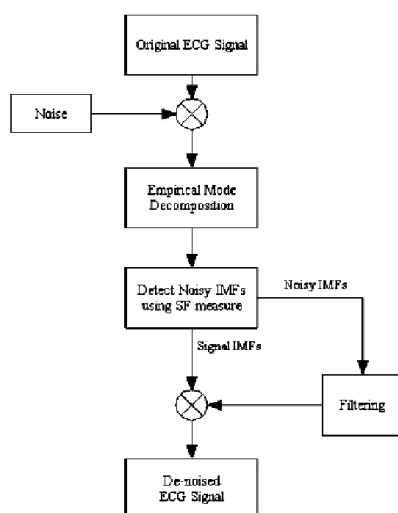
Η παραπάνω εξίσωση, δείχνει ότι ένα σήμα το οποίο αποσυντίθεται με τη μέθοδο EMD, μπορεί να αναδημιουργηθεί εύκολα με απλή προσθήκη των συνιστωσών IMF $h_k(t)$ και του σήματος-υπολείμματος $r_N(t)$. Η αποσύνθεση ενός σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας τη μέθοδο EMD παρουσιάζεται στην Εικόνα 5.1 (Chacko and Ari, 2012).



Εικόνα 5.1: Πρωτότυπο ΗΚΓ και οι επτά IMFS του.

5.1.1.3. Προτεινόμενη Μέθοδος

Όταν ένα θορυβώδες σήμα αποσυντίθεται χρησιμοποιώντας τη μέθοδο EMD, τα συστατικά του θορύβου είναι κυρίως παρόντα στις αρχικές IMFs (Karagiannis and Constantinou, 2011· στο Chacko and Ari, 2012). Στην επιστημονική έρευνα των Chacko and Ari (2012), χρησιμοποιήθηκε η φασματική ομαλότητα (Spectral Flatness, SF), ως μέτρο για τον προσδιορισμό αν μια συγκεκριμένη IMF κυριαρχείται από θόρυβο ή όχι. Δεδομένου ότι το εύρος ζώνης ενός ΗΚΓ είναι από 0.05 έως 100 Hz (Rangayyan, 2001· στο Chacko and Ari, 2012), το φάσμα ισχύος των IMFs του σήματος θα είναι συμπυκνωμένο σε ένα μικρό εύρος συχνοτήτων. Το φάσμα των θορυβωδών IMFs θα είναι σχετικώς επίπεδο σε σύγκριση με τις IMFs του σήματος. Η προτεινόμενη μέθοδος αφαίρεσης θορύβου χρησιμοποιώντας EMD απεικονίζεται στην Εικόνα 5.2 (Chacko and Ari, 2012).



Εικόνα 5.2: Σχηματικό διάγραμμα αποθορυβοποίησης με τη μέθοδο EMD.

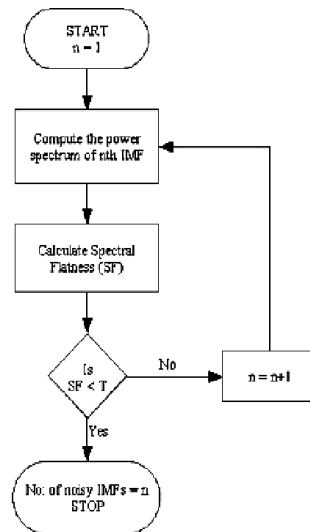
Τα βήματα της μεθόδου περιγράφονται στη συνέχεια (Chacko and Ari, 2012).

- **Βήμα 1:** Τα σήματα ΗΚΓ λήφθηκαν από τη Βάση Δεδομένων MIT/BIH για αρρυθμίες (The MIT-BIH Arrhythmia Database· στο Chacko and Ari, 2012). Κάθε αρχείο από τη βάση δεδομένων αποτελείται από δύο κύριες ηχογραφήσεις του δείγματος σε συχνότητα δειγματοληψίας 360 Hz με 11 bits ανά δείγμα ανάλυσης. Το θορυβώδες σήμα $s(t)$, λαμβάνεται ως $s(t) = x(t) + n(t)$, όπου $x(t)$ είναι το αρχικό σήμα ΗΚΓ και $n(t)$ είναι το σήμα θορύβου.

