



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ και
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ και
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ**

Κατασκευή ιατρικού οργάνου μελέτης
του φαινομένου της άπνοιας με χρήση
επιταχυνσιομέτρου στη θωρακική και
κοιλιακή περιοχή για ανίχνευση του
καρδιοαναπνευστικού παλμού

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΚΟΡΟΜΠΙΛΗ ΓΕΩΡΓΙΑ

επιβλέπων καθηγητής Ε.Μ.Π.: Αβαριτσιώτης Ιωάννης

Αθήνα

Μάρτιος 2011



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ και
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ και
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ**

Κατασκευή ιατρικού οργάνου μελέτης
του φαινομένου της άπνοιας με χρήση
επιταχυνσιομέτρου στη θωρακική και
κοιλιακή περιοχή για ανίχνευση
του καρδιοαναπνευστικού παλμού

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΚΟΡΟΜΠΙΛΗ ΓΕΩΡΓΙΑ

επιβλέπων καθηγητής Ε.Μ.Π.: Αβαριτσιώτης Ιωάννης

Εγκρίθηκε από την τριμελή επιτροπή:

Αβαριτσιώτης Ι.

Καγιάφας Ε.

Λούμος Β.

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Καθηγητής Ε.Μ.Π..

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα
Μάρτιος 2011

.....

Κορομπίλη Γεωργία

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π

Copyright © Γεωργία Κορομπίλη, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ' ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως στόχο τη μελέτη της καρδιοαναπνευστικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του ύπνου. Απώτερος σκοπός της είναι η ανίχνευση των επεισοδίων της άπνοιας του ύπνου, ένα φαινόμενο που συναντάται συχνά στα προβλήματα αναπνευστικών διαταραχών του ύπνου και προσβάλλει αξιοσημείωτο ποσοστό του πληθυσμού.

Η βασική αρχή στην οποία στηρίχτηκε η παρούσα εργασία είναι οι διακυμάνσεις του καρδιακού ρυθμού και η μεταβολή της μορφής του αναπνευστικού σήματος που προκαλούνται από την παρουσία της ασθένειας της άπνοιας. Η καταγραφή των σημάτων της καρδιακής και αναπνευστικής λειτουργίας πραγματοποιήθηκε με χρήση δυο επιταχυνσιομέτρων υψηλής ευαισθησίας της σειράς *SiFlex* κατασκευασμένα από την εταιρία *Colibrys*. Οι δύο αισθητήρες τοποθετούνται στην θωρακική και άνω κοιλιακή χώρα και ανιχνεύουν τις κινήσεις του στέρνου κατά τη διάρκεια των καρδιακών και αναπνευστικών παλμών. Τα λαμβανόμενα σήματα αποτελούν υπέρθεση του *QRS* συμπλέγματος και του αναπνευστικού σήματος, ενώ περιλαμβάνουν ένα χαμηλό επίπεδο θορύβου καθώς και μη επιθυμητά ανιχνεύσιμα σήματα όπως αυτά που προέρχονται από τη δραστηριότητα των κοντινών μυών του σώματος.

Μετά την αποθήκευση των λαμβανόμενων σημάτων, ακολουθεί επεξεργασία αυτών με χρήση ενός αλγορίθμου που βασίζεται στο μετασχηματισμό κυματιδίων (*Wavelet Transform*) και με βάση τις συναρτήσεις κυματιδίων της οικογένειας *Daubechies* 8. Σκοπός της διαδικασίας επεξεργασίας είναι η εξαγωγή του *QRS* συμπλέγματος και της κυματομορφής της αναπνοής. Η επεξεργασία των σημάτων καταλήγει έτσι στην εξαγωγή δυο βασικών διαγραμμάτων, που αφορούν στην διακύμανση του ρυθμού καρδιακών σφύξεων και τη μορφή του αναπνευστικού σήματος.

Η διάγνωση της ασθένειας επιβάλλει την ταυτόχρονη μελέτη των δυο εξαγόμενων διαγραμμάτων και διαφέρει ανάλογα με το είδος της άπνοιας, την ηλικία και την κατάσταση της υγείας του ασθενούς. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκαν ορισμένα από τα είδη των αναπνευστικών δυσλειτουργιών του ύπνου, με προσομοίωση αυτών μέσω εκούσιας διακοπής της αναπνευστικής λειτουργίας ή επίτευξη ταχύτερων και βαθύτερων εισπνοών από το εξεταζόμενο άτομο.

Η σοβαρότητα των συνεπειών και τα επίπεδα θνησιμότητας που παρουσιάζει η ασθένεια, ιδιαίτερα σε πρόωρα βρέφη, καθώς επίσης το υψηλό κόστος και η δυσχρηστία της

σύγχρονης διαγνωστικής μεθόδου, της πολυπνογραφίας, καθιστούν αναγκαία την αναζήτηση νέων εναλλακτικών διαγνωστικών εργαλείων όπως αυτό που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ:

άπνοια του ύπνου, καρδιοαναπνευστικός παλμός, σύμπλεγμα *QRS*, επιταχυνσιόμετρο *SiFlex*, μετασχηματισμός κυματιδίων (*wavelet transform*), ανίχνευση *QRS* συμπλέγματος

ABSTRACT

The present thesis aims at the real-time study of cardiopulmonary activity during sleep. Its ultimate purpose is the detection of sleep apnoea incidents, the most common respiratory disorder incidents that affect a noticeable percentage of the population.

The approach is based on the variation of the cardiac rhythm as well as the change of the respiration signal pattern, that can be produced by the presence of sleep apnoea disease. The recording of the cardiac and respiration signals are performed with the use of two accelerometers of high sensitivity of the SiFlex series produced by Colibrys corporation. The two sensors are placed on the chest and stomach region and detect the abdominal movements during cardiac and respiration pulses. The sensed signals are a superposition of QRS complex and respiration signal, while contain also a certain level of noise or unexpected detected signals such as the movement of muscles in close proximity.

Thus, after their storage with the use of LabVIEW software, the recorded signals are processed with an algorithm based on wavelet transform of Daubechies 8 wavelet family, aiming both at noise reduction and detection of QRS complex and respiration pattern. The performed signal processing results in two basic diagrams of cardiac rhythm and respiration pattern.

The diagnosis of the disease implies the simultaneous study of both extracted graphs and is based on the type of sleep apnoea incidents, the age and health condition of the patient. In the present study certain types of sleep respiration disorders are simulated with willing breathing pauses and fast breathing of the examined person.

The severity and mortality of the disease of sleep apnoea especially in premature infancy as well as the high cost and disuse of the current diagnostic method, the polysomnography, imply the need for research in the field of alternative diagnostic tools as the one produced in the present work.

KEY WORDS

sleep apnoea, cardiopulmonary pulses, QRS complex, accelerometer SiFlex, Wavelet transform, QRS detection

Ευχαριστώ πολύ τον Καθηγητή της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών Ιωάννη Αβαριτσιώτη, για την ανάθεση της παρούσας διπλωματικής, την υπομονή που επέδειξε και την υποστήριξή του κατά τη διάρκεια διεξαγωγής της.

Ευχαριστώ επίσης τον διδάκτορα Ιωάννη Θανασόπουλο για την πολύτιμη βοήθειά του σε όλα τα τμήματα της διπλωματικής και την άριστη συνεργασία που είχαμε.

Τέλος, να ευχαριστήσω τους φίλους και συναδέλφους Κάτσικα Αγγελική και Κωνσταντίνου Γιώργο, για τη συμμετοχή τους στη διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας και τη λήψη μετρήσεων.

Περιεχόμενα

Κατάλογος σχημάτων	17
1 Εισαγωγή	21
2 Το φαινόμενο της άπνοιας του ύπνου	23
2.1 Ο ορισμός και τα είδη της άπνοιας του ύπνου	23
2.1.1 Αποφραχτική άπνοια ύπνου (Σύνδρομο υποπνοιών)	24
2.1.2 Σύνδρομο κεντρικής άπνοιας ύπνου με εμφάνιση της <i>Cheyne – Stokes</i> αναπνοής	25
2.1.3 Σύνδρομο κεντρικής άπνοιας ύπνου	26
2.1.4 Σύνδρομο αναπνευστικής δυσλειτουργίας λόγω παχυσαρκίας	26
2.2 Ευπαθείς ομάδες πληθυσμού	27
2.3 Η σύνδεση της άπνοιας με τον καρδιακό και αναπνευστικό παλμό	29
2.3.1 Η φυσιολογική μορφή του καρδιακού σήματος	31
2.3.2 Μεταβολή της μορφής του καρδιακού παλμού λόγω παρουσίας άπνοιας	33
2.3.3 Η μεταβολή του αναπνευστικού παλμού	34
2.3.3.1 Ο φυσιολογικός αναπνευστικός παλμός	35
2.3.3.2 Η <i>Cheyne – Stokes</i> μορφή σήματος αναπνοής	37
2.3.3.3 Σήμα περιοδικής αναπνοής	37
2.3.3.4 <i>Kussmaul</i> αναπνοή	37
3 Περιγραφή του συστήματος ανίχνευσης επεισοδίων άπνοιας	39
3.1 Συστήματα διάγνωσης επεισοδίων άπνοιας	39
3.2 Η γενική μορφή του συστήματος που χρησιμοποιήσαμε	41
3.3 Το επιταχυνσιόμετρο <i>SiFlex</i>	45
4 Το κύκλωμα λειτουργίας του αισθητήρα	49
4.1 Η σχεδίαση του κυκλώματος	49

4.1.1	Εσωτερική διάρθρωση του αισθητήρα	49
4.1.2	Το κύκλωμα	51
4.2	Χρήση του προγράμματος <i>Altium</i>	53
4.3	Η κατασκευή της πλακέτας	55
5	Το τμήμα της ανάδρασης με χρήση του προγράμματος <i>LabVIEW</i>	57
5.1	Πού οφείλεται η παρουσία της σταθερής συνιστώσας	57
5.2	Γιατί είναι απαραίτητη η ελαχιστοποίηση της <i>dc</i> συνιστώσας του σήματος λήψης	58
5.3	Δυνατότητα μείωσης της <i>dc</i> συνιστώσας σύμφωνα με τις προδιαγραφές του αισθητήρα	59
5.4	Υλοποίηση του υποκυκλώματος ανάδρασης μέσω <i>LabVIEW</i>	60
5.4.1	<i>LabVIEW</i>	60
5.4.2	Υπολογισμός των απαιτούμενων τιμών ανάδρασης	62
5.4.3	Η αναγκαιότητα χρήσης του υποκυκλώματος ακόλουθου τάσης	64
5.5	Λήψη και αποθήκευση των σημάτων	66
6	Επεξεργασία σημάτων καρδιακού και αναπνευστικού παλμου	69
6.1	Εισαγωγή	69
6.2	Βασική αρχή του μετασχηματισμού κυματιδίων (<i>Wavelet transform</i>) και διαφοροποίηση από τις κλασσικές μεθόδους	70
6.2.1	Μη στατικά σήματα (<i>non – stationary signals</i>)	71
6.2.2	Μαθηματική έκφραση μετασχηματισμού <i>Wavelet</i> και αλγόριθμος ανάλυσης και σύνθεσης σήματος	72
6.2.3	Αλγόριθμος διακριτού μετασχηματισμού <i>Wavelet</i>	74
6.2.4	Οικογένειες των συναρτήσεων βάσης του μετασχηματισμού <i>Wavelet</i> – Η οικογένεια <i>Daubechies</i>	75
6.3	Η επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων	79
6.4	Ανάλυση καρδιακού σήματος	83
6.4.1	Ανίχνευση <i>R</i> κυματιδίων καρδιακού παλμού	85
6.4.2	Ανίχνευση <i>QS</i> κυματιδίων καρδιακού παλμού	86
6.4.3	Ανίχνευση <i>QRS</i> συμπλέγματος καρδιακού παλμού	88
6.4.4	Υπολογισμός συχνότητας καρδιακών σφύξεων	89
6.5	Ανάλυση αναπνευστικού σήματος	90
6.5.1	Ανίχνευση του αναπνευστικού σήματος	91

6.5.2	Κατηγοριοποίηση των τύπων του σήματος αναπνοής	91
7	Δυνατότητα εξαγωγής ιατρικών συμπερασμάτων	93
7.1	Γενικά	93
7.1.1	Επεισοδία άπνοιας	94
7.1.2	Επεισοδία ταχύπνοιας	95
7.2	Εσφαλμένες διαγνώσεις	96
8	Βελτιώσεις-προεκτάσεις	97
	<i>Appendix</i>	101
	Βιβλιογραφία	109

Κατάλογος Σχημάτων

2.1	Φραγή των ανώτερων οδών αέρα (<i>Upper airway resistance syndrome</i>)	25
2.2	Κατανομή αποφρακτικής άπνοιας σε φύλο και ηλικία βάσει των αντίστοιχων κατανομών του πληθυσμού του δείγματος	27
2.3	Γενικευμένη κατανομή αποφρακτικής άπνοιας σε φύλο και ηλικία	28
2.4	Παράγοντες που συνδέονται με την εμφάνιση της άπνοιας	30
2.5	Φυσιολογικός καρδιακός παλμός	31
2.6	Κυματομορφές καρδιακής λειτουργίας	33
2.7	Μεταβολή τη χρονικής διάρκειας του καρδιακού κύκλου και του διαστήματος <i>PR</i> σε περίπτωση εμφάνισης σοβαρού επεισοδίου άπνοιας	35
2.8	Φυσιολογική μορφή αναπνευστικού παλμού	36
2.9	Η <i>Cheyne – Stokes</i> μορφή σήματος αναπνοής	37
2.10	Η <i>Kussmaul</i> μορφή σήματος αναπνοής	38
3.1	Πολυπνογραφία	40
3.2	Σχηματικό διάγραμμα του υπο ανάπτυξη συτήματος	41
3.3	Η διάταξη προσαρμογής του αισθητήρα στο σώμα	42
3.4	Η διάταξη προσαρμογής του αισθητήρα στο σώμα	42
3.5	Σχηματικό διάγραμμα του αισθητήρα και της διάταξης προσαρμογής στο σώμα	43
3.6	Απλοποιημένο διάγραμμα της αρχής λειτουργίας ενός χωρητικού επιταχυνσιομέτρου	45
3.7	Απόκριση πλάτους του σήματος εξόδου του αισθητήρα ως συνάρτηση της συχνότητας	47
3.8	Πυκνότητα θορύβου της εξόδου του αισθητήρα ως συνάρτηση της συχνότητας	47
4.1	Εσωτερική διάρθρωση αισθητήρα <i>SiFlex</i>	50
4.2	Σχεδιαστικό διάγραμμα κυκλώματος	51
4.3	<i>Top layer pcb</i>	53

4.4	<i>Bottom layer pcb</i>	54
4.5	Μάσκα πάνω επιπέδου	54
4.6	Μάσκα κάτω επιπέδου	55
4.7	Η πλακέτα συγκρινόμενη με μία από τις μπαταρίες που χρησιμοποιήθηκαν για την τροφοδοσία	55
4.8	Η πλακέτα συγκρινόμενη με μία από τις μπαταρίες που χρησιμοποιήθηκαν για την τροφοδοσία	56
5.1	Επίδραση της βαρύτητας	58
5.2	<i>front panel LabVIEW</i>	61
5.3	<i>Data acquisition USB 6009</i> που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη δεδομένων	61
5.4	Τιμές που εγγράφονται στο θετικό κανάλι	63
5.5	Τιμές που εγγράφονται στο αρνητικό κανάλι	64
5.6	Επιδιόρθωση <i>dc</i> συνιστώσας στο σήμα εξόδου	65
5.7	<i>block diagram LabVIEW</i>	67
6.1	Παράθυρα στους μετασχηματισμούς <i>Fourier STFT</i> και <i>Wavelet</i>	71
6.2	<i>Wavelet decomposition</i> ενός σταδίου και <i>signal reconstruction</i>	75
6.3	<i>Wavelet decomposition</i> πολλών σταδίων και <i>signal reconstruction</i>	75
6.4	<i>Approximation and details coefficients of a multilevel signal decomposition</i>	76
6.5	<i>Daubechies 4 wavelet</i>	77
6.6	<i>Daubechies 6 wavelet</i>	77
6.7	<i>Daubechies 8 wavelet</i>	78
6.8	Σύμπλεγμα <i>QRS</i>	78
6.9	Διαγραμμα επεξεργασίας των σημάτων	79
6.10	Λαμβανόμενα σήματα από τους δύο αισθητήρες χωρίς επεξεργασία	80
6.11	Προεπεξεργασία των σημάτων	81
6.12	<i>Wavelet decomposition</i> σήματος στέρνου (Α μέρος)	82
6.13	<i>Wavelet decomposition</i> σήματος στέρνου (Β μέρος)	83
6.14	<i>Wavelet decomposition</i> σήματος περιοχής στομάχου (Α μέρος)	84
6.15	<i>Wavelet decomposition</i> σήματος περιοχής στομάχου (Β μέρος)	84
6.16	Ανίχνευση <i>R</i> κυματιδίων	85
6.17	<i>Thresholding</i> για ανίχνευση <i>R</i> κυματιδίων στα στάδια 7, 6 και 5 του μετασχηματισμού	86
6.18	Εύκολα ανιχνεύσιμοι πλαμοί σταδίου 7 του μετασχηματισμού	86
6.19	Απώλεια πληροφορίας από το στάδιο 7 του μετασχηματισμού	86
6.20	Ανίχνευση <i>R</i> κυματιδίων	87

6.21	<i>Thresholding</i> για ανίχνευση <i>QS</i> κυματιδίων στα στάδια 8 και 7 του μετασχηματισμού	87
6.22	Ανίχνευση <i>QS</i> κυματιδίων	88
6.23	Αλγόριθμος ανίχνευσης <i>QRS</i> κυματιδίων	89
6.24	Ανίχνευση <i>QRS</i> κυματιδίων	89
6.25	Συχνότητα καρδιακής λειτουργίας σε πλήθος σφύξεων ανά δευτερόλεπτο	90
6.26	Ανίχνευση φυσιολογικού αναπνευστικού σήματος	91
6.27	Αναπνευστικό σήμα κατά την εκούσια πάυση της αναπνευστικής διαδικασίας- προσομοίωση άπνοιας	92
6.28	Αναπνευστικό σήμα με εκούσιες βαθύτερες και ταχύτερες εισπνοές- προσομοίωση ταχύπνοιας	92
7.1	Κυματομορφές βάσει των οποίων πραγματοποιείται η διάγνωση	94
7.2	Προσομοίωση επεισοδίου άπνοιας	95
7.3	Προσομοίωση επεισοδίου ταχύπνοιας	95

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Τα αναπνευστικά προβλήματα που εμφανίζονται κατά τη διάρκεια του ύπνου αν και γίνονται δύσκολα αντιληπτά από τα άτομα που υποφέρουν μπορούν να αντιπροσωπεύουν διάφορες παθολογίες. Η άπνοια, μια κατάσταση που χαρακτηρίζεται από επαναλαμβανόμενα και παρατεταμένα επεισόδια διακοπής της αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου, είναι φαινόμενο συχνό τόσο σε άντρες όσο και στις γυναίκες με σοβαρές συνέπειες ενώ μπορεί να κάνει την εμφάνισή του και σε βρέφη. Η σοβαρότητα των συνεπειών της είναι υψηλή ενώ στην περίπτωση της βρεφικής ηλικίας μπορεί να απειλήσει και τη ζωή. Η επικινδυνότητα και σοβαρότητα των συνεπειών της άπνοιας αλλά κυρίως η δυσκολία διάγνωσης της ασθένειας καθιστά ολοένα και πιο επιτακτική την έρευνα στον τομέα αυτό.

Σήμερα η διαδικασία διάγνωσης του συνδρόμου της άπνοιας του ύπνου πραγματοποιείται κατά κύριο λόγο σε ειδικά εργαστήρια – κέντρα μελέτης και αντιμετώπισης διαταραχών του ύπνου και βασίζεται στην πολυπνογραφία. Η μελέτη αυτή έχει ως βασική απαίτηση την κατά το δυνατό μίμηση των συνθηκών ύπνου του ασθενούς στο ιατρείο. Κατά τη διάρκεια του ύπνου πραγματοποιείται συνεχής καταγραφή παραμέτρων όπως η ηλεκτρική δραστηριότητα στον εγκέφαλο και στους μύες (ηλεκτροεγκεφαλογραφημα, ηλεκτρομυογραφημα και ηλεκτροκαρδιογραφημα αντιστοιχως), η ροή του αέρα στο στόμα και στη μύτη του ασθενούς καθώς και οι κινήσεις στο θώρακα, στην κοιλιά και στα πόδια του. Η παραπάνω διαδικασία παραμένει ιδιαίτερος δαπανηρή και άβολη για τους ασθενείς. Προς αυτή την κατεύθυνση επιχειρείται τα τελευταία χρόνια η προσπάθεια για εύρεση νέων εναλλακτικών τρόπων διάγνωσης της παρουσίας του συνδρόμου. Σε αυτό το πλαίσιο κατασκευάστηκε και παρουσιάζεται στην ακόλουθη εργασία μια συσκευή καταγραφής του καρδιακού και αναπνευστικού παλμού που δεν επιβάλλει την παραμονή του ασθενούς σε ιατρικό χώρο.

Ο καρδιακός και ο αναπνευστικός παλμος επηρεάζονται από την παρουσία των φαινομένων

ων της άπνοιας. Η παράλληλη μελέτη των δύο σημάτων μπορεί να οδηγήσει σε σαφή ιατρικά συμπεράσματα για την πάθηση ή μη του ασθενούς. Στις συνήθεις μελέτες του καρδιακού παλμού αυτός λαμβάνεται από ηλεκτροκαρδιογράφημα. Η συσκευή λήψης της καρδιακής δραστηριότητας που παρουσιάζεται ακολούθως βασίζεται στην καταγραφή των κινήσεων της θωρακικής περιοχής. Το σήμα λαμβάνεται με χρήση επιταχυνσιόμετρου και στην πράξη αποτελεί υπέρθεση του καρδιακού και του αναπνευστικού παλμού. Η πληροφορία που λαμβάνεται από το σήμα αυτό συνδυάζεται με την πληροφορία από αντίστοιχο σήμα που λαμβάνεται από την ανώτερη κοιλιακή χώρα, όπου το σήμα της καρδιάς είναι λιγότερο ενισχυμένο ενώ αντίθετα παρουσιάζεται καθαρότερα ο αναπνευστικός παλμός. Τα δύο σήματα μετά το συνδυασμό της παρεχόμενης πληροφορίας υφίστανται κατάλληλη επεξεργασία με στόχο τη μερική αυτοματοποίηση της διαδικασίας της ιατρικής διάγνωσης. Ένας αλγόριθμος που έχει ως στόχο την ανίχνευση των χρονικών στιγμών των καρδιακών συστολών και διαστολών χρησιμοποιείται εξάγωντας σήμα πληροφορίας της αυξομείωσης της καρδιακής συχνότητας σφυγμών. Ο υπεύθυνος ιατρός μπορεί εύκολα να συνδυάσει την πληροφορία αυτή με τις αναγνωρίσιμες μη φυσιολογικές μορφές του αναπνευστικού σήματος για ταχύτερο και ευκολότερο εντοπισμό των χρονικών στιγμών εμφάνισης επεισοδίων άπνοιας.

Η παρούσα εφαρμογή δοκιμάζει ένα σχετικά νέο στο χώρο των ιατρικών οργάνων εναλλακτικό τρόπο καταγραφής και ανίχνευσης της καρδιακής δραστηριότητας. Αρχικός στόχος είναι η βελτίωση των συνθηκών διάγνωσης της πάθησης που παραμένουν ακόμη και σήμερα μη βολικές προς τους ασθενείς. Ιδιαίτερα στη σοβαρή περίπτωση των βρεφών η κατασκευή μικρών συσκευών διάγνωσης αποτελεί σκοπό ύψιστης σημασίας. Στόχος όμως της παρούσας εργασίας είναι και η αυτοματοποίηση ενός μικρού πρώτου σταδίου διάγνωσης. Προφανώς το στάδιο αυτό δεν μπορεί να αντικαταστήσει τη συμβολή του γιατρού στη διαδικασία, μάλιστα στην περίπτωση ενός φαινομένου με ανακριβή προς το παρόν αίτια εμφάνισης, όπως η άπνοια. Η αυτοματοποίηση αυτή δίνει έναυσμα για περαιτέρω μελέτη, με στόχο είτε την κατασκευή οργάνων διάγνωσης φιλικών ακόμη και προς τον χρήστη - ιατρό είτε αυτόματης ένδειξης στον ασθενή και το περιβάλλον του της εμφάνισης των επικίνδυνων σε ορισμένες περιπτώσεις επεισοδίων άπνοιας.

Κεφάλαιο 2

Το φαινόμενο της άπνοιας του ύπνου

2.1 Ο ορισμός και τα είδη της άπνοιας του ύπνου

Η άπνοια του ύπνου είναι μια αναπνευστική διαταραχή του ύπνου που χαρακτηρίζεται από τη μη φυσιολογική πλήρη διακοπή της αναπνευστικής διαδικασίας είτε από μείωση σε ένταση και χρονική διάρκεια των αναπνοών. Τα επεισόδια της αναπνευστικής δυσλειτουργίας πρέπει να διαρκούν περισσότερο από 10sec προκειμένου να εντάσσονται στην παθολογική κατάσταση της άπνοιας. Ένας ασθενής που υποφέρει από οποιαδήποτε μορφή άπνοιας, όπως αυτές αναλύονται ακολούθως, υφίσταται απνοιακά επεισόδια με συχνότητα μεγαλύτερη των 5 ανά ώρα κατά τη διάρκεια του ύπνου. Βάσει της συχνότητας αυτής και με δεδομένο ότι κατά το μεγαλύτερο ποσοστό των επεισοδίων αυτών καταλήγουν στην αφύπνιση του ατόμου, άμεση συνέπεια της άπνοιας είναι ο μη αναζωογονητικός ύπνος και η υπνηλία κατά τη διάρκεια της μέρας. Ωστόσο η άπνοια μπορεί να προκαλέσει σοβαρότερα προβλήματα στην υγεία του ανθρώπου με κυριώτερα αυτά ορισμένων καρδιαγγειακών παθήσεων που προέρχονται κατά κύριο λόγο από την υποοξυγόνωση του αίματος. Σε μικρο ποσοστό των περιπτώσεων ευθύνεται για τον ξαφνικό θάνατο κατά τον ύπνο, με τα ποσοστά θνησιμότητας να αυξάνονται στις περιπτώσεις των βρεφών.

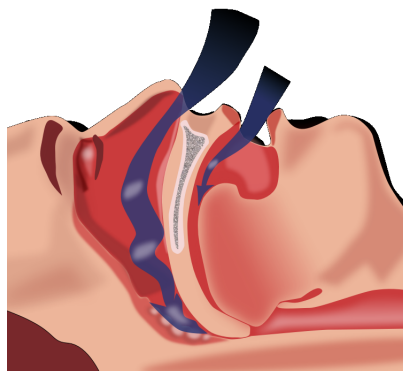
Μία ειδική κατηγορία άπνοιας εμφανίζεται στα νεογέννητα βρέφη και ιδιαίτερα στα πρόωρα. Η αιτία εμφάνισης αναπνευστικής δυσλειτουργίας στα μωρά δεν είναι το μη φυσιολογικά αναπτυγμένο αναπνευστικό σύστημα, αλλά η ίδια η φύση της αναπνοής στον άνθρωπο. Η αναπνευστική λειτουργία είναι μια διαδικασία ελέγξιμη από το αντίστοιχο κέντρο του εγκεφάλου, σε αντίθεση παραδείγματος χάριν με την καρδιακή λειτουργία που εκτελείται αυτόματα. Η διαδικασία αυτή 'μαθαίνεται' από τον άνθρωπο στο στάδιο

των πρώτων ημερών της ζωής του όπως ακριβώς ένα βρέφος μαθαίνει να ελέγχει τις κινήσεις και το σώμα του. Η διαδικασία της εκμάθησης αυτής απαιτεί το πλήρως αναπτυγμένο αντανακλαστικό σύστημα. Τα αντανακλαστικά των πρόωρων βρεφών δεν είναι επαρκώς αναπτυγμένα με αποτέλεσμα τη διακοπή του σήματος που αποστέλεται από τον εγκέφαλο για την έναρξη της αναπνευστικής λειτουργίας. Η εμφάνιση υψηλού ποσοστού θνησιμότητας στην ηλικία αυτή σχετίζεται με τη μη σωστή απόκριση του εγκεφάλου στην υποοξυγόνωση εφόσον ο βρεφικός εγκέφαλος δεν έχει 'μαθει' ακόμη σωστά να αποκρίνεται με αύξηση της αναπνευστικής προσπάθειας στις περιπτώσεις αυτές.

Οι διαταραχές της διαδικασίας της αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου διακρίνονται σε τέσσερις κατηγορίες που αναπτύσσονται ακολούθως. Το κριτήριο διαχωρισμού των περιπτώσεων της άπνοιας είναι η αιτία απουσίας ή μείωσης της αναπνευστικής λειτουργίας και πιο συγκεκριμένα το τμήμα του σώματος που αντιμετωπίζει πρόβλημα λειτουργίας αφού τα εγγενή αίτια της άπνοιας δεν είναι εντελώς γνωστά.

2.1.1 Αποφρακτική άπνοια ύπνου (Σύνδρομο υποπνοιών)

Η κατηγορία αυτή σύμφωνα με την υπάρχουσα βιβλιογραφία περιλαμβάνει τόσο το σύνδρομο κλασσικής αποφρακτικής άπνοιας (*Obstructive sleep apnea syndrome – OSA*) όσο και το σύνδρομο αντίστασης της ανώτερης διόδου αέρα (*Upper airway resistance syndrome – UARS*) και συνδέεται με την εμφάνιση ανεκπλήρωτων προσπαθειών αναπνοής, γνωστές στη βιβλιογραφία ως *respiratory effort-related arousals (RERAs)*. Ο ακριβής ορισμός του συνδρόμου αποφρακτικής άπνοιας ύπνου περιλαμβάνει τα επαναλαμβανόμενα επεισόδια κατά τη διάρκεια του ύπνου κατά τα οποία συμβαίνει μερική ή πλήρης κατάρρευση της ανώτερης οδού αέρα. Η φραγή του ανώτερου αεραγωγού υπογραμμίζεται από μείωση ή ολοκληρωτική διακοπή της ροής του αέρα παρά τις συνεχείς προσπάθειες των μυών του σώματος για πραγματοποίηση της αναπνευστικής διαδικασίας. Εξαιτίας της απώλειας επαρκούς επιπέδου αέρα στα κυψέλες των πνευμόνων, το επίπεδο οξυγόνου στα κύτταρα πέφτει ενώ η μερική πίεση του διοξειδίου του άνθρακα ενδέχεται να αυξηθεί για μικρή χρονικά περίοδο. Τα επεισόδια συνοδεύονται συνήθως από ανήσυχο ύπνο και αφύπνιση. Η κατηγορία αυτή των αναπνευστικών διαταραχών του ύπνου διακρίνεται από τα άλλα είδη άπνοιας από την χαρακτηριστική διαφορά που αφορά στην αποστολή της εντολής από το αντίστοιχο κέντρο του εγκεφάλου. Το σήμα αποστέλλεται κανονικά από τον εγκέφαλο η διαδικασία όμως της αναπνοής δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί παρά την αντίστοιχη προσπάθεια των υπεύθυνων μυών. Βασικά συμπτώματα του συνδρόμου αποφρακτικής άπνοιας είναι ο μη αναζωογονητικός ύπνος, η υπνηλία και κούραση κατά τη διάρκεια της ημέρας, η έλλειψη δυνατότητας συγκέντρωσης. Εκτός των έμμεσων συνεπειών παρουσίας του συνδρόμου, όπως η σύνδεση αυτού με αυξημένα επίπεδα τρο-



Σχήμα 2.1: Φραγή των ανώτερων οδών αέρα (*Upper airway resistance syndrome*)

χαίων ατυχημάτων, η αποφρακτική άπνοια του ύπνου συνδέεται και με καρδιαγγειακές παθήσεις όπως η αθηροσκλήρωση, που κάνουν την εμφάνισή τους αρκετά άμεσα ενώ μπορεί να οδηγήσει και στην απώλεια της ζωής εμφανίζοντας επίπεδα θνησιμότητας μειούμενα με την αύξηση της ηλικίας.

Η συχνότητα εμφάνισης των επεισοδίων πρέπει να υπερβαίνει τα 5 ανά ώρα προκειμένου να χαρακτηριστούν ως επεισόδια αποφρακτικής άπνοιας ενώ η διάρκεια διακοπής της αναπνευστικής διαδικασίας πρέπει να διαρκεί τουλάχιστον 10 δευτερόλεπτα.

2.1.2 Σύνδρομο κεντρικής άπνοιας ύπνου με εμφάνιση της *Cheyne – Stokes* αναπνοής

Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει όλα τα χαρακτηριστικά της κεντρικής άπνοιας ύπνου συνδυασμένη με την παρουσία των ειδικών χαρακτηριστικών της *Cheyne – Stokes* αναπνοής. Ως κεντρική άπνοια χαρακτηρίζεται η παύση της αναπνευστικής διαδικασίας για περισσότερα από 10 δευτερόλεπτα λόγω δυσλειτουργίας του τμήματος εκείνου του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνο για την αναπνοή. Το κέντρο ελέγχου της αναπνοής στον ανθρώπινο εγκέφαλο λειτουργεί ασταθώς κατά τη διάρκεια του ύπνου στην περίπτωση της κεντρικής άπνοιας, με αποτέλεσμα να αποστέλονται σήματα για εκκίνηση της αναπνευστικής διαδικασίας στους υπεύθυνους μύες του σώματος είτε σε αραιά είτε σε ιδιαίτερα συχνά χρονικά διαστήματα. Ενδεχομένως, ο νευρολογικός μηχανισμός ανάδρασης που καταγράφει τα επίπεδα διοξειδίου του άνθρακα στο αίμα να μην αντιδρά προκειμένου να διατηρηθεί ο αναπνευστικός ρυθμός στα απαραίτητα επίπεδα και το σύστημα καταλήγει να παλλινδρομεί μεταξύ διακοπής της αναπνοής (απώλειας ενός τουλάχιστον κύκλου αναπνοής) και υπέρπνοιας. Η συγκεκριμένη μορφή του αναπνευστικού παλμού που αναλύεται εκτενέστερα στην παρακάτω ενότητα ονομάζεται *Cheyne – Stokes* αναπ-

νοή από τους γιατρούς που προέβησαν στην παρατήρηση αυτού και τη σύνδεσή του με το φαινόμενο της κεντρικής άπνοιας. Ιδιαίτερο χαρακτηριστικό που διακρίνει την κεντρική υπνική άπνοια από την αποφρακτική είναι η απουσία της προσπάθειας των μυών για πραγματοποίηση της αναπνευστικής λειτουργίας. Πράγματι απουσιάζει εξ ολοκλήρου η κίνηση του στήθους που χαρακτηρίζει την προσπάθεια του σώματος για πρόσληψη του εισερχόμενου κατά την εισπνοή αέρα.

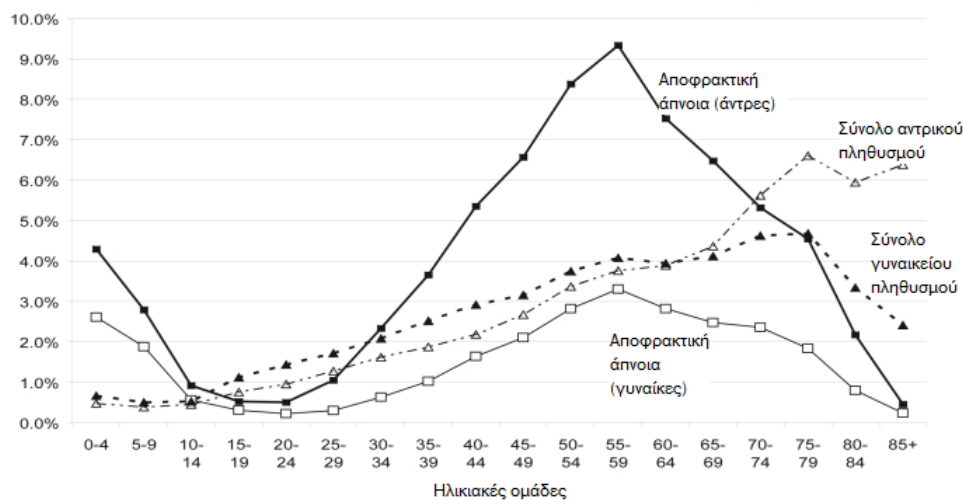
Στις περιπτώσεις παρατεταμένης διακοπής της αναπνοής κατά τη διάρκεια των επεισοδίων της κεντρικής άπνοιας, οι άμεσες συνέπειες της υποοξυγόνωσης του αίματος και υπερχαπνίας (αύξησης του επιπέδου διοξειδίου του άνθρακα) μπορούν να οδηγήσουν σε φαινόμενα εγκεφαλικών βλαβών ακόμη και θάνατο. Ωστόσο τα επίπεδα θνησιμότητας που παρουσιάζει η ασθένεια είναι αρκετά χαμηλά και εξαρτώνται από τη σοβαρότητα του φαινομένου και τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της υγείας του ασθενούς. Ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες που επηρεάζουν την εμφάνιση και πορεία της ασθένειας είναι η χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια, αποτελώντας όχι μόνο ενδεικτικό στοιχείο της σοβαρότητας του συνδρόμου αλλά και παράγοντα επιδείνωσης των αποτελεσμάτων του όσον αφορά στη νοσηρότητα και τη θνησιμότητα που παρουσιάζει. Παρόλα αυτά συνήθως, το σύνδρομο κεντρικής άπνοιας εμφανίζεται ως χρόνια κατάσταση και έχει λιγότερο σοβαρές επιπτώσεις στην υγεία του ασθενούς. Στις περιπτώσεις φυσιολογικής λειτουργίας του νευρικού συστήματος και απουσία επιπρόσθετων καρδιακών νοσημάτων, ο σφυγμός της καρδιάς θα αυξηθεί με την εμφάνιση των επεισοδίων αυτών ενώ είναι αρκετά πιθανό κάποια μέρη του σώματος να εμφανίσουν σημάδια κυάνωσης λόγω της αύξησης του επιπέδου του διοξειδίου του άνθρακα στο αίμα.