- **Βήμα 2:** Το θορυβώδες σήμα ΗΚΓ αποσυντίθεται σε IMFs χρησιμοποιώντας τη μέθοδο EMD.
- **Βήμα 3:** Ο αριθμός των θορυβωδών IMFs, n , λαμβάνεται συγκρίνοντας την SF της κάθε IMF με ένα κατώφλι T . Η φασματική ομαλότητα υπολογίζεται ως ο λόγος της γεωμετρικής μέσης τιμής του φάσματος ισχύος, ως προς την αριθμητική μέση τιμή του (Johnston, 1988· στο Chacko and Ari, 2012). Δίνεται ως:

$$Spectral\ Flatness = \frac{\sqrt[L]{\prod_{n=0}^{L-1} H(n)}}{\frac{\sum_{n=0}^{L-1} H(n)}{L}} \quad (5.1.7)$$

Οι πρώτες n IMFs των οποίων η SF είναι πάνω από το κατώφλι T θεωρούνται ως θορυβώδεις IMFs. Η μέθοδος αυτή επεξηγείται στην Εικόνα 5.3. Η τιμή κατωφλίου της SF, T , ορίστηκε ως 0.09, με βάση πειράματα που έγιναν στη βάση δεδομένων.



Εικόνα 5.3: Μέθοδος υπολογισμού των θορυβωδών IMFs.

- **Βήμα 4:** Δεδομένου ότι το σημαντικό μέρος του περιεχομένου υψηλής συχνότητας του ΗΚΓ είναι στην περιοχή των 40-60 Hz (Karagiannis and Constantinou, 2011· στο Chacko and Ari, 2012), η 1^η IMF φιλτράρεται χρησιμοποιώντας ένα ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth τάξης 10 με ζώνη διάβασης (pass band) 40-60 Hz. Οι εναπομείνουσες θορυβώδεις IMFs φιλτράρονται με τη χρήση βαθυπερατού φίλτρου τάξης 10 με συχνότητα αποκοπής 60 Hz, ώστε να εξαχθούν οι χρήσιμες συνιστώσες του σήματος.
- **Βήμα 5:** Το σήμα ΗΚΓ ανακατασκευάζεται με την προσθήκη των φιλτραρισμένων IMFs και των υπόλοιπων IMFs του σήματος. Το ανακατασκευασμένο σήμα $\hat{x}(t)$ είναι:

$$\hat{x}(t) = \sum_{k=1}^N \tilde{h}_k(t) + \sum_{k=n+1}^N h_k(t) + r_k(t) \quad (5.1.8)$$

όπου $\tilde{h}_k(t)$ είναι η φιλτραρισμένη έκδοχή της $h_k(t)$.

5.1.1.4. Αποτελέσματα

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος δοκιμάστηκε στη βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital· The MIT-BIH Arrhythmia Database· στο Chacko and Ari, 2012). Προστέθηκε τεχνητά λευκός Γκαουσιανός θόρυβος στα σήματα ΗΚΓ, με αποτέλεσμα 5dB, 10dB και 15dB SNR. Η απόδοση αυτής της μεθόδου αξιολογείται με βάση τον λόγο Σήματος προς Θόρυβο (SNR) και τη Ρίζα Μέσου Τετραγωνικού Σφάλματος (Root Mean Square Error, RMSE· Suman *et al.*, 2011· στο Chacko and Ari, 2012). Ο SNR μπορεί να παρασταθεί ως (Chacko and Ari, 2012):

$$SNR = \frac{\sum_{t=0}^{L-1} x(t)^2}{\sum_{t=0}^{L-1} n(t)^2} \quad (5.1.9)$$

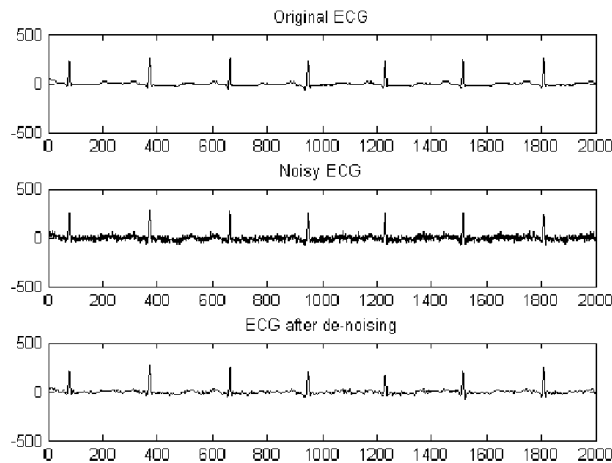
όπου $x(t)$ είναι το σήμα και $n(t)$ είναι ο θόρυβος.