2.1.3 Σύνδρομο κεντρικής άπνοιας ύπνου

Σε σπάνιες περιπτώσεις το σύνδρομο κεντρικής άπνοιας εμφανίζεται χωρίς τη συνοδεία του *Cheyne – Stokes* αναπνευστικού παλμού. Αυτή τη μορφή άπνοιας μπορεί να εμφανίσουν ασθενείς με σοβαρές λοιμώδεις, ογκοματώδεις ή φλεγμονώδεις ασθένειες.

2.1.4 Σύνδρομο αναπνευστικής δυσλειτουργίας λόγω παχυσαρκίας

Το σύνδρομο αυτό γνωστό στη διεθνή βιβλιογραφία ως *Obesity Hypoventilation syndrome* αποτελεί ειδική κατηγορία των αναπνευστικών δυσλειτουργιών που μπορούν να εμφανιστούν κατά τη διάρκεια του ύπνου και αφορά είτε σε μειωμένη πρόσληψη οξυγόνου κατά την αναπνοή είτε σε πλήρη διακοπή αυτής (άπνοια). Αποτελεί κατάσταση στην οποία εμφανίζονται ταυτόχρονα παχυσαρκία και δυσλειτουργία του αναπνευστικού



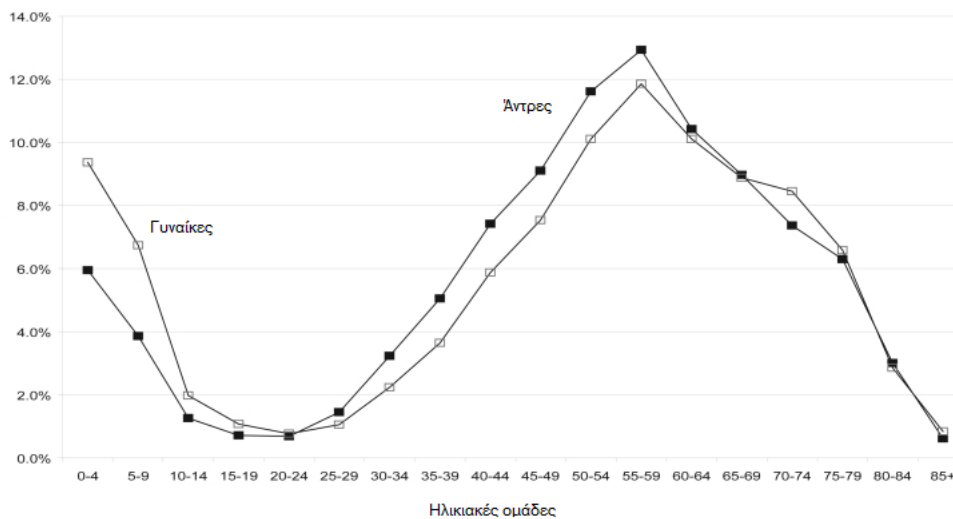
Σχήμα 2.2: Κατανομή αποφρακτικής άπνοιας σε φύλο και ηλικία βάσει των αντίστοιχων κατανομών του πληθυσμού του δείγματος

συστήματος και η αδυναμία επαρκούς αναπνευστικού ρυθμού μελετάται με κύρια αιτιολογία εμφάνισης την παχυσαρκία. Διαφέρει λοιπόν από τις προηγούμενες κατηγορίες στο βαθμό που η απουσία επαρκούς πρόσληψης οξυγόνου δεν οφείλεται ούτε στην δυσλειτουργία του κέντρου του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνο για την αναπνοή (περίπτωση κεντρικής άπνοιας) ούτε στην αδυναμία των μυών του ανώτερου αναπνευστικού συστήματος να εκτελέσουν το σήμα του εγκεφάλου (περίπτωση αποφρακτικής άπνοιας).

2.2 Ευπαθείς ομάδες πληθυσμού

Η πιο συχνή μορφή αναπνευστικής δυσλειτουργίας κατά τη διάρκεια του ύπνου, η αποφρακτική άπνοια, είναι μία ιδιαίτερα εμφανιζόμενη κατάσταση που προσβάλλει σύμφωνα με τις έρευνες της διεθνούς βιβλιογραφίας ένα ποσοστό από 0,3 έως 12 % του αντρικού και γυναικείου πληθυσμού. Οι έρευνες καταλήγουν συνήθως στα ίδια αποτελέσματα υποδεικνύοντας αύξηση του ποσοστού εμφάνισης του συνδρόμου στις ηλικίες από 0 έως 4 χρονών και από 55 έως 59 χρονών με τα ποσοστά κατανομής μεταξύ των δύο φύλων να παραμένουν στα ίδια περίπου επίπεδα. Παραθέτουμε εδώ ένα διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής του φαινομένου σε φύλο και ηλικιακές ομάδες με ταυτόχρονη παράθεση της κατανομής του δείγματος της έρευνας σε ηλικία και φύλο (σχ. 2.2). Από το διάγραμμα αυτό εξάγεται η πρόβλεψη της γενικευμένης εμφάνισης της πάθησης στις αντίστοιχες ηλικιακές ομάδες και στα δύο φύλα (σχ. 2.3).

Η ακριβής αιτιολογία εμφάνισης του συνδρόμου δεν είναι επαρκώς προσδιορισμένη και



Σχήμα 2.3: Γενικευμένη κατανομή αποφρακτικής άπνοιας σε φύλο και ηλικία

απαιτεί εκτεταμένη έρευνα προκειμένου να καταστεί εφικτή η πρόβλεψη της ασθένειας. Παρόλα αυτά το υπάρχον αρχείο ερευνών στο τομέα προσδιορίζει ένα πλήθος περιπτώσεων ασθενειών και παραγόντων της καθημερινής ζωής οι οποίες βάσει στατιστικών στοιχείων συνδέονται με την εμφάνιση δυσλειτουργιών του αναπνευστικού συστήματος στον ύπνο. Παραθέτουμε εδώ τους σοβαρότερους από αυτούς τους παράγοντες και πιο συγκεκριμένα τους παράγοντες που κάνουν την εμφάνισή τους σε ποσοστό μεγαλύτερο του 3 % σε ασθενείς με αποφρακτική άπνοια του ύπνου (σχ. 2.4):

- Υπέρταση
- Παχυσαρκία
- Διαβήτης
- Χρόνιο κάπνισμα
- Χρόνια ισχαιμική καρδιοπάθεια
- Χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια
- Υπερχολυστερολαιμία
- Υπετροφία των αμυγδαλών αδένων
- Κάπνισμα (πρόσκαιρο και ταυτόχρονο με την εμφάνιση της πάθησης)
- Συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια

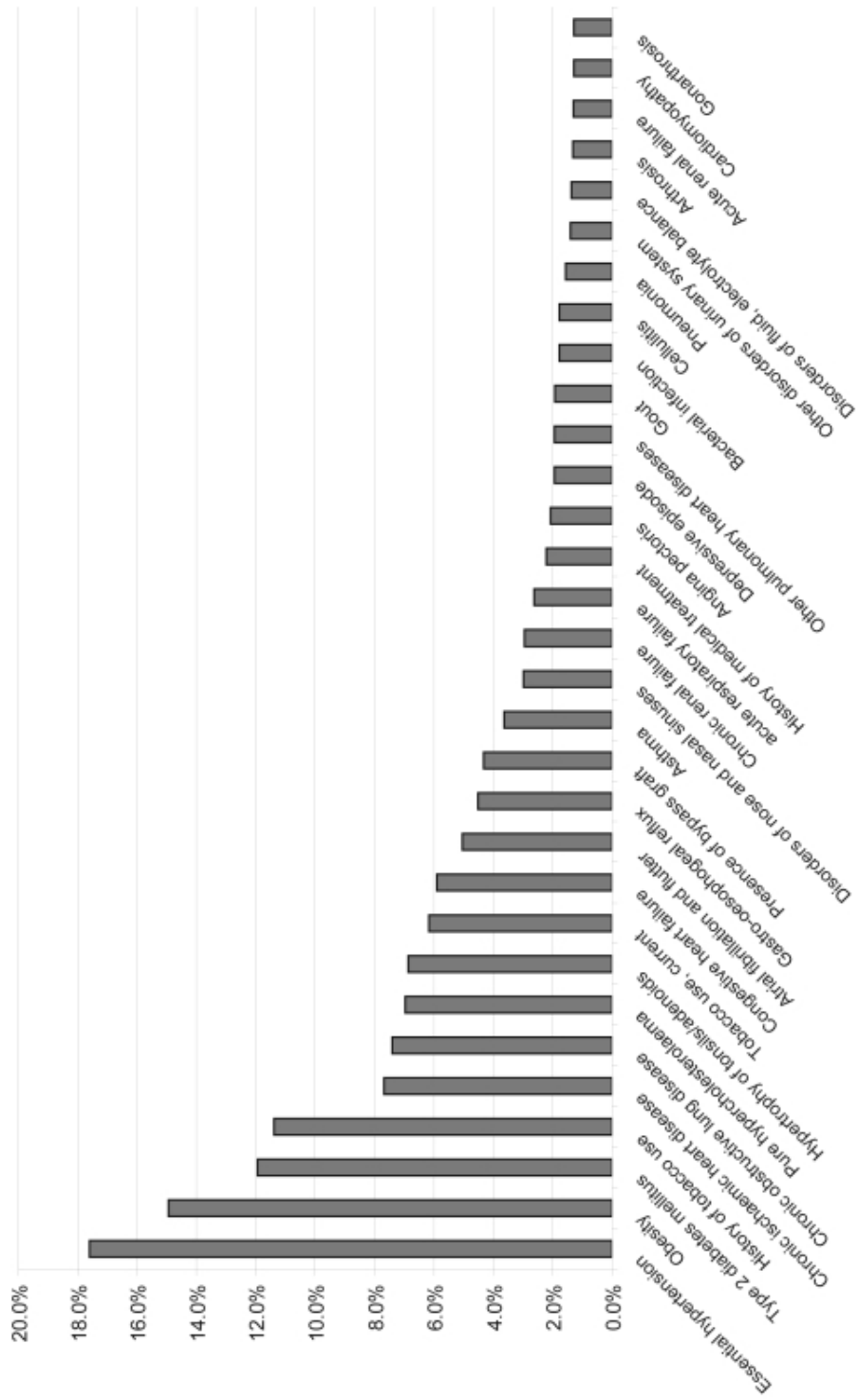
- Κολπική μαρμαρυγή
- Γαστρο-οισοφαγική παλλινδρόμηση
- Προηγούμενη υποβολή σε εγχείρηση *bypass*
- Άσθμα

Από έρευνες που έχουν διεξαχθεί, μεγάλο μέρος του πληθυσμού που παρουσιάζει με μικρή ή μεγάλη σοβαρότητα τα βασικά συμπτώματα του συνδρόμου της άπνοιας υποφέρει από καρδιακές παθήσεις. Πράγματι, ενήλικες που υποφέρουν από συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια εμφανίζουν σε υψηλά ποσοστά κεντρική άπνοια ύπνου με συνοδία του *Cheyne – Stokes* αναπνευστικού ρυθμού, ενώ ένας στους τέσσερις ενήλικες με κολπική μαρμαρυγή εμφανίζει το ίδιο σύνδρομο.

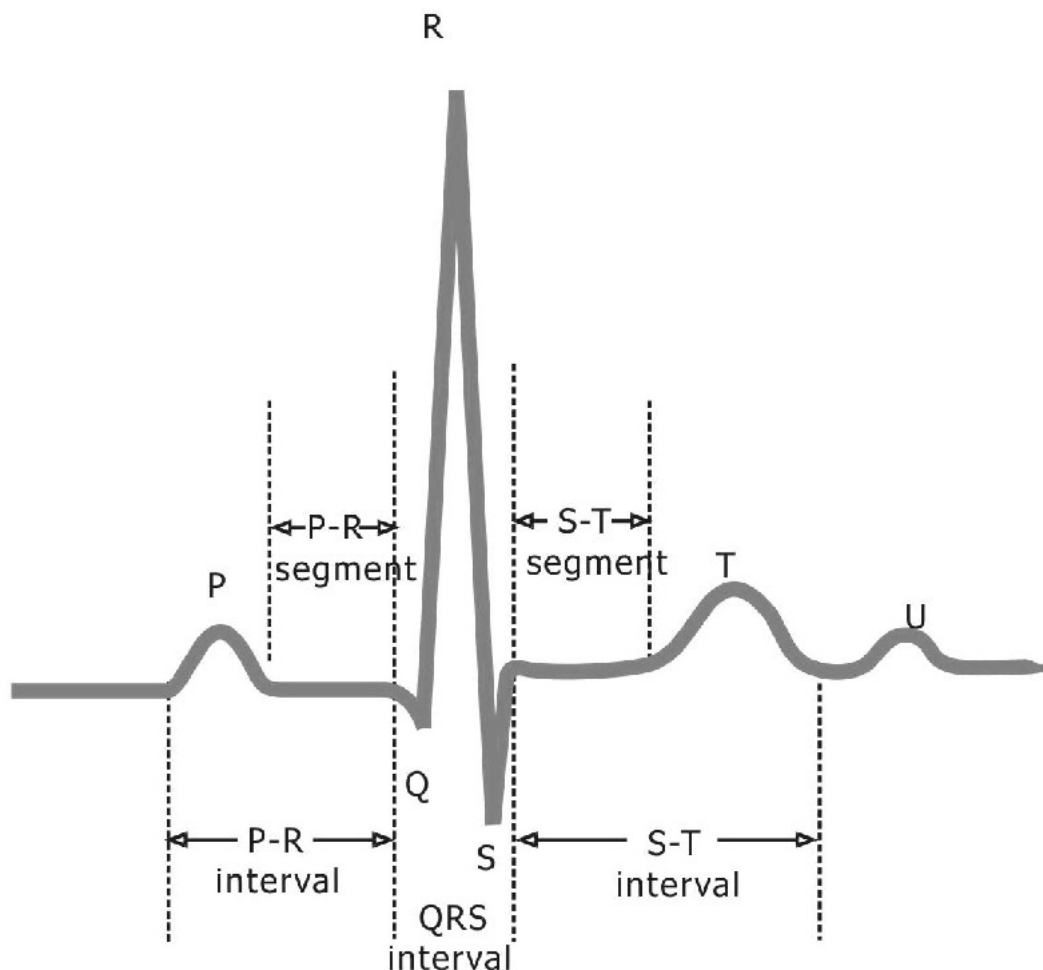
Ο πιο βασικός παράγοντας διάκρισης του πληθυσμού που εμφανίζει άπνοια είναι η ηλικία. Συνήθως το φαινόμενο των απνοιακών επεισοδίων κατά τη διάρκεια του ύπνου περιορίζεται με την αύξηση της ηλικίας σε άτομα χωρίς επιπρόσθετες καρδιαγγειακές παθήσεις. Παράλληλα παρατηρείται μείωση του πληθυσμού που εμφανίζει τα συμπτώματα σε ιδιαίτερα σοβαρή μορφή και σχεδόν ελαχιστοποίηση της θνησιμότητας που παρουσιάζει η ασθένεια. Αντίθετα, η περίπτωση των βρεφών αποτελεί την πιο ευπαθή ομάδα όχι μόνο ως προς τη συχνότητα εμφάνισης της ασθένειας αλλά και ως προς τη σοβαρότητα με την οποία αυτή εμφανίζεται. Πιο συγκεκριμένα, πρόωρα βρέφη με ανεπαρκώς αναπτυγμένα το εγκεφαλικό και αντανακλαστικό σύστημα εμφανίζουν μεγάλη επικυδυνότητα προσβολής από το σύνδρομο κεντρικής άπνοιας, ακόμα και στις περιπτώσεις που κατά τα άλλα χαρακτηρίζονται ως υγιή. Με δεδομένη την προσεκτική και συνεχή καταγραφή της αναπνευστικής λειτουργίας τους και την παροχή της απαραίτητης υποβοήθησης αυτής στην απαιτούμενη διάρκεια ωρίμανσης του οργανισμού τους τα βρέφη αυτά θα ξεφύγουν σταδιακά τον κίνδυνο απώλειας ζωής λόγω εμφάνισης του συνδρόμου. Αρκετά συχνά το σύνδρομο ξαφνικού θανάτου των βρεφών συνδέεται με την αιτιολογία της άπνοιας. Τα παραπάνω σε συνδυασμό με την απαγορευτικότητα χορήγησης φαρμακευτικής αγωγής για αντιμετώπιση του φαινομένου στα πρόωρα βρέφη καθιστά ακόμη πιο επιτακτική της ανάπτυξη συστημάτων διαρκούς ελέγχου της αναπνευστικής λειτουργίας αυτών.

2.3 Η σύνδεση της άπνοιας με τον καρδιακό και αναπνευστικό παλμό

Η εμφάνιση των επεισοδίων της άπνοιας οποιουδήποτε από τα ήδη που αναφέρθηκαν ανωτέρω επηρεάζει τόσο τον καρδιακό όσο και τον αναπνευστικό παλμό. Ακολούθως



Σχήμα 2.4: Παράγοντες που συνδέονται με την εμφάνιση της άπνοιας



Σχήμα 2.5: Φυσιολογικός καρδιακός παλμός

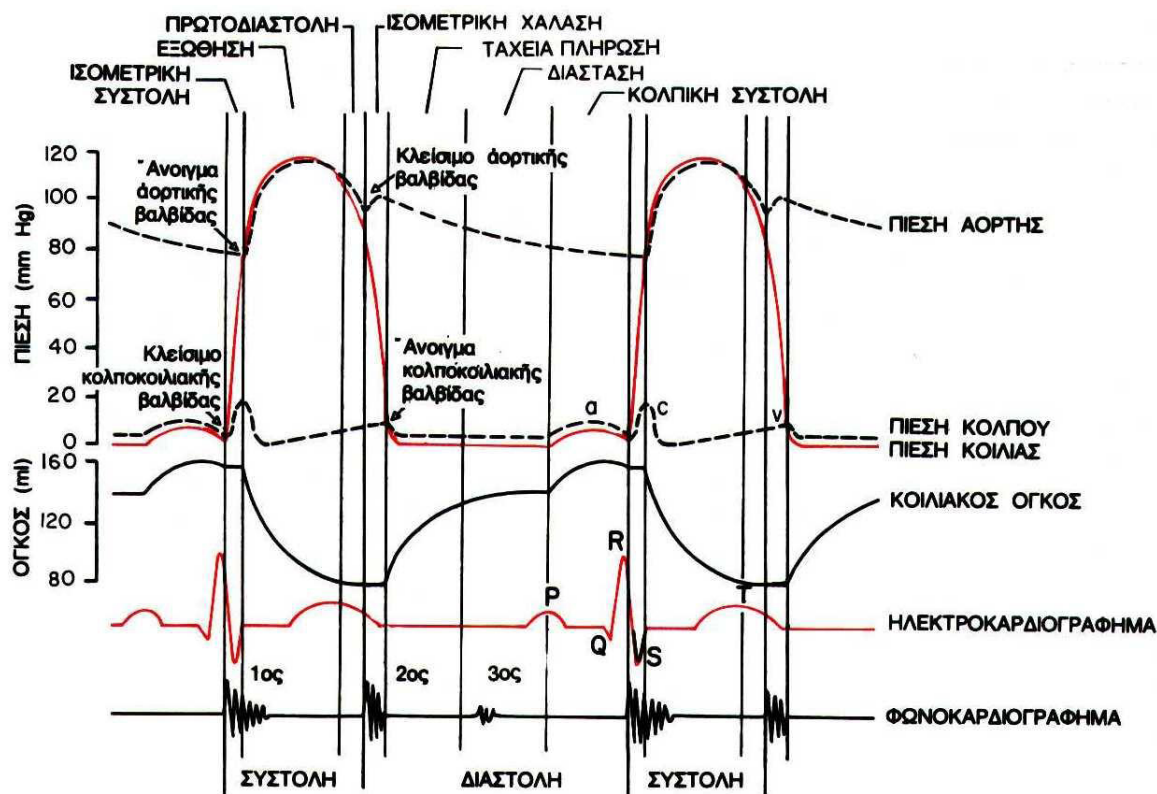
αναπτύσσονται οι μορφές που παίρνει ο καρδιακός και ο αναπνευστικός παλμός σε αντιπαράθεση με τις φυσιολογικές μορφές αυτών.

2.3.1 Η φυσιολογική μορφή του καρδιακού σήματος

Το καρδιακό σήμα έχει τη μορφή που εμφανίζεται στο διάγραμμα 2.5. Αποτελείται από τρεις κύριους παλμούς *Q*, *R* και *S* αλλά και δυο ακόμη έναν που προηγείται του συμπλέγματος *QRS* και ονομάζεται *P* και έναν που έπεται αυτού και παίρνει το επόμενο γράμμα *T*. Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας συστολής της καρδιάς μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής, ονομάζεται καρδιακός παλμός (ή καρδιακός κύκλος). Ο κάθε καρδιακός παλμός αρχίζει με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού ενέργειας στο φλεβόκομβο. Αυτός ο κόμβος εντοπίζεται στο πρόσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου, κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας, το δε δυναμικό ενέργειας επεκτείνεται με ταχύτητα και στους

δυο κόλπους, και από εκεί, μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο, προς τις κοιλίες. Τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του καρδιακού παλμού όπως αυτά καταγράφονται είτε από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς (περίπτωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος) είτε τις επιταχύνσεις του στέρνου (περίπτωση του παρόντος συστήματος) αναλύονται ακολούθως:

- Το κυματίδιο P: Η κορυφή του κυματιδίου αυτού αντιστοιχεί στην έναρξη της συστολής των κόλπων της καρδιάς. Προκαλείται από την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κόλπων, η οποία ακολουθείται από τη συστολή των κόλπων και έχει ως αποτέλεσμα την ελαφρά αύξηση της ενδοκολπικής πίεσης αμέσως μετά την πάροδο του κύματος P.
- Το σύμπλεγμα QRS: Σε φυσιολογική λειτουργία μετά από 0,16sec από την πάροδο του κύματος P παρατηρείται η έναρξη του συμπλέγματος QRS που εμφανίζεται λόγω της επόλωσης των κοιλιών και σηματοδοτεί την έναρξη συστολής αυτών. Το σύμπλεγμα εκκινά ελάχιστα πριν από τη συστολή των κοιλιών, η οποία προκαλεί μεγάλη αύξηση της ενδοκοιλιακής πίεσης. Η κορυφή του συμπλέγματος και κορυφή του κύματος R αντιστοιχεί χρονικά στη σύγκλιση των κολποκοιλιακών βαλβίδων.
- Το κύμα T: Αυτό αντιπροσωπεύει την περίοδο επαναπόλωσης των κοιλιών, κατά τη διάρκεια της οποίας οι μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου των κοιλιών αρχίζουν να χαλαρώνουν. Γι' αυτό και το κύμα T εμφανίζεται ελάχιστο χρονικό διάστημα πριν από το τέλος της συστολής των κοιλιών. Το πέρας του κυματιδίου αυτού αντιστοιχεί στη χρονική στιγμή διάνοιξης των κολποκοιλιακών βαλβίδων.
- Το έπραμα RT: Το διάστημα αυτό που ξεκινά στην κορυφή του κυματιδίου R περιλαμβάνει το κύμα S και ολοκληρώνεται ελάχιστα πριν την ολοκλήρωση του κυματιδίου T αντιστοιχεί στο συνολικό χρόνο συστολής του καρδιακού μυός.
- Το έπραμα TR: Αντίστοιχα το διάστημα αυτό που ξεκινά λίγο πριν την ολοκλήρωση του παλμού T περιλαμβάνει τα κύματα PQ και ολοκληρώνεται στην κορυφή του κυματιδίου R αντιστοιχεί στο συνολικό χρόνο διαστολής του καρδιακού μυός. Κατά τη διάρκεια του επάρατος αυτού πραγματοποιείται η ισομετρική χάλαση που αντιστοιχεί σε σύγκλιση της αορτικής βαλβίδας, το πέρας της οποίας συμπίπτει χρονικά με τη διάνοιξη των κολποκοιλιακών βαλβίδων, καθώς επίσης η ταχεία πλήρωση, διάσταση και συστολή των κόλπων.
- Το έπραμα RR: Αποτελεί έναν πλήρη καρδιακό κύκλο και ισοδυναμεί χρονικά με την περίοδο επανάληψης αυτού. Ακόμη και στις περιπτώσεις φυσιολογικής λειτουργίας η χρονική αυτή περίοδος μεταβάλλεται συχνά παραμένοντας μεγαλύτερη



Σχήμα 2.6: Κυματομορφές καρδιακής λειτουργίας

των 0,5sec και μικρότερη των 0,8sec. Αυτά τα όρια χρονικής διάκρισης αντιστοιχούν σε σφυγμούς από 50 έως 120 το λεπτό. Καθίσταται λοιπόν σαφές ότι η χρονική διάρκεια του επάρματος αυτού πρέπει να μετράται προκειμένου να υπολογιστεί ο ρυθμός της καρδιακής λειτουργίας και ο τρόπος μεταβολής αυτής στο χρόνο.

Η σύνδεση του καρδιακού σήματος που λαμβάνεται και των συσπάσεων της καρδιάς όπως αυτές περιγράφηκαν ανωτέρω φαίνεται στο διάγραμμα 2.6 που εικονίζει εκτός του καρδιακού σήματος τις κυματομορφές της πίεσης του αορτής του κόλπου και της κοιλίας καθώς και αυτή του κοιλιακού όγκου.

2.3.2 Μεταβολή της μορφής του καρδιακού παλμού λόγω παρουσίας άπνοιας

Η παρουσία επεισοδίων άπνοιας επιδρά κυρίως στη συχνότητα του καρδιακού παλμού μειώνοντας τον καρδιακό σφυγμό κατά τη διάρκεια μείωσης την αναπνευστικής δραστηριότητας. Αμέσως μετά το πέρας της διακοπής της αναπνοής παρατηρείται συνήθως

μεγάλη αύξηση του ρυθμού καρδιακών συστολοδιαστολών που αντιστοιχεί στην προσπάθεια του καρδιακού μυός να καλύψει άμεσα τις ανάγκες των κυττάρων για οξυγονωμένο αίμα. Η υπερλειτουργία της καρδιάς για μερικά δευτερόλεπτα μετά το απνοιακό επεισόδιο οφείλεται στη μη μεταφορά οξυγόνου στα κύτταρα για τα δευτερόλεπτα που διήρκεσε το επεισόδιο ακόμα και στις περιπτώσεις που δεν υπάρχει πλήρης διακοπή της αναπνοής αλλά μειωμένη εισροή αέρα, γεγονός που μπορεί να συμβεί στις περιπτώσεις αποφρακτικής άπνοιας. Η μείωση που παρουσιάζει η συχνότητα του καρδιακού παλμού κατά την παρουσία της άπνοιας και η αντίστοιχη αύξηση μετά το πέρας αυτής εξαρτάται από τη σοβαρότητα του επεισοδίου και τη χρονική διάρκειά του.

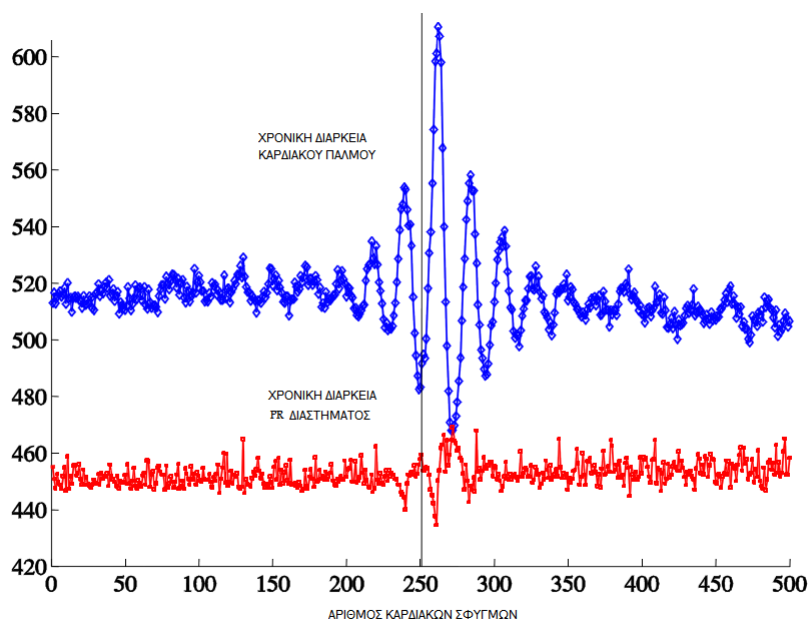
Με δεδομένο ότι ο φυσιολογικός καρδιακός σφυγμός κυμαίνεται από 50 έως 120 παλμούς το λεπτό η μεταβολή της συχνότητας εκτός των παραπάνω ορίων αποτελεί ενδεχόμενη παρουσία απνοιακού επεισοδίου και πρέπει να μελετάται από τους γιατρούς. Ωστόσο η μείωση του καρδιακού παλμού κάτω των 50 σφυγμών ανά λεπτό ακολουθούμενη από αύξηση αυτής άνω των 120 θα μπορούσε να σχετίζεται με παρουσία άλλων προβλημάτων λειτουργίας του καρδιακού μυός με κύρια την εμφάνιση αρρυθμίας. Απαιτείται λοιπόν η ταυτόχρονη μελέτη του αναπνευστικού σήματος για επιβεβαίωση παρουσίας του φαινομένου.

Εκτός από την αλλοίωση της συχνότητας του καρδιακού σφυγμού έρευνες έχουν αποδείξει ότι αλλοίωση επιδέχεται και η μορφή του παλμού. Όπως παρατηρείται στο ακόλουθο διάγραμμα η παρουσία ενός επεισοδίου άπνοιας μπορεί να επιφέρει έντονες μεταβολές όχι μόνο στη χρονική διάρκεια ενός καρδιακού κλυκλου αλλά και στα χρονικά διαστήματα των επιμέρους κυματιδίων που αποτελούν τον καρδιακό παλμό. Εδώ εικονίζονται ενδεικτικά τα διαστήματα *PP* και *PR*. Οι επιπρόσθετες επιπτώσεις στη μορφή του παλμού ενδέχεται να συνδέονται με την εμφάνιση καρδιακών νοσημάτων ως αποτέλεσμα της παρουσίας της άπνοιας και κυρίως της κεντρικής άπνοιας.

2.3.3 Η μεταβολή του αναπνευστικού παλμού

Κατά την εμφάνιση του φαινομένου της άπνοιας ο αναπνευστικός παλμός επηρεάζεται με πλήρη βεβαιότητα σε οποιαδήποτε περίπτωση είδους άπνοιας. Παρόλα αυτά η εμφάνιση της αλλοίωσης του αναπνευστικού παλμού εξαρτάται από το σύστημα λήψης που χρησιμοποιείται σε κάθε περίπτωση. Πιο συγκεκριμένα, η κλασική μέθοδος μελέτης των διαταραχών του ύπνου, πολυπνογραφία, περιλαμβάνει μέτρηση του εισερχόμενου και εξερχόμενου αέρα στη στοματική και ρινική κοιλότητα συνήθως με λήψη της θερμοκρασίας αυτού, τα επίπεδα οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα στον αέρα αυτό και τις κινήσεις του στέρνου με χρήση αισθητήρων μέτρησης της επιμήκυνσης (*strain gauges*).

Στις δύο πρώτες περιπτώσεις τα σήματα που λαμβάνονται αντιπροσωπεύουν στην ουσία

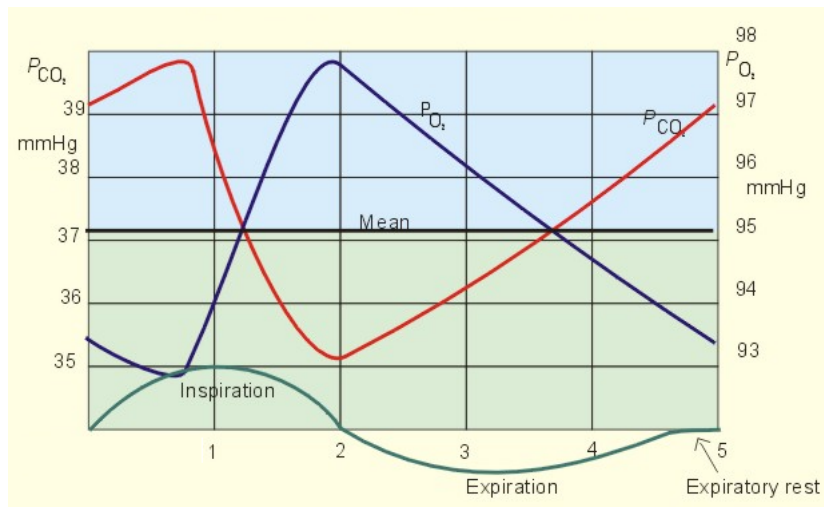


Σχήμα 2.7: Μεταβολή τη χρονικής διάρκειας του καρδιακού κύκλου και του διαστήματος *PR* σε περίπτωση εμφάνισης σοβαρού επεισοδίου άπνοιας

της την πραγματική διαδικασία της αναπνοής. Παρέχεται δηλαδή μέσω αυτών ολόκληρη η πληροφορία για την εισπνοή και την εκπνοή. Αντίθετα η τρίτη περίπτωση αντιπροσωπεύει τη μυική προσπάθεια του σώματος για εκτέλεση της διαδικασίας χωρίς να δίνεται βέβαιη πληροφορία για το εάν πραγματοποιήθηκε η διαδικασία της εισπνοής και ακολούθως της εκπνοής. Επί παραδείγματι, στην κατάσταση της αποφρακτικής άπνοιας το σήμα που θα λαμβάνεται από το στέρνο μπορεί να παρουσιάζει ανεπαίσθητη μεταβολή του αναπνευστικού σήματος ακόμα και στην περίπτωση σοβαρών επεισοδίων. Αντίθετα στην περίπτωση της κεντρικής άπνοιας στην οποία απουσιάζει η προσπάθεια των μυών για εκτέλεση της αναπνευστικής διαδικασίας η πληροφορία που παρέχεται από τους τρεις αυτούς αισθητήρες είναι σχεδόν ταυτόσημη. Ωστόσο πάντα είναι απαραίτητος ο συνδυασμός της παρεχόμενης πληροφορίας από τον αναπνευστικό παλμό με το σήμα τουλάχιστον και του καρδιακού παλμού και η παρατήρηση του φαινομένου διακοπής της αναπνευστικής διαδικασίας περισσότερες από 5 φορές ανα ώρα καθώς περπτώσεις διακοπής της αναπνοής για λίγα δευτερόλεπτα κατά τη διάρκεια του ύπνου δεν αποτελούν συνθήκη ικανή για διαπίστωση της πάθησης της άπνοιας.

2.3.3.1 Ο φυσιολογικός αναπνευστικός παλμός

Στο διάγραμμα που ακολουθεί φαίνεται η φυσιολογική μορφή του αναπνευστικού παλμού. Το σήμα αυτό λαμβάνόμενο από τις κινήσεις του στέρνου ή της άνω κοιλιακής

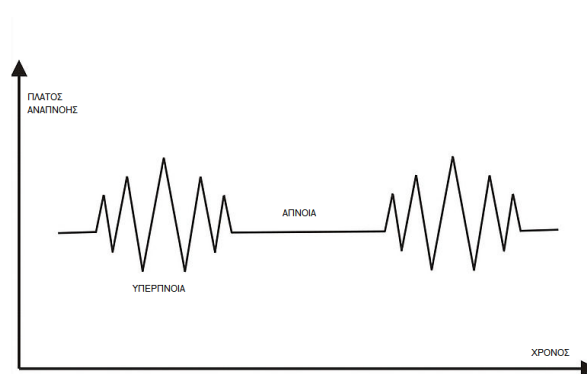


Σχήμα 2.8: Φυσιολογική μορφή αναπνευστικού παλμού

περιοχής ακολουθεί μια ημιτονοειδή καμπύλη με συχνότητα που κυμαίνεται περί τα 8sec. Παράλληλα εικονίζονται οι μεταβολές της πίεσης του οξυγόνου O_2 και του διοξειδίου του άνθρακα CO_2 . Κατά τη διάρκεια της εισπνοής οξυγονωμένος αέρας εισέρχεται στους πνεύμονες και ο όγκος των πνευμόνων αυξάνει, ενώ παρατηρείται ταυτόχρονη αύξηση της πίεσης του οξυγόνου και μείωση της συγκέντρωσης του διοξειδίου του άνθρακα. Η αντίστοιχη διαδικασία συμβαίνει κατά την εκπνοή με μείωση του πνευμονικού όγκου και της συγκέντρωσης του οξυγόνου και την αύξηση της πίεσης του διοξειδίου του άνθρακα. Μεταξύ εκπνοής και έναρξης του επόμενου αναπνευστικού κύκλου μεσολαβεί διάστημα ανάπαυσης των υπευθύνων για την αναπνευστική λειτουργία μυών που συχνά αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως *expiratory rest*. Στις περιπτώσεις της άπνοιας και των διαταραχών του ύπνου διακρίνουμε δυο χαρακτηριστικές μορφές του αναπνευστικού παλμού: Την *Cheyne – Stokes* μορφή στην περίπτωση της κεντρικής άπνοιας και την περιοδική αναπνοή στην περίπτωση της αποφρακτικής άπνοιας ή υπόπνοιας. Οι μορφές αυτές αναπτύσσονται ακολούθως και αντιπαραβάλλονται με τη φυσιολογική μορφή αναπνευστικού σήματος, λαμβανόμενου από τις κινήσεις της θωρακικής και άνω κοιλιακής περιοχής, που εικονίζεται ακολούθως. Από ιατρικής απόψεως, οι δύο αυτές μορφές αναπνοής διαφέρουν λιγότερο από όσο φαίνεται στη μορφή των σημάτων τους. Πράγματι, αναπνοές που όμως παραμένουν μικρές δεν οδηγούν σε επαρκή αερισμό των πνευμόνων. Έτσι, ακόμα και στην περιοδική αναπνοή, τα επίπεδα συγκέντρωσης οξυγόνου μπορεί να μην διαφέρουν καθόλου από τα αντίστοιχα στις περιπτώσεις της *Cheyne – Stokes* αναπνοής.

2.3.3.2 Η *Cheyne – Stokes* μορφή σήματος αναπνοής

Ο τύπος αυτός του παλμού της αναπνοής είναι μια μη φυσιολογική μορφή του σήματος και εμφανίζεται στις περισσότερες περιπτώσεις κεντρικής άπνοιας. Χαρακτηρίζεται από σταδιακά αυξανόμενο σε συχνότητα και πλάτος αναπνευστικό παλμό που αντιστοιχεί σε ταχύτερες και βαθύτερες εισπνοές και ακολουθείται από σταδιακή μείωση των δύο αυτών μεγεθών για να καταλήξει εν τέλει σε μικρής χρονικής διάρκειας διακοπή της αναπνοής. Ο παλμός πήρε το όνομά του από του γιατρούς που πρώτοι παρατήρησαν και μελέτησαν την εμφάνισή του το 19ο αιώνα *John Cheyne* και *William Stokes* και φαίνεται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Σχήμα 2.9: Η *Cheyne – Stokes* μορφή σήματος αναπνοής

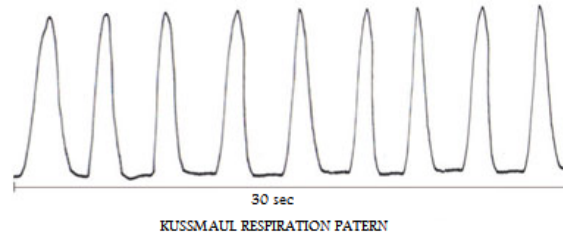
2.3.3.3 Σήμα περιοδικής αναπνοής

Κατά την περιοδική αναπνοή δεν εμφανίζονται διαστήματα πλήρους διακοπής της αναπνοής, ούτε σημαντικές αλλαγές στο πλάτος του παλμού, όπως αυτός καταγράφεται από αισθητήρες ανίχνευσης της κίνησης του στέρνου. Παρόλα αυτά παρατηρούνται σημαντικές αλλαγές στο ρυθμό με τον οποίο αναπνέει ο ασθενής με διαστήματα ταχύτερων εισπνοών ακολουθούμενα από ιδιαίτερα πεσμένη αναπνευστική δραστηριότητα. Η επανάληψη της μορφής αυτής αναπνευστικού σήματος οφείλει να παρατηρηθεί αρκετές φορές κατά τη διάρκεια του ύπνου του ασθενούς προκειμένου να οδηγήσει σε μη εσφαλμένη διάγνωση πάθησης από την ασθένεια.

2.3.3.4 *Kussmaul* αναπνοή

Σε κάποιες από τις περιπτώσεις εμφάνισης της αποφρακτικής άπνοιας παρατηρούμε μια διαφορετική μορφή αναπνευστικού σήματος που χαρακτηρίζεται από συνεχείς έντονες και ταχείες αναπνοές διάρκειας περίπου 3sec. Η μορφή αυτή είναι γνωστή ως *Kussmaul*

αναπνοή και εμφανίζεται κατά κύριο λόγο στην περίπτωση συνδυασμού της άπνοιας με την διαβητική κετοξέωση (*diabetic cetoacidosis*). Η μορφή αυτή εικονίζεται στο ακόλουθο σχήμα.



Σχήμα 2.10: Η *Kussmaul* μορφή σήματος αναπνοής

Κεφάλαιο 3

Περιγραφή του συστήματος ανίχνευσης επεισοδίων άπνοιας

3.1 Συστήματα διάγνωσης επεισοδίων άπνοιας

Η κατανόηση της παθοφυσιολογίας της αποφρακτικής άπνοιας του ύπνου αποτελεί αντικείμενο μελέτης της τελευταίες μόνο δεκαετίες με αποτέλεσμα η ανάγκη για διαρκή ανάπτυξη του τομέα διάγνωσης της υπνικής άπνοιας να παραμένει επιτακτική. Πράγματι, η διαδικασία διάγνωσης των επεισοδίων άπνοιας αποτελεί μία δύσκολη εφαρμογή των διαγνωστικών μεθόδων καθώς απαιτεί την παραμονή του ασθενούς για αρκετή ώρα σε κατάσταση ύπνου *REM* (*rapid eye movement*), που είναι το πέμπτο στάδιο του ύπνου και χαρακτηρίζεται από γρήγορη κίνηση των ματιών, εγκεφαλικά κύματα που δείχνουν ενεργοποιημένα και από βαθιά χαλάρωση των μυών. Η εμφάνιση και διατήρηση του υπνικού αυτού σταδίου σε περιπτώσεις ύπνου σε περιβαλλοντα μη οικεία όπως η παραμονή στον νοσοκομειακό χώρο αποτελεί μια πρώτη δυσκολία εφαρμογής των μεθόδων διάγνωσης της άπνοιας. Το πρόβλημα ενισχύεται ιδιαίτερα σε περιπτώσεις που μελετάται η άπνοια βρεφών. Έτσι οι διαγνωστικές μέθοδοι οδηγήθηκαν σταδιακά στην ανάγκη εφαρμογής σε κινητά συστήματα καταγραφής των μεγεθών που σχετίζονται με τη παρουσία της πάθησης.

Από τα πρώτα χρόνια μελέτης των υπνικών δυσλειτουργιών που σχετίζονταν με την άπνοια, οι ασθενείς υποβάλλονταν σε καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας τόσο του εγκεφάλου όσο και των μυών και της καρδίας (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα—*EEG*, ηλεκτρομυογράφημα—*EMG* και ηλεκτροκαρδιογράφημα—*ECG*) κατά τη διάρκεια του ύπνου τους σε ειδικά εργαστήρια μελέτης τους ύπνου. Παράλληλα πραγματοποιούνταν καταγραφή της κίνησης των ματιών για ανίχνευση της διάρκειας και συχνότητας των περιόδων του ύπνου. Αργότερα προστέθηκε η καταγραφή παραμέτρων που αποτελούν εν-

δείξεις επεισοδίων άπνοιας ή παραμέτρων που επηρεάζονται από την άπνοια και αναφέρονται ως συμπτώματα αυτής. Μεταξύ αυτών συναντούμε την καταγραφή της θερμοκρασίας του αέρα ή του επιπέδου του οξυγόνου σε αυτόν στη στοματική και ρινική κοιλότητα με σκοπό την ανίχνευση του εισερχόμενου και εξερχόμενου αέρα, της θωρακικής κίνησης για ανίχνευση της αναπνοής και της διάρκειας της καθώς και την καταγραφή του επιπέδου του οξυγόνου στο αίμα και της μεταβολής της πίεσης. Διαμορφώθηκαν συνεπώς εργαστήρια μελέτης των διαταραχών και των προβλημάτων του ύπνου με ειδικές εγκαταστάσεις για την διεξαγωγή της λεγόμενης πολυπνογραφίας (*polysomnography*) με χρήση συνήθως 12 καναλιών καταγραφής δεδομένων και πλήθος αισθητήρων όπως θερμοκρασίας και ανίχνευσης οξυγόνου, αισθητήρων μέτρησης της επιμύκνωσης της περιμέτρου του στέρνου (*strain gauges*). Η πολυπνογραφία και τα εργαστήρια μελέτης ύπνου που στεγάζονται εντός των νοσοκομείων αποτέλεσαν για πολλά χρόνια το μοναδικό τρόπο διάγνωσης της άπνοιας. Παρόλα αυτά, το ιδιαίτερα υψηλό κόστος καθώς και οι άσχημες διαγνωστικές συνθήκες για τους ασθενείς αποτέλεσαν τα μεγαλύτερα προβλήματα που οδήγησαν τελικά την έρευνα σε αναζήτηση άλλων διαγνωστικών μεθόδων.

Με την πολυπνογραφία να αποτελεί το χρυσό πρότυπο για τη μελέτη και καταγραφή των



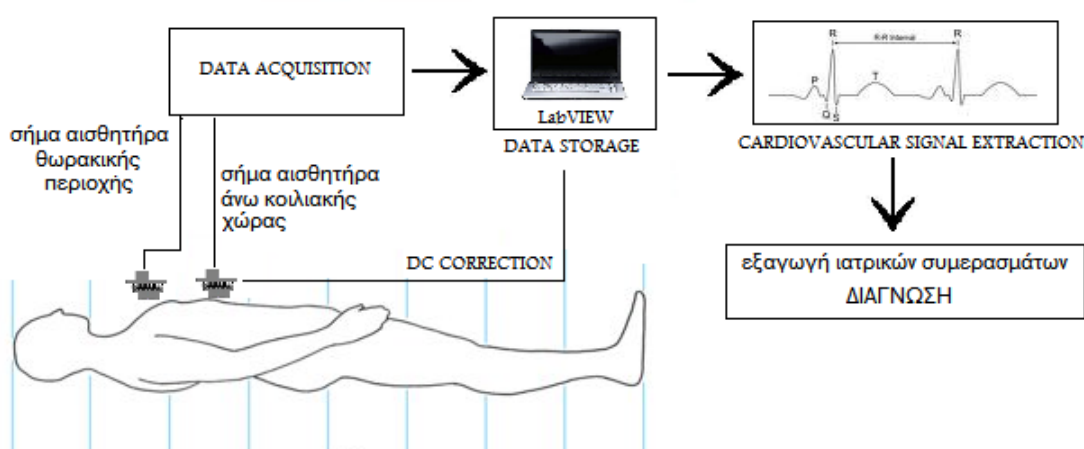
Σχήμα 3.1: Πολυπνογραφία

επεισοδίων της άπνοιας, κατά πολλούς χωρίς ιδιαίτερο λόγο και έρευνα που να πιστοποιεί αυτό το επίπεδο ποιότητας της διάγνωσης που προσφέρει, τα όργανα που αναπτύχθηκαν στα χρόνια που ακολούθησαν έπρεπε να διαθέτουν τουλάχιστον τρεις καταγραφές που περιλαμβάνονταν στην κλασσική μέθοδο. Αποτέλεσμα ήταν η μη απλότητα των διατάξεων ακόμα και όταν αυτές μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν κατ' οίκον (κινητά διαγνωστικά όργανα). Σήμερα επιχειρείται ακόμη μεγαλύτερη απλοποίηση με χρήση αισθητήρων

μικροηλεκτρονικής (*thermistors, strain gauges, accelerometers, Carbon nanotube transistors*) και διατάξεις που μπορούν να λειτουργούν με χαμηλές απαιτήσεις τροφοδοσίας ή να κάνουν χρήση τηλεπικοινωνιακών διατάξεων αποστολής δεδομένων.

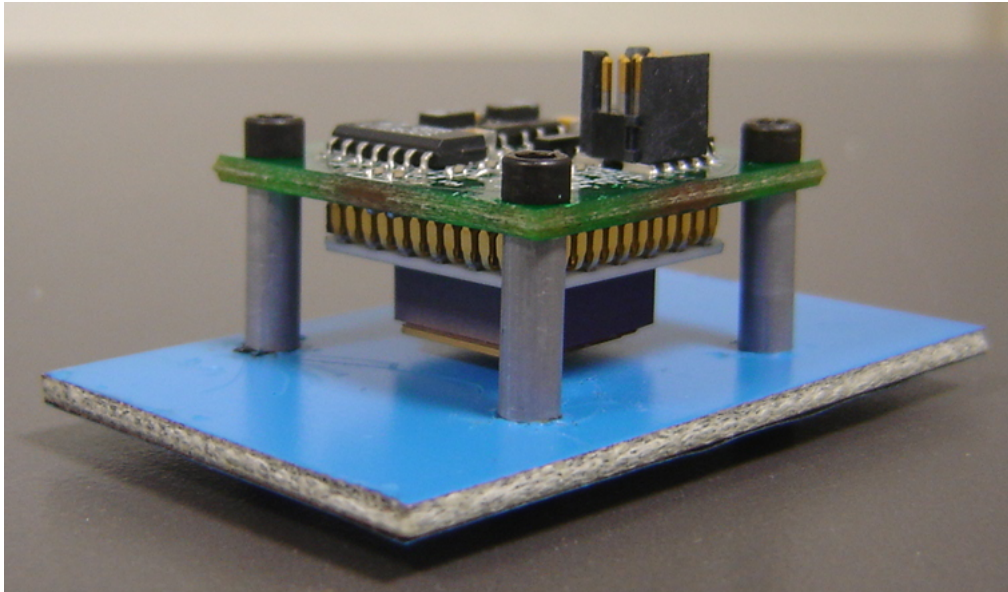
Στα πλαίσια αναζήτησης εναλλακτικών μεθόδων καταγραφής των σημάτων που απαιτούνται για τη σωστή διάγνωση του προβλήματος και την παροχή δυνατότητας αυτόματης ανάλυσης των καταγεγραμμένων σημάτων αναπτύσσεται η διάταξη που περιγράφεται ακολούθως. Η διάταξη αυτή στοχεύει στην αντικατάσταση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και της καταγραφής του σήματος αναπνοής όπως αυτές πραγματοποιούνταν από τις διατάξεις της πολυπνογραφίας μέσω μίας απλής συσκευής με χρήση δύο επιταχυνσιομέτρων.

3.2 Η γενική μορφή του συστήματος που χρησιμοποιήσαμε

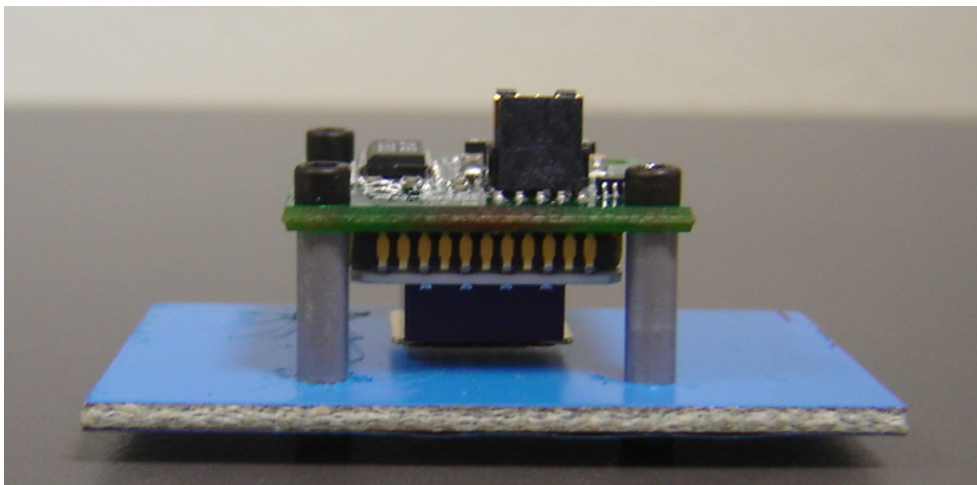


Σχήμα 3.2: Σχηματικό διάγραμμα του υπο ανάπτυξη συστήματος

Το σύστημα ανίχνευσης επεισοδίων άπνοιας που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία στηρίζεται στη λήψη και επεξεργασία του καρδιακού και αναπνευστικού σήματος μέσω των επιταχύνσεων της θωρακικής και άνω κοιλιακής περιοχής. Προκειμένου να λάβουμε τα σήματα αυτά χρησιμοποιήσαμε δύο ίδιους αισθητήρες επιτάχυνσης, η αναλυτική περιγραφή των οποίων παρουσιάζεται στην παράγραφο που ακολουθεί. Οι αισθητήρες αυτοί τοποθετήθηκαν στη θωρακική περιοχή και την άνω κοιλιακή, περιοχή του στομάχου, με κατάλληλη διάταξη προσαρμογής στο σώμα που φαίνεται στην εικόνα 3.3 και το αντίστοιχο σχέδιο (σχ.3.5). Η διάταξη αυτή ελαχιστοποιεί τη μηχανική κίνηση του αισθητήρα



Σχήμα 3.3: Η διάταξη προσαρμογής του αισθητήρα στο σώμα

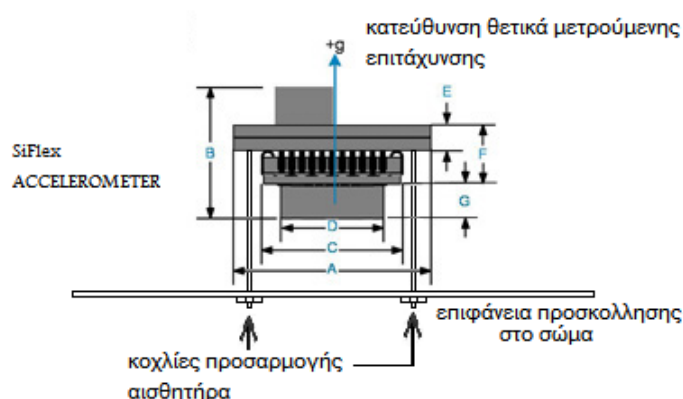


Σχήμα 3.4: Η διάταξη προσαρμογής του αισθητήρα στο σώμα

ως προς το σώμα και μας επιτρέπει να λαμβάνουμε σήματα χωρίς το θόρυβο που οφείλεται σε αυτήν ακριβώς τη μη σταθερότητα κατά τη λειτουργία του συστήματος.

Η λειτουργία του αισθητήρα απαιτεί την λειτουργία ενός κυκλώματος κατάλληλης σχεδίασης που παρέχει στις ηλεκτρονικές συνδέσεις (ακροδέκτες) του αισθητήρα τα καθορισμένα, από τις προδιαγραφές λειτουργίας του, σήματα. Η αναλυτική περιγραφή της σχεδίασης και κατασκευής του κυκλώματος αυτού πραγματοποιείται στο κεφάλαιο 4.

Παρά την διασφάλιση της ακινησίας του αισθητήρα σε σχέση με το σώμα και την εξάλειψη του αντίστοιχου εισαγόμενου θορύβου τα λαμβανόμενα σήματα δεν είναι απαλλαγμένα



Σχήμα 3.5: Σχηματικό διάγραμμα του αισθητήρα και της διάταξης προσαρμογής στο σώμα

απο θόρυβο που οφείλεται σε άλλα αίτια. Μία βασική αιτία αναμένεται να είναι η λειτουργία άλλων συσκευών στο χώρο, η οποία θα μπορούσε να εισάγει ποικίλης συχνότητας φασματικές συνιστώσες και να εξαλειφθεί με κατάλληλη προστασία της συσκευής από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές σύμφωνα με τους κανόνες ηλεκτρομαγνητικής συμβατότητας (*EMC*). Επιπρόσθετα η μέτρηση του σήματος επιτάχυνσης τόσο του στέρνου όσο και της κοιλιάς λαμβάνει και τα σήματα κίνησης των γειτονικών μυών με κύρια αυτά του στομάχου. Έτσι τελικά το συνολικό σήμα αποτελεί υπέρθεση των ακόλουθων συνιστωσών:

- Θόρυβος από εξωτερικές παρεμβολές λόγω λειτουργίας γειτονικών συσκευών. Ο θόρυβος αυτός πιθανόν να εμφανίζεται ιδιαίτερα αυξημένος γύρω από τα 50 Hz λόγω λειτουργίας συσκευών με τροφοδοσία αυτή του δικτύου.
- Θόρυβος από μηχανική κίνηση μυών. Στην κατηγορία αυτή δεν εντάσσονται ασφαλώς οι συστολές και διαστολές του καρδιακού μυός αλλά οι συστολικές κινήσεις των υπολοίπων μυών του σώματος που μεταφέρονται ως τη θωρακική περιοχή και ανιχνεύονται ως επιταχύνσεις από τον αισθητήρα. Είναι πιθανό σε κάποιες περιπτώσεις αυτές οι ανιχνεύσιμες επιταχύνσεις να επηρεάζουν το σήμα λήψης καθώς η συχνότητα συστολής και διαστολής των μυών μπορεί να επικαλύπτει τις προς ανάλυση συχνότητες καρδιακής συστολής ή αναπνευστικής διεργασίας. Ωστόσο τα σήματα που λάβαμε δεν ήταν ιδιαίτερος επηρεασμένα από την κίνηση άλλων μυών. Το φαινόμενο μειώνεται ιδιαίτερος κατά τη διάρκεια του ύπνου όπου παρατηρείται χαλάρωση των μυών και περιορισμός της μυικής δραστηριότητας.

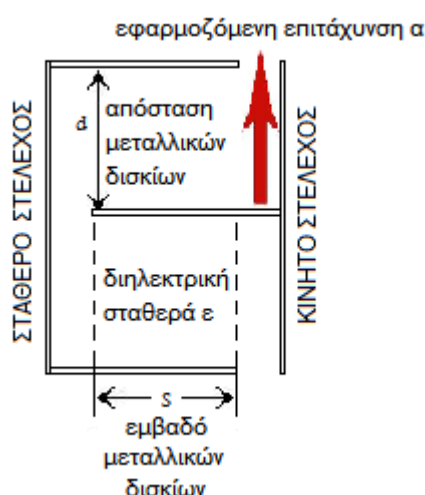
- Η συνιστώσα σταθερής τάσης που εισάγεται λόγω του τρόπου λειτουργίας του αισθητήρα. Η εισαγωγή αυτού του dc εξηγείται στην ακόλουθη παράγραφο περιγραφής της βασικής αρχής λειτουργίας του συγκεκριμένου επιταχυνσιόμετρου και εκτενέστερα στο κεφάλαιο που αφορά τη μείωση αυτής. Η συνιστώσα αυτή οφείλεται στην παρουσία της βαρύτητας και προκαλείται κατά την περιστροφή του ασθενούς στη διάρκεια του ύπνου σε μη προβλεπόμενα χρονικά διαστήματα. Λόγω της παρουσίας αυτής της σταθερής τάσης προσθετικά στο λαμβανόμενο σήμα υπάρχει ο κίνδυνος το επιταχυνσιόμετρο να βρεθεί σε κατάσταση κόρου, κατάσταση κατά την οποία το σήμα είναι μεγαλύτερο από $5V$ ή μικρότερο από $-5V$. Η παραμονή στην κατάσταση αυτή είναι ιδιαίτερος προβληματική για το υπο κατασκευή σύστημα καθώς καθίσταται αδύνατη η λήψη του σήματος. Για αφαίρεση του σήματος dc υλοποιήσαμε ένα βρόχο ανάδρασης στο κύκλωμα με χρήση του προγράμματος *LabVIEW*. Η υλοποίηση αυτής της ανάδρασης περιγράφεται στο αντίστοιχο κεφάλαιο 5.
- Ο καρδιακός παλμός. Ο προς ανίχνευση παλμός της καρδιάς αναμένεται να ταυτίζεται σε μορφή με τον ανιχνεύσιμο από τη μέθοδο ηλεκτροκαρδιογραφήματος παλμο. Αποτελείται από επιμέρους κύματα που ονομάζονται κατά σειρά εμφάνισης P , Q , R , S , T . Αναλυτική περιγραφή της ανίχνευσης του καρδιακού παλμου πραγματοποιήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο.
- Ο αναπνευστικός παλμός. Και αυτή η συνιστώσα του λαμβανόμενου σήματος είναι προς ανάλυση και επεξεργασία. Πιο συγκεκριμένα λόγω των κινήσεων του στήθους κατά τη διαδικασία της αναπνοής το λαμβανόμενο αναπνευστικό σήμα αναμένεται να έχει τη μορφή ενός ημιτονοειδούς παλμού με συχνότητα περί τα $7,5 Hz$. Η τιμή αυτή είναι ενδεικτική και ποικίλει βάσει της σωματικής δραστηριότητας και από άνθρωπο σε άνθρωπο. Αυτό όμως που μας ενδιαφέρει είναι η δυνατότητα διάκρισης του αναπνευστικού από τον καρδιακό παλμό και η μη αλληλοεπικάλυψη των συχνοτήτων ώστε να καθίσταται εφικτός ο διαχωρισμός των δύο αυτών σημάτων και η εξαγωγή μη εσφαλμένων ιατρικών συμπερασμάτων. Πράγματι κατι τέτοιο είναι εφικτό καθώς οι συχνότητες του καρδιακού παλμού είναι αρκετα υψηλότερες από αυτές του αναπνευστικού.

Η παρουσία των παραπάνω συνιστωσών στο σήμα που τελικά λαμβάνεται από το σύστημα υπό ανάπτυξη απαιτεί την επεξεργασία αυτού, την απόρριψη των συνιστωσών θορύβου και το διαχωρισμό των σημάτων του καρδιακού και αναπνευστικού παλμού. Αυτή η επεξεργασία των αποθηκευμένων από το *LabVIEW* σημάτων πραγματοποιείται με χρήση του *Matlab* και εξηγείται αναλυτικά στο κεφάλαιο 7. Το πλήρες διάγραμμα του υπο

ανάπτυξη συστήματος φαίνεται στο σχήμα 3.4.

3.3 Το επιταχυνσιόμετρο *SiFlex*

Το επιταχυνσιόμετρο που χρησιμοποιήθηκε σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε από την *COLIBRYS Incorporation* και είναι κατάλληλο για ανίχνευση διακυμάνσης σε εφαρμογές που απαιτούν χαμηλό σηματοθορυβικό λόγο μετρήσεων. Πράγματι στην εφαρμογή του για τη ανίχνευση των επιταχύνσεων του στέρνου και της άνω κοιλακής χώρας απαιτείται ελαχιστοποίηση του εισαγόμενου θορύβου. Το λαμβανόμενο προς μελέτη σήμα της καρδιάς είναι αφενός μεν ασθενές, της τάξης μερικών μόνο V , αφετέρου δε υψηλής συχνότητας. Η παρουσία ισχυρού θορύβου θα μπορούσε να επηρεάσει τις μετρήσεις και την ανίχνευση των P , Q , R , S , T κυματιδίων που εμφανίζονται στο καρδιακό σήμα. Ο παρών αισθητήρας ανήκει στην κατηγορία των μικροηλεκτρομηχανικών συστη-



Σχήμα 3.6: Απλοποιημένο διάγραμμα της αρχής λειτουργίας ενός χωρητικού επιταχυνσιόμετρου

μάτων *Microelectromechanical systems (MEMS)* και ειδικότερα στην κατηγορία των χωρητικών επιταχυνσιόμετρων. Η βασική αρχή της λειτουργίας των χωρητικών επιταχυνσιόμετρων στηρίζεται στη μετατροπή της επιτάχυνσης σε μετρούμενο ηλεκτρονικά σήμα τάσης μέσω μιας διάταξης πυκνωτών. Η διάταξη απαρτίζεται από μία συστοιχία πυκνωτών αποτελούμενη από ένα σταθερό και ένα κινητό στέλεχος, όπως φαίνεται στο απλοποιημένο σχεδιάγραμμα της εικόνας 3.5. Η επιτάχυνση εφαρμόζεται στο κινητό στέλεχος και έχει ως αποτέλεσμα την αυξομείωση της απόστασης d των μεταλλικών πλακών που απαρτίζουν τα πυκνωτικά στοιχεία. Βάσει της σχέσης που εκφράζει την

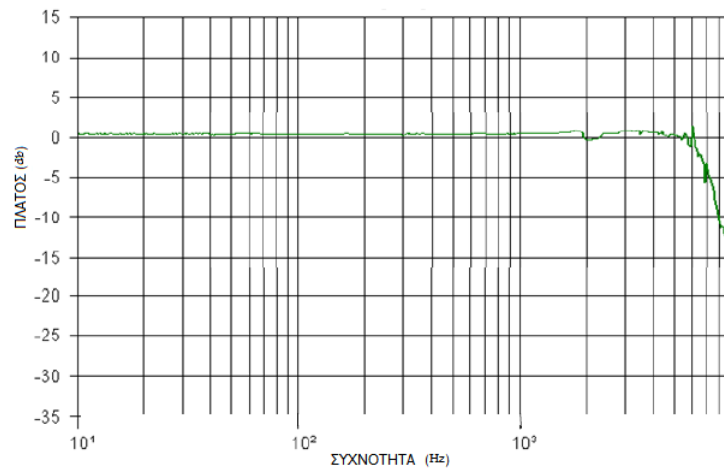
χωρητικότητα ενός πυκνωτικού στοιχείου και την εξάρτηση αυτής από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του καθώς και της σχέσης τάσης και χωρητικότητας,

$$C = \epsilon\epsilon_0 \frac{S}{d} \quad V = \frac{Q}{C}$$

όπου C η χωρητικότητα του πυκνωτικού στοιχείου, ϵ η σχετική διηλεκτρική σταθερά του χώρου μεταξύ των μεταλλικών δισκίων, ϵ_0 η διηλεκτρική σταθερά του κενού, S το εμβαδό των δισκίων αυτών και d η απόσταση μεταξύ τους, εξάγεται η αμφιμονοσήμαντη συνάρτηση μεταξύ των επιταχύνσεων και της μετρούμενης τάσης V . Η εφαρμοζόμενη επιτάχυνση ισοδυναμεί με αλλαγή της απόστασης μεταξύ των μεταλλικών πλακών ενός πυκνωτή μέσω διπλής ολοκλήρωσης στο πεδίο του χρόνου. Τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά του χωρητικού στοιχείου δεν μεταβάλλονται μέσω της εφαρμογής επιτάχυνσης. Έτσι η χωρητικότητα του πυκνωτή μεταβάλλεται με μόνη εξάρτηση της μεταβολή της σχετικής απόστασης των μεταλλικών πλακών που είναι προσαρτημένες στα δύο στελέχη του αισθητήρα, σταθερό και κινητό.

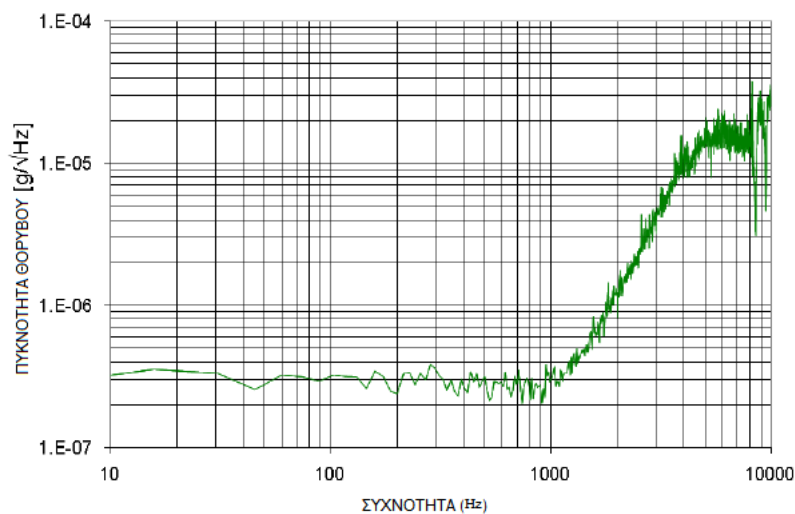
Ο συγκεκριμένος αισθητήρας κατασκευάστηκε με χρήση της τεχνολογίας χωρικής και όχι επίπεδης μετατόπισης της ελεύθερης μάζας και αποτελεί παράδειγμα κλειστού βρόχου σχεδίασης που είναι αποδεδειγμένα καλύτερη λύση σε περιπτώσεις όπου απαιτείται ελαχιστοποίηση του θορύβου. Έτσι, ο αισθητήρας στην τελική του μορφή απαρτίζεται εσωτερικά από τρεις διατάξεις μεταβλητής χωρητικότητας, καθεμία από τις οποίες αποτελείται από τέσσερα δισκία μονοκρυσταλλικού πυριτίου στιλβωμένα και από τις δύο μεριές. Τα δύο εσωτερικά δισκία, μεσαίο ηλεκτρόδιο, συνδεδεμένα με τη μέθοδο της σύντηξης, αποτελούν την κινητή μάζα ενώ τα δύο εξωτερικά αποτελούν το εξωτερικό ηλεκτρόδιο. Η εφαρμοζόμενη επιτάχυνση στο ελεύθερο προς κίνηση κεντρικό στέλεχος μεταβάλλει την αδράνεια του εσωτερικού ηλεκτροδίου προκαλώντας την κίνηση αυτού μεταξύ των δύο εξωτερικών και τη μεταβολή της χωρητικότητας των πυκνωτικών διατάξεων. Σαν άμεση συνέπεια μία ηλεκτροστατική δύναμη εφαρμόζεται στο μεσαίο ηλεκτροδίο προκειμένου αυτό να επιστρέψει και να διατηρηθεί σε μία κεντρική 'ουδέτερη' θέση. Το σήμα εξόδου του αισθητήρα προέρχεται ακριβώς από αυτήν ακριβώς τη δύναμη διόρθωσης της θέσης του κεντρικού στελέχους και είναι γαμμικώς εξαρτημένη από την εφαρμοζόμενη στον αισθητήρα επιτάχυνση.

Ιδιαίτερα για το υπό χρήση επιταχυνσιόμετρο, το εύρος των επιταχύνσεων που μπορεί να απεικονιστεί και να μετρηθεί είναι στην περίπτωση γραμμικής εξόδου $\pm 4.5 g$ ενώ περιορίζεται στα $\pm 4 g$ στην γενική περίπτωση μη γραμμικής εξόδου, όπου g η επιτάχυνση της βαρύτητας. Η σχετική ευαισθησία του αισθητήρα είναι $0.8 V/g$ και διατηρείται σε αυτήν την τιμή για μεταβολές επιτάχυνσης με συχνότητα εντός του εύρους καλής λειτουργίας του αισθητήρα, μέχρι $1 KHz$. Σύμφωνα με τις προδιαγραφές του αισθητήρα ο εισαγόμενος θόρυβος ακολουθεί γραμμική συνάρτηση με τη ρίζα της εκάστοτε συχνότητας και



Σχήμα 3.7: Απόκριση πλάτους του σήματος εξόδου του αισθητήρα ως συνάρτηση της συχνότητας

εκφράζεται από τη σχέση $800ng/\sqrt{Hz}$ όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 3.8 βάσει της οποίας συμπεραίνουμε την εισαγωγή πολύ χαμηλού επιπέδου θορύβου που αυξάνεται με την αύξηση της συχνότητας. Μέγιστη τιμή θορύβου για λειτουργία σε συχνότητα μέχρι $100 Hz$ που μας ενδιαφέρει στην παρούσα εφαρμογή αναμένεται να αντιστοιχεί σε μεταβολή της λαμβανόμενης τάσης κατά $64nV$ στα $100Hz$, τιμή που δεν επηρεάζει τις μετρήσεις, με δεδομένη την απόκριση του πλάτους όπως αυτή παρουσιάζεται στο αντίστοιχο διάγραμμα κατανομής του κέρδους του αισθητήρα σε σχέση με τη συχνότητα (σχ. 3.7). Ασφαλώς ο θόρυβος που μελετάται στο παρόν κεφάλαιο οφείλεται μόνο



Σχήμα 3.8: Πυκνότητα θορύβου της εξόδου του αισθητήρα ως συνάρτηση της συχνότητας

στον αισθητήρα και δεν συμπεριλαμβάνει άλλες πηγές θορύβου όπως αυτές αναλύθηκαν νωρίτερα.

Εν τέλει, οι εξισώσεις που περιγράφουν την εφαρμοσμένη επιτάχυνση σε μονάδες σταθεράς της βαρύτητας g βάσει του σήματος εξόδου δίνονται παρακάτω. Η πρώτη σχέση αποτελεί απλοποιημένη γραμμική έκφραση της συνάρτησης ενώ η δεύτερη εκφράζει την πολυωνυμική τρίτου βαθμού εξάρτηση από την τάση εξόδου και χρησιμοποιείται σε περίπτωση όπου απαιτείται μεγαλύτερη ακρίβεια στον υπολογισμό της προς μέτρηση επιτάχυνσης.

$$a = gK1 - K0 \quad a = g - g^2K2 - g^3K3$$

όπου $K1$ είναι ο συντελεστής κλίμακας ή ευαισθησία του αισθητήρα, εδώ $0.8V/g$, $K0$ είναι η επιτάχυνση που αντιστοιχεί στο σήμα εξόδου χωρίς εφαρμοσμένη στο σύστημα είσοδο "bias", ενώ $K2$ και $K3$ είναι οι συντελεστές δεύτερης και τρίτης τάξης μη γραμμικότητας, αντιστοίχως.

Κεφάλαιο 4

Το κύκλωμα λειτουργίας του αισθητήρα

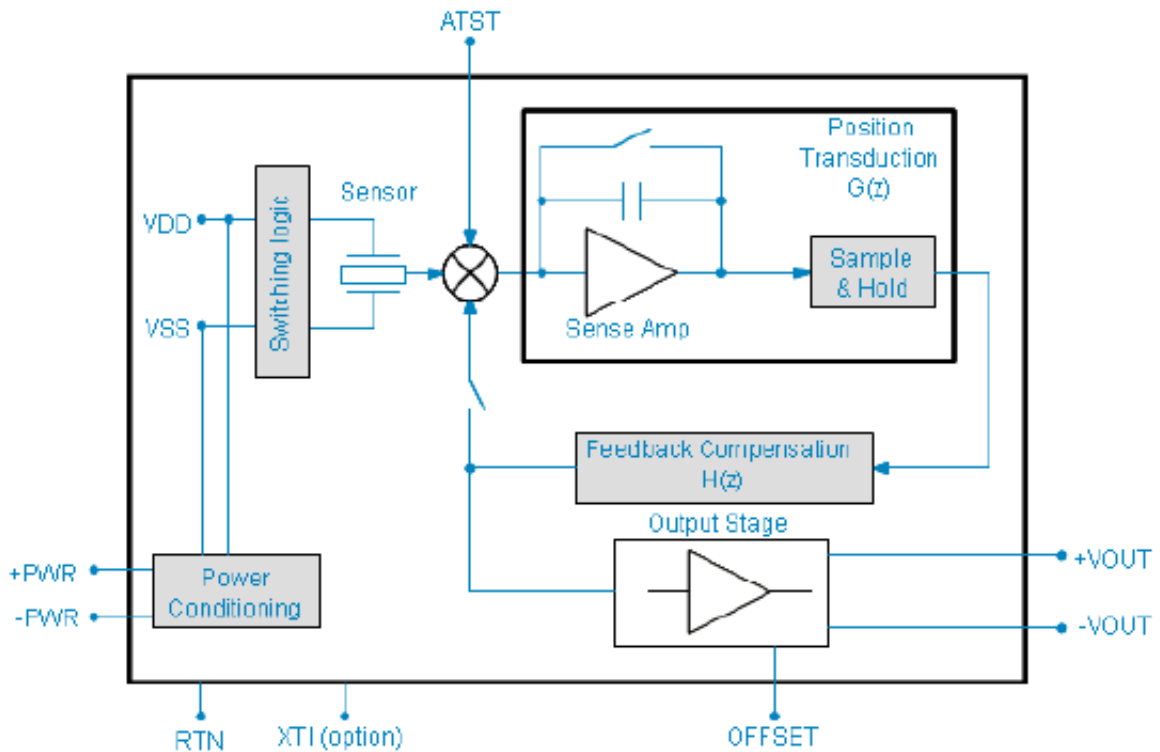
Βάσει των προδιαγραφών λειτουργίας του αισθητήρα της σειράς *SiFlex* όπως αυτές περιγράφονται από την εταιρία κατασκευής του, σχεδιάστηκε με χρήση του προγράμματος *Altium* και υλοποιήθηκε το κύκλωμα που παρέχει στις ηλεκτρικές συνδέσεις του αισθητήρα τα κατάλληλα σήματα ή τάσεις τροφοδοσίας.