Στην εργασία των Chacko and Ari (2012), η RMSE χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της ποιότητας της πληροφορίας που διατηρείται στο αποθορυβοποιημένο σήμα ΗΚΓ. Η RMSE ορίζεται ως (Chacko and Ari, 2012):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=0}^{L-1} (x(t) - \hat{x}(t))^2}{L}} \quad (5.1.10)$$

όπου αριθμητής είναι το τετραγωνικό σφάλμα, $\hat{x}(t)$ είναι το ανακατασκευασμένο σήμα ΗΚΓ και L είναι το μήκος του σήματος.

Η Εικόνα 5.4 δείχνει τα αποτελέσματα της εφαρμογής του συγκεκριμένου αλγορίθμου (Chacko and Ari, 2012).



Εικόνα 5.4: Πρωτότυπο ΗΚΓ, ΗΚΓ με θόρυβο με 10db SNR και αποθορυβοποιημένο με τον προτεινόμενο αλγόριθμο ΗΚΓ.

Ο Πίνακας 5.1 δείχνει τη σύγκριση μεταξύ του SNR που επιτυγχάνεται με τον προτεινόμενο από τους Chacko and Ari (2012) αλγόριθμο, και αυτού που επιτυγχάνεται με την Μέθοδο Μετασχηματισμού Wavelet (Poornachandra, 2008· στο Chacko and Ari, 2012) για τρεις διαφορετικούς SNRs εισόδου. Οι τιμές σύγκρισης δίνονται για 10 τυχαία σύνολα δεδομένων που συλλέγονται από τη βάση δεδομένων MIT-BIH. Παρουσιάζεται επίσης η μέση βελτίωση απόδοσης (Chacko and Ari, 2012).

MIT/BIH Tape No	5dB				10dB				15dB			
	WT method		Proposed method		WT method		Proposed method		WT method		Proposed method	
	SNR	RMSE	SNR	RMSE	SNR	RMSE	SNR	RMSE	SNR	RMSE	SNR	RMSE
100	8.10	0.393	9.50	0.334	11.46	0.267	14.35	0.191	15.11	0.175	18.67	0.116
101	8.92	0.357	9.85	0.321	11.96	0.252	14.48	0.188	15.69	0.164	16.70	0.146
115	9.45	0.336	10.22	0.308	13.09	0.221	14.59	0.186	16.76	0.145	17.61	0.131
118	9.53	0.332	10.01	0.316	12.04	0.249	14.95	0.178	15.52	0.174	19.39	0.104
122	9.43	0.331	9.99	0.316	12.76	0.231	14.97	0.171	16.20	0.154	19.77	0.102
205	8.43	0.380	10.08	0.313	11.85	0.255	14.73	0.183	14.92	0.179	18.22	0.122
209	7.93	0.405	9.97	0.316	11.03	0.282	14.84	0.182	14.17	0.195	16.68	0.146
213	8.49	0.375	9.95	0.317	11.76	0.258	14.62	0.185	14.76	0.187	20.02	0.092
215	8.26	0.386	9.65	0.329	11.18	0.271	14.89	0.181	14.10	0.192	18.86	0.114
230	8.99	0.355	9.94	0.318	12.43	0.238	14.68	0.184	15.83	0.161	19.54	0.105
Average	8.75	0.365	9.92	0.319	11.96	0.252	14.71	0.183	15.31	0.173	18.55	0.118

Πίνακας 5.1: Πειραματικά αποτελέσματα για την προτεινόμενη μέθοδο και την ενισχυμένη, βασισμένη σε Wavelet, τεχνική.