4.1 Η σχεδίαση του κυκλώματος

4.1.1 Εσωτερική διάρθρωση του αισθητήρα

Η εσωτερική διάρθρωση του αισθητήρα σε συνδυασμό με τις εξωτερικές συνδέσεις που απαιτεί η σωστή λειτουργία του φαίνονται στην παρακάτω εικόνα. Σύμφωνα με την τεχνική περιγραφή της εταιρείας κατασκευής ο αισθητήρας λειτουργεί με θετική και αρνητική τάση τροφοδοσίας $\pm 5V$, που πρέπει να παρέχεται ταυτόχρονα στις αντίστοιχες ηλεκτρικές συνδέσεις (*pins* 9 και 10). Ο όρος 'ταυτόχρονα' αναφέρεται σε χρονική διαφορά των σημάτων μικρότερη των $50msec$, ενώ βασική προϋπόθεση για τη διασφάλιση της ελαχιστοποίησης του θορύβου στην έξοδο του αισθητήρα είναι η κατά το δυνατό σταθερότητα των τάσεων τροφοδοσίας με ελαχιστοποίηση των διακυμάνσεων και παρουσία θορύβου μικρότερη των $100\mu V/\sqrt{Hz}$. Το εσωτερικό κύκλωμα του αισθητήρα διαθέτει υποκύκλωμα διαμόρφωσης των σημάτων τροφοδοσίας με το οποίο αφενός μειώνει τις διακυμάνσεις αυτής αφετέρου προστατεύει τον αισθητήρα από τροφοδοσία αντίθετης πολικότητας μέσω μίας γέφυρας διόδων. Έτσι στην περίπτωση αντίθετης πολικότητας της παρεχόμενης τάσης τροφοδοσίας μπορεί να λειτουργεί κανονικά.

Η λειτουργία του αισθητήρα που χρησιμοποιήσαμε απαιτεί την σύνδεση με εξωτερικό



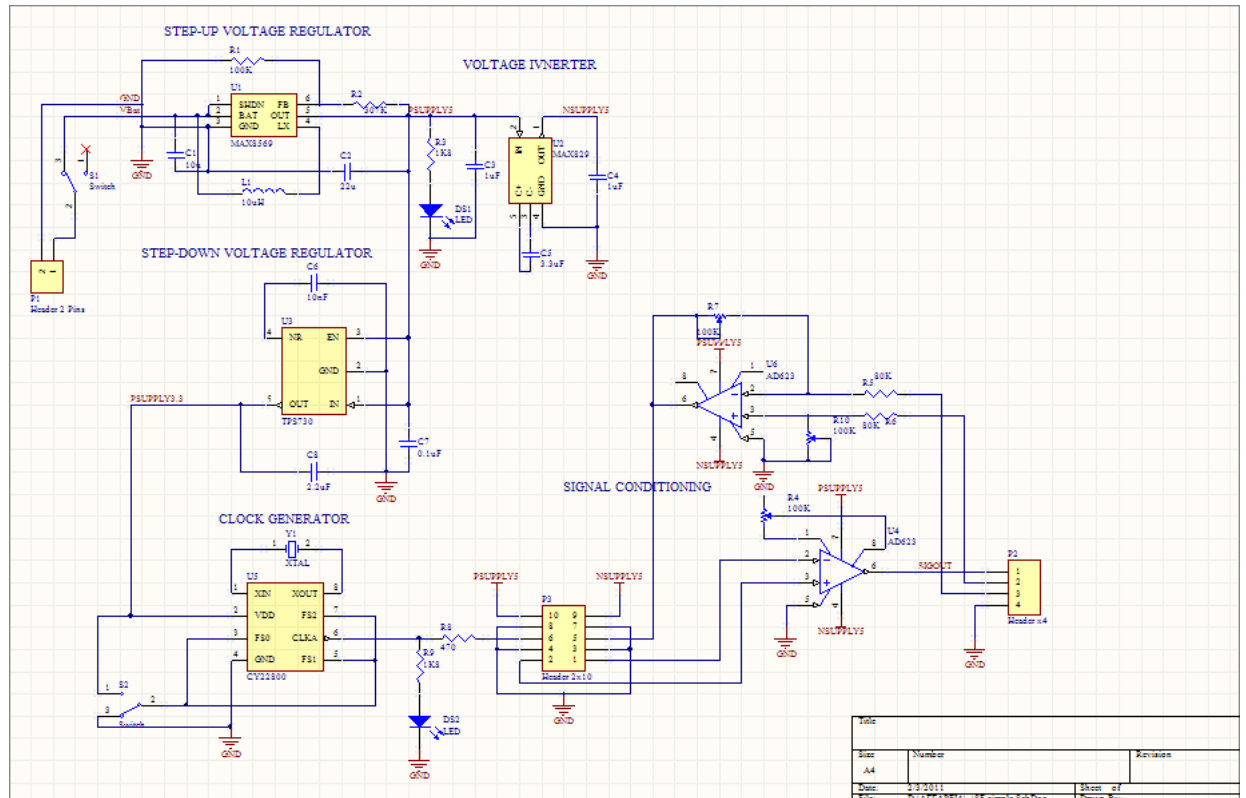
Σχήμα 4.1: Εσωτερική διάρθρωση αισθητήρα *SiFlex*

ταλαντωτή καθώς αυτός δεν διατίθεται στο εσωτερικό κύκλωμα. Η παρούσα έκδοση είναι κατάλληλη για λειτουργία σε τρεις άξονες και επιτρέπει τη μείωση των παρεμβολών που προέρχονται από τον εσωτερικό ταλαντωτή μεταξύ των υποκυκλωμάτων του αισθητήρα. ο εξωτερικός ταλαντωτής πρέπει να παρέχει σήμα τετραγωνικού παλμού με συχνότητα ταλάντωσης 4.000 ή 4.096MHz , *duty cycle* 50 % και 5V CMOS επίπεδα τάσης με τη χαμηλή τάση μικρότερη από $0,8\text{V}$ και τη υψηλή μεγαλύτερη από 4V . Το σήμα ταλάντωσης δεν πρέπει να εφαρμόζεται στον αντίστοιχο ακροδέκτη του αισθητήρα (*pin6*) προτού εφαρμοστούν οι διπλής πολικότητας τάσεις τροφοδοσίας στις αντίστοιχες συνδέσεις.

Η σύνδεση 5 του αισθητήρα χρησιμοποιείται για ρύθμιση της σταθερής τάσης εξόδου που προστίθεται στο σήμα εξόδου λόγω της περιστροφής του αισθητήρα και της επίδρασης της βαρύτητας στο κινητό του στέλεχος. Περαιτέρω αναπτυξη του θέματος πραγματοποιείται στο κεφάλαιο ανάδρασης 5. Η είσοδος αυτή ρυθμίζεται βάσει της εξόδου και στόχο έχει τη λειτουργία του αισθητήρα με μηδενική ή μικρή *dc* τάση στη έξοδο. Η έξοδος του αισθητήρα παρέχεται μέσω των ακροδεκτών 1 και 2 και δεν απαιτεί περαιτέρω επεξεργασία προκειμένου να συνδεθεί με οποιοδήποτε σύστημα λήψης δεδομένων.

4.1.2 Το κύκλωμα

Το κύκλωμα που σχεδιάστηκε εικονίζεται στο ακόλουθο σχηματικό διάγραμμα του προγράμματος *Altium*. Τα μέρη από τα οποία αποτελείται είναι τα ακόλουθα:



Σχήμα 4.2: Σχεδιαστικό διάγραμμα κυκλώματος

- Η τροφοδοσία: Το κύκλωμα λειτουργεί με μπαταρίες των $1,5\text{ V}$ συνδεδεμένες σε σειρά ώστε να παρέχεται στο κύκλωμα τροφοδοσία των 3 V .
- Ακολουθεί ρυθμιστής τάσης (*Step – up voltage redulator*) της εταιρίας *Maxim* *MAX8569* με παρεχόμενη έξοδο $+5\text{ V}$ που αποτελεί και την τάση τροφοδοσίας του αισθητήρα.
- Ένας αντιστροφέας τάσης (*voltage inverter*) χρησιμοποιείται για την παροχή της αρνητικής τάσης τροφοδοσίας του αισθητήρα -5V επίσης από την εταιρία *Maxim* *MAX829*.
- Για την παραγωγή του σήματος ταλάντωσης που απαιτεί ο αισθητήρας χρησιμοποιείται υποκύκλωμα που περιλαμβάνει εκτός από τη γεννήτρια παλμών ρολογιού *CY22800* (*programmable clock generator* της εταιρίας *CYPRESS perform*)

ένα κρυσταλλικό ταλαντωτή και ένα ρυθμιστή τάσης (*voltage regulator*) από τα 5V στα 3,3 V που απαιτούνται για τη λειτουργία του ρολογιού. Ο ρυθμιστής τάσης είναι της εταιρίας *Texas Instruments* (TPS 730).

- Το σήμα εξόδου του αισθητήρα ενισχύεται με χρήση του ενισχυτή AD623 της *Analog Device* (*Dual supply, rail – to – rail instrumentation amplifier*) σε απλή συνδεσμολογία ώστε το σήμα εξόδου να μην υπερβαίνει τα 10V *peak to peak* και η σταθερή συνιστώσα του να βρίσκεται κατά το δυνατό κοντά στο 0. Το κέρδος ενίσχυσης ρυθμίζεται με το ποτενσιόμετρο R_4 .
- Ο ίδιος ενισχυτής χρησιμοποιείται και με τη συνδεσμολογία ακόλουθου τάσης για τον καθορισμό της σταθερής συνιστώσας που εισέρχεται στον ακροδέκτη 5 του αισθητήρα. Η συνάρτηση μεταφοράς που αντιπροσωπεύει το συγκεκριμένο υποκύκλωμα είναι η ακόλουθη:

$$V_5 = \frac{R_5+R_7}{R_5} \frac{R_{10}}{R_6+R_{10}} V_3 - \frac{R_7}{R_5} V_2$$

όπου V_5 έξοδος του σταδίου αυτού και είσοδος στον ακροδέκτη 5 του αισθητήρα ενώ V_2 και V_3 οι είσοδοι στον αναστρέφων και μη αναστρέφων ακροδέκτη του ενισχυτή αντίστοιχα. Για επιλογή των αντιστάσεων και ρύθμιση των αντίστοιχων ποτενσιόμετρων τέτοια ώστε $R_7 = R_{10}$ και $R_5 = R_6$ έχουμε:

$$V_5 = \frac{R_7}{R_5} (V_3 - V_2)$$

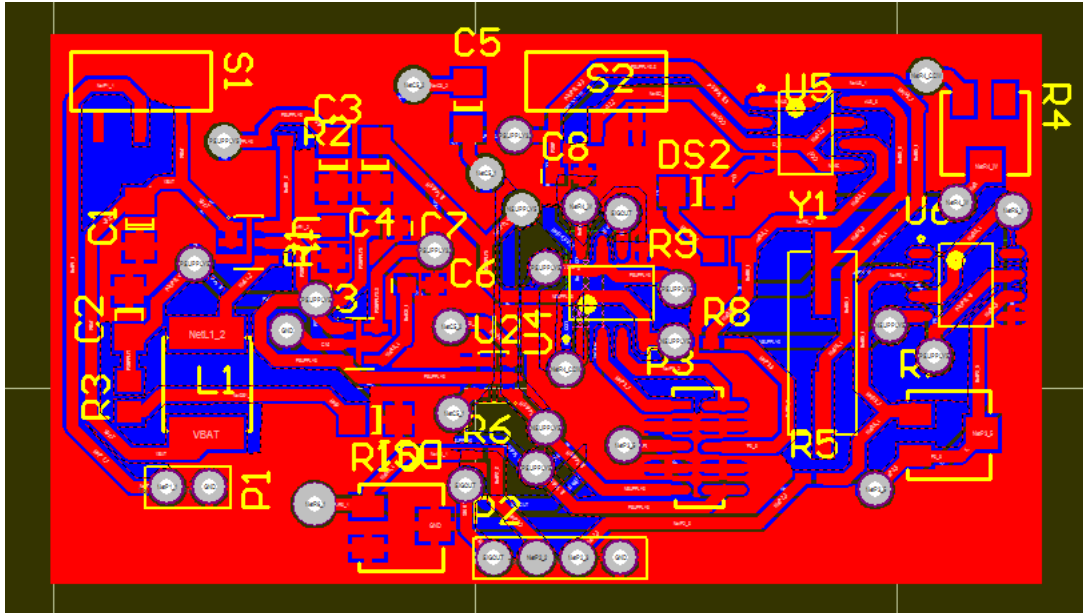
Ενώ για επιπλέον $R_7 = R_5$

$$V_5 = (V_3 - V_2)$$

Βάσει των παραπάνω όταν η τάση στην είσοδο 2 του ενισχυτή μηδενίζεται η έξοδος ακολουθεί την είσοδο στον ακροδέκτη 3 ενώ όταν η είσοδος στη σύνδεση 3 μηδενίζεται η έξοδος γίνεται αρνητικά ενισχυμένη ως προς την είσοδο στον ακροδέκτη 2. Η αναγκαιότητα αυτής της συνδεσμολογίας εξαρτάται από τις απαιτήσεις του αισθητήρα για την εξάλειψη της σταθερής συνιστώσας στην έξοδο του σήματος και από τις δυνατότητες που μας παρέχει το πρόγραμμα *LabVIEW* καθώς και η συσκευή για λήψη του σήματος από την εταιρία *National Instruments*. Περαιτέρω ανάλυση του ζητήματος αυτού πραγματοποιείται στο κεφάλαιο που ακολουθεί.

Το κύκλωμα διαθέτει επίσης 3 *headers* για τη σύνδεση με την τροφοδοσία ($P1$) με τη συσκευή λήψης δεδομένων και την επικοινωνία με το πρόγραμμα *LabVIEW* ($P2$) και τη σύνδεση με τον αισθητήρα ($P3$).

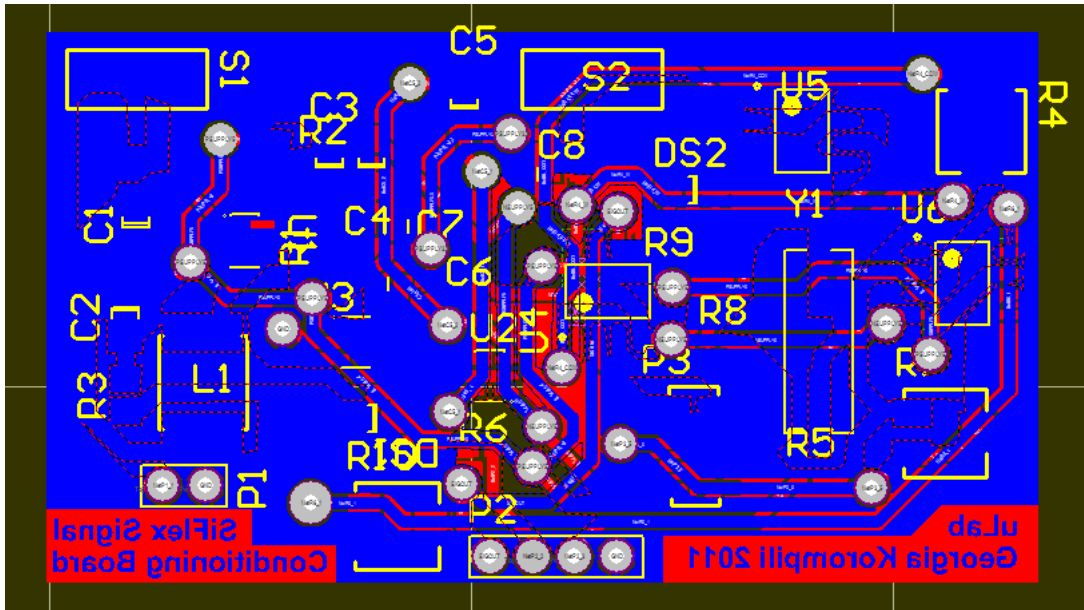
4.2 Χρήση του προγράμματος *Altium*



Σχήμα 4.3: *Top layer pcb*

Με χρήση του προγράμματος *Altium* σχεδιάστηκε η κυκλωματική διάταξη που περιγράψαμε παραπάνω και οι συνδέσεις του κυκλώματος προς εκτύπωση *printed circuit board (PCB)*. Η σχεδίαση πραγματοποιήθηκε για πλακέτα 2 επιπέδων με τα στοιχεία να συγκεντρώνονται στο ένα μόνο επίπεδο για μεγαλύτερη ευκολία στη χρήση. Οι προδιαγραφές των μεγεθών των συνδέσεων και των αποστάσεων των τυπωμένων δρόμων είναι σύμφωνες με τους κανόνες των τεχνικών συσκευασίας για εξάλειψη φαινομένων παρεμβολών των σημάτων μεταξύ κοντινών δρόμων καθώς και κακής μετάδοσης του σήματος λόγω κακής σχεδίασης της διαδρομής ή απομαρυσμένων συνδέσεων. Δύο επίπεδα παρέχονται για τη γείωση εφόσον τα προβλήματα που αναφέρθηκαν ανωτέρω εμφανίζουν ιδιαίτερη σημασία στην περίπτωση των γειώσεων. Δύο σημεία γειωμένα πρέπει να έχουν απαραίτητα το ίδιο μηδενικό δυναμικό και να διασφαλίζεται κατά το δυνατό η μη παρεμβολή άλλων σημάτων στους δρόμους που μεταφέρουν τη γείωση. Αυτό επιτυγχάνεται σε μεγάλο βαθμό με χρήση επιπέδου και όχι δρόμου γείωσης, γνωστό ως *ground plane*.

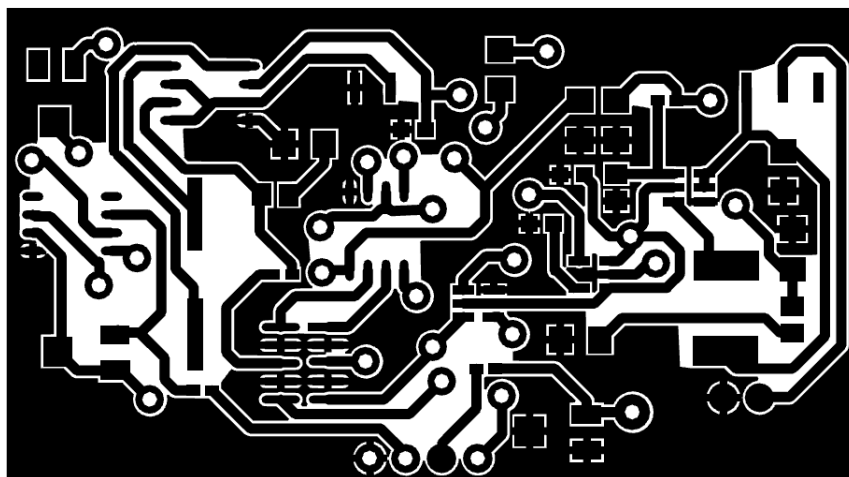
Όλα τα στοιχεία που χρησιμοποιήθηκαν για το κύκλωμα είναι τεχνολογίας απευθείας επικόλλησης στο τυπωμένο κύκλωμα *Surface Mounted Design (SMD)* με μεγέθη που ποικίλουν ανάλογα με τα διαθέσιμα που υπήρχαν στην αγορά πάντα με βάση την επιλογή κατά το δυνατόν μεγαλύτερης ακρίβειας των ζητούμενων τιμών στην περίπτωση αντιστάσεων, πυκνωτών και πηνίων ενώ παράλληλα με σκοπό την κατασκευή κατά το δυνατό μικρότερης πλακέτας για εξοικονόμηση χώρου και ευκολία της φορητής συσκευής



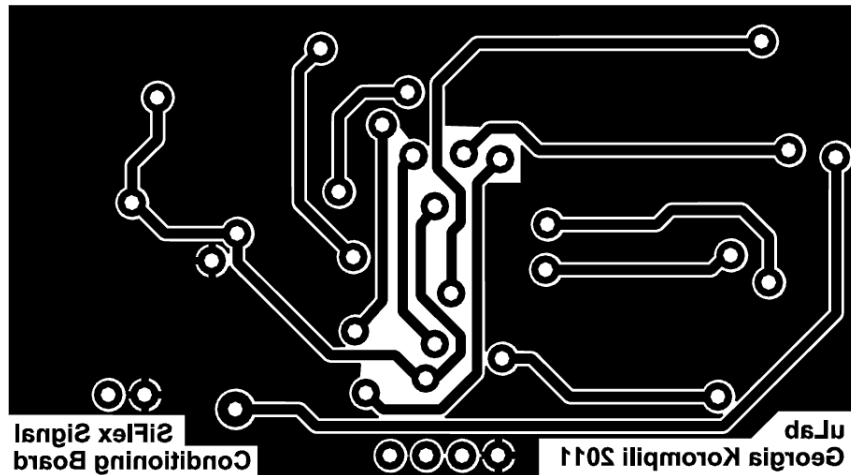
Σχήμα 4.4: *Bottom layer pcb*

που κατασκευάζεται.

Στις εικόνες 4.3 και 4.4 παρουσιάζεται η τελική μορφή σχεδίασης της πλακέτας με χρήση του προγράμματος *Altium* ενώ ακολουθούν και οι μάσκες που εξάγονται από την σχεδίαση αυτή για την τύπωση της πλακέτας.



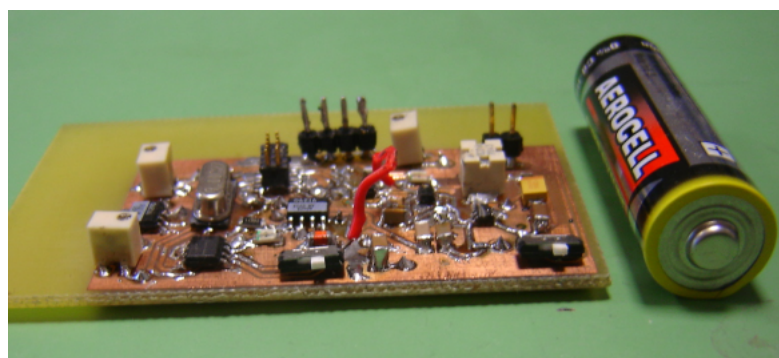
Σχήμα 4.5: Μάσκα πάνω επίπεδο



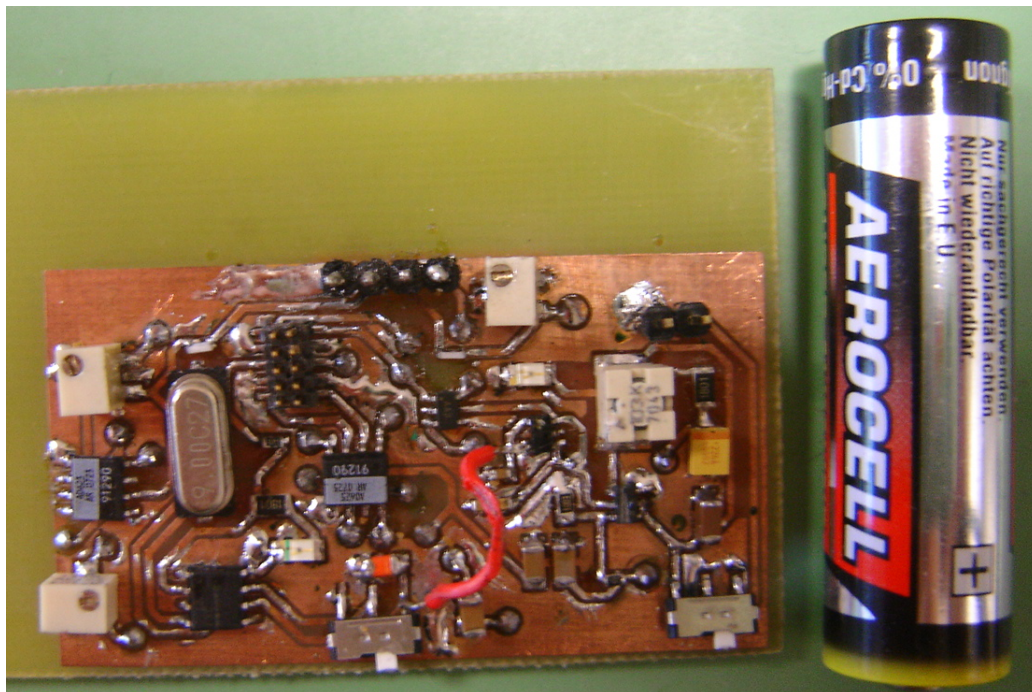
Σχήμα 4.6: Μάσκα κάτω επιπέδου

4.3 Η κατασκευή της πλακέτας

Τη σχεδίαση της πλακέτας του κυκλώματος ακολούθησε η κατασκευή αυτής και η εκτύπωσή της στο εργαστήριο μικροηλεκτρονικής και αισθητήρων. Η πλακέτα που κατασκευάστηκε εικονίζεται με τα στοιχεία που κολλήθηκαν στις εικόνες που ακολουθούν. Το μέγεθος της πλακέτας συγκρινόμενο με τον αισθητήρα αλλά και με ένα αντικείμενο ευρέως χρησιμοποιούμενο είναι εμφανώς μικρό ώστε να μπορεί να αποτελεί μέρος μίας μικρής εύχρηστης στον ύπνο συσκευής. Ασφαλώς εμπορικά κατασκευασμένη μία τέτοια πλακέτα θα μπορούσε να είναι αρκετά μικρότερη κάνοντας χρήση μικρότερων στοιχείων αλλά και αξιοποιώντας περισσότερα του ενός επίπεδα για την κόλληση αυτών.



Σχήμα 4.7: Η πλακέτα συγκρινόμενη με μία από τις μπαταρίες που χρησιμοποιήθηκαν για την τροφοδοσία



Σχήμα 4.8: Η πλακέτα συγκρινόμενη με μία από τις μπαταρίες που χρησιμοποιήθηκαν για την τροφοδοσία

Κεφάλαιο 5

Το τμήμα της ανάδρασης με χρήση του προγράμματος *LabVIEW*

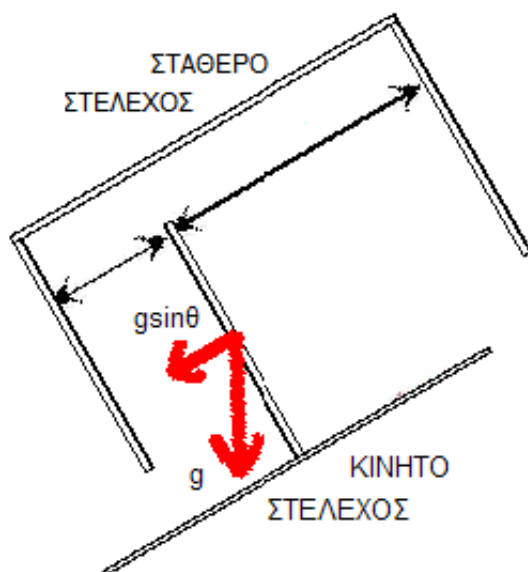
Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η διάταξη ανάδρασης που αποτελεί μέρος του κυκλώματος λειτουργίας με χρήση του προγράμματος εικονικής επεξεργασίας σήματος *LabVIEW* με στόχο την εξάλειψη της σταθερής *dc* συνιστώσας που εμφανίζεται στο σήμα εξόδου του αισθητήρα αλλά και την αποθήκευση των δεδομένων.

5.1 Πού οφείλεται η παρουσία της σταθερής συνιστώσας

Σύμφωνα με την περιγραφή της βασικής αρχής λειτουργίας του αισθητήρα, όπως αυτή πραγματοποιήθηκε στο κεφάλαιο 3, ο αισθητήρας διαθέτει ένα στέλεχος ελεύθερο να κινηθεί στο οποίο εφαρμόζεται η προς μέτρηση επιτάχυνση. Η ελευθερία κίνησης του στελέχους αυτού έχει ως αποτέλεσμα την επίδραση και της βαρύτητας η οποία ανιχνεύεται από τον αισθητήρα και παρουσιάζεται ως σταθερή εφαρμοζόμενη επιτάχυνση στην έξοδο αυτού. Η επίδραση της επιτάχυνσης της βαρύτητας πραγματοποιείται όταν ο αισθητήρας στρέφεται. Υπάρχει μόνο μία θέση του αισθητήρα που η επίδραση της βαρύτητας είναι προσεγγιστικά κοντά στο μηδέν, στην πράξη δεν εξαλείφεται ποτέ εντελώς, η οποία αντιχτοιχεί περίπου σε 90° απόκλιση από την συνήθη θέση χρήσης του αισθητήρα και στην όρθια στάση του ασθενούς. Οποιαδήποτε άλλη θέση λειτουργίας του αισθητήρα έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση μιας σταθερής θετικής ή αρνητικής τάσης στην έξοδο του σήματος του αισθητήρα που αντιστοιχεί σε μόνιμη επίδραση της βαρύτητας στο κινούμενο ηλεκτρόδιο. Το εσωτερικό ηλεκτρόδιο με βάση αυτή την επίδραση της βαρύτητας αποκλίνει 'σταθερά' από τη θέση ισορροπίας του με κατεύθυνση απόκλισης προς το ένα ή το άλλο εξωτερικό ηλεκτρόδιο με αποτέλεσμα της εμφάνιση διπλής

πολικότητας στη σταθερή συνιστώσα του σήματος εξόδου. Ο όρος 'σταθερή απόκλιση' αναφέρεται στη μη μεταβολή της επίδρασης της βαρύτητας όσο η θέση του αισθητήρα δεν μεταβάλλεται και η κλίση του παραμένει σταθερή. Στο χρονικό αυτό διάστημα η *dc* συνιστώσα της εξόδου παραμένει αμετάβλητη αλλά μη μηδενική.

Με βάση το απλοποιημένο σχηματικό διάγραμμα που ακολουθεί αναμένουμε η τιμή της



Σχήμα 5.1: Επίδραση της βαρύτητας

dc τάσης στην έξοδο λόγω παρουσίας της βαρυτικής επίδρασης να είναι ανάλογη του ημιτόνου της γωνίας κλίσης από τη θέση στην οποία η τιμή αυτή μηδενίζεται, τη θέση δηλαδή ισορροπίας του μεσαίου ηλεκτροδίου σε ίση απόσταση από τα εκατέρωθεν αυτού ηλεκτρόδια.

5.2 Γιατί είναι απαραίτητη η ελαχιστοποίηση της *dc* συνιστώσας του σήματος λήψης

Το σήμα εξόδου του αισθητήρα, λόγω της λειτουργίας του με τάση τροφοδοσίας από τα -5 στα $+5$ V, μπορεί να κυμαίνεται εντός αυτών των ορίων ενώ όταν τα όρια αυτά ξεπερνιούνται ο αισθητήρας μπαίνει στον κόρο και το σήμα δεν λαμβάνεται. Έτσι παραδείγματος χάριν, στις περιπτώσεις που λόγω επίδρασης της βαρυτικής επιτάχυνσης εισάγεται στο σήμα εξόδου *dc* συνιστώσα μεγαλύτερη των 3V κατ' απόλυτη τιμή το λαμβανόμενο σήμα που υπερτίθεται της συνιστώσας αυτής διαβάζεται εξόλοκληρου μόνο

όταν το από κορυφή σε κορυφή πλάτος του δεν ξεπερνά τα $4V$. Σε περίπτωση που το πλάτος του σήματος είναι μεγαλύτερο τότε είτε οι θετικές είτε οι αρνητικές κορυφές του σήματος που ξεπερνούν την τιμή αυτή αποκόπτονται και το σήμα δεν είναι αναγνώσιμο στο σύνολο του.

Επιπρόσθετα στην παρούσα κατασκευή είναι αδύνατος ή τουλάχιστον μη χρηστικός ο περιορισμός της περιστροφής του αισθητήρα κατά τη διάρκεια λήψης σήματος. Πράγματι, αυτός ο περιορισμός αν ήταν δυνατό να εφαρμοστεί θα διασφάλιζε τη λειτουργία του αισθητήρα μόνιμα σε θέση κατάλληλη ώστε να μην εισάγεται η dc συνιστώσα στην έξοδο και ο αισθητήρας να μην εισέρχεται στην περιοχή κόρου. Με δεδομένο, ωστόσο, ότι η παρούσα κατασκευή προορίζεται για μελέτη της υπνικής άπνοιας και μάλιστα οφείλει να αποτελεί εύχρηστη συσκευή με στόχο την αντικατάσταση της άβολης διαγνωστικής μεθόδου της πολυπνογραφίας επιβάλλεται η συνεχής λειτουργία του αισθητήρα στην περιοχή κανονικής (μη κορεσμένης) λειτουργίας ενώ παράλληλα αυτός να μπορεί να ακολουθεί την ελευθερία κίνησης του ασθενούς, όντας κολλημένος στο σώμα αυτού κατά τη διάρκεια του ύπνου του.

Με βάση τις τιμές των σημάτων που αναμένουμε από την περίπτωση των καρδιακών και αναπνευστικών παλμών το πλάτος αυτών δεν θα ξεπερνά τα $2V$. Ιδανικά ο αισθητήρας θα έπρεπε να λειτουργεί με συνεχή παραμονή της dc συνιστώσας στο 0 . Ωστόσο εδώ απαιτείται απλά η παραμονή της συνιστώσας αυτής εντός ορίων που επιτρέπουν την κανονική λήψη σήματος και τον περιορισμό των διαρκών ελέγχων για ταχύτερη και απλούστερη κατασκευή της απαραίτητης ανάδρασης του κυκλώματος. Τα όρια αυτά επιλέχθηκαν να είναι $2V$ περί του μηδενός εκτός των οποίων ενεργοποιείται η συνθήκη εφαρμογής της ανάδρασης του κυκλώματος.

5.3 Δυνατότητα μείωσης της dc συνιστώσας σύμφωνα με τις προδιαγραφές του αισθητήρα

Όπως έχει αναφερθεί σε αρκετά σημεία νωρίτερα το επιταχυνσιόμετρο της σειράς *SiFlex* παρέχει τη δυνατότητα μείωσης της εισαγόμενης σταθερής συνιστώσας στην έξοδό του. Αυτό πραγματοποιείται μέσω της παροχής κατάλληλου dc σήματος στην ηλεκτρική σύνδεση 5 του αισθητήρα. Σύμφωνα με τις προδιαγραφές λειτουργίας του αισθητήρα η τάση που παρέχεται στον ακροδέκτη αυτό εφαρμόζεται στο τελικό στάδιο εσωτερικής ενίσχυσης του σήματος εξόδου και αποτελεί τάση πόλωσης του ενισχυτή για λειτουργία αυτού στη γραμμική του περιοχή. Δεν επιτρέπει δηλαδή τη μηχανική επαναφορά του μεσαίου ηλεκτροδίου στη θέση ισορροπίας.

Τα χαρακτηριστικά του παρεχόμενου σε αυτή τη σύνδεση σήματος αφορούν κυρίως

το σηματοθρομβικό λόγο. Πράγματι, λόγω μοναδιαίου κέρδους του τελικού σταδίου ενίσχυσης το σήμα που εισέρχεται στη σύνδεση 5 θα πρέπει να είναι απαλλαγμένο κατά το δυνατό από θόρυβο. Ο θόρυβος που εισέρχεται θα μεταφέρεται αυτούσιος στην έξοδο μειώνοντας έτσι την ποιότητα του σήματος. Ιδιαίτερη προσοχή επιβάλλεται να δοθεί στο θόρυβο που επάγεται από ηλεκτρομαγνητική παρεμβολή γεγονός που απαιτεί τη γείωση της σύνδεσης όταν αυτή δεν χρησιμοποιείται.

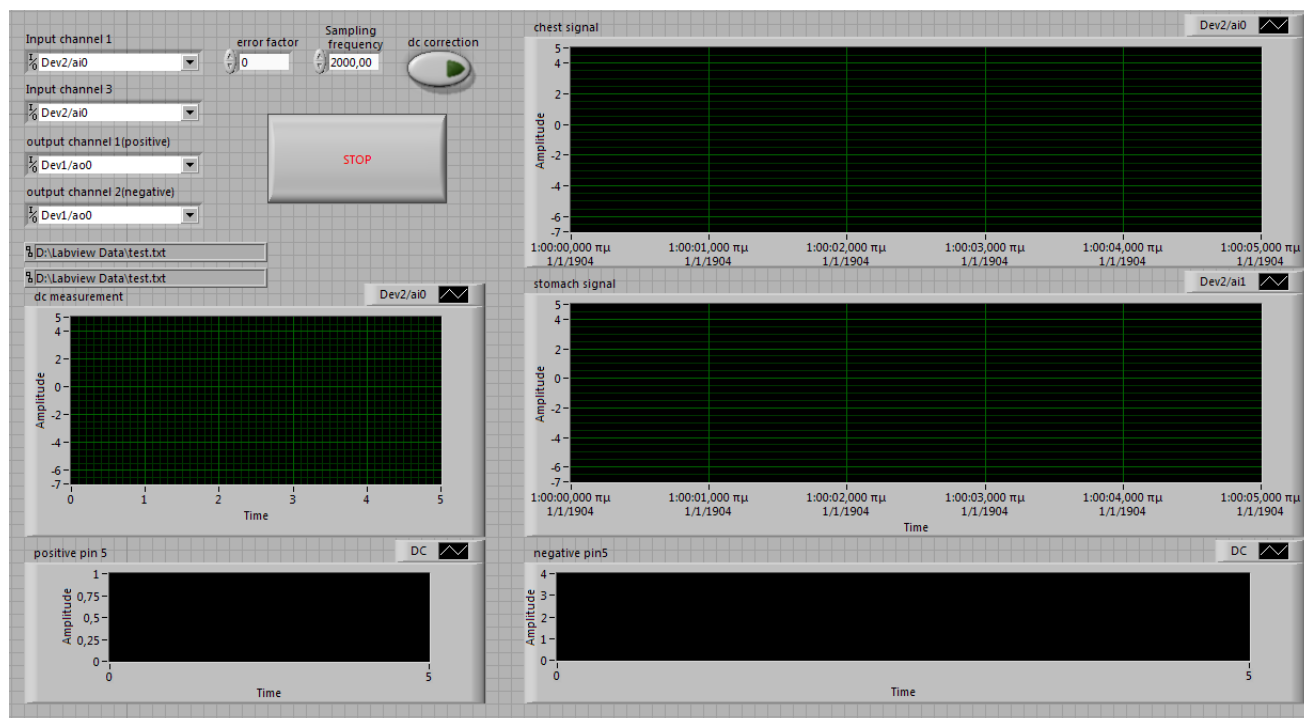
5.4 Υλοποίηση του υποκυκλώματος ανάδρασης μέσω *LabVIEW*

Το υποκύκλωμα μείωσης της *dc* συνιστώσας σκοπό έχει τη μέτρηση αυτής στην έξοδο του αισθητήρα και τον υπολογισμό της κατάλληλης τιμής τάσης που πρέπει να παρέχεται στη σύνδεση 5 του αισθητήρα. Στο υποκύκλωμα αυτό συμμετέχουν ο μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (*analogue to digital converter*) της εταιρίας *National Instruments*, το εικονικό κύκλωμα επεξεργασίας σήματος που κατασκευάστηκε με χρήση του προγράμματος *LabVIEW* καθώς και το κύκλωμα ακόλουθου τάσης της πλακέτας.