5.1.1.5. Συμπεράσματα

Οι Chacko and Ari (2012), πρότειναν μία μέθοδο βασισμένη σε EMD, για την αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ. Η αυτόματη ανίχνευση των θορυβωδών IMFs έγινε με τη χρήση του μέτρου της φασματικής ομαλότητας (SF). Οι θορυβώδεις IMFs φιλτραρίστηκαν και στη συνέχεια προστέθηκαν με τις IMFs του σήματος για να ληφθεί το αποθορυβοποιημένο σήμα ΗΚΓ. Η προτεινόμενη τεχνική αξιολογείται σε 5dB, 10dB και 15dB SNR, όπου ο λευκός Γκαουσιανός θόρυβος έχει προστεθεί τεχνητά, με το αρχικό σήμα. Η απόδοση της προτεινόμενης μεθόδου παρουσιάζει την καλύτερη απόδοση SNR και κάτω RMSE σαν μέθοδος αποθορυβοποίησης σήματος ΗΚΓ, συγκρινόμενη με την τεχνική βασισμένη στον μετασχηματισμό Wavelet (Chacko and Ari, 2012).

5.1.2. Αποθορυβοποίηση Σήματος ΗΚΓ με τη χρήση Εμπειρικού Τρόπου Αποσύνθεσης

Οι Joshi and Vatti (2013) χρησιμοποίησαν μία υβριδική προσέγγιση που βασίζεται στον EMD και κατωφλίωση, για την αφαίρεση των παρεμβολών από τη γραμμή ρεύματος από κατεστραμμένα σήματα ΗΚΓ. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν την επιτυχία της προτεινόμενης μεθόδου. Αν και, τόσο η σκληρή, όσο και η μαλακή κατωφλίωση, είναι σε θέση να αφαιρέσουν το θόρυβο με επιτυχία, παρατηρείται ότι τα καλύτερα αποτελέσματα επιτυγχάνονται με τα κατώφλια Donoho και σκληρή κατωφλίωση (Joshi and Vatti, 2013).

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Οι μέθοδοι αποθορυβοποίησης σήματος ΗΚΓ, αποτελούν χρήσιμες διαδικασίες επεξεργασίας, καθώς καθιστούν το ΗΚΓ πιο ευανάγνωστο, και κατ' επέκταση αυξάνοντας την ευκολία εξαγωγής διαγνωστικών πληροφοριών. Επιπροσθέτως, βελτιώνουν την ευκολία αποθήκευσής του προς μελλοντική χρήση. Η πολυπλοκότητα του ΗΚΓ, το οποίο αποτελείται από διάφορα είδη κυμάτων, αλλά και τα ποικίλα είδη θορύβων, οδήγησαν στην ανάπτυξη πλήθους μεθόδων αποθορυβοποίησης. Παρ' όλο που κάθε μία από αυτές εστιάζει σε συγκεκριμένα είδη θορύβου ή τμήματα του ΗΚΓ, εν τούτοις παρατηρούνται προσπάθειες δημιουργίας μεθόδων που θα καλύπτουν όλο το φάσμα θορύβων αλλά και τμημάτων του ΗΚΓ.

Στην παρούσα εργασία, παρατέθηκαν παραδείγματα από την πρόσφατη Βιβλιογραφία σχετικά με τις Μεθόδους Μετασχηματισμού Wavelet, Νευρωνικών Δικτύων και Εμπειρικού Τρόπου Αποσύνθεσης.

Παρατηρούμε ότι η Μέθοδος Wavelet υπερτερεί γενικότερα, καθώς αποδομεί το σήμα του ΗΚΓ σε πλήθος τελεστών, επιτρέποντας έτσι την αποθορυβοποίηση χωρίς την απώλεια χρήσιμης πληροφορίας. Παρ' όλ' αυτά, η ευαισθησία της σε ορισμένες παραμέτρους δεν την καθιστά ως τη μόνη χρήσιμη μέθοδο. Η Νευρωνική Μέθοδος, δεδομένου ότι δεν έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως, αποτελεί αξιόλογο πεδίο για επιστημονική έρευνα και εξέλιξη. Τα αποτελέσματα που παρέχει ως τώρα είναι ενθαρρυντικά, και η εξέλιξη της τεχνολογίας μπορεί να βοηθήσει στη βελτιστοποίηση της Μεθόδου. Η Μέθοδος Εμπειρικού Τρόπου Αποσύνθεσης είναι απλή και με αξιόλογα αποτελέσματα, και σίγουρα επιδέχεται περαιτέρω βελτίωσης.

Από τα ανωτέρω συμπεραίνουμε πως δεν μπορούμε να εμπιστευτούμε μόνο μία μέθοδο για την πλήρη αποθορυβοποίηση του σήματος ΗΚΓ. Προσωπική εκτίμηση είναι ότι, μία ερευνητική εργασία που θα συνέκρινε τις βασικές μεθόδους -όπως αυτές διαμορφώνονται σήμερα- σε δεδομένα σήματα ΗΚΓ (ασθενών ίδιας πάθησης και ηλικίας), αποτελεί απαραίτητο βήμα για την εξέλιξη όλων των τεχνικών.

Δεδομένης της εξέλιξης που έχει η κάθε Μέθοδος, των προγραμμάτων λογισμικού που υπάρχουν, αλλά και τη εξέλιξη της τεχνολογίας τόσο των Ηλεκτρονικών Υπολογιστών, όσο και των οργάνων καταγραφής, ευελπιστούμε πως σύντομα θα υπάρξουν αξιόλογες ενιαίες μέθοδοι με αξιόπιστα αποτελέσματα.

7. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΔΙΚΤΥΟΓΡΑΦΙΑ

1. Δημουλά Υ., *Κυκλοφορικό Σύστημα, Μαθήματα Φυσιολογίας του Ανθρώπου*, ΤΕΙ Αθηνών, (Πρόσβαση: 06/04/2014):
www.teiath.gr/userfiles/akanellou/kardia%20kai%20aggeia%20YD.doc
2. Acar B., Yi G., Hnatkova K., and Malik M., *Spatial, temporal and wavefront direction characteristics of 12-lead T-wave morphology*, Med. Biol. Eng. Comput., 37, 1999, pp.: 574–584.
3. Afonso V.X., Tompkins W.J., Nguyen T.Q., Luo S., *ECG Beat detection using filter banks*, Trans Biomed. Eng., 46, 2, 1999, pp. 192-202.
4. Ahlstrom M.L. and Tompkins W.J., *Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, 1983, pp: 651-657.
5. Ardhapurkar S., Manthalkar R. and Gajre S., *ECG Denoising by Modeling Wavelet Sub-Band Coefficients using Kernel Density Estimation*, Journal of Information Processing Systems, Vol.8, No.4, 2012, pp. 669-684.
6. Bagheri F., Ghafarnia N., Bahrami F., *Electrocardiogram (ECG) Signal Modeling and Noise Reduction Using Hopfield Neural Networks*, ETASR -Engineering, Technology & Applied Science Research Vol. 3, No. 1, 2013, pp.: 345-348.
7. Bailey J. J., Berson A. S., Garson A., Horan L. G., Macfarlane P. W., Mortara D. W., and Zywiets C., *Recommendations for the standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and signal processing*, Circulation, 81, 1990, pp.: 730–739.
8. Chacko A., Ari S., *Denoising of ECG signals using Empirical Mode Decomposition based technique*, 2012 International Conference on Advances in Engineering, Science and Management (ICAESM), 30-31 March 2012, pp.: 6-9.
9. Chandrakar B., Yadav O.P., Chandra V.K., *A Survey of Noise Removal Techniques for ECG Signals*, International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering, Vol. 2, Issue 3, 2013, pp. 1354-1357.
10. Chouakri S.A., Berekci-Reguig F., Ahmaidi S., and Fokapu O., *ECG signal smoothing based on combining wavelet denoising levels*, Asian Journal of Information Technology, Vol. 5(6), 2006, pp.: 666-677.