5.4.1 *LabVIEW*

Το πρόγραμμα *LabVIEW* που κατασκευάστηκε από την εταιρία *National Instruments* παρέχει τη δυνατότητα κατασκευής εικονικού (*virtual*) κυκλώματος για την επεξεργασία σημάτων που λαμβάνονται μέσω συσκευής λήψης δεδομένων (*data acquisition*), οι προδιαγραφές και η λειτουργία της οποίας αναλύονται εκτενώς στα ακόλουθα. Στην παρούσα εφαρμογή κατασκευάστηκε το κύκλωμα που φαίνεται στις παρακάτω εικόνες.

Το πρόγραμμα διαθέτει επιφάνεια επικοινωνίας με το χρήστη (*front panel* εικόνα 5.2) ενώ στο τέλος του κεφαλαίου φαίνεται το διάγραμμα λειτουργίας του (*block diagram*). Το συγκεκριμένο πρόγραμμα δημιουργεί τρία εικονικά κανάλια σήματος που αντιστοιχούν στον ένα αισθητήρα και συνδέονται με τη συσκευή λήψης και αποστολής δεδομένων (*USB DAQ – data acquisition* εικόνα 5.3). Από αυτά το ένα είναι κανάλι εισόδου δεδομένων και λαμβάνει το σήμα που εξέρχεται από την πλακέτα ενώ τα άλλα δύο είναι κανάλια εξόδου δεδομένων και στέλνουν στις εισόδους του ακόλουθου τάσης τις πλακέτας κατάλληλα σήματα σταθερής τάσης. Τα δύο κανάλια διαχωρίζονται ως 'θετικό' και 'αρνητικό' κανάλι σύμφωνα με τη σύνδεσή τους στον ακόλουθο τάσης. Η συχνότητα δειγματοληψίας του σήματος εισόδου καθορίζεται από το χρήστη. Το σήμα φαίνεται σε ένα διάγραμμα στην επιφάνεια επικοινωνίας με το χρήστη και ανανεώνεται



Σχήμα 5.2: front panel LabVIEW



Σχήμα 5.3: Data acquisition USB 6009 που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη δεδομένων

σύμφωνα με την καθορισμένη τιμή του πλήθους των μετρήσεων που επεξεργάζεται το πρόγραμμα σε κάθε κύκλο επανάληψης. Η τιμή που επιλέξαμε εμείς είναι 1000 samples. Τη λήψη του σήματος ακολουθεί υπολογισμός της μέσης τιμής αυτού σε κάθε κύκλο επανάληψης και εικονίζεται στο αντίστοιχο διαγραμμα ώστε ο χρήστης να έχει συνεχή εποπτεία της μεταβολής της. Εάν η μέση τιμή ξεπερνά κατ' απόλυτη τιμή τα όρια που έχει ορίσει ο χρήστης στην επιφάνεια επικοινωνίας μέσω της τιμής ελέγχου *error factor* (εδώ χρησιμοποιήσαμε την τιμή 2V) το πρόγραμμα 'εγγράφει' στα δύο άλλα κανάλια σήμα σταθερής τάσης με κατάλληλη τιμή υπολογισμένη εντός μίας εντολής "EAN" (εντολή

"If"). Σε αντίθετη περίπτωση το πρόγραμμα δίνει εντολή 'εγγραφής' της σταθερής τάσης που δινόταν στον προηγούμενο κύκλο επαναλήψης. Με αυτή τη μέθοδο, το σήμα διορθώνεται κάθε φορά που αποκλίνει από τη μηδενική τιμή περισσότερο από 2V. Το σήμα που 'εγγραφεται' σε κάθε κανάλι φαίνεται στα αντίστοιχα διαγράμματα του *front panel*. Ένα ακόμη κανάλι εισόδου δημιουργείται για να αντιστοιχηθεί και να συνδεθεί με το σήμα από το δεύτερο αισθητήρα. Πράγματι, παρατηρούμε στην επιφάνεια επικοινωνίας δύο βασικά γραφήματα που αντιστοιχούν στο σήμα λήψης από το στέρνο (*chestsignal*) και την ανώτερη κοιλιακή χώρα (*stomachsignal*). Ο δεύτερος αισθητήρας προσαρμόστηκε κατάλληλα έτσι ώστε να έχει την ίδια περίπου κλίση με τον πρώτο και η *dc* συνιστώσα που εμφανίζεται στο σήμα αυτού να μπορεί να διορθωθεί με τα ίδια κανάλια εξόδου του προγράμματος. Αυτό πραγματοποιήθηκε αφενός μεν χάριν ευκολίας, δεδομένου ότι μπορεί να πραγματοποιηθεί σε μία ενιαία συσκευή, αφετέρου δε λόγω του περιορισμού του πλήθους των εξόδων που μας παρέχονται από τη συγκεκριμένη συσκευή επικοινωνίας με το πρόγραμμα. Η συσκευή που χρησιμοποιήσαμε παρέχει τη δυνατότητα δυο μόνο καναλιών εξόδου.

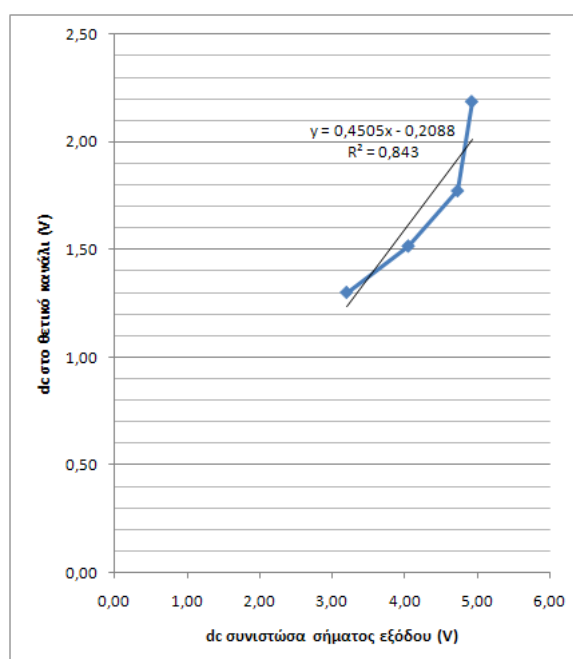
Η διαδικασία διόρθωσης της σταθερής συνιστώσας εξόδου μπορεί να ξεκινά και να σταματά κατά βούληση του χρήστη μέσω του ελέγχου μίας λογικής (*boolean*) τιμής που φαίνεται στην επιφάνεια εργασίας με την ονομασία *dc correction*. Στην περίπτωση μη ενεργοποίησης αυτής, τα κανάλια εξόδου 'εγγραφουν' την τιμή 0 όπως απαιτείται από τις προδιαγραφές του αισθητήρα για γείωση του συγκεκριμένου ακροδέκτη όταν αυτός δεν χρησιμοποιείται.

5.4.2 Υπολογισμός των απαιτούμενων τιμών ανάδρασης

Στην περίπτωση που γίνεται διόρθωση των τιμών που παρέχονται στα κανάλια εξόδου του *LabVIEW* οι νέες τιμές υπολογίζονται βάσει μίας συνάρτησης που εξήχθη με χρήση μετρήσεων. Οι μετρήσεις αυτές ελήφθησαν χωρίς χρήση του προγράμματος. Η έξοδος του κυκλώματος συνδέθηκε στον παλμογράφο όπου μετούνταν η μέση τιμή του σήματος εξόδου. Οι εισοδοί του ακόλουθου τάσης συνδέθηκαν με τροφοδοτικό ρυθμιζόμενης θετικής τάσης. Για κάθε θέση του αισθητήρα υπό κλίση ως προς την θέση ισορροπίας του μετρούνταν αρχικά η εισαγόμενη *dc* συνιστώσα στο σήμα εξόδου και ακολούθως η απαιτούμενη σταθερή τάση από το τροφοδοτικό για το μηδενισμό της συνιστώσας αυτής. Οι μετρήσεις φαίνονται στον παρακάτω πίνακα και ακολουθούν τα αντίστοιχα διγράμματα. Με τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων και με βάση τη διαπίστωση της αναλογικής σχέσης μεταξύ μέσης τιμής και απαιτούμενης παρεχόμενης σταθερής τάσης εξάγονται οι ακόλουθες συναρτήσεις. Οι σχέσεις αυτές μας πληροφορούν για την τιμή που πρέπει να εγγραφεί σε κάθε κανάλι εξόδου του *LabVIEW*, θετικό και αρνητικό αντίστοιχα

συναρτήσει της μετρούμενης κάθε φορά τιμής.

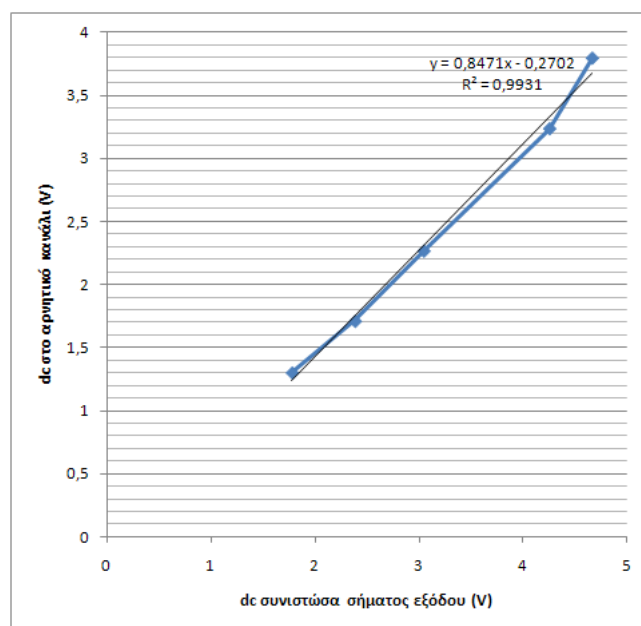
μετρούμενο dc στην έξοδο (V)	απαιτούμενο dc στο κανάλι θετικών τιμών(V)
3,20	1,30
4,05	1,52
4,73	1,77
4,92	2,19



Σχήμα 5.4: Τιμές που εγγράφονται στο θετικό κανάλι

μετρούμενο dc στην έξοδο (V)	απαιτούμενο dc στο κανάλι αρνητικών τιμών(V)
1,778	1,303
2,383	1,711
3,043	2,266
4,252	3,233
4,662	3,790

Το πρόγραμμα που υλοποιήθηκε λαμβάνει υπόψη του και την περίπτωση που η τάση διορθώνεται για δεύτερη φορά "προς την ίδια κατεύθυνση". Με τον όρο αυτό εννοούμε την εξής περίπτωση: Αρχικά ο αισθητήρα κλίνει προς μία κατεύθυνση με αποτέλεσμα την εισαγωγή μιας dc συνιστώσας έστω μεγαλύτερης των 2 V κατ' απόλυτη τιμή και η



Σχήμα 5.5: Τιμές που εγγράφονται στο αρνητικό κανάλι

οποία διορθώνεται με την εγγραφή κατάλληλης τιμής τάσης στο κανάλι που απαιτείται. Στην περίπτωση που η κλίση του αισθητήρα αυξηθεί προς την ίδια κατεύθυνση με επιβολή επιπρόσθετης *dc* συνιστώσας μεγαλύτερης των 2 V κατ' απόλυτη τιμή, μολονότι στην έξοδο παρατηρούμε μόνο αυτή την επιπρόσθετη συνιστώσα, στο αντίστοιχο κανάλι εξόδου θα πρέπει η νέα τιμή που υπολογίζεται να προστεθεί στην προηγούμενη. Έτσι το *loop* ανάδρασης που κατασκευάστηκε στο πρόγραμμα διατηρεί την προηγούμενη τιμή που εγγράφει προκειμένου να την προσθέσει στην επόμενη μέτρηση εάν χρειαστεί. Με τη σκέψη ότι οι τιμές που εγγράφονται δεν πρέπει να αυξάνονται ασταμάτητα προστέθηκε στο βρόχο ανάδρασης μία επιπλέον συνθήκη εξέτασης τις κρατούμενης τιμής έτσι ώστε αυτή να προτίθεται μόνο όταν είναι μικρότερη των 3 V.

5.4.3 Η αναγκαιότητα χρήσης του υποκυκλώματος ακόλουθου τάσης

Θεωρητικά η τιμή που εξέρχεται από τον μετατροπέα του *LabVIEW* δεν απαιτεί καμία επεργασία προκειμένου η ζητούμενη τιμή σταθερής τάσης να εισέλθει στην κατάλληλη σύνδεση του αισθητήρα. Ωστόσο οι δυνατότητες που μας προσφέρει ο υπο χρήση μετατροπέας ψηφιακού σε αναλογικό σήμα επιτρέπουν την έξοδο σήματος με τιμή από 0 έως 5V. Ο περιορισμός αυτός σε πολικότητα σε συνδυασμό με την απαίτηση των προδιαγραφών του αισθητήρα να εισάγεται αρνητική σταθερή τάση για την εξάλειψη αρνητικής συνιστώσας στην έξοδο μας οδήγησε στη χρήση του αντίστοιχου υποκυκλώματος που

καταχρηστικά στην παρούσα εφαρμογή ονομάστηκε 'ακόλουθος τάσης'. Η συνάρτηση εξόδου του υποκυκλώματος αυτού που αναπτύχθηκε στο κεφάλαιο κατασκευής του συνολικού κυκλώματος παρατίθεται πάλι ακολούθως:

$$V_5 = \frac{R_5+R_7}{R_5} \frac{R_{10}}{R_6+R_{10}} V_3 - \frac{R_7}{R_5} V_2 \quad V_5 = \frac{R_7}{R_5} (V_3 - V_2)$$

Έτσι όταν επιθυμούμε την είσοδο θετικής τάσης στη σύνδεση 5 του αισθητήρα το κανάλι που αντιστοιχεί στην αρνητική είσοδο του κυκλώματος μηδενίζεται και η συνάρτηση εξόδου παίρνει την εξής μορφή:

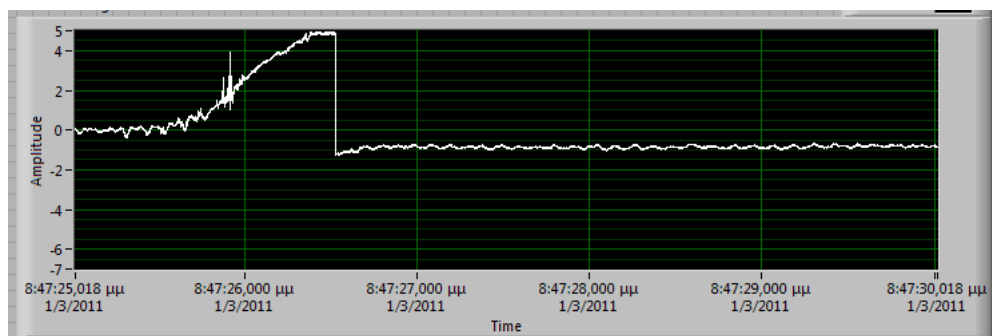
$$V_5 = \frac{R_7}{R_5} V_3$$

ενώ αντίστοιχα όταν η τιμή της *dc* συνιστώσας που πρέπει να εξαλειφθεί είναι αρνητική η τιμή δίνεται στην θετική είσοδο του υποκυκλώματος αυτού είναι 0. Στη δεύτερη αυτή περίπτωση η τιμή που απαιτείται να φτάσει στην αρνητική είσοδο του AD623 ενισχυτή είναι θετική και η αναστροφή πολικότητας πραγματοποιείται από τη σχεδίαση του αναλογικού αυτού υποκυκλώματος, με τη συνάρτηση εξόδου αυτού να γίνεται τελικά:

$$V_5 = -\frac{R_7}{R_5} V_2$$

Βάσει των παραπάνω μόνο μία από τις τιμές των εισόδων του υποκυκλώματος οδηγείται στην έξοδο, για αυτό και η ονομασία "ακόλουθος τάσης".

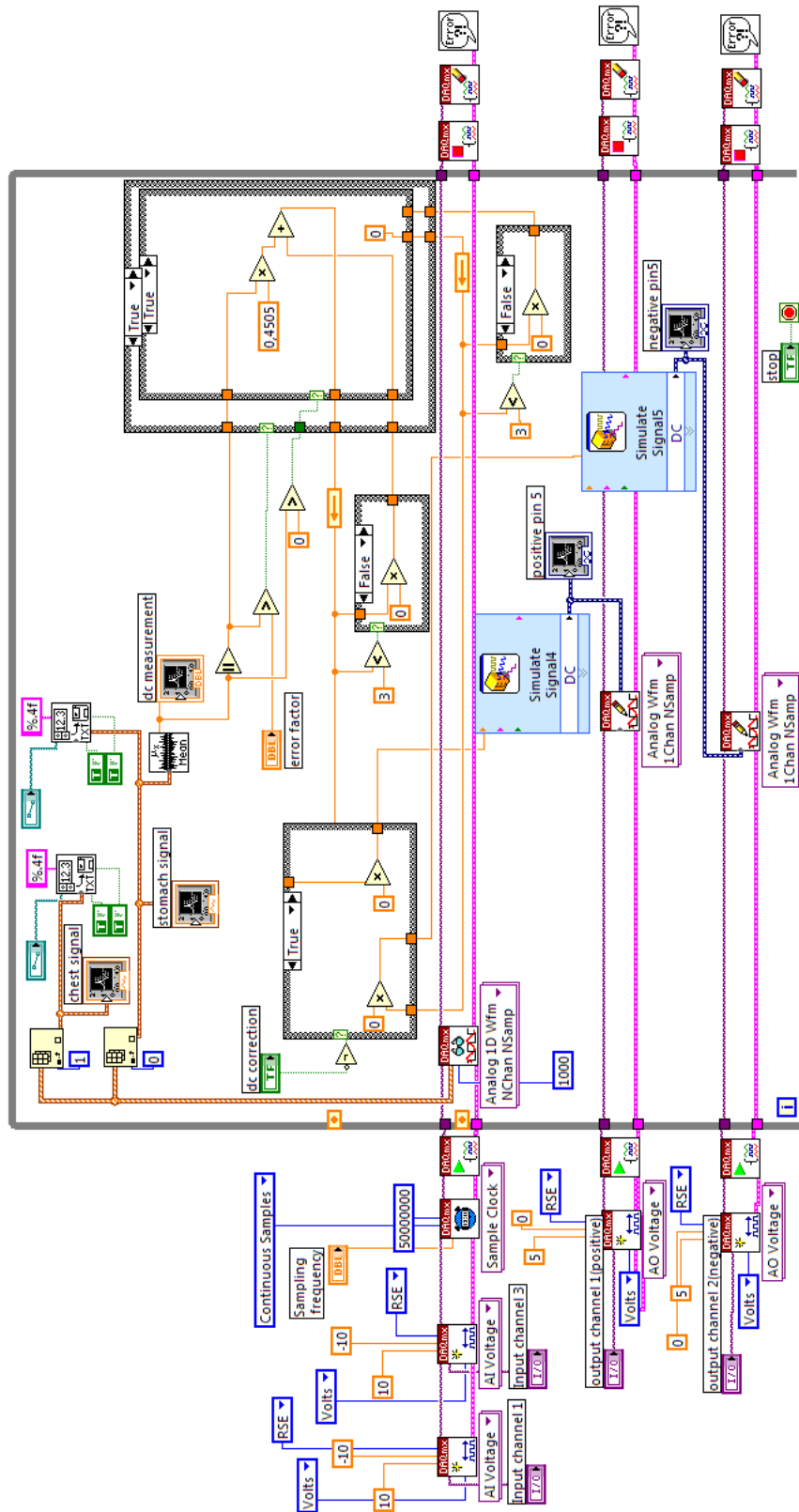
Στην εικόνα που ακολουθεί διακρίνουμε το αποτέλεσμα της διαδικασίας επιδιόρθωσης της *dc* συνιστώσας που εισάγεται στην έξοδο του σήματος. Παρατηρούμε την αρχική άνοδο αυτού πάνω από το επιτρεπτό όριο των 2 V και την αυτόματη διόρθωση περίπου στο επίπεδο της μηδενικής τάσης.



Σχήμα 5.6: Επιδιόρθωση *dc* συνιστώσας στο σήμα εξόδου

5.5 Λήψη και αποθήκευση των σημάτων

Μέσω του προγράμματος που κατασκευάστηκε με το λογισμικό *LabVIEW* πραγματοποιείται και η λήψη και αποθήκευση δεδομένων. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως για τη λήψη του αναλογικού σήματος χρησιμοποιείται η συσκευή *USB DAQ 6009* της εταιρίας *National Instruments* που υποστηρίζει το πρόγραμμα *LabVIEW*. Η συχνότητα δειγματοληψίας καθορίζεται κάθε φορά από το χρήστη του προγράμματος μέσω της τιμής *error factor* και απαιτείται βάσει του νόμου *Nyquist* να είναι μεγαλύτερη της μέγιστης συχνότητας του σήματος που επιθυμούμε να διαβάσουμε. Από τις συνιστώσες που συμμετέχουν στο προς λήψη σήμα στην παρούσα εφαρμογή, όπως αυτές αναλύθηκαν προηγουμένως, η συνιστώσα με τη μεγαλύτερη αναμενόμενη συχνότητα είναι αυτή του καρδιακού παλμού. Όπως πρόκειται να εξηγηθεί εκτενέστερα στο κεφάλαιο που αφορά την επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων ο αναμενόμενος ρυθμός των καρδιακών συστολοδιαστολών δεν αναμένεται να υπερβεί τους 240 παλμούς ανά λεπτό, ρυθμός που ισοδυναμεί με συχνότητα 4Hz . Προκειμένου να πληρείται ο κανόνας δειγματοληψίας απαιτείται η συχνότητα δειγματοληψίας απαιτείται να είναι τουλάχιστον 8Hz . Στην πράξη η διασφάλιση της σωστής μετατροπής του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό χωρίς απώλεια χρήσιμης πληροφορίας μας οδηγεί στην υιοθέτηση τιμών συχνότητας δειγματοληψίας μεγαλύτερων των 360Hz . Στις περισσότερες από τις μετρήσεις χρησιμοποιήσαμε δειγματοληψία 2000Hz , προκειμένου να εξεταστεί το πλήρες, κατά το δυνατό, φάσμα θορύβου που εισέρχεται στο σήμα λήψης και εφόσον αυτή η συχνότητα δειγματοληψίας επιβαρύνει ανεπαίσθητα το χρόνο καθυστέρησης που εισάγεται από το πρόγραμμα. Το δειγματοληπτούμενο σήμα αποθηκεύεται σε κατάλληλο αρχείο κειμένου που ορίζει ο χρήστης μέσω της επιφάνειας εργασίας με χρήση της εντολής "*write to spreadsheet file*". Δημιουργούνται έτσι δύο αρχεία κειμένου *.txt* με την ονομασία που ορίζει ο χρήστης στις αντίστοιχες εντολές του *front panel*. Τα ίδια αρχεία χρησιμοποιούνται χωρίς περεταίρω επεξεργασία ως είσοδοι στον κώδικα επεξεργασίας του σήματος με χρήση του λογισμικού *Matlab*, ο οποίος αναλύεται εκτενώς στο ακόλουθο κεφάλαιο.



Σχήμα 5.7: block diagram LabVIEW

Κεφάλαιο 6

Επεξεργασία σημάτων καρδιακού και αναπνευστικού παλμου

6.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο αναπτύσσεται η διαδικασία επεξεργασίας των σημάτων που λαμβάνονται με χρήση του συστήματος που αναπτύχθηκε παραπάνω. Η επεξεργασία των σημάτων είναι απαραίτητη τόσο για τη μείωση του θορύβου που κάνει την εμφάνισή του στα λαμβανόμενα σήματα όσο και για το διαχωρισμό των προς μελέτη πληροφοριών, της καρδιακής δραστηριότητας και της αναπνευστικής λειτουργίας. Πέραν των σκοπών αυτών η διαδικασία που αναπτύχθηκε περιλαμβάνει την ανίχνευση των χρονικών διαστημάτων που χρήζουν περαιτέρω μελέτης από τους γιατρούς. Ο σκοπός αυτής της ανίχνευσης είναι διπλός. Σε πρώτο επίπεδο, διευκολύνεται η ιατρική διάγνωση μέσω της αυτοματοποίησης της διαδικασίας. Πράγματι, η έξοδος του κάτωθι περιγραφόμενου συστήματος πληροφορεί τον γιατρό που μελετά τα δεδομένα, για τις χρονικές περιόδους σημαντικής αύξησης ή μείωσης της καρδιακής δραστηριότητας και για την μορφή του αναπνευστικού σήματος στις χρονικές αυτές περιόδους. Η συνδυασμένη παρακολούθηση των δυο σημάτων και η συχνότητα εμφάνισης των μορφών των σημάτων που πιστοποιούν την εμφάνιση ενός επεισοδίου άπνοιας μπορούν να οδηγήσουν στην εξαγωγή ιατρικών συμπερασμάτων (βλ. κεφάλαιο 7). Σε δεύτερο λόγο, η αυτοματοποιημένη διαδικασία ανίχνευσης των αυξομειώσεων του καρδιακού ρυθμού σε συνδυασμό με την πληροφορία της αναπνευστικής δραστηριότητας μπορεί να οδηγήσει σε συστήματα αυτόματης ειδοποίησης για τα επεισόδια της άπνοιας που εμφανίζονται σε βρέφη. Με βάση τα υψηλά ποσοστά θνησιμότητας που παρουσιάζει η ασθένεια σε τόσο μικρές ηλικίες εν σχέση με τις μεγαλύτερες καθίσταται επιτακτική η ανάγκη ανάπτυξης συστημάτων απλών και εύχριστων για τη συνεχή παρακολούθηση του ύπνου των πρόωρων βρεφών ακόμη και

μετά την έξοδό τους από τα συστήματα πλήρους παρακολούθησης που παρέχονται από τα βρεφοκομεία.

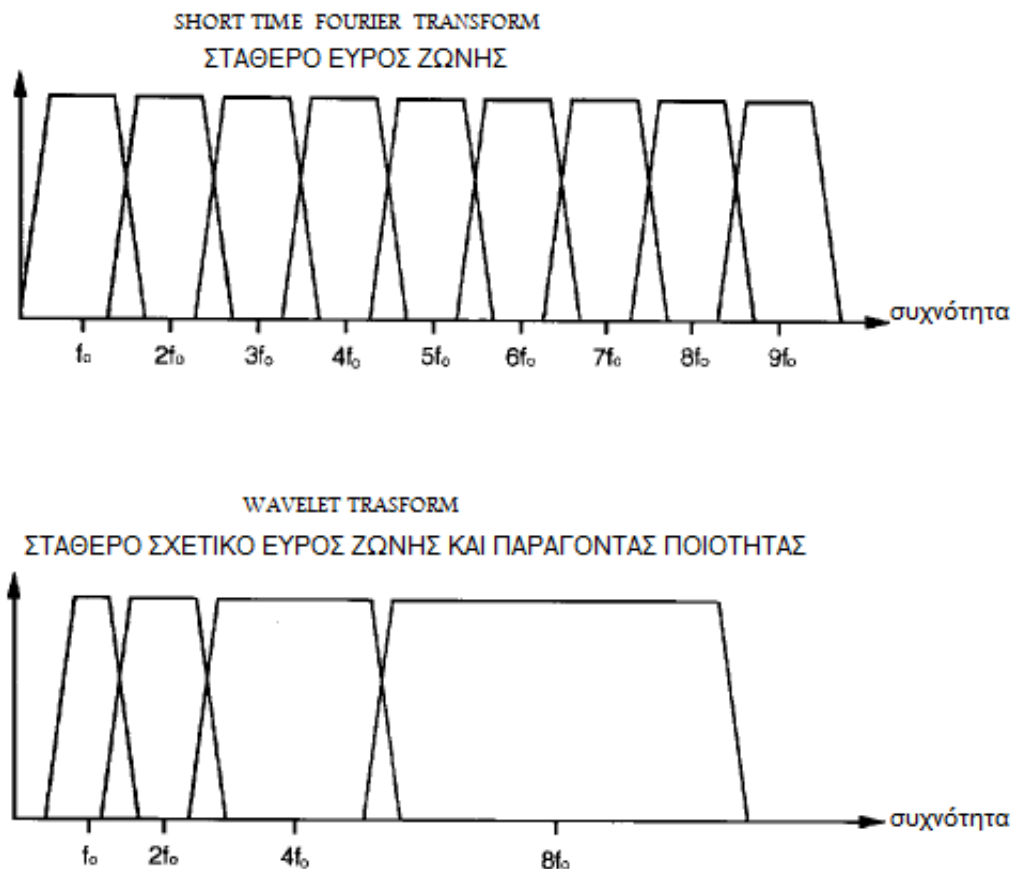
Η επεξεργασία των σημάτων πραγματοποιήθηκε σε περιβάλλον *Matlab* και στηρίχτηκε στο μετασχηματισμό κυματιδίων (*Wavelet transform*) για τους λόγους που παρουσιάζονται ακολούθως.

6.2 Βασική αρχή του μετασχηματισμού κυματιδίων (*Wavelet transform*) και διαφοροποίηση από τις κλασσικές μεθόδους

Τα κυματίδια *wavelets* είναι μαθηματικές συναρτήσεις που χρησιμοποιούνται για το μετασχηματισμό σημάτων από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας διαχωρίζοντας της πληροφορία του σήματος σε συνιστώσες διαφορετικού συχνοτικού περιεχομένου. Η μελέτη των συνιστωσών μπορεί να πραγματοποιηθεί με διαφορετικό δείκτη ανάλυσης (διακριτικής ικανότητας, *resolution*). Παρέχουν με αυτόν τον τρόπο τη δυνατότητα καλύτερης ανάλυσης σημάτων που πέρχονται από πραγματικά δεδομένα όπου ο θόρυβος είναι αυξημένος και υπάρχουν ασυνέχειες.

Πιο συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός κυματιδίων αποτελεί εναλλακτικό τρόπο ανάλυσης δεδομένων και επιλέγεται έναντι του κλασσικού ταχέως μετασχηματισμού *Fourier* και του μετασχηματισμού *Gabor* βάσει του κριτηρίου στατικότητας του προς ανάλυση σήματος. Πράγματι, για μη στατικά σήματα (*non – stationary signals*) επιλέγεται η χρήση του μετασχηματισμού *wavelet* καθώς παρουσιάζει έναντι των άλλων μεθόδων την ακόλουθη διαφορά. Σε αντίθεση με τον ταχύ μετασχηματισμό *Fourier*, που χρησιμοποιεί ένα αμετάβλητο παράθυρο ανάλυσης, τα *wavelets* δίνουν τη δυνατότητα χρήσης μικρών σε χρονική διάρκεια παραθύρων για τις υψηλές συχνότητες του σήματος και μεγάλων χρονικά παραθύρων στις χαμηλές συχνότητες, παρουσιάζοντας έτσι σταθερό, μόνιμα το βέλτιστο, παράγοντα ποιότητας Q ως προς το χρησιμοποιούμενο εύρος ζώνης συχνοτήτων ανάλυσης.

Συχνά ο μετασχηματισμός *wavelet* αντιμετωπίζεται ως μέθοδος 'κατακερματισμού' του σήματος στις χρησιμοποιούμενες συναρτήσεις βάσης (*wavelets*) κατ' αντιστοιχία με τη χρήση των ημιτονοειδών παλμών στο μετασχηματισμό *Fourier*. Οι συναρτήσεις βάσης προκύπτουν από μία αρχική προτότυπη συνάρτηση (μητρική συνάρτηση *wavelet*) μέσω επιμηκύνσεων (*dilations*) και συμπύξεων (*contractions*) αυτής καθώς και ολισθίσεων (*shifts*). Στην πράξη η μητρική συνάρτηση μπορεί να θεωρηθεί σαν ένα βαθυπερατό φίλτρο και οι συναρτήσεις βάσης ως κλιμακώσεις αυτού. Εν τέλει, ο μετασχηματισμός



Σχήμα 6.1: Παράθυρα στους μετασχηματισμούς *Fourier STFT* και *Wavelet*

wavelet είναι πιο σωστά η απεικόνιση του σήματος σε πεδίο 'κλίμακας' και όχι συχνότητας.

6.2.1 Μη στατικά σήματα (*non – stationary signals*)

Ως στατικό σήμα ορίζεται εκείνο του οποίου τα χαρακτηριστικά δεν μεταβάλλονται με το χρόνο. Η μη μεταβολή των χαρακτηριστικών ενός σήματος μπορεί να εξεταστεί από τις στατιστικές παραμέτρους που το περιγράφουν (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και κατανομή πλάτους) και οι οποίες παραμένουν σταθερές ή σχεδόν σταθερές με το χρόνο. Μέσω του μετασχηματισμού *Fourier* ενός στατικού σήματος $x(t)$ και των μεταβλητών *Fourier* καθορίζεται η κίνηση της καθολικής συχνότητας f στο πεδίο του χρόνου.

Για τα μη στατικά σήματα όπου κάνουν την εμφάνσή τους απότομες μεταβολές ή ασυνέχειες στο πεδίο του χρόνου μπορεί να χρησιμοποιηθεί η λύση χρονικών παραθύρων εντός των οποίων το σήμα είναι στατικό ή παραθύρων περισσότερο συγκεντρωμένων στο χρόνο παρά στο πεδίο της συχνότητας.

Το πρόβλημα που προκύπτει έγκειται στην αρχή της απροσδιοριστίας του *Heisenberg* βάσει της οποίας η διακριτική ικανότητα στο πεδίο του χρόνου είναι αντιστρόφως αναλογη της αντίστοιχης στο πεδίο της συχνότητας και δεν μπορεί να αυξηθεί χωρίς αυτό να συνεπάγεται αντίστοιχη μείωση της διακριτικής ικανότητας συχνοτήτων, και αντίστροφα. Η σχέση που εκφράζει την αρχή αυτή δίνεται ακολουθως:

$$\Delta t * \Delta f \geq \frac{1}{4\pi}$$

βάσει της οποίας η διακριτότητα στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας σχηματίζουν γινόμενο που είναι κάτω φραγμένο.

Για την περίπτωση ενός παραθύρου (βαθυπερατού φίλτρου) $g(t)$ με μετασχηματισμό *Fourier* $G(f)$ προσδιορίζουμε το εύρος συχνοτήτων Δf και εύρος χρονικής ανάλυσης Δt ως εξής:

$$\Delta f^2 = \frac{\int f^2 |G(f)|^2 df}{\int |G(f)|^2 df}$$

$$\Delta t^2 = \frac{\int t^2 |g(t)|^2 dt}{\int |g(t)|^2 dt}$$

όπου ο παρονομαστής κάθε κλάσματος δίνει την ενέργεια του παραθύρου. Δύο παλμοί μπορούν να διακρίνονται μεταξύ τους χρονικά εφόσον μεσολαβεί μεταξύ τους χρονικό διάστημα μεγαλύτερο του Δt ή στο πεδίο της συχνότητας εφόσον οι συχνότητες τους διαφέρουν περισσότερο από Δf . Επιθυμούμε να έχουμε μικρές διαφορές Δt και Δf για αύξηση της διακριτικής ικανότητας και στα δύο πεδία αυτό όμως απαγορεύεται από την αρχή της απροσδιοριστίας εφόσον το γινόμενό τους παραμένει κάτω φραγμένο.

Ο μετασχηματισμός *Wavelet* ξεπερνά το πρόβλημα της μη στατικότητας των σημάτων μεταβάλλοντας τις διαφορές Δt και Δf στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας. Αυτό πραγματοποιείται με χρήση παραθύρων (ομάδας βαθυπερατών φίλτρων) με κεντρική συχνότητα f και διαφορά διακρινόμενων συχνοτήτων Δf ανάλογη της κεντρικής αυτής συχνότητας κάθε φίλτρου διατηρώντας έτσι σταθερό τον παράγοντα ποιότητας Q .

$$\frac{\Delta f}{f} = c$$

Προφανώς η αρχή της απροσδιοριστίας εξακολουθεί να ισχύει και όσο η συχνότητα αυξάνει η διακριτική ικανότητα στο πεδίο του χρόνου αυξάνει επίσης αφού μειώνεται η αντίστοιχη διακριτική ικανότητα στο πεδίο συχνοτήτων.

6.2.2 Μαθηματική έκφραση μετασχηματισμού *Wavelet* και αλγόριθμος ανάλυσης και σύνθεσης σήματος

Από μαθηματικής απόψεως, ο μετασχηματισμός *wavelet* δίνεται ως η συνέλιξη του σήματος $x(t)$ και της συνάρτησης βάσης $h_{\alpha,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} h(\frac{t}{\alpha})$ η οποία έχει διασταλεί κατά τον παράγοντα κλίμακας α από την μητρική συνάρτηση $h(t)$.

$$CWT_x(\tau, \alpha) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int x(t) h^*\left(\frac{t-\tau}{\alpha}\right) dt$$

Η ανάλυση με *wavelets* καταλήγει σε ένα σύνολο συντελεστών που αποτελούν ενδείξεις για το πόσο κοντά στη συνάρτηση βάσης είναι το προς μελέτη σήμα. Κατά συνέπεια καταλήγουμε στο γεγονός ότι οποιοδήποτε σήμα μπορεί να αναλυθεί και να απεικονιστεί με τον τρόπο αυτό σαν ένα άθροισμα συνιστωσών με ίδια μορφή αλλά διαφορετικό χρονικά μέγεθος και πλάτος. Πράγματι, η πρόσθεση των ορθογώνιων προβολών του σήματος πάνω στις συναρτήσεις βάσης είναι και η διαδικασία που οδηγεί στην επανασύνθεση του αρχικού σήματος μέσω της σχέσης

$$x(t) = c \iint_{\alpha>0} CWT(\tau, \alpha) h_{\alpha, \tau}(t) \frac{d\alpha d\tau}{\alpha^2}$$

όπου το c είναι σταθερά που εξαρτάται μόνο από την επιλογή των συναρτήσεων βάσης ενώ από τους παράγοντες κλίμακας α μας ενδιαφέρουν μόνο οι θετικοί με δεδομένο ότι τόσο οι συναρτήσεις βάσης όσο και το σήμα είναι πραγματικές ή μιγαδικές αναλυτικές συναρτήσεις. Διαφορετικά η σχέση ανασύνθεσης του σήματος γίνεται πιο περίπλοκη. Παρά το γεγονός ότι οι συναρτήσεις βάσης δεν είναι ορθογονικές η σχέση ανασύνθεσης του σήματος ικανοποιείται με βάση την προϋπόθεση ότι η μητρική συνάρτηση είναι πεπερασμένης ενέργειας συνάρτηση βαθυπερατού φίλτρου, ταλαντώνεται δηλαδή στο χρόνο με τη μορφή μικρού κύματος, εξού και η ονομασία *wavelet*. Με την παραδοχή ότι η μητρική συνάρτηση είναι επαρκώς 'κανονική' η συνθήκη που καθιστά δυνατή την ανασύνθεση του σήματος είναι:

$$\int h(t) dt = 0$$

Παρά την ορθοκανονική συμπεριφορά των συναρτήσεων βάσης στην γενική περίπτωση που αναλύθηκε παραπάνω η μετατροπή του μετασχηματισμού με διακριτές τιμές παραμέτρων χρόνου τ και κλίμακας α έχει αντίστοιχη συμπεριφορά εξαρτώμενη όμως από την επιλογή της μητρικής συνάρτησης $h(t)$. Η διακριτοποίηση των παραμέτρων αυτών γίνεται ως εξής: Δύο κλίμακες α_0 και α_1 με $\alpha_0 > \alpha_1$ αντιστοιχούν σε συχνότητες f_0 και f_1 με $f_0 < f_1$ επομένως οι συντελεστές *wavelet* που αντιστοιχούν στην κλίμακα α_1 μπορούν να υποδειγματοληπτηθούν με f_0/f_1 επί τη συχνότητα δειγματοληψίας των αντίστοιχων συντελεστών στην κλίμακα α_0 σύμφωνα με το νόμο του *Nyquist*. Η διαδικασία οδηγεί στη δημιουργία ομάδας φίλτρων που δίνονται από τον τύπο

$$h_{j,k}(t) = \alpha_0^{-j/2} h(\alpha_0^{-j} t - kT)$$

όπου j, k ακέραιοι. Με χρήση του μετασχηματισμού λαμβάνουμε συντελεστές *wavelet* :

$$c_{j,k} = \int x(t) h_{j,k}^*(t) dt$$

Το πρόβλημα ανασύνθεσης έγκειται στην τιμή της παραμέτρου κλίμακας α_0 . Για την επιλογή σποραδικής δειγματοληψίας όπως στην περίπτωση που επιλέξαμε εμείς $\alpha_0 = 2$ καταλήγουμε στην παρακάτω σχέση σύνθεσης του σήματος σε λίγες περιπτώσεις επιλογής συναρτήσεων με ορθοκανονική συμπεριφορά. Τέτοια είναι και η περίπτωση των συναρτήσεων *Daubechies* που επιλέξαμε.

$$x(t) = c \sum_j \sum_k c_{j,k} h_{j,k}(t)$$

Η ενέργεια των συντελεστών του μετασχηματισμού είναι άνω και κάτω φραγμένη με φράγματα πολλαπλάσια της ενέργειας του σήματος όπως υποδηλώνει η ακόλουθη σχέση

$$A * E_x \leq \sum_{j,k} |c_{j,k}|^2 \leq B * E_x$$

Οι πολλαπλασιαστικοί παράγοντες A και B είναι ανεξάρτητοι του σήματος και διαμορφώνουν την ακρίβεια με την οποία πραγματοποιείται η ανασύνθεση του σήματος. Οι πολλαπλασιαστικοί παράγοντες άνω και κάτω φράγματος σχετίζονται με τον συντελεστή c και για την οικογένεια *Daubechies* δίνουν σχέση ανασχηματισμού του σήματος

$$x(t) = \frac{2}{A+B} \sum_j \sum_k c_{j,k} h_{j,k}(t)$$

με σχετικό σηματοθυροβικό λόγο *SNR* μεγαλύτερο από $(B/A + 1)/(B/A - 1)$. Όσο πιο κοντά είναι οι τιμές A, B τόσο πιο ακριβής η ανασύνθεση με μεγιστοποίηση της ακρίβειας στην περίπτωση $A=B$ όπου η συμπεριφορά των συναρτήσεων βάσης είναι εντελώς ορθοκανονική.

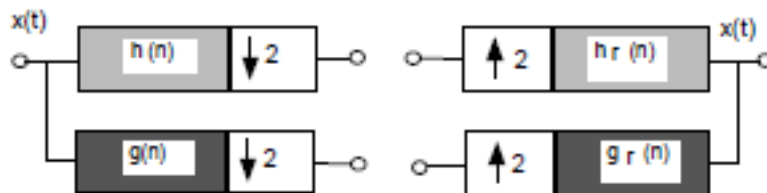
6.2.3 Αλγόριθμος διακριτού μετασχηματισμού *Wavelet*

Στην περίπτωση επεξεργασίας σημάτων που προέρχονται από δειγματοληψία, χρησιμοποιούμε τον Διακριτό Μετασχηματισμό *Wavelet*. Δεδομένης μίας ακολουθίας $x(n)$ με $n \in Z$ σε μία βαθμίδα 'κατακερματισμού' του σήματος εξάγουμε δύο μικρότερης ανάλυσης σήματα με εύρος ζώνης συχνοτήτων τη μισή του αρχικού με χρήση δυο φίλτρων ενός βαθυπερατού και ενός υψιπερατού με κρουστικές αποκρίσεις $g(n)$ και $h(n)$ αντίστοιχα και μεταξύ τους σχέση $h(L-1-n) = (-1)^n g(n)$. Σύμφωνα με το νόμο του *Nyquist* για τη δειγματοληψία μπορούμε να υποδειγματοληπτήσουμε τα σήματα κατά 2 καταλήγοντας έτσι στις ακόλουθες συνιστώσες:

$$y_0(k) = \sum_n x(n)g(-n + 2k)$$

$$y_1(k) = \sum_n x(n)h(-n + 2k)$$

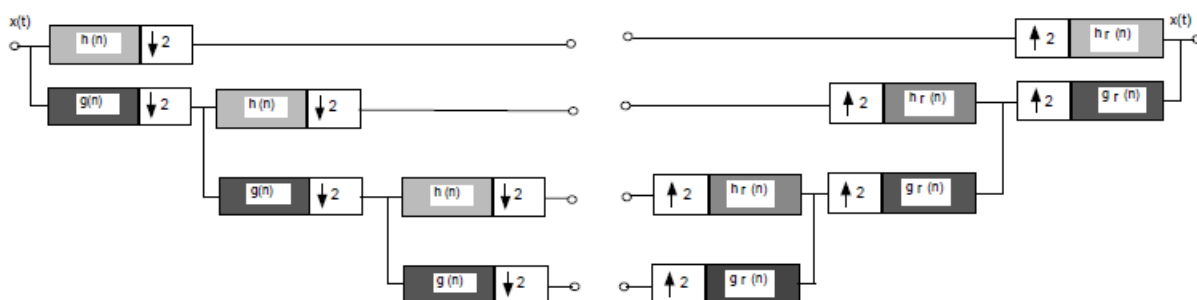
Η ανασύνθεση του σήματος λόγω ορθοκανονικότητας των φίλτρων πραγματοποιείται σαν άθροισμα αυτών με βάρη τα παραπάνω σήματα:



Σχήμα 6.2: *Wavelet decomposition* ενός σταδίου και *signal reconstruction*

$$x(t) = \sum_k y_0(k)g'(-n + 2k) + y_1(k)h'(-n + 2k)$$

Η διαδικασία επαναλαμβάνεται και διαμορφώνεται έτσι ο διαχωρισμός των σε συνιστώσες διαφορετικού συχνοτικού περιεχομένου με διαφορετική ανάλυση κάθε φορά όπως εικονίζεται στο ακόλουθο διάγραμμα. Συνηθίζουμε να ονομάζουμε την πληροφορία που περιέχε-

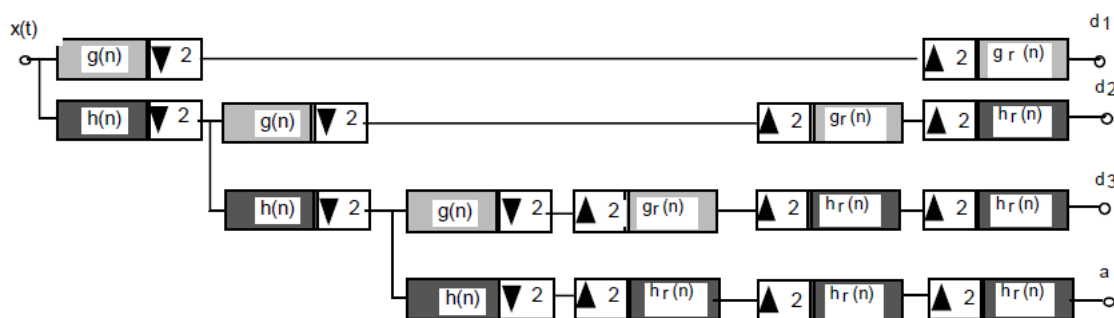


Σχήμα 6.3: *Wavelet decomposition* πολλών σταδίων και *signal reconstruction*

ται στην έξοδο του βαθυπερατού φίλτρου κάθε σταδίου 'λεπτομέριες' ή 'συντελεστές λεπτομερρών' (*details coefficients*) του σήματος και αυτή στην έξοδο του υψιπερατού 'προσέγγιση' ή 'προσεγγιστικοί συντελεστές' του σήματος (*approximation coefficients*).

6.2.4 Οικογένειες των συναρτήσεων βάσης του μετασχηματισμού *Wavelet*— Η οικογένεια *Daubechies*

Το πλήθος των διαθέσιμων οικογενειών συναρτήσεων βάσης που χρησιμοποιούνται για το μετασχηματισμό *Wavelet* παρέχει ένα ευρύ φάσμα αναζήτησης της βέλτιστης εκείνης συνάρτησης βάσης που μπορεί να οδηγήσει στην περισσότερο ικανοποιητική απεικόνιση του προς μελέτη σήματος σε κάθε εφαρμογή. Μεταξύ των οικογενειών αυτών μερικές



Σχήμα 6.4: Approximation and details coefficients of a multilevel signal decomposition

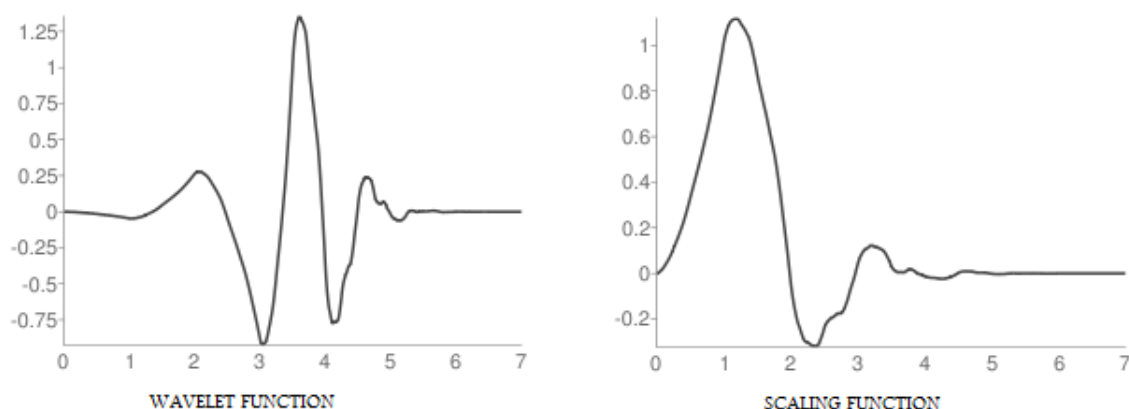
από τις πιο γνωστές και συχνά χρησιμοποιούμενες στο πλήθος των εφαρμογών του μετασχηματισμού αυτού είναι οι ακόλουθες:

- *Biorthogonal*
- *Reverse Biorthogonal*
- *Coiflet*
- *Haar*
- *Symlet*
- *Daubechies*
- *"Discrete" Meyer*

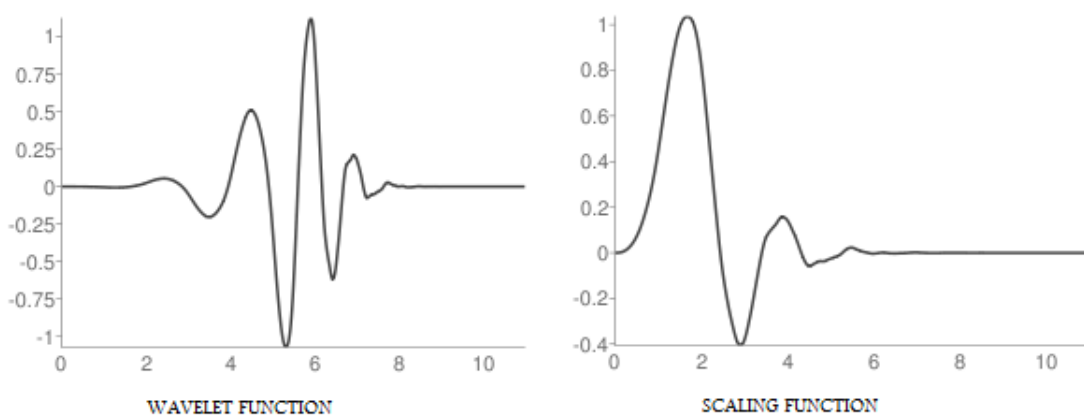
Παρά το εύρος των εφαρμογών τους, στην πράξη δεν υπάρχει κάποιο καθολικό κριτήριο ή κάποιος αλγόριθμος επιλογής μίας συγκεκριμένης εξ αυτών συνάρτησης για την εκάστοτε εφαρμογή. Ο μετασχηματισμός *Wavelet* με χρήση των συναρτήσεων βάσης της οικογένειας *Haar* παρέχει το πλεονέκτημα της υλοποίησης αλγορίθμων απλών στον υπολογισμό και εύκολων στην κατανόηση. Αντίθετα η οικογένεια *Daubechies* παρουσιάζει μία σαφώς μεγαλύτερη πολυπλοκότητα. Παρόλ' αυτά, οι αλγόριθμοι που υλοποιούνται με βάση την οικογένεια αυτή μπορούν να ανιχνεύσουν συνήθως περισσότερες λεπτομέρειες από το σήμα που μελετάται, λεπτομέρειες που ενδέχεται να χάνονται στην επεξεργασία με αλγορίθμους διαφορετικών συναρτήσεων βάσης, όπως αυτές της οικογένειας *Haar*. Ακόμα και στις περιπτώσεις που ένα σήμα δεν απεικονίζεται ικανοποιητικά από μία συνάρτηση της οικογένειας *Daubechies* είναι αρκετά πιθανό να μπορεί να απεικονιστεί πολύ καλά με χρήση άλλης συνάρτησης της οικογένειας αυτής. Εν γένει, η επιλογή

μίας συνάρτησης που παραμένει πολύ κοντινή στο σήμα που πρόκειται να υποστεί επεξεργασία αποτελεί το κυριότερο κριτήριο για τις εφαρμογές του μετασχηματισμού *Wavelet*. Ο όρος 'κοντινή συνάρτηση' αναφέρεται στις ομοιότητες που παρουσιάζονται με το σήμα προς απεικόνιση όσον αφορά στη μορφή του κυματιδίου και στο συχνοτικό περιεχόμενο.

Οι συναρτήσεις της οικογένειας *Daubechies* παρουσιάζουν μορφή πολύ κοντινή σ-

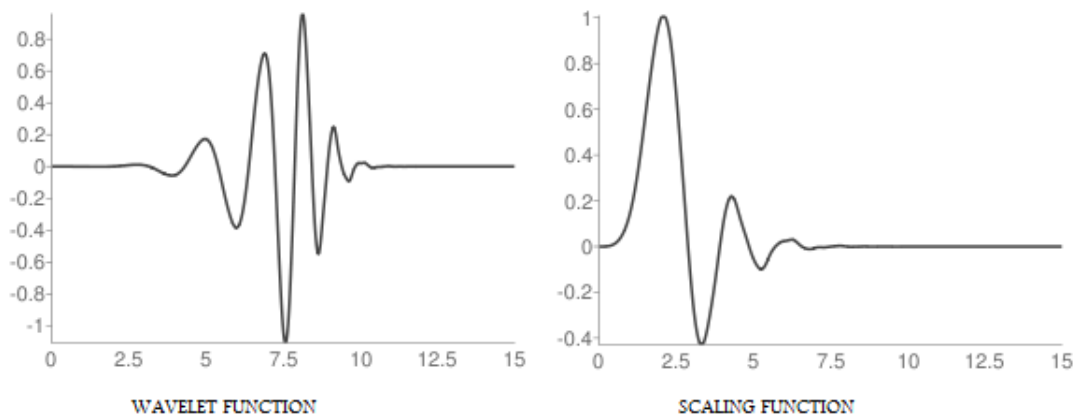


Σχήμα 6.5: *Daubechies 4 wavelet*



Σχήμα 6.6: *Daubechies 6 wavelet*

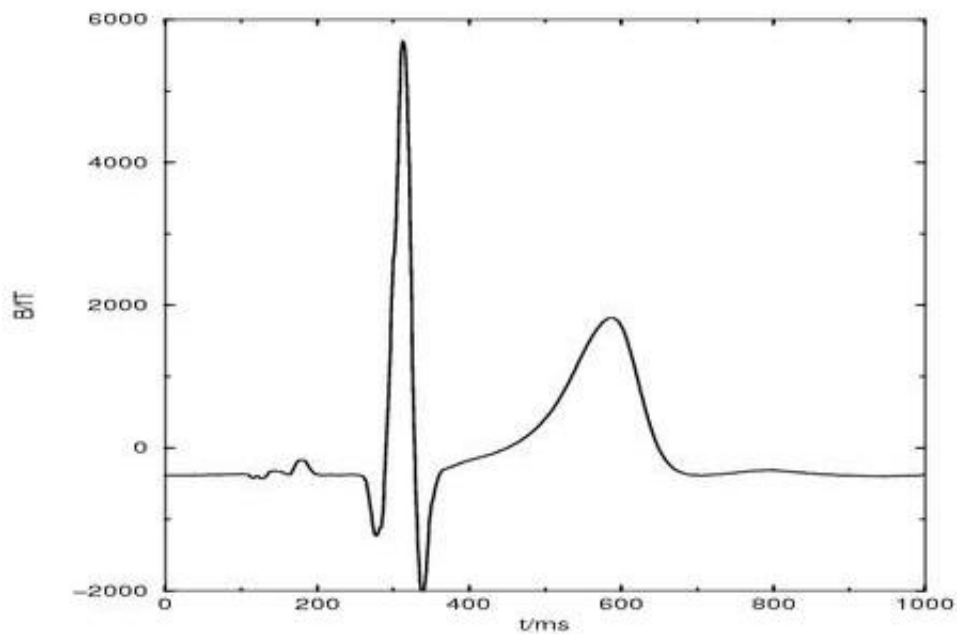
το *QRS* σύμπλεγμα του καρδιακού παλμού ενώ παράλληλα το ενεργειακό τους φάσμα βρίσκεται συνήθως συγκεντρωμένο στις χαμηλές συχνότητες. Η επιλογή αυτής της οικογένειας για μελέτη και επεξεργασία σημάτων καρδιακού παλμού (με συνήθη τρόπο λήψης το ηλεκτροκαρδιογράφημα) εφαρμόζεται κατά κόρον με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Ακολούθως εικονίζονται τρεις βασικές συναρτήσεις της οικογένειας αυτής



Σχήμα 6.7: *Daubechies 8 wavelet*

βάσει των οποίων υλοποιούνται οι αλγόριθμοι επεξεργασίας καρδιακών σημάτων. Οι συναρτήσεις αυτές αντιπαρατίθενται και συγκρίνονται με τη μορφή του καρδιακού παλμού ο οποίος παρουσιάζεται στην εικόνα 6.7.

Στην παρούσα εργασία με δεδομένο ότι έπρεπε να δοθεί μεγαλύτερη βάση στην ανίχνευση

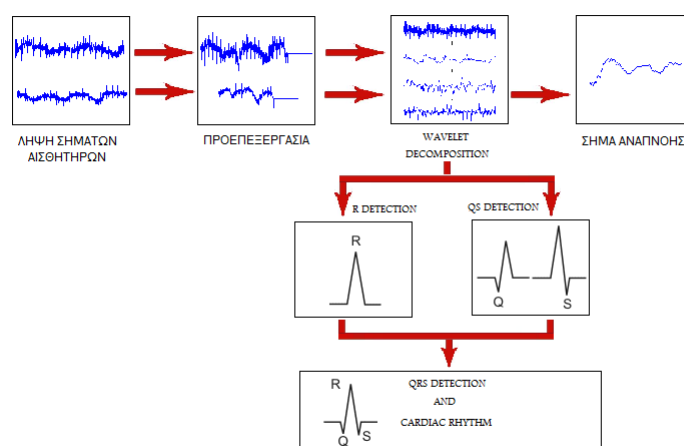


Σχήμα 6.8: Σύμπλεγμα *QRS*

του *QRS* συμπλέγματος παρά στη μορφή ολόκληρου του καρδιακού παλμού επιλέχθησαν οι συναρτήσεις *Daubechies8*. Πράγματι, η άπνοια επηρεάζει σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό τη συχνότητα των καρδιακών σφύξεων παρά τη μορφή του καρδιακού σήματος ως προς το

πλάτος ή τη χρονική διάρκεια των επιμέρους κυματιδίων από τα οποία αποτελείται αυτό. Τα φαινόμενα αλλοίωσης της κυματιδιακής μορφής του καρδιακού σήματος συνδέονται κατά κόρον με την εμφάνιση καρδιακών παθήσεων παρά αναπνευστικών δυσλειτουργιών. Όπως διαφαιίνεται και από την επεξεργασία των σημάτων που ακολουθεί, προσπαθήσαμε να ανιχνεύσουμε τα κυματίδια Q , R και S προκειμένου να προσδιορίσουμε με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια και με περιορισμό της πιθανότητας λάθους τις χρονικές στιγμές των R κυματιδίων και μέσω των χρονικών αποστάσεων τους τη χρονική μεταβολή της συχνότητας καρδιακών σφύξεων. Έτσι, η επιλογή της συνάρτησης *Daubechies* 8 πραγματοποιήθηκε βάσει της μεγάλης συνάρειας που παρουσιάζει με τις ταχείς μεταβολές του QRS συμπλέγματος.

6.3 Η επεξεργασία των λαμβανόμενων σημάτων



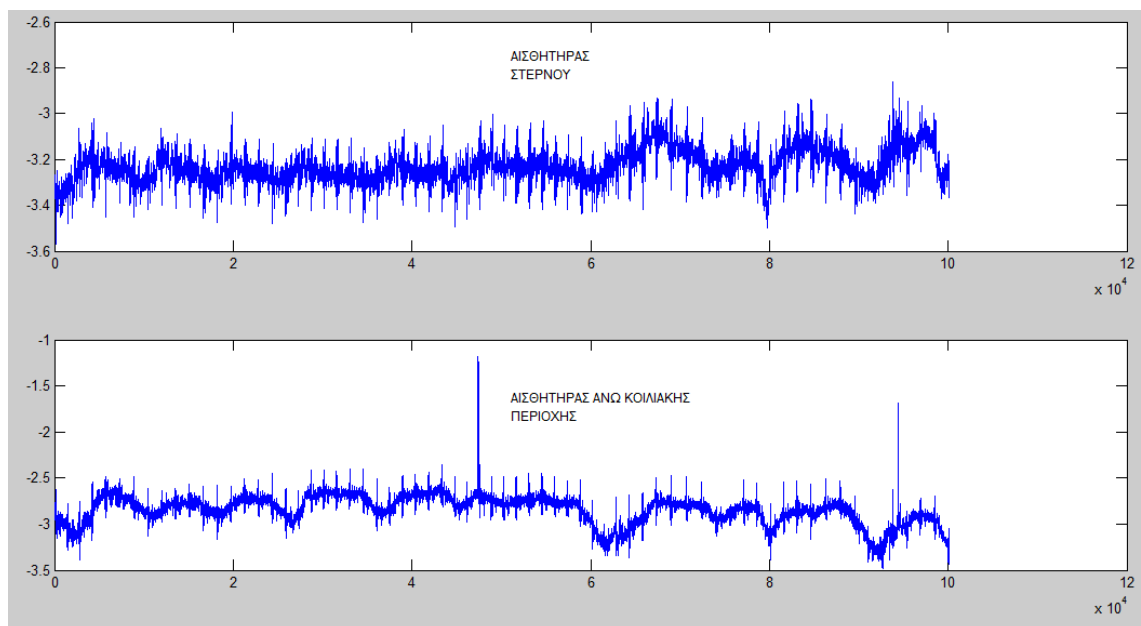
Σχήμα 6.9: Διαγραμμα επεξεργασίας των σημάτων

Το σήμα που λαμβάνεται από κάθε αισθητήρα αποτελεί υπέρθεση του καρδιακού και αναπνευστικού σήματος καθώς και άλλων παραμέτρων όπως αυτές αναλύονται στην αρχική περιγραφή του υπο κατασκευή συστήματος. Οι υπόλοιπες αυτές παράμετροι θεωρούνται θόρυβος και στόχος της ανάλυσης τους σήματος είναι η αποβολή τους πριν την περαιτέρω επεξεργασία αυτού. Οι δύο βασικές συνιστώσες διαχωρίζονται με τη μέθοδο του μετασχηματισμού *Wavelet* καθώς το συχνοτικό τους περιεχόμενο διαφέρει. Η ίδια διαδικασία επιτρέπει και την αποβολή του θορύβου που ανήκει σε διαφορετικό επίσης εύρος ζώνης. Με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία για την επεξεργασία δειγμάτων που αφορούν καρδιοαναπνευστικά σήματα κρίθηκε κατάλληλη η χρήση μίας συγκεκριμένης

οικογένειας ορθοκανονικών συναρτήσεων βάσης με την ονομασία *Daubechies* 8 με κριτήρια που αναπτύχθηκαν ανωτέρω. Η πληροφορία που λαμβάνεται τελικά προέρχεται από εφαρμογή 8 σταδίων του μετασχηματισμού γεγονός που επιβάλλει το πλήθος των δειγματοληπτούμενων τιμών κάθε σήματος να είναι μεγαλύτερο από 256. Σε περιπτώσεις που αυτό δεν συμβαίνει (πρακτικά μη αναμενόμενη περίπτωση, καθώς επιθυμούμε τη λειτουργία του συστήματος καθ'όλη τη διάρκεια του ύπνου) απαιτείται η προσθήκη μηδενικών μέχρι την τιμή αυτή. Προφανώς το πλήθος των δειγματοληπτούμενων τιμών αντιστοιχεί σε χρονική διάρκεια λήψης σήματος από τη σχέση που ορίζει η συχνότητα δειγματοληψίας. Η συχνότητα αυτή ορίζεται από το χρήστη του προγράμματος *LabVIEW* και κυμαίνεται για την παρούσα εφαρμογή από 500 έως 2000 *samples/sec*. Απαιτείται λοιπόν σήμα λήψης χρονικής διάρκειας μεγαλύτερης από 3 *sec*.

Στην εικόνα 6.9 παρουσιάζεται το λογικό διάγραμμα της συνολικής επεξεργασίας των μετρήσεων τα επιμέρους στάδια της οποίας επεξηγούνται εκτενώς στα ακόλουθα.

Πριν την την εφαρμογή του μετασχηματισμού αυτού πραγματοποιείται αφαίρεση της

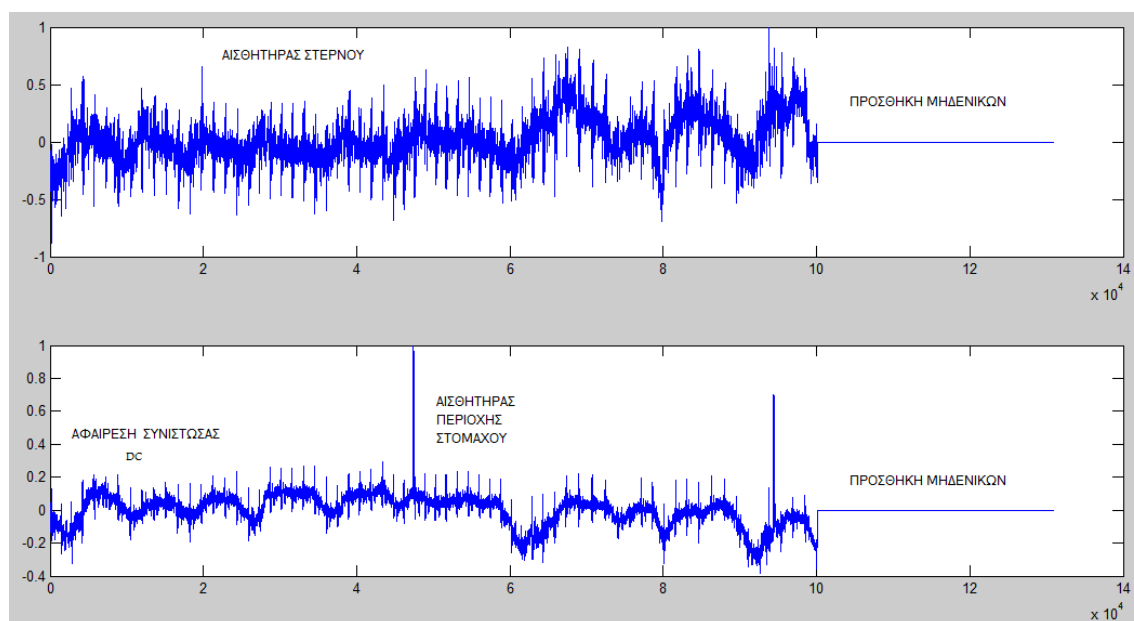


Σχήμα 6.10: Λαμβανόμενα σήματα από τους δύο αισθητήρες χωρίς επεξεργασία

σταθερής *dc* συνιστώσας που πιθανόν κάνει την εμφάνισή της και εφαρμόζεται κανονικοποίηση των τιμών καθώς και πρόσθεση μηδενικών ώστε το πλήθος των τιμών που αποτελούν το σήμα να είναι ίσο με την επόμενη δύναμη του 2. Η διαδικασία αυτή είναι απαραίτητη για την εφαρμογή του μετασχηματισμού *Daubechies*8 που χρησιμοποιεί ως διακριτούς παράγοντες κλίμακας τις δυνάμεις του 2. Η διαδικασία αυτή πραγματοποιείται με κλήση της συνάρτησης 'προετοιμασίας' του σήματος τόσο για το σήμα που λαμβάνε-

ται από τον αισθητήρα του στέρνου όσο και για το σήμα από την ανώτερη κοιλιακή χώρα (περιοχή στομάχου). Στις εικόνες 6.10 και 6.11 φαίνονται δύο σήματα που ελήφθησαν από τους αντίστοιχους αισθητήρες σε ταυτόχρονη λήψη και η μορφοποίηση αυτών μέσω της προαναφερθείσας συνάρτησης του περιβάλλοντος *Matlab*.

Όπως είναι εμφανές τα δύο σήματα που λαμβάνονται αποτελούν και τα δύο υπέρθεση

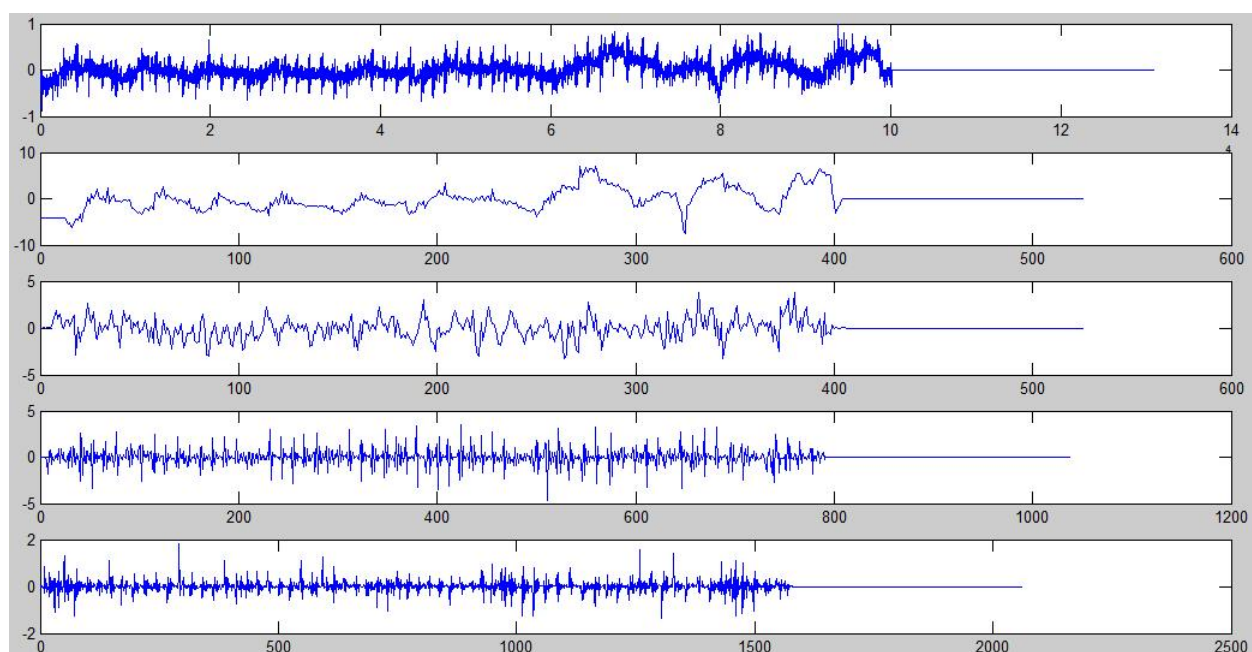


Σχήμα 6.11: Προεπεξεργασία των σημάτων

της καρδιακής και αναπνευστικής συστατώσας. Η χρονική διάρκεια των σημάτων που παρουσιάζονται εδώ είναι 50 sec (απεικονίζονται 100000 δείγματα με συχνότητα δειγματοληψίας 2000 samples/sec). Οι καρδιακοί παλμοί παρουσιάζονται με περισσότερες λεπτομέρειες και διευρυμένο πλάτος στο σήμα που προέρχεται από τον αισθητήρα της θωρακικής περιοχής. Αντίθετα, το σήμα της αναπνοής παρότι κάνει την εμφάνισή του και στον παρπάνω αισθητήρα λαμβάνεται σαφώς καθαρότερα από τον αισθητήρα της κοιλιακής περιοχής. Το σήμα της αναπνευστικής διεργασίας δεν παρουσιάζεται περισσότερο ενισχυμένο στο δεύτερο αυτό αισθητήρα αλλά 'καθαρότερο' γεγονός που οφείλεται κατά κύριο λόγο στην απουσία ενισχυμένου καρδιακού παλμού. Πιθανώς μια δεύτερη αιτία είναι η απαλλαγή του σήματος αυτού από επιπρόσθετο θόρυβο όπως αυτός των μυών του χεριού που είναι πιο κοντά στον αισθητήρα του στέρνου. Πράγματι ο αισθητήρας στομάχου παρουσιάζει χαμηλότερα επίπεδα θορύβου όπως θα αποδειχτεί από την επεξεργασία των σημάτων στη συνέχεια. Μία πρώτη εκτίμηση του σήματος της αναπνοής μας δίνει περί τις 10 εισπνοές στη διάρκεια των 50sec διαπίστωση που καθιστά το σήμα 'φυσιολογικό'.

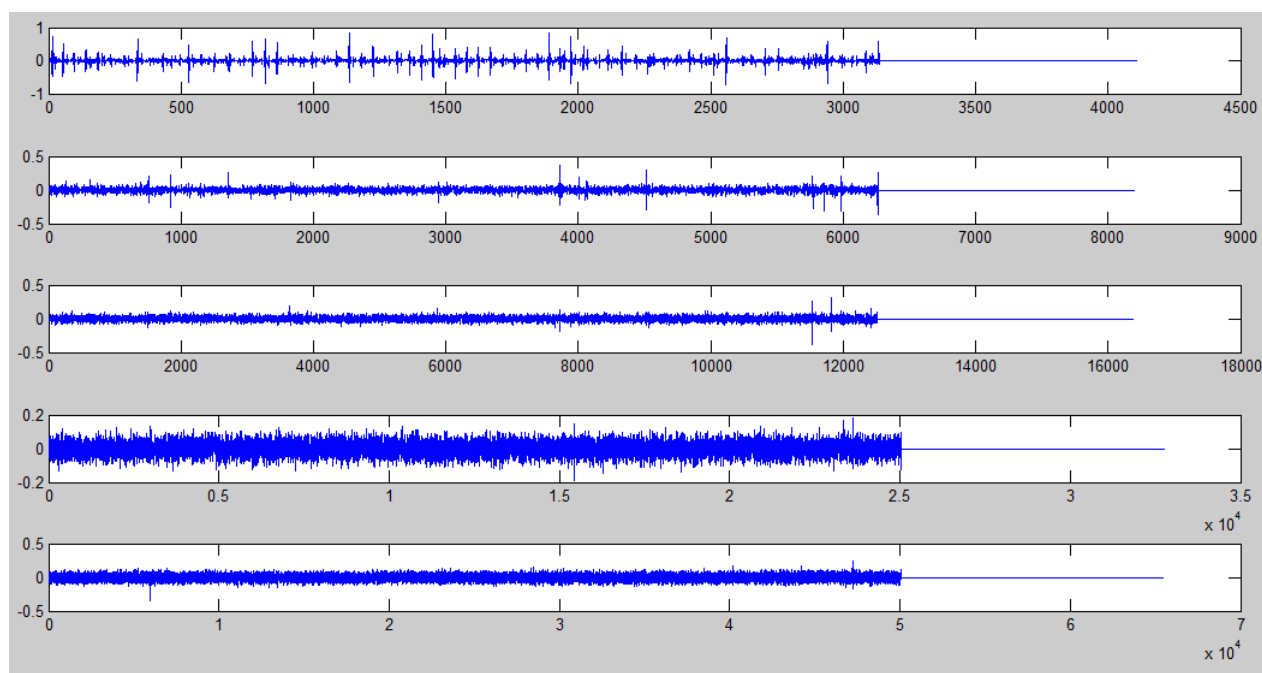
Μετά το στάδιο της προεπεξεργασίας παρατηρούμε την προσθήκη των μηδενικών στο τέλος κάθε σήματος και την αφαίρεση της παρούσας συνιστώσας σταθερής τάσης. Στην πράξη, και με δεδομένο ότι η *dc* συνιστώσα εξαιρείται από την ανάδραση του κυκλώματος μέσω του προγράμματος *LabVIEW* η παρουσία αυτής θα ήταν πολύ μικρότερη. Ωστόσο οι μετρήσεις που παρουσιάζονται εδώ ελήφθησαν χωρίς τη συμμετοχή της ανάδρασης χάριν ευκολίας.