11. Christov I.I., *Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold*, BioMedical Engineering OnLine, 3, 28, 2004, pp. 1-9 (Πρόσβαση: 14/05/2014):
<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-3-28.pdf>
12. Daskalov I.K., Dotsinsky I.A., Christov I.I.: "Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement and recording", IEEE Eng. in Med. and Biol., 17, 2, 1998, pp. 50-58.
13. Deo A., Singh DBV, Bandil M.K., Dr. Wadhwani A.K., *Denoising of ECG Signals with Adaptive Filtering Algorithms & Patch Based Method*, International Journal of Computer Networks and Wireless Communications, Vol.3, No3, 2013, pp. 300-305.
14. Donoho D.L., Johnstone I.M.. *Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage*, Biometrika, Vol.81, No.3, 1994, pp.: 425-455.
15. Donoho D.L., *De-noising by soft-thresholding*, IEEE Trans Inform Theory, Vol.14, No.3, 1995, pp.: 612-627.
16. Dotsinsky I.A., Stoyanov T.V., *Ventricular Beat Detection in single channel electrocardiograms*, Biomed Eng Online, 3, 3, 2004, pp. 1-9 (Πρόσβαση: 14/05/2014):
<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1475-925x-3-3.pdf>
17. Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T., *A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms*, IEEE Trans on Biomed Eng, 37, 1, 1990, pp. 85-98.
18. Gayal B.S., Shaikh F.I., *Denoising of ECG Signal using Indecimated Wavelet Transform*, International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, Vol. 3, Issue 1, 2014, pp. 6896-6901.
19. Goovaerts H.G., Ros H.H., Akker T.J., Schneider H., *A digital QRS detector based on the principle of contour limiting*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-23, 1976, p.: 154.
20. Gose E., Johnsonbaugh R., Jost S., *Pattern Recognition and Image Analysis*, Prentice Hall of India, 2005.
21. Graps A., *An Introduction to Wavelets*, Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 1995, pp.1-18.
22. Guyton A.C. and Hall J.E., *Textbook of Medical Physiology*, 11th Edition, Elsevier Saunders, 2006, a) Unit III, Chap. 9, pp.101-107. b) Unit III, Chap. 11, pp.123-130.

23. Hamilton P.S., and Tompkins W.J., *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules using the MIT/BIH Arrhythmia Database*, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-33, 12, 1986, pp.: 1157-1165.
24. Haykin S., *Neural networks a comprehensive foundation*, MacMaster University, Hamilton, 1994.
25. Huang N.E. et al., *The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis*, Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 454.1971, 1998, pp.: 903-995.
26. Jané R., Blasi A., García J., and Laguna P., *Evaluation of an automatic detector of waveform limits in Holter ECGs with the QT database*, Proc. Computers in Cardiology, IEEE Press, 1997, pp.: 295–298.
27. Johnston J.D., *Transform coding of audio signals using perceptual noise criteria*, IEEE Journal on Selected Areas in Communications, Vol.6, No.2, 1988, pp.: 314-323.
28. Joshi S.L., Vatti R.A., *ECG Signal Denoising Using Empirical Mode Decomposition*, Vol. III, Issue 3 (I), December 2013, pp.: 1-4.
29. Karagiannis A., and Constantinou P., *Noise-Assisted Data Processing With Empirical Mode Decomposition in Biomedical Signals*, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol.15, No.1, 2011, pp.: 11-18.
30. Köhler B-U., Hennig C., and Orglmeister R., *The principles of software QRS detection*, IEEE Eng. Med. Biol. Mag., 21, 2002, pp.: 42–57.
31. Laguna P., Jané R., and Caminal P., *Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database*, Comput. Biomed. Res. 27, 1994, pp.: 45–60.
32. Laguna P., Mark R.G., Goldberger A.L., and Moody G.B., *A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG*, Proc. Computers in Cardiology, IEEE Press, 1997, pp.: 673–676.
33. Laguna P., Thakor N. V., Caminal P., and R. Jané, *Low-pass differentiators for biological signals with known spectra: application to ECG signal processing*, IEEE Trans. Biomed. Eng., 37, 1990, pp.: 420–424.

34. Ledl T., *Kernel Density Estimation: Theory and Application in Discriminant Analysis*, Austrian journal of statistics, Vol.33, 2004, pp.: 267-279.
35. Mahmoodabadi S.Z., Ahmadian A., Abolhasani M.D., *ECG Feature Extraction using Daubechies Wavelets*, Proceedings of fifth IASTED International conference, Visualization, Imaging, Image Processing, 2005, pp.: 343-348.
36. Martínez J.P., Almeida R., Olmos S., Rocha A.P., and Laguna P., *A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases*, IEEE Trans. Biomed. Eng., 51, 2004, pp.: 570–581.
37. McManus C. D., Neubert D., and Cramer E., Characterization and elimination of AC noise in the electrocardiogram: a comparison of digital filtering methods, Comput. Biomed. Res., 26, 1993, pp.: 48–67.
38. Mishra U., Verma Mr.L., Denoising of ECG signal using thresholding techniques with comparison of different types of wavelet, International Journal of Electronics and Computer Science Engineering, Vol. 2, Issue 4, 2013, pp. 1143-1148.
39. Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J.M., *Wavelet Toolbox User's Guide*, Version 2, 2002.
40. Moody G., and Mark R., *How can we predict real-world performance of an arrhythmia detector*, Comput. Cardiol., 1983, pp.: 71-76.
41. Moraes J.C.T.B., Seixas M.O., Vilani F.N., Costa E.V., *A QRS complex detection algorithm using electrocardiogram leads*, Comp in Card, 29, 2002, pp.: 205-208.
42. Pan J, Tompkins W. J., *A real time QRS detection algorithm*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-32, 3, 1985, pp.: 230-236.
43. Pahlm O. and Sörnmo L., *Software QRS detection in ambulatory monitoring-A review*, Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, 1984, pp.: 289-297.
44. Poli R., Cagnoni S., Valli G., *Generic design of optimum linear and nonlinear QRS detection*, IEEE Trans on Biomed Eng, 42, 11, 1995, pp. 1137-1141.
45. Poornachandra S., *Wavelet-based denoising using subband dependent threshold for ECG signals*, Digital signal processing, vol.18, 2008, pp.: 49-55.
46. PhysioBank, The MIT-BIH noise stress test database:
<http://www.physionet.org/physiobank/database/nstddb/>