Στη συνέχεια καλείται η συνάρτηση που κατασκευάστηκε για το μετασχηματισμό 8 σταδίων με χρήση της οικογένειας *wavelet Daubechies 8*. Η κλήση της συνάρτησης πραγματοποιείται δύο φορές μια για το σήμα του κάθε αισθητήρα που χρησιμοποιεί η διάταξη. Η συνάρτηση επιστρέφει στο πεδίο του χρόνου τους συντελεστές 'λεπτομεριών' κάθε σταδίου καθώς και τους συντελεστές 'προσέγγισης' του αρχικού σταδίου. Τα σήματα που λαμβάνονται από τον αισθητήρα του στήθους περιέχουν ενισχυμένο το φάσμα συχνοτήτων που αντιστοιχεί στον καρδιακό παλμό λόγω εγγύτητας στον καρδιακό μυ, σε αντίθεση με το σήμα του επιταχυνσιόμετρου της κοιλιακής χώρας που λαμβάνει περισσότερο έντονο το σήμα αναπνοής. Στις εικόνες που ακολουθούν παρουσιάζονται οι συνιστώσες του κάθε σήματος από τα δύο παραπάνω που αναλύθηκαν. Αρχικά εικονίζεται το σήμα, οι συντελεστές προσέγγισης αυτού στο τελευταίο επίπεδο *decomposition* (επίπεδο 8) και οι λεπτομέριες αυτού σε κάθε επίπεδο ανάλυσης (από το 8 στο 1). Ακολουθούν τα αντίστοιχα διαγράμματα για το σήμα που λαμβάνεται με χρήση



Σχήμα 6.12: *Wavelet decomposition* σήματος στέρνου (Α μέρος)

του επιταχυνσιόμετρου της περιοχής τους στομάχου. Η ανάλυση των δύο σημάτων

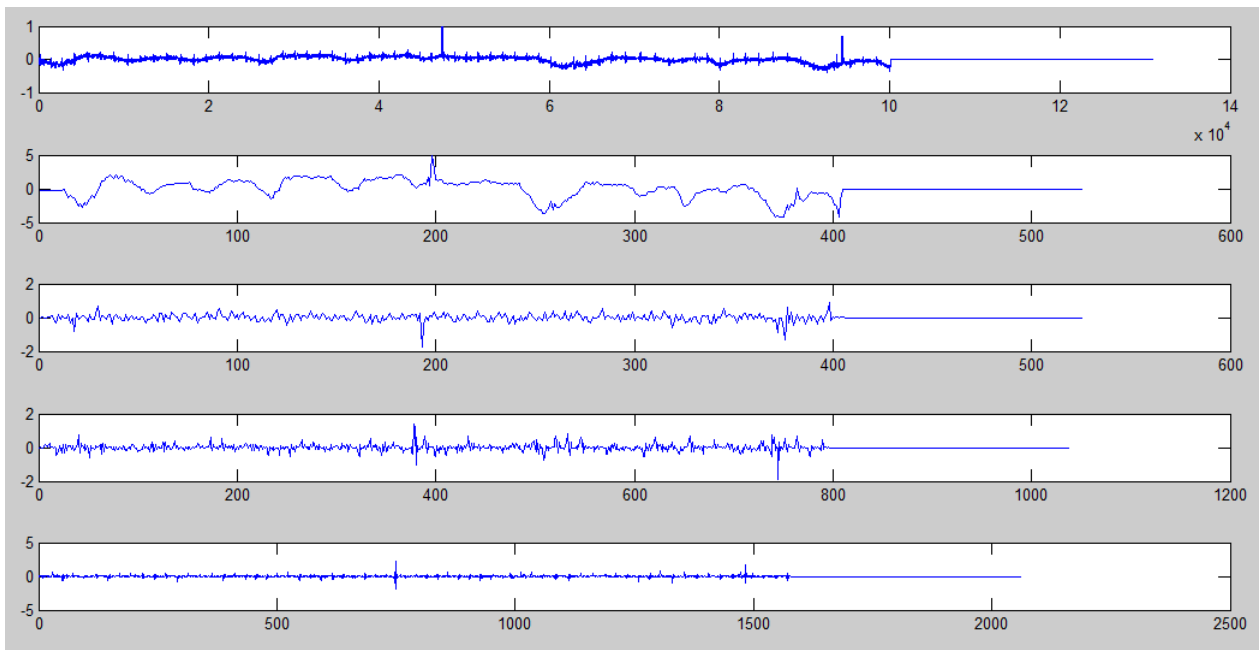


Σχήμα 6.13: *Wavelet decomposition* σήματος στέρνου (B μέρος)

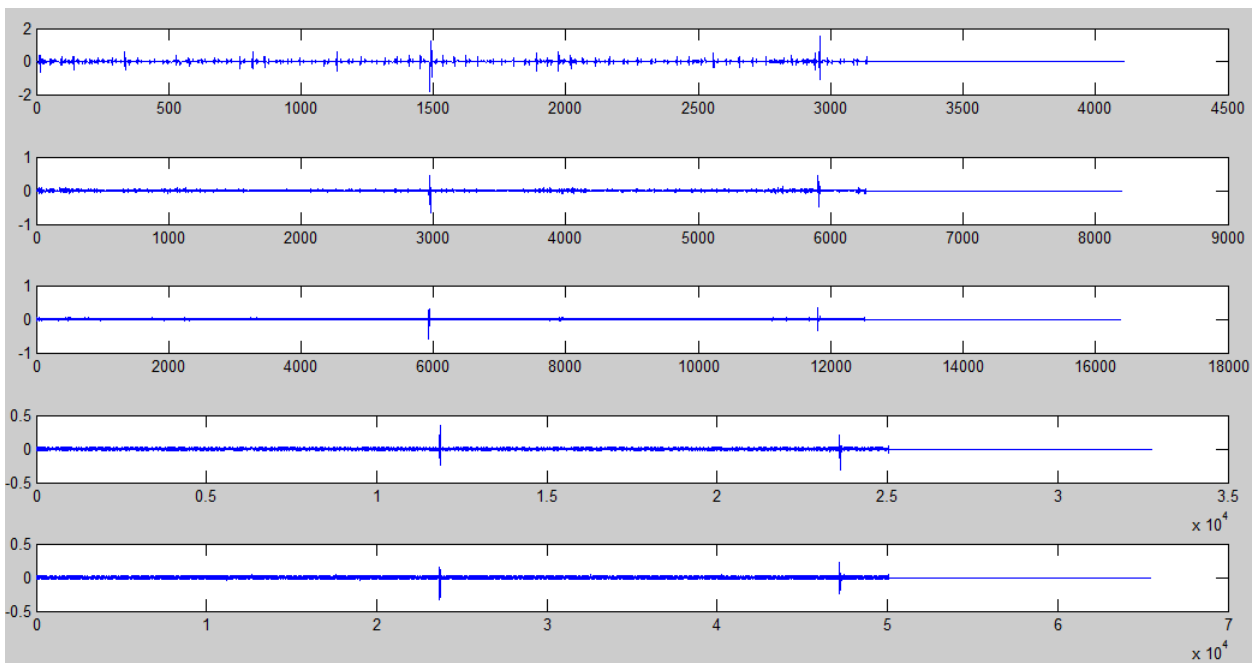
πραγματοποιείται με χρήση του ίδιου αλγορίθμου και των ίδιων συναρτήσεων βάσης *Daubechies* 8. Η σύγκριση των επιμέρους συχνοτικών συνιστωσών τους οδηγεί στο συμπέρασμα της παρουσίας χαμηλότερου επιπέδου θορύβου στον δεύτερο αισθητήρα, όπως μπορούσε κανείς να συμπεράνει και από την πρώτη ανεπεξέργαστη μορφή των δύο σημάτων. Βέβαια πρέπει να επισημανθεί και η απουσία μεγάλου συχνοτικού περιχομένου από τον καρδιακό παλμό, λόγω της απόστασης που χωρίζει τον αισθητήρα αυτό από τον καρδιακό μυ.

6.4 Ανάλυση καρδιακού σήματος

Το φασματικό περιεχόμενο του καρδιακού σήματος εντοπίζεται στα σήματα 'λεπτομερών' των σταδίων 5 έως 8 του μετασχηματισμού *Wavelet* ενώ τα υπόλοιπα στάδια ανάλυσης παρότι περιέχουν κάποια πληροφορία του καρδιακού παλμού, όπως τα κυματίδια *P* και *T* δεν επεξεργάζονται στην παρούσα εφαρμογή εφόσον υπάρχει ο κίνδυνος ανίχνευσης επιπέδου θορύβου. Θερούμε ότι το πρώτο υψίσυφνο στάδιο περιλαμβάνει πιθανώς μεγάλη συνιστώσα θορύβου και αποφεύγουμε τη χρήση του γενικώς για την ανάκτηση της πληροφορίας του καρδιακού παλμού. Τα στάδια επεξεργασίας του καρδιακού παλμού περιλαμβάνουν την ανίχνευση των *R* κυματιδίων του σήματος, ακολουθεί ανίχνευση των *Q* και *S* κυματιδίων, ενώ ολοκληρώνεται με τη συνδυασμένη πληροφορία



Σχήμα 6.14: *Wavelet decomposition* σήματος περιοχής στομάχου (Α μέρος)



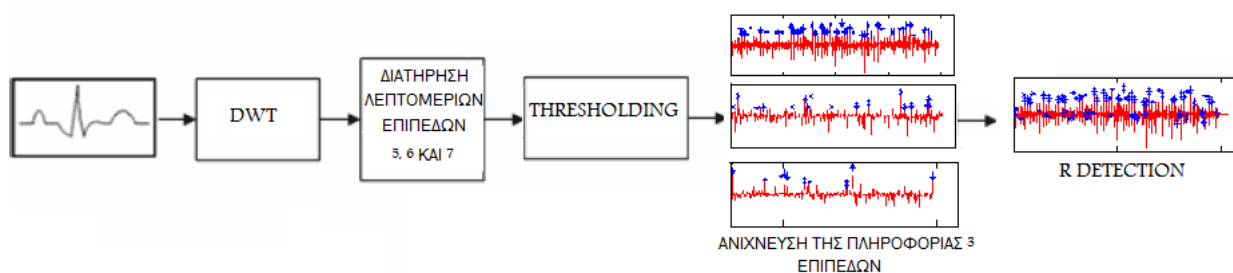
Σχήμα 6.15: *Wavelet decomposition* σήματος περιοχής στομάχου (Β μέρος)

των δύο πρώτων σταδίων επεξεργασίας και την εξαγωγή του *QRS* συμπλέγματος. Ο χρήστης-ιατρός μπορεί να επωφεληθεί της διαδικασίας αυτής με την εξαγωγή μίας κυματομορφής που παρουσιάζει τη διακύμανση της συχνότητας του καρδιακού παλμού κατά

τη διάρκεια λήψης των μετρήσεων.

6.4.1 Ανίχνευση R κυματιδίων καρδιακού παλμού

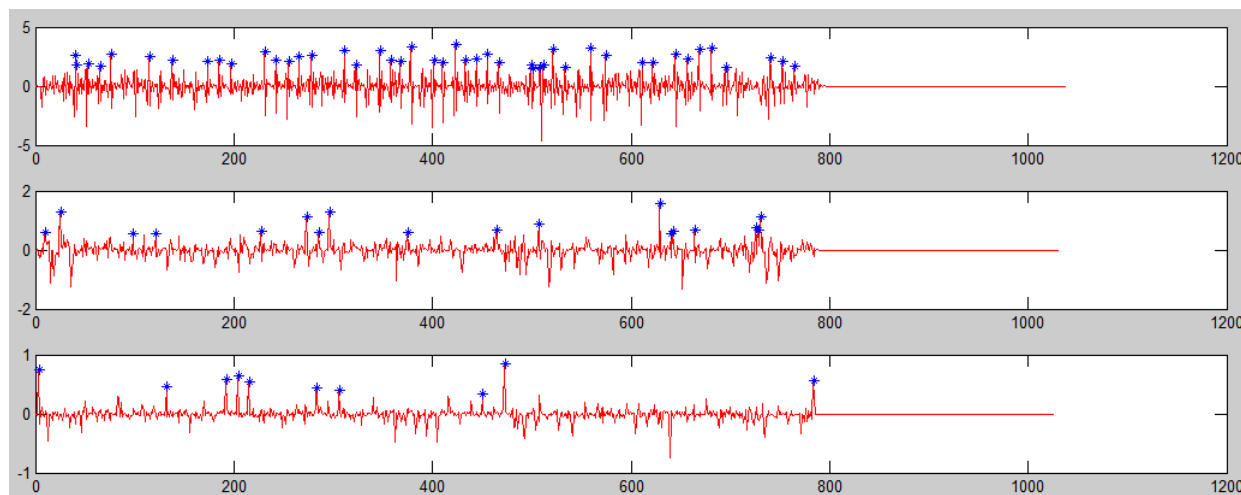
Το λογικό διάγραμμα ανίχνευσης των κυματιδίων αυτών παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα. Τα στάδια 5, 6 και 7 αποτελούν την είσοδο στη συνάρτηση που καλείται γι-



Σχήμα 6.16: Ανίχνευση R κυματιδίων

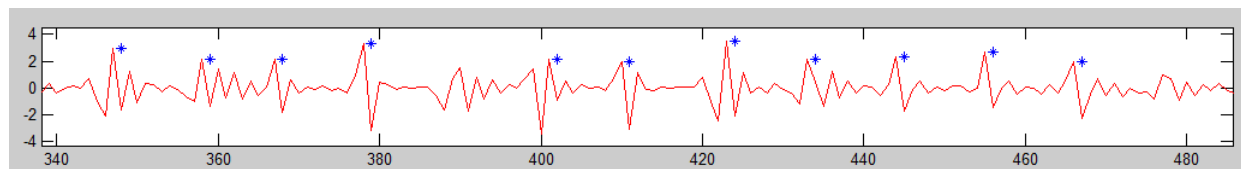
α ανίχνευση των κυματιδίων R . Παράλληλα προσδιορίζεται για καθένα από αυτά ένα κατώφλι τάσης (*threshold*) πάνω από το οποίο αναμένουμε να δούμε μόνο τις κορυφές R . Με χρήση αυτής της συνθήκης ανιχνεύεται ξεχωριστά στα τρία στάδια πληροφορία εμφάνισης των συγκεκριμένων κυμάτων. Τα σημεία στα οποία πρέπει να δοθεί έμφαση είναι η χρήση διαφορετικού κατωφλίου τόσο για κάθε στάδιο όσο και για κάθε μέτρηση. Πράγματι, διαφορετικές μετρήσεις ενδέχεται να απαιτούν αρκετά διαφορετικές τιμές τάσεων κατωφλίου. Αυτό οφείλεται στη διαφορετικότητα του πλάτους των λαμβανόμενων σημάτων. Από άνθρωπο σε άνθρωπο η επιτάχυνση του στέρνου είναι διαφορετική και δεν επηρεάζεται μόνο από την καρδιά αλλά και από παράγοντες όπως η λειτουργία των κοντινών μυών ακόμα και η διάπλαση του σώματος. Στις μετρήσεις που λάβαμε εμείς δεν αντιμετωπίσαμε την ανάγκη επαναπροσδιορισμού των τάσεων κατωφλίου και αυτό πιθανώς οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στο γεγονός ότι ελήφθησαν από το ίδιο πρόσωπο.

Ακολούθως παρατίθεται η εικόνα που παρουσιάζει την ανίχνευση των R κυματιδίων. Όπως είναι εμφανές και αναμενόμενο η περισσότερη πληροφορία συγκεντρώνεται σε ένα μόνο στάδιο, εδώ το στάδιο 7. Ωστόσο επιβάλεται χρήση και των δύο άλλων σταδίων προκειμένου να γίνει ανίχνευση παλμών που χάνονται στο σήμα αυτού του σταδίου. Αυτό είναι περισσότερο εμφανές στις ακόλουθες δύο εικόνες όπου παρατηρούνται δύο περιοχές του ίδιου σήματος, στο στάδιο ανάλυσης 7 του μετασχηματισμού. Στην πρώτη εικονιζόμενη περιοχή η καθαρότητα του σήματος επιτρέπει την εύκολη ανίχνευση του συνόλου σχεδόν των R κυματιδίων. Αντίθετα στη δεύτερη το σήμα σε αρκετά σημεία

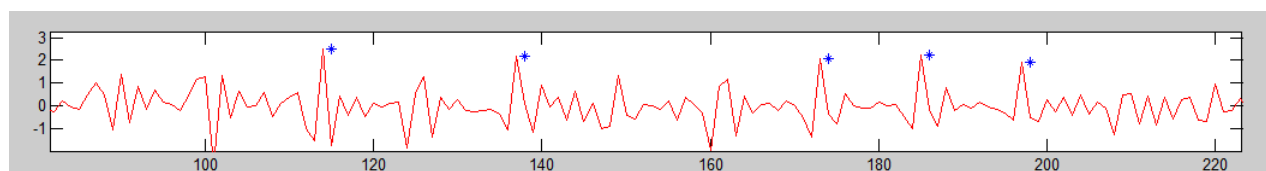


Σχήμα 6.17: *Thresholding* για ανίχνευση R κυματιδίων στα στάδια 7, 6 και 5 του μετασχηματισμού

γίνεται ασθενές και οι πλαμοί δυσσδιάκριτοι με χρήση της ίδιας τάσης κατωφλίου. Οι παλμοί που δεν κατόρθωσαν να ανιχνευτούν σε αυτό το στάδιο ανιχνεύονται στα δύο άλλα. Ο συνδυασμός της πληροφορίας και των τριών σταδίων εικονίζεται συγκεντρωμένος στο διάγραμμα του επιπέδου 7 της ανάλυσης ακολουθώς:



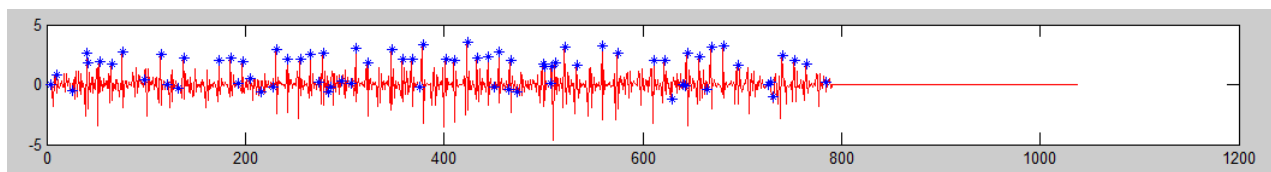
Σχήμα 6.18: Εύκολα ανιχνεύσιμοι πλαμοί σταδίου 7 του μετασχηματισμού



Σχήμα 6.19: Απώλεια πληροφορίας από το στάδιο 7 του μετασχηματισμού

6.4.2 Ανίχνευση QS κυματιδίων καρδιακού παλμού

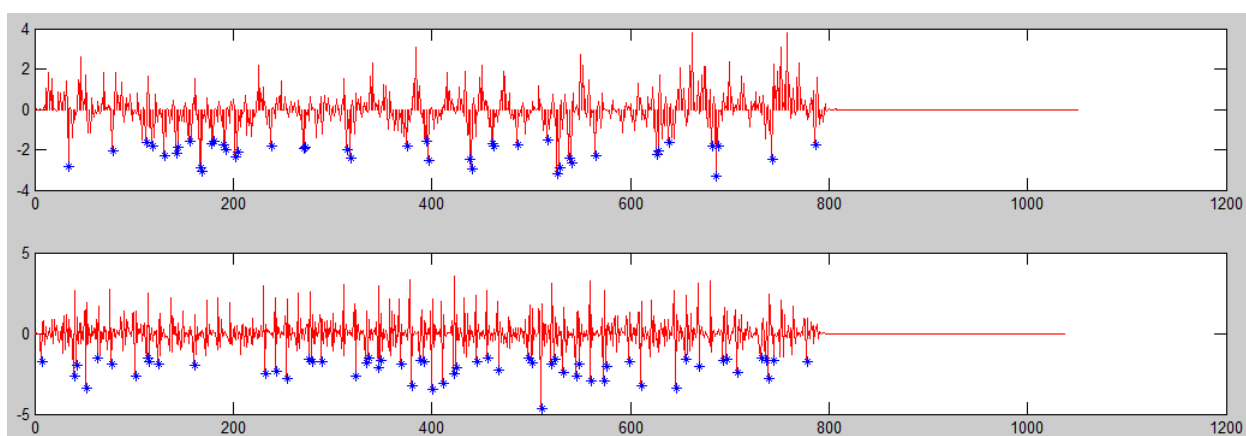
Η ανίχνευση των Q και S κυματιδίων χρησιμοποιείται στην παρούσα εφαρμογή σαν τρόπος επιβεβαίωσης της παρουσίας καρδιακού παλμού στα σημεία όπου ανιχνεύτηκε η

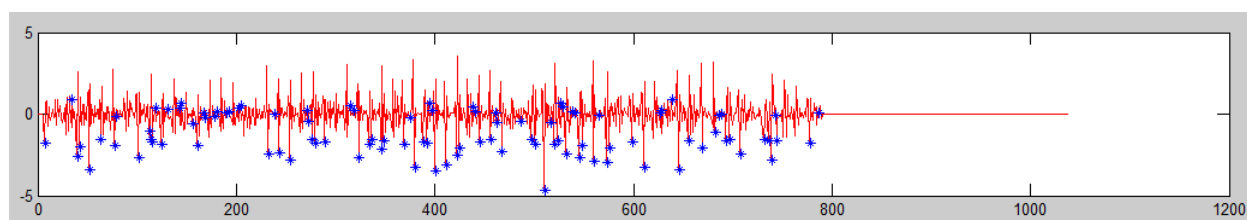
Σχήμα 6.20: Ανίχνευση R κυματιδίων

ύπαρξη R κύματος. Η διαδικασία που ακολουθείται είναι η ίδια με την παραπάνω με τις ακόλουθες διαφοροποιήσεις:

- Στην περίπτωση ανίχνευσης των κυματιδίων αυτών χρησιμοποιούνται δύο επίπεδα λεπτομεριών του σήματος από την ανάλυση αυτού με χρήση του μετασχηματισμού *Wavelet*. Τα επίπεδα αυτά είναι το 7 και το 8. Οι λόγοι χρήσης δύο επιπέδων παραμένουν ίδιοι με πρὶν με κυριότερο αυτό της διασφάλισης ανίχνευσης της μέγιστης δυνατής πληροφορίας.
- Οι τάσεις κατωφλίου που χρησιμοποιούνται εδώ είναι αρνητικές. Αυτό συμβαίνει γιατί οι παλμοί Q και S εμφανίζονται προς τα αρνητικά του σήματος. Έτσι, ανιχνεύονται οι παλμοί εκείνοι που έχουν τάση μικρότερη του κατωφλίου που ορίστηκε σε κάθε περίπτωση σταδίου ανάλυσης.

Παρακάτω φαίνονται τα γραφήματα ανίχνευσης των δύο αυτών σταδίων καθώς και η μεταφορά του συνόλου της πληροφορίας στο επίπεδο ανάλυσης 7.

Σχήμα 6.21: *Thresholding* για ανίχνευση QS κυματιδίων στα στάδια 8 και 7 του μετασχηματισμού

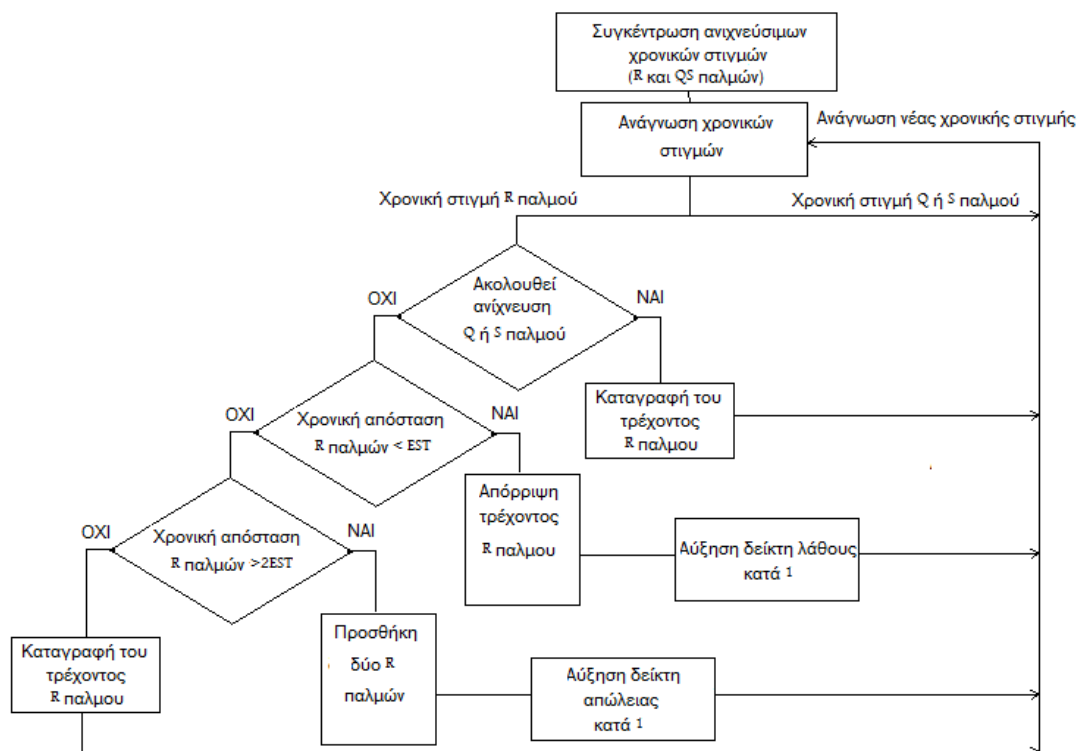
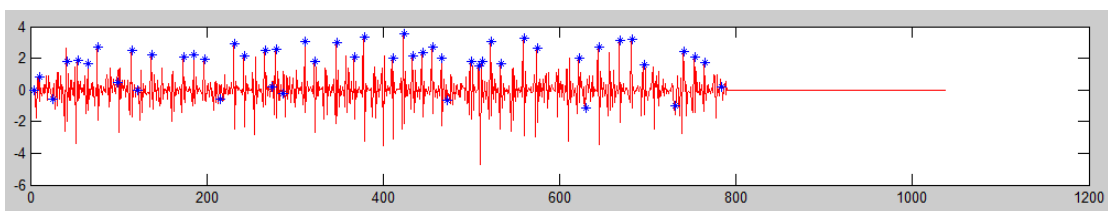
Σχήμα 6.22: Ανίχνευση QRS κυματιδίων

6.4.3 Ανίχνευση QRS συμπλέγματος καρδιακού παλμού

Η πληροφορία που εξάγεται από τις δύο παραπάνω συναρτήσεις οδηγείται στη συνάρτηση εξαγωγής του συνόλου της πληροφορίας για την καρδιακή δραστηριότητα. Ένας αλγόριθμος που συγκεντρώνει τα ανιχνεύσιμα R , Q και S κυματιδία, οδηγεί στην εξαγωγή των QRS συμπλεγμάτων τα οποία σημειώνονται με βάση το κέντρο τους (κυματίδιο R) πάνω στο σήμα της καρδιάς. Ο αλγόριθμος αυτός παρουσιάζεται σε μορφή απλοποιημένου λογικού διαγράμματος στην παρακάτω εικόνα ενώ ακολουθεί η απεικόνιση της εξόδου του για το σήμα που αναλύεται ως παράδειγμα εδώ.

Όπως φαίνεται στο λογικό διάγραμμα από τον πίνακα που συγκεντρώνει τις χρονικές στιγμές στις οποίες έγινε ανίχνευση παλμών τα στοιχεία διαβάζονται ένα προς ένα μαζί με τον χαρακτηρισμό του καθενός για R ή QS κυματίδιο. Στην περίπτωση που διαβάζεται χρονική στιγμή Q ή S παλμού δεν γίνεται καταγραφή και προχωράμε στην επόμενη ανάγνωση. Στην περίπτωση ανάγνωσης παλμού R διαβάζεται και ο επόμενος παλμός. Όταν ακολουθεί Q ή S παλμός καταγράφεται αυτόματα η χρονική στιγμή του τρέχοντος R παλμού. Όταν ακολουθεί επιπλέον R παλμός εξετάζεται η χρονική απόστασή του από τον πρώτο. Το κριτήριο αυτό οδηγεί είτε στην απόρριψη του επόμενου παλμού, εφόσον αυτός βρίσκεται πολύ κοντά χρονικά στον πρώτο, είτε στην προσθήκη 2 παλμών, του τρέχοντος και ενός ακόμη ενδιάμεσου στους δύο παλμούς. Σε περίπτωση που η απόσταση των δύο παλμών είναι στα φυσιολογικά όρια γίνεται κανονικά η καταγραφή του τρέχοντος παλμου και η διαδικασία προχωράει στην επόμενη ανάγνωση.

Η τιμή που χρησιμοποιείται ως κριτήριο της χρονικής απόστασης δύο παλμών δεν είναι καθολική αλλά στηρίζεται στην ανίχνευση των R παλμών που έχει προηγηθεί και εξάγεται από τη μέση τιμή της χρονικής απόστασης αυτών. Η επιλογή αυτή διασφαλίζει τη δυνατότητα ανίχνευσης βραδυκαρδίας ή ταχυκαρδίας, εφόσον η πραγματική χρονική απόσταση των συμπλεγμάτων QRS δεν θα αποκλίνει από τη έση τιμή των RR επαυμάτων για διαστήματα όπως αυτά που μελετήθηκαν στην παρούσα εργασία.

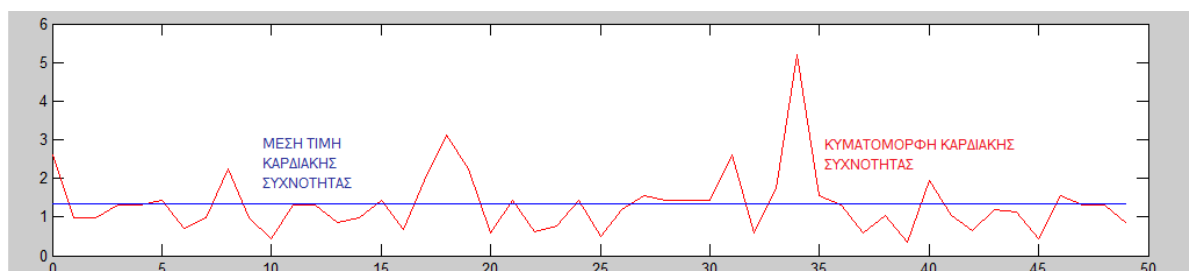
Σχήμα 6.23: Αλγόριθμος ανίχνευσης *QRS* κυματιδίωνΣχήμα 6.24: Ανίχνευση *QRS* κυματιδίων

6.4.4 Υπολογισμός συχνότητας καρδιακών σφύξεων

Η συνάρτηση που ανιχνεύει τα *QRS* συμπλέγματα υπολογίζει και τη χρονική απόσταση αυτών. Με χρήση της σχέσης που συνδέει την περίοδο του παλμού με τη συχνότητα αυτού και με συνυπολογισμό της συχνότητας δειγματοληψίας του σήματος από το πρόγραμμα *LabVIEW*. Με τον τρόπο αυτό εξάγεται η παρακάτω κυματομορφή της συχνότητας των καρδιακών σφύξεων στο διάστημα που μελετήθηκε ανωτέρω, εκφρασμένη σε μονάδες *Hz* δηλαδή σε πλήθος σφύξεων ανά δευτερόλεπτο. Η συνήθης μονάδα μέτρησης της συχνότητας καρδιακής λειτουργίας δεν χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα

φάση λόγω της μικρής χρονικής διάρκειας του υπο μελέτη σήματος.

Όπως παρατηρούμε από την ακόλουθη κυματομορφή για ένα φυσιολογικό σήμα, η



Σχήμα 6.25: Συχνότητα καρδιακής λειτουργίας σε πλήθος σφύξεων ανά δευτερόλεπτο

συχνότητα παραμένει κατά το μεγαλύτερο μέρος κάτω των 2 παλμών ανά δευτερόλεπτο περίπου ίση με $1,2 \text{ Hz}$ συχνότητα που αντιστοιχεί σε 70 με 80 παλμούς το λεπτό. Η κορυφές της κυματομορφής που αποκλίνουν ιδιαιτέρως από τη μέση τιμή της κυματομορφής αντιστοιχούν σε επιπρόσθετους ανιχνευμένους παλμούς που πιθανόν να οφείλονται σε παρουσία θορύβου ή σε μειωμένη κακή λήψη του σήματος. Ωστόσο, η παρουσία αυτών των κορυφών δεν δυσχεραίνει τη διάγνωση καθώς είναι εμφανές ότι δεν αντιστοιχεί σε ταχυκαρδία ή βραδυκαρδία. Οι μη φυσιολογικές αυτές περιπτώσεις απαιτούν την παρουσία της κυματομορφής σε επίπεδα ένω του φυσιολογικού ή κάτω αυτού για χρονικά διαστήματα τουλάχιστον 10 δευτερολέπτων.

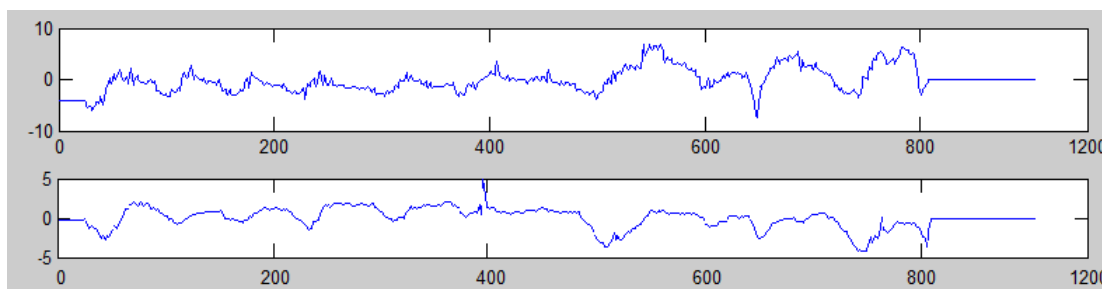
6.5 Ανάλυση αναπνευστικού σήματος

Ο αναπνευστικός παλμός στην περίπτωση της φυσιολογικής αναπνευστικής λειτουργίας και όταν αυτός λαμβάνεται από τις κινήσεις του θώρακα και της άνω έχει τη μορφή ενός απλού ημιτόνου με περίοδο επανάληψης περί τα 6 sec . Η περίοδος αυτή μπορεί να μεταβληθεί με τη μεταβολή να οφείλεται σε ποικίλα αίτια χωρίς αυτά να συνδέονται απαραίτητα με παθολογικές καταστάσεις. Ακόμα και ισχυρή μείωση της συχνότητας του παλμού η γενική μορφή του οποίου εικονίζεται στο διάγραμμα 2.8 δεν συνεπάγεται κατ' ανάγκη την εμφάνιση παθολογικών καταστάσεων όπως η άπνοια. Η αύξηση της συχνότητας μπορεί να αποτελεί ένδειξη της αυξημένης ανάγκης του οργανισμού για οξυγόνο και να συνοδεύεται από αντίστοιχη αύξηση του πλάτους των παλμών λόγω των βαθύτερων εισπνοών που πραγματοποιεί ο οργανισμός.

6.5.1 Ανίχνευση του αναπνευστικού σήματος

Η πληροφορία της αναπνευστικής διεργασίας εμπεριέχεται στο σύνολό της στους συντελεστές του τελευταίου σταδίου της ανάλυσης με *Wavelet*. Αυτό είναι λογικό δεδομένου ότι αποτελεί τη συχιστώσα εκείνη του λαμβανόμενου σήματος με τη χαμηλότερη συχνότητα επομένως η πληροφορία που μεταφέρει δεν αποκόπτεται από κανένα από τα βαθυπερατά φίλτρα που εφαρμόζονται στο σήμα στα 8 στάδια ανάλυσης. Το σήμα της αναπνοής είναι εξαρχής ευανάγνωστο και κατανοητό ακόμη και από το λαμβανόμενο σήμα χωρίς επεξεργασία. Ωστόσο η ανάλυση με *wavelet* παρέχει στο επίπεδο των συντελεστών 'προσέγγισης' του όγδοου σταδίου το αναπνευστικό σήμα απαλλαγμένο σε μεγάλο βαθμό από την παρουσία των υπόλοιπων συνιστωσών όπως αυτή του καρδιακού σήματος αλλά και του πρόσθετου υψισυχνου θορύβου.

Ακολουθως παρουσιάζονται οι κυματομορφές αναπνοής που ελήφθησαν ύστερα από



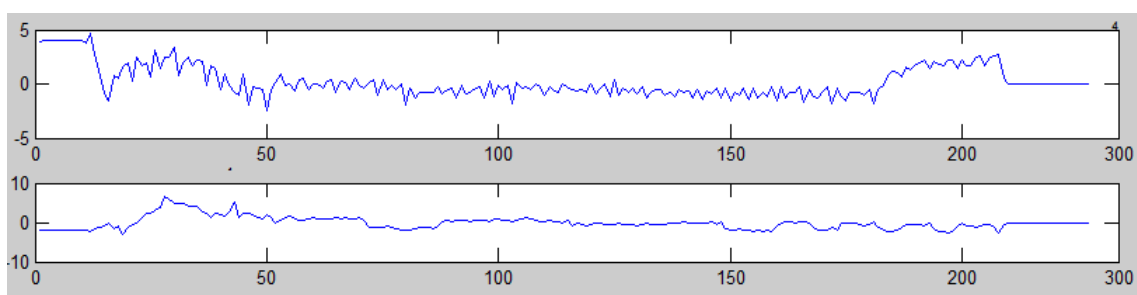
Σχήμα 6.26: Ανίχνευση φυσιολογικού αναπνευστικού σήματος

επεξεργασία των σημάτων, οι οποίες προέρχονται κατά σειρά εμφάνισης από τον αισθητήρα του στέρνου και αυτόν της κοιλιακής περιοχής. Η μελέτη τους οδηγεί στο συμπέρασμα παρουσίας μιας φυσιολογικής αναπνοής, με περίοδο αναπνευστικού κύκλου κοντά στα 6sec.

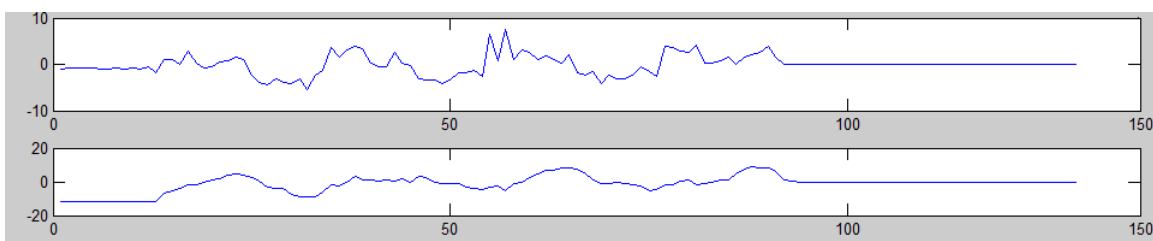
6.5.2 Κατηγοριοποίηση των τύπων του σήματος αναπνοής

Από τα σήματα που ελήφθησαν και μελετήθηκαν με χρήση του παρόντος συστήματος κανένα δεν αντιστοιχεί σε πραγματική παρουσία του φαινομένου της άπνοιας του ύπνου. Στόχος μας ήταν η εξέταση του οργάνου και κατά πόσο αυτό μπορεί να απεικονίσει τις διάφορες κυματομορφές της αναπνευστικής διεργασίας. Έτσι, το υπό εξέταση άτομο προχώρησε σε εκούσια παύση της αναπνοής καθώς και σε ταχύτερες και βαθύτερες αναπνοές προσομοιάζοντας τα φαινόμενα άπνοιας και ταχύπνοιας, αντίστοιχα. Οι κυματομορφές της αναπνοής όπως αυτές καταγράφηκαν και από τους δύο αισθητήρες

φαίνονται για καθεμία από τις περιπτώσεις αυτές στα ακόλουθα διαγράμματα. Είναι εμφανής η πλήρης απουσία της αναπνοής στο πρώτο ζευγος διαγραμμάτων και η αύξηση του πλάτους και της συχνότητας των αναπνευστικών παλμών στο δεύτερο ζεύγος σε σύγκριση με τη φυσιολογική κυματομορφή που παρουσιάστηκε παραπάνω. Πράγματι η κυματομορφή που εικονίζεται αντιστοιχί σε χρονική διάρκεια ήψης μικρότερη των 10 δευτερολέπτων και εμφανίζει τέσσερις τουλάχιστον παλμούς ειπνοών. Βασεί αυτού η συχνότητα της αναπνευστικής διαδικασίας είναι περίπου 2.5 sec.



Σχήμα 6.27: Αναπνευστικό σήμα κατά την εκούσια πάυση της αναπνευστικής διαδικασίας- προσομοίωση άπνοιας



Σχήμα 6.28: Αναπνευστικό σήμα με εκούσιες βαθύτερες και ταχύτερες εισπνοές- προσομοίωση ταχύπνοιας

Κεφάλαιο 7

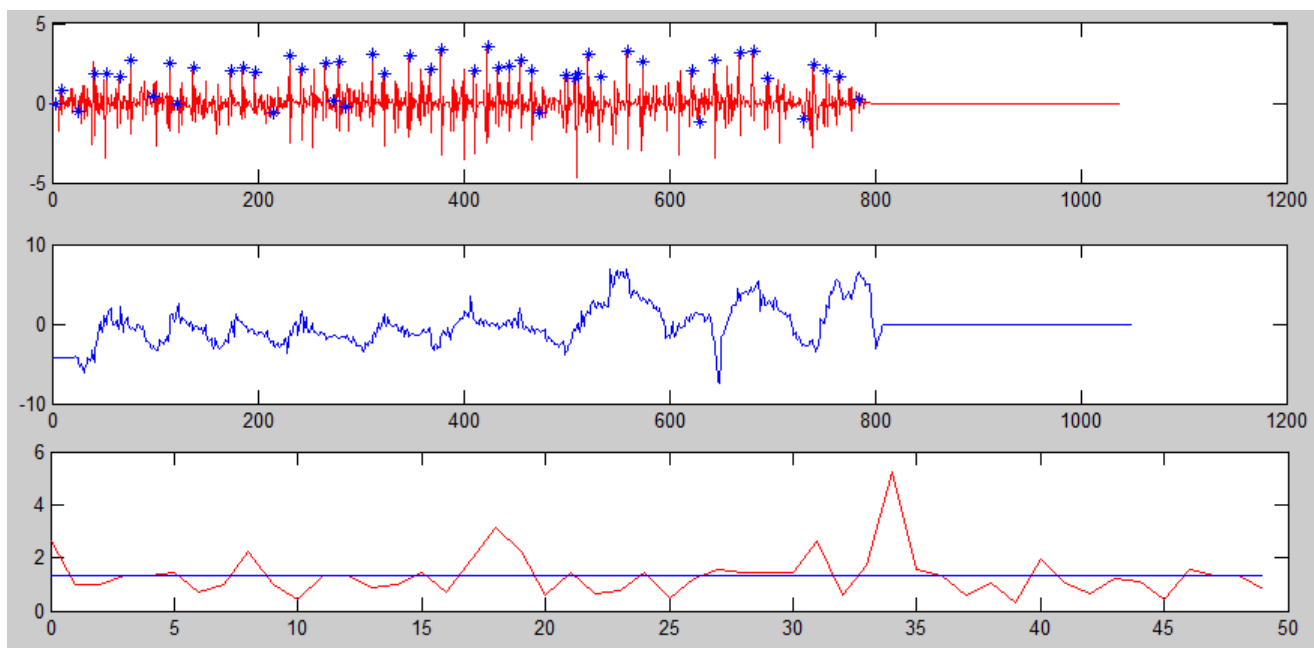
Δυνατότητα εξαγωγής ιατρικών συμπερασμάτων

7.1 Γενικά

Η διαγνωστική διαδικασία στηρίζεται στη μελέτη των εξαγόμενων από την επεξεργασία σημάτων. Τα σήματα αυτά είναι αφενός μεν το σήμα ανίχνευσης του καρδιακού παλμού αλλά κυρίως το σήμα μεταβολής της συχνότητας των καρδιακών σφύξεων και αυτό που περιγράφει την αναπνευστική διεργασία. Οι κυματομορφές της καρδιακής και ανπνευστικής λειτουργίας για σήματα που ελήφθησαν σε ταυτόχρονα διαστήματα παρουσιάζονται στην εικόνα 7.1 ενώ ακολουθεί η κυματομορφή της καρδιακής συχνότητας. Τα σήματα αυτά αντιστοιχούν σε φυσιολογική λειτουργία.

Οι χρονικές περίοδοι που πρέπει να μελετώνται αφορούν τις παρακάτω περιπτώσεις μη φυσιολογικών κυματομορφών:

- Περίπτωση στην οποία το σήμα συχνότητας του καρδιακού παλμού παρουσιάζει έντονη αύξηση με πλήθος σφύξεων που ξεπερνούν τους 120 ανά λεπτό, ιδιαίτερα όταν η αύξηση αυτή έπεται ενός μικρού διαστήματος βραδυκαρδίας. Το όριο των 120 σφύξεων ανά λεπτό δεν είναι καθολικό αλλά προσαρμόζεται με βάση την συχνότητα κανονικής καρδιακής λειτουργίας που παρουσιάζει το άτομο που εξετάζεται. Παρόλα αυτά η παρουσία ταχυκαρδίας ή βραδυκαρδίας δεν αποτελεί απαραίτητα επιβεβαιωμένη διάγνωση απνοιακού επεισοδίου. Η παρουσία ταχυκαρδίας ενδέχεται να οφείλεται σε άλλες παθήσεις, ιδιαίτερες αυτές που αφορούν δυσλειτουργίες



Σχήμα 7.1: Κυματομορφές βάσει των οποίων πραγματοποιείται η διάγνωση

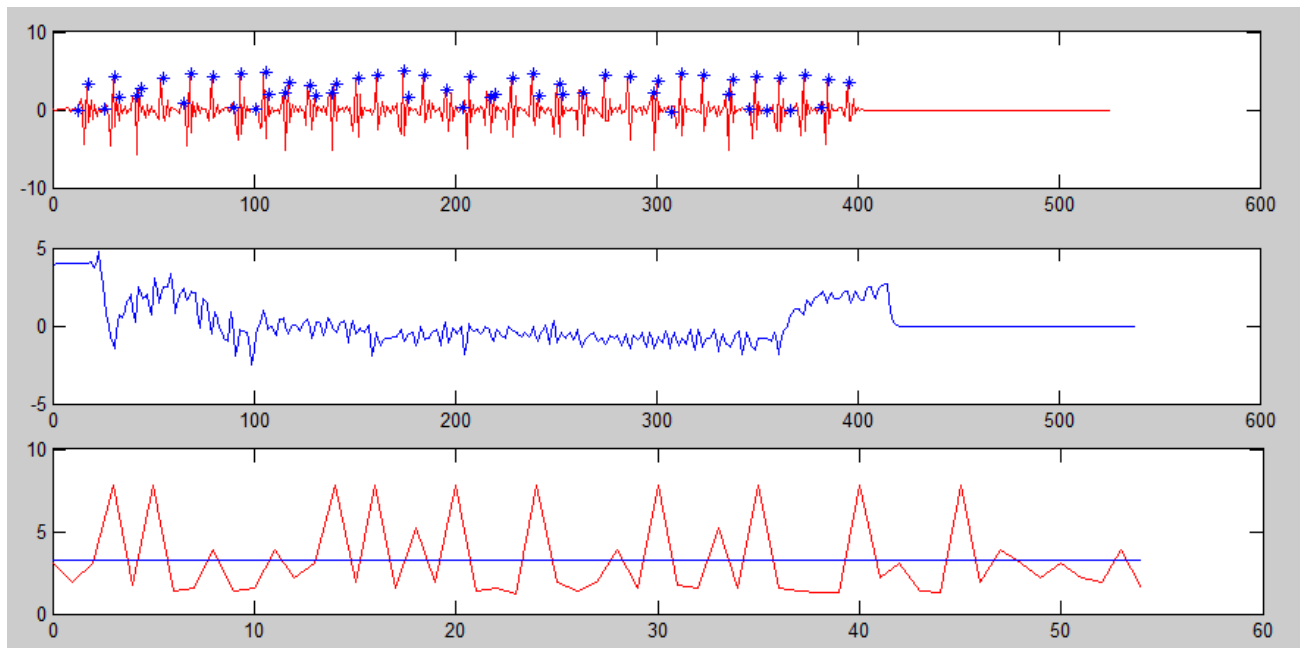
της καρδιάς, αλλά και σε μη παθολογικούς παράγοντες όπως η περιοδική μεταβολή των ορμονών ή ο θυρεοειδισμός.

- Περίπτωση στην οποία το σήμα της αναπνοής παρουσιάζει οποιαδήποτε μη φυσιολογική κυματομορφή, δηλαδή διαφοροποιείται από την αναμενόμενη ημιτονοειδή ή σχεδόν ημιτονοειδή μορφή όπως αυτή αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2. Ενδεχόμενες μορφές που κάνουν την εμφάνισή τους είναι η *Cheyne – Stokes*, η *Kussmaul* ή η περιοδική αναπνοή. Αρκετά πιθανή είναι και η πλήρης διακοπή της αναπνοής για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των 10 sec. Ωστόσο οποιοσδήποτε άλλος παλμός που παρεκκλίνει σε μορφή ή χαρακτηριστικά από τον φυσιολογικό πρέπει να μελετάται εκτενώς.

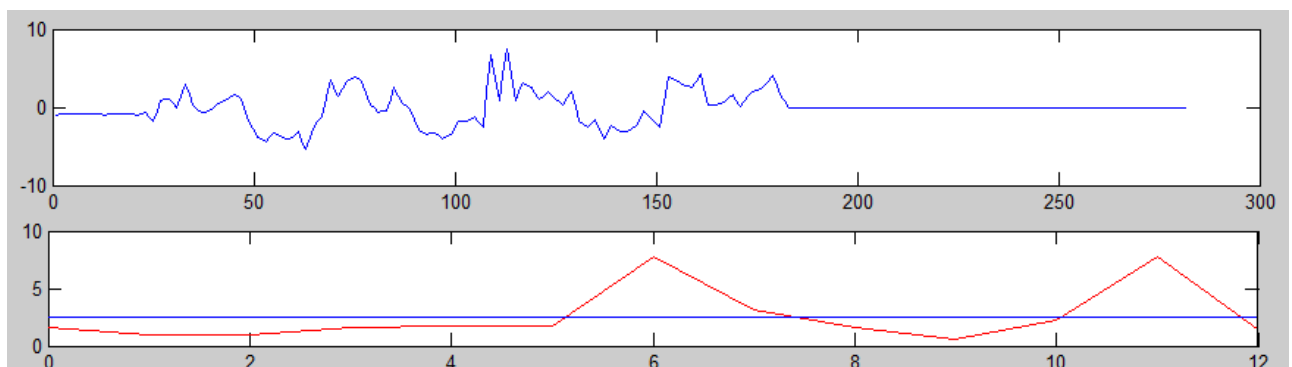
Σε οποιαδήποτε από τις παραπάνω περιπτώσεις η μελέτη ενός μόνο σήματος δεν αρκεί. Απαιτείται η συνδυασμένη παρατήρηση των δύο σημάτων για τη εξαγωγή μη εσφαλμένων ιατρικών συμπερασμάτων.

7.1.1 Επεισοδία άπνοιας

Προκειμένου να μελετήσουμε τη δυνατότητα απεικόνισης και ανίχνευσης χρονικών περιόδων αναπνευστικής δυσλειτουργίας προσομοιάσαμε με εκούσια παύση της αναπνοής την κατάσταση της άπνοιας. Οι κυματομορφές που εξήχθησαν κατά τη χρονική αυτή



Σχήμα 7.2: Προσομοίωση επεισοδίου άπνοιας



Σχήμα 7.3: Προσομοίωση επεισοδίου ταχύπνοιας

περιοδο εικονίζονται ακολούθως. Η πρώτη παρατήρηση αφορά την απουσία της αναπνευστικής κυματομορφής. Στο ίδιο χρονικό διάστημα παρατηρήθηκε έντονη αστάθεια της καρδιακής λειτουργίας που γίνεται ευκολότερα παρατηρήσιμη από την κυματομορφή της συχνότητας, συνοδευόμενη από αύξηση της καρδιακής συχνότητας.

7.1.2 Επεισοδία ταχύπνοιας

Προσομοίωση επεισοδίων ταχύπνοιας πραγματοποιήθηκε με εκούσιες ταχύτερες και βαθύτερες αναπνοές του εξεταζόμενου ατόμου, με μέση επιτευγμένη συχνότητα αυτών περίπου ενός αναπνευστικού κύκλου κάθε 2,5 sec. Η εξαγόμενη κυματομορφή του αναπ-

νευστικού σήματος παρουσιάζεται ακολούθως ενώ έπεται η κυματομορφή της καρδιακής διακύμανσης για το ίδιο διάστημα. Παρατηρήσαμε ελαφρά αύξηση της συχνότητας των καρδιακών σφύξεων από 1,2 σφύξεις ανά δευτερόλεπτο σε 2,5 σφύξεις ανά δευτερόλεπτο που αντιστοιχούν σε 150 παλμούς ανά λεπτό.

7.2 Εσφαλμένες διαγνώσεις

Σε ορισμένες περιπτώσεις το σύστημα που αναπτύχθηκε παραπάνω μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη διάγνωση. Οι περιπτώσεις αυτές συνοψίζονται στα παρακάτω:

- Σε κάποιες από τις περιπτώσεις της άπνοιας, ιδιαίτερα αυτές που αφορούν ασθενείς με καρδιαγγειακές παθήσεις η εμφάνιση ενός επεισοδίου μπορεί να μην οδηγήσει σε αύξηση του καρδιακού σφυγμού μετά το πέρας του επεισοδίου αλλά σε αλλοίωση της μορφής του. Η ανίχνευση του *QRS* συμπλέγματος δεν αρκεί για την πλήρη γνώση της μορφής του καρδιακού παλμού. Ωστόσο το σύστημα επιδέχεται βελτίωση με χρήση επιταχυνσιόμετρων μεγαλύτερης ακρίβειας προκειμένου να επιτύχουμε πλήρη γνώση του καρδιακού παλμού του ασθενούς.
- Στις περιπτώσεις των βρεφών και ιδιαίτερα των πρόωρων, το υπανάπτυκτο ακόμη ανακλαστικό σύστημα και η μη "γνώση" της διαδικασίας της αναπνοής μπορεί να οδηγήσει σε μη αναμενόμενες μορφές του αναπνευστικού σήματος. Η διαδικασία της αναπνοής είναι μια μη αυτόματη λειτουργία και ελέγξιμη από το αντίστοιχο κέντρο του εγκεφάλου. Το κέντρο αυτό πρέπει να αφομοιώσει τη λειτουργία της αναπνοής, ακριβώς με τον ίδιο τρόπο που το βρέφος μαθαίνει σταδιακά να ελέγχει το σώμα και το μυικό του σύστημα. Σε ένα πρόωρο βράφος το μη επαρκώς αναπτυγμένο ανακλαστικό σύστημα δεν επιτρέπει τη γρήγορη αυτοματοποίηση της αναπνευστικής διεργασίας και αρκετές φορές ο εγκεφαλος στέλνει σήματα για αναπνοή σε μη αναμενόμενες χρονικές στιγμές. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε μη αναμενόμενες κυματομορφές της αναπνοής όπως η ταχύπνοια χωρίς την παρουσία προηγούμενου επεισοδίου άπνοιας.
- Τέλος, το διαγνωστικό εργαλείο που αναπτύχθηκε ενδέχεται να μην λαμβάνει καλό σήμα όταν η κίνηση του στήθους ή της κοιλιάς περιορίζεται ή εμποδίζεται όπως παραδείγματος χάριν από στενό ρουχισμό ή κάποια στάση του σώματος.

Κεφάλαιο 8

Βελτιώσεις-προεκτάσεις

Το σύστημα που αναπτύχθηκε αποτελεί μια εναλλακτική μορφή για τη διάγνωση των δυσλειτουργιών της αναπνευστικής διαδικασίας κατά τη διάρκεια του ύπνου, που παραμένει όμως σε πρωτόλιο στάδιο ερευνών και εφαρμογής. Ένα πλήθος βελτιώσεων πορεί να οδηγήσει μελλοντικά στην πλήρη αντικατάσταση της ακριβής και άβολης εξέτασης της πολυπνογραφίας από τέτοιου είδους διαγνωστικά εργαλεία.

Η παρούσα συσκευή επιδέχεται συγκεκριμένα μεγάλη βελτίωση ως προς το μέγεθος, με χρήση πλακετών μικροηλεκτρονικής κατασκευασμένων εμπορικά. Μια τέτοια βελτίωση θα καθιστούσε ακόμη πιο βολική τη χρήση της ιδιαίτερα από βρέφη, ενώ θα περιόριζε κατά πολύ τις εσφαλμένες μετρήσεις λόγω δυσκολίας διαχείρισης της κατά τον ύπνο. Παράλληλα, η μείωση του μεγέθους, σε συνδυασμό με την θωράκισή της εντός συσκευασίας προστασίας από ηλεκτομαγνητικές παρεμβολές θα οδηγούσε σε σημαντική μείωση του εισαγόμενου θορύβου και βελτίωση του λαμβανόμενου σήματος.

Ωστόσο βελτιωμένες εκδοχές του παρόντος συστήματος αφορούν επίσης την αλλαγή της λογικής εκτέλεσης ορισμένων τμημάτων της παρούσας εργασίας. Βασικό παράδειγμα αποτελεί η χρήση του προγράμματος *LabVIEW* σαν τμήμα του κυκλώματος. Το κομμάτι αυτό θα μπορούσε να αντικατασταθεί από σχεδίαση αναλογικού κυκλώματος που να επιτελεί την ίδια λειτουργία, ή από τη χρήση μικροεπεξεργαστή. Βασικές βελτιώσεις που θα παρείχε μια τέτοια αλλαγή είναι η σημαντική μείωση ή και εξάλειψη της εισαγόμενης καθυστέρησης από τη λειτουργία του προγράμματος αλλά και η βελτίωση του σηματοθορυβικού λόγου που αυξάνεται σε ένα μικρό βαθμό από τη σύνδεση της πλακέτας με τη συσκευή λήψης δεδομένων της εταιρίας *National Instruments*.

Η επεξεργασία που πραγματοποιήθηκε σε περιβάλλον *Matlab* θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί με αυτόματα κλήση των αντίστοιχων συναρτήσεων αμέσως μετά την καταγραφή των δεδομένων της μέτρησης από το ίδιο το πρόγραμμα *LabVIEW*. Αυτό παρέχεται από τη δυνατότητα επικοινωνίας του προγράμματος με εξωτερικά *scripts*. Ωστόσο η

σύγχρονη έρευνα επιχειρεί ακόμη μεγαλύτερα βήματα στο χώρο της επεξεργασίας των σημάτων σε συνδυασμό με τη σχεδίαση αναλογικών κυκλωμάτων. Πράγματι, έχει ήδη επιτευχθεί σε ικανοποιητικό βαθμό ποιότητας επεξεργασίας η μεταφορά της λογικής του *wavelet transform* σε επίπεδο αναλογικής σχεδίασης με χρήση βαθυπερατών και υψιπερατών αναλογικών φίλτρων για κάθε βαθμίδα ανάλυσης.

Η χρήση του παρόντος αισθητήρα απέδειξε ότι παρέχει ικανοποιητική ευαισθησία στο σήμα λήψης ώστε στο σύνολο σχεδόν των περιπτώσεων να παρέχει ευανάγνωστα σήματα. Τελειοποίηση ωστόσο της συσκευής θα επέβαλλε τη χρήση άλλου επιταχυνσιομέτρου με καλύτερη ακόμη εφαρμογή στο χώρο λήψης ιατρικών σημάτων και μεγαλύτερη ακόμη ευαισθησία. Παράλληλα δε με τη χρήση του επιταχυνσιομέτρου ή με αντικατάσταση του ενός εκ των δύο, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν άλλης μορφής αισθητήρες για παροχή και συνδυασμό περισσότερης πληροφορίας. Πάντα με στόχο τη μη υπερβολική επιβάρυνση του ασθενούς, στο χώρο της μικροηλεκτρονικής και των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (*microelectromechanical systems MEMS*) κάνουν την εμφάνιση τους αισθητήρες ανεπαίσθητου σχεδόν μεγέθους με πολύ καλές προδιαγραφές για εφαρμογή σε ιατρική διάγνωση. Παράδειγμα εφαρμογής στην παρούσα μελέτη της άπνοιας αποτελεί η χρήση *Carbon nanotubes transistors (CNTs)* για ανίχνευση του επιπέδου του οξυγόνου στον εισερχόμενο αέρα. Η εφαρμογή αυτή θα μπορούσε να αντικαταστήσει αισθητήρες που χρησιμοποιούνται σήμερα για λήψη του ίδιου σήματος όπως αισθητήρες θερμοκρασίας (*thermistors*) παρέχοντας πιο αξιόπιστες μετρήσεις και πολύ μικρότερες συσκευές καθιστώντας ευκολότερη έτσι τη χρήση του διαγνωστικού εργαλείου. Επιπρόσθετα, μία τέτοια αλλαγή του συστήματος θα μπορούσε να καλύψει τη διάγνωση των λίγων εκείνων περιπτώσεων στις οποίες παρουσιάζεται προσπάθεια εκτέλεσης της αναπνευστικής διαδικασίας από τους μύες του σώματος αλλά δεν υπάρχει εισροή αέρα στη ρινική ή στοματική κοιλότητα. Οι περιπτώσεις αυτές κάνουν την εμφάνισή τους στη μορφή της αποφρακτικής άπνοιας και πιθανώς να οδηγήσουν σε εσφαλμένα αποτελέσματα διάγνωσης εφόσον υπάρχει μία μειωμένη αλλά όχι πλήρως διακοπτόμενη κίνηση του στέρνου.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε θα μπορούσε να επεκταθεί κάνοντας χρήση της τηλεπικοινωνιακής αποστολής δεδομένων είτε αυτά αφορούν στα λαμβανόμενα εξαρχής σήματα είτε στις εξαγόμενες κυματομορφές μετά την επεξεργασία των σημάτων. Ιδιαίτερα σε μία συσκευή με αυτοματοποιημένη της πρώτη διαδικασία ανάλυσης και επεξεργασίας των σημάτων η αποστολή των δεδομένων θα μπορούσε να εφαρμοστεί για διευκόλυνση της επικοινωνίας με τον ιατρό ή το ιατρικό κέντρο. Η παρούσα προέκταση του συστήματος βρίσκει απλή υλοποίηση με χρήση μιας μικρής κεραίας προσαρμοσμένης είτε στη διάταξη είτε σε κάποιο σημείο του σώματος του ασθενούς, παραδείγματος χάριν με χρήση περιβραχιονίου, ενώ θα επέφερε πλήθος άλλων βελτιώσεων και προεκτάσεων, με ποιό

σημαντική αυτή της αυτόματης ειδοποίησης και αφύπνισης. Πράγματι, σε μία ασθένεια όπως η άπνοια, ιδιαίτερα στη μορφή της κεντρικής άπνοιας, θα μπορούσε να οδηγήσει σε ξαφνικό θάνατο λόγω μη αποστολής από το κέντρο του εγκεφάλου του κατάλληλου σήματος για έναρξη της αναπνευστικής λειτουργίας. Οι περιπτώσεις αυτές είναι ιδιαίτερα συνήθεις σε πρόωρα βρέφη. Με δεδομένο την περιορισμένη γνώση της ακριβούς αιτίας που προκαλεί τα επεισόδια της άπνοιας αλλά και την αδυναμία της θεραπείας της ασθένειας εφόσον αυτή οφείλεται σε μη επαρκώς αναπτυγμένο αντανακλαστικό σύστημα, η αυτόματη ειδοποίηση του περιβάλλοντος του ασθενούς θα μπορούσε να οδηγήσει στην ελαχιστοποίηση των περιπτώσεων ξαφνικού θανάτου και να αποτελέσει με αυτόν τον τρόπο μία πρώτη θεραπεία της νόσου.

```

1 function [ ] = apnoea_dsp( chest , stomach )
2 chest=preparation (chest);
3 stomach=preparation(stomach);
4 figure(1);
5 subplot(2,1,1)
6 plot(chest)
7 subplot(2,1,2)
8 plot(stomach)
9 [Cch,Lch, respch]=wavelet_transform2(chest,1,2,3);
10 [Cst,Lst, respst]=wavelet_transform2(stomach,4,5,6);
11 l=1+Lch(1)+Lch(2);
12 [Rdet, est_mean]=R_detection(chest,Cch(1,l:l+Lch(3)),1.5, Cch(1,l+Lch(3):
    l+Lch(3)+Lch(4)),0.52, Cch(1,l+Lch(3)+Lch(4):l+Lch(3)+Lch(4)+Lch(5))
    , 0.33 ,7,8);
13 QSdet=QS_detection(Cch(1,l+Lch(1):l),-1.5, Cch(1,l:l+Lch(3)),-1.5, 9);
14 [rhythm] = Rhythm_detection( Rdet, QSdet , est_mean);
15 ECG=Cch(1,l:l+Lch(3));
16 figure(10)
17 subplot(2,1,1)
18 plot(0:1:length(ECG)-1,ECG, 'r', rhythm, ECG(rhythm) , '*')
19 cardiac=[];
20 for i=1:length(rhythm)-1
21     cardiac=[cardiac 1/((rhythm(i+1)-rhythm(i))*64*10^(-3))];
22 end
23 M=mean(cardiac)*ones(size(cardiac));
24 figure(11)
25 plot(0:1:length(cardiac)-1,cardiac, 'r',0:1:length(M)-1,M,'b')
26 i=1;
27 n=1;
28 resp_in_time(n)=respch(i);
29 while i<length(respst)
30     resp_in_time(n+1)=(respch(i)+respch(i+1))/2;
31     resp_in_time(n)=respch(i);
32     n=n+2;
33     i=i+1;
34 end
35
36 function [ C, L, respiration ] = wavelet_transform2( signal , f1 , f2 , r )
37 [C,L] = wavedec(signal,8,'db8');
38 figure(f1)
39 subplot(5,1,1)
40 plot((signal))
41 n=0;
42 l=0;

```

```

43 for n=0:3
44     figure(f1)
45     subplot(5,1,n+2)
46     plot(C(1,l+1:l+L(n+1)))
47     if n==0
48         respiration=C(1,l+1:l+L(n+1));
49     end
50     l=l+L(n+1);
51 end
52 for n=4:8
53     figure(f2)
54     subplot(5,1,n-3)
55     plot(C(1,l+1:l+L(n+1)))
56     l=l+L(n+1);
57 end
58 figure(r)
59 plot(respiration)
60 end
61
62 function [ out ] = preparation( in )
63 in=in-mean(in);
64 in=in./abs(max(in));
65 [m,n]=size(in);
66 if m>n
67     in=[in;zeros(2^(fix(log2(length(in)))+1)-length(in),1)];
68     in=in';
69 end
70 if m<n
71     in=[in zeros(2^(fix(log2(length(in)))+1)-length(in),1)];
72 end
73 out=in;
74 end
75
76 function [ Rtime, EST ] = R_detection( signal,Rminus,thr1, Rnorm, thr2,
    Rplus, thr3, f,Rl )
77 sig=1;
78 t1=[];
79 t2=[];
80 t3=[];
81 ECC=Rminus;
82 m=3;
83 if length(Rplus)==0
84     m=2;
85 end

```

```
86 for sig=1:1:m
87     if sig==1
88         ECGRythm=Rminus;
89         thr=thr1;
90     else if sig==2
91         ECGRythm=dyaddown(Rnorm,1);
92         thr=thr2;
93     else ECGRythm=dyaddown(dyaddown(Rplus,2),1);
94         thr=thr3;
95     end
96 end
97 R=[];
98 t=[];
99 i=0;
100 n=0;
101 while i<length(ECGRythm)
102     if ECGRythm(i+1)>=thr
103         R(n+1)=ECGRythm(i+1);
104         t=[t i+1];
105         n=n+1;
106         i=i+1;
107     else i=i+1;
108     end
109 end
110 switch sig
111     case 1
112         t1=t;
113     case 2
114         t2=t;
115     case 3
116         t3=t;
117 end
118 figure(f)
119 subplot(m+1,1,sig)
120 plot(0:1:length(ECGRythm)-1,ECGRythm,'r',t,R,'*')
121 end
122 Rtime=merge(merge(t1,t2),t3);
123 length(Rtime)
124 RR=[];
125 for i=1:length(Rtime)-1
126     RR=[RR (Rtime(i+1)-Rtime(i))];
127     i=i+1;
128 end
129 figure(f)
```

```
130 subplot(m+1,1,m+1)
131 plot(0:1:length(ECG)-1,ECG, 'r', Rtime, ECG(Rtime) , '*')
132 EST=mean(RR);
133 EstRRmean2=length(Rtime)/length(signal)*2000;
134 k=2;
135 est_rhythm(1)=1/RR(1);
136 for i=2:length(RR)-1
137     est_rhythm(k)=1/(RR(i)*64*10^(-3));
138     k=k+1;
139 end
140 figure(R1)
141 plot(est_rhythm)
142 end
143
144 function [ QStime ] = QS_detection( QSminus,thr1, QSnorm, thr2, f)
145 sig=1;
146 t1=[];
147 t2=[];
148 QSwave=QSnorm;
149 for sig=1:1:2
150     if sig==1
151         QSRythm=dyadup(QSminus,2);
152         thr=thr1;
153     else sig==2
154         QSRythm=QSnorm;
155         thr=thr2;
156     end
157 QS=[];
158 t=[];
159 i=0;
160 n=0;
161 while i<length(QSRythm)
162     if QSRythm(i+1)<=thr
163         QS(n+1)=QSRythm(i+1);
164         t=[t i+1];
165         n=n+1;
166         i=i+1;
167     else i=i+1;
168     end
169 end
170 switch sig
171     case 1
172         t1=t;
173     case 2
```

```

174         t2=t;
175     end
176     figure(6)
177     subplot(3,1,sig)
178     plot(0:1:length(QSRythm)-1,QSRythm,'r',t,QS,'*')
179     end
180     QStime=merge(t1,t2);
181     figure(6)
182     subplot(3,1,3)
183     plot(0:1:length(QSwave)-1,QSwave,'r',QStime,QSwave(QStime),'*')
184     end
185
186     function [ Rfinal ] = Rhythm_detection( Rtime, QStime , EST)
187     [ det_points , str]=merge_distr(Rtime, QStime);
188     n=1;
189     Rmiss=0;
190     Rerr=0;
191     QSmis=0;
192     for i=1:length(det_points)-1
193         switch str(i)
194             case 'x'
195                 if str(i+1)=='y'
196                     Rfinal(n)=det_points(i);
197                     n=n+1;
198                     i=i+1;
199                 elseif (det_points(i+1)-det_points(i))>2*EST
200                     Rfinal(n)=det_points(i);
201                     Rfinal(n+1)=(det_points(i)+det_points(i+1))/2;
202                     n=n+2;
203                     i=i+1;
204                     Rmiss=Rmiss+1;
205                     QSmis=QSmis+2;
206                 elseif (det_points(i+1)-det_points(i))>EST
207                     Rfinal(n)=det_points(i);
208                     n=n+1;
209                     i=i+1;
210                     QSmis=QSmis+1;
211                 else i=i+1;
212                     Rerr=Rerr+1;
213                 end
214             case 'y'
215                 i=i+1;
216         end
217     end

```

```
218 length(Rtime)
219 length(QStime)
220 length(Rfinal)
221 Rmiss
222 Rerr
223 QSmiss
224 end
225
226 function [ z ] = merge( x,y )
227 n = length(x);
228 m = length(y);
229 z = [];
230 ix = 1;
231 iy = 1;
232 while (ix+iy)<=(n+m+1)
233     if ix > n
234         z =[z y(iy)];
235         iy = iy+1;
236     elseif iy>m
237         z =[z x(ix)];
238         ix = ix + 1;
239     elseif x(ix) < y(iy)
240         z= [z x(ix)];
241         ix = ix + 1;
242     elseif x(ix)==y(iy)
243         z=[z x(ix)];
244         ix=ix+1;
245         iy=iy+1;
246     else z=[z y(iy)];
247         iy = iy + 1;
248     end
249 end
250 end
251
252 function [ z, str ] = merge_distr( x, y )
253 n = length(x);
254 m = length(y);
255 z = [];
256 str=[];
257 ix = 1;
258 iy = 1;
259 while (ix+iy)<=(n+m+1)
260     if ix > n
261         z =[z y(iy)];
```

```
262     str=[str 'y'];
263     iy = iy+1;
264     elseif iy>m
265         z =[z x(ix)];
266         str=[str 'x'];
267         ix = ix + 1;
268     elseif x(ix) < y(iy)
269         z= [z x(ix)];
270         str=[str 'x'];
271         ix = ix + 1;
272     elseif x(ix)==y(iy)
273         z=[z x(ix)];
274         str=[str 'c'];
275         ix=ix+1;
276         iy=iy+1;
277     else z=[z y(iy)];
278         iy = iy + 1;
279         str=[str 'y'];
280     end
281 end
282 end
```


Βιβλιογραφία

- [1] W.J.Randerath, B.M. Sanner, V.K.Somers *SLEEP APNOEA Current Diagnosis and Treatment*
- [2] Qi Rong Huang, Ph.D.; Zhenxing Qin, Ph.D.; Shichao Zhang, Ph.D.; Chin Moi Chow, Ph.D. *Clinical Patterns of Obstructive Sleep Apnea and Its Comorbid Conditions: A Data Mining Approach* Journal of Clinical Sleep Medicine, Vol. 4, No. 6, 2008
- [3] S. Z. Mahmoodabadi, A. Ahmadian, M. D. Abolhasani *ECG FEATURE EXTRACTION USING DAUBECHIES WAVELETS*
- [4] Gari D. Clifford *ECG Statistics, Noise, Artifacts and Missing Data*
- [5] Cuiwei Li, Chongxun Zheng, and Changfeng Tai *Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms* IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 42, NO. 1, JANUARY 1995
- [6] Supareerk Janjararsjitt *A NEW QRS DETECTION AND ECG SIGNAL EXTRACTION TECHNIQUE FOR FETAL MONITORING*
- [7] Daniel S´anchez Morillo, Juan Luis Rojas Ojeda, Luis Felipe Crespo Foix and Antonio Le´on Jim´enez *An Accelerometer-Based Device for Sleep Apnea Screening* IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 14, NO. 2, MARCH 2010
- [8] Keya Pandia, Sourabh Ravindran, Randy Cole, Gregory Kovacs and Laurent Giovangrandi *MOTION ARTIFACT CANCELLATION TO OBTAIN HEART SOUNDS FROM A SINGLE CHEST-WORN ACCELEROMETER* 978-1-4244-4296-6/10/25.00 ©2010 IEEE
- [9] Darrian Bryant, Sourabh Ravindran, Neeraj Magotra, Steve Northrup *Real-time Implementation of a Chest-worn Accelerometer based Heart Monitoring System*

- [10] Olivier Rioul, Martin Vetterli *WAVELETS AND SIGNAL PROCESSING*
- [11] Sandro A. P. Haddad, Richard Houben and Wouter A. Serdijn *ANALOG WAVELET TRANSFORM EMPLOYING DYNAMIC TRANSLINEAR CIRCUITS FOR CARDIAC SIGNAL CHARACTERIZATION*
- [12] COLIBRYS incorporation *Datasheet SiFlex™ SF2005S.A/S.N.A*