47. Ramchandran K.I., Soman K.P., *Insight into wavelets from theory to practice*, Prentice Hall Ltd, Second Edition, 2006.
48. Rangayyan R.M., *Biomedical Signal Analysis: A Case-study Approach*, Wiley Interscience, New York, 2001, pp.:14-28.
49. Reisner A.T., Clifford G. (Διαδικτυακά): <http://www.robots.ox.ac.uk/~gari/code.html>
50. Rioul O., Vetterli M., *Wavelets and Signal Processing*, IEEE Signal Processing Magazine, Vol. 8, Issue 4, 1991, pp. 14-38.
51. Rodrigues R. and Couto P., *A Neural Network Approach to ECG Denoising*, Computational Engineering, Finance, and Science, 2012.
52. Silverman B.W., *Density Estimation For Statistics And Data Analysis*, Monographs on Statistics and Applied Probability, London, Chapman and Hall, 1986, pp.: 1-22.
53. Sörnmo L., *Time-variable digital filtering of ECG baseline wander*, Med. Biol. Eng. Comput., 31, 1993, pp.: 503–508.
54. Sörnmo L., Laguna P., *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, Amsterdam: Elsevier (Academic Press), 2005.
55. Sörnmo L., Laguna P., *Electrocardiogram (ECG), Signal Processing*, Encyclopedia of Biomedical Engineering, Wiley, 2006, pp. 1-16.
56. Suman, Devi S., and Dutta M., *Optimized Noise Canceller for ECG Signals*, IJCA Special Issue on Intelligent Systems and Data Processing, 2011, pp.: 10-17.
57. The CSE Working Party, *Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography*, Eur. Heart J., 6, 1985, pp.: 815–825.
58. The MIT-BIH Arrhythmia Database (Online). Available at:
<http://physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
59. Van Alsté J. A., Van Eck W., and Herrman O. E., *ECG baseline wander reduction using linear phase filters*, Comput. Biomed. Res., 19, 1986, pp.: 417–427.
60. Van Bommel J.H., Zywiets C., and J. A. Kors, *Signal analysis for ECG interpretation*, Methods Inf. Med., 29, 1990, pp.: 317–329.
61. Willems J.L., Arnaud P., Van Bommel J.H., *et al.*, *Assessment of the performance of electrocardiographic computer program with the use of a reference data base*, Circulation, 71, 1985, pp.: 523–534.

62. Willems J.L., Arnaud P., Van Bommel J.H., Bourdillon P.J., Degani R., Denis B., Graham I., Harms F.M.A., Macfarlane P.W., Mazzocca G., Meyer J., and Zywietz C., *A reference data base for multi-lead electrocardiographic computer measurement programs*, J. Am. Coll. Cardiol., 10, 1987, pp.: 1313-1321.
63. Wu Y., Rangayyan M.R., and Ng S.-C., *Cancellation of Artifacts in ECG Signals Using a Normalized Adaptive Neural Filter*, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007, pp.: 2552-2555
64. Xue Q. and Reddy S., *Algorithms for computerized QT analysis*, J. Electrocardiol., 30, 1998, pp.: 181–186.
65. Zhang D., *Wavelet Approach for ECG Baseline Wander Correction and Noise Reduction*, Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005.