

Ατομική Διπλωματική Εργασία

**ΑΣΥΡΜΑΤΟΙ ΜΙΚΡΟΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΓΙΑ ΕΝΤΟΠΙΣΜΟ ΚΑΡΔΙΟΠΑΘΕΙΩΝ
(ΑΜΕΚ):
Τοπικός σταθμός παρακολούθησης ασθενή**

Δημήτρης Χόπλαρος

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Μάιος 2009

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ



**ΑΣΥΡΜΑΤΟΙ ΜΙΚΡΟΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΓΙΑ ΕΝΤΟΠΙΣΜΟ
ΚΑΡΔΙΟΠΑΘΕΙΩΝ (ΑΜΕΚ):
Τοπικός σταθμός παρακολούθησης ασθενή**

Δημήτρης Χόπλαρος

Επιβλέπων Καθηγητής
Κωνσταντίνος Παττίχης

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

Μάιος 2009

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θέλω να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον καθηγητή του Πανεπιστημίου Κύπρου και επιβλέπων καθηγητή δρ. Κωσταντίνο Παττίχη και στον αναπληρωτή καθηγητή του Frederick University of Cyprus δρ. Κυριάκου Ευθύβουλο για την καθοδήγηση που μου έδωσαν, για την υπομονή που επέδειξαν σε όλη την διάρκεια της συνεργασίας μας αλλά κυρίως για τον τρόπο αντιμετώπισης, σεβασμό και εμπιστοσύνη που επέδειξαν απέναντι στο άτομο μου.

Επίσης θέλω να ευχαριστήσω τον Μιλή Μάριο της Signal Generix για την βοήθεια που μου πρόσφερε στην εκμάθηση της λειτουργίας των ασύρματων αισθητήρων.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τους γονείς μου που με την υποστήριξη τους με βοήθησαν σε όλες τις προσπάθειες μου κατά την διάρκεια της φοίτησης μου στο Πανεπιστήμιο Κύπρου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες που περιορίζει αλλά παράλληλα προκαλεί την εφαρμογή σύγχρονων τεχνολογιών στην ιατρική είναι ο χρόνος απόκρισης στους ασθενείς σε περίπτωση που θα χρειαστούν εξειδικευμένη ιατρική φροντίδα. Στο project AMEK προτάθηκε μια λύση η οποία μπορεί να βοηθήσει να μειωθεί ο χρόνος απόκρισης σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης εφαρμόζοντας την τεχνολογία ασύρματων δικτύων αισθητήρων. Η έρευνα στο τομέα των ασύρματων δικτύων αισθητήρων έχει κερδίσει πρόσφατα την πρωτοφανή προσοχή τόσο στο ακαδημαϊκό χώρο αλλά και στις βιομηχανίες. Η αποδοτικότητα, η ελαχιστοποίηση του κόστους παραγωγής, οι πάρα πολύ μικρές διαστάσεις και η δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας των ασύρματων δικτύων αισθητήρων είναι παράγοντες οι οποίοι ευνοούν την ανάπτυξη ιατρικών συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.

Στα πλαίσια της διπλωματικής μου εργασίας μου δόθηκε η ευκαιρία να εμπλακώ στην ήδη υπάρχουσα υλοποίηση του AMEK Client, το λογισμικό τοπικού σταθμού παρακολούθησης ασθενή. Η ήδη υπάρχουσα υλοποίηση έχει τις εξής λειτουργίες:

- ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων (ΑΔΑ) το οποίο λαμβάνει το καρδιογράφημα και άλλες περιβαλλοντικές μετρήσεις (όπως είναι η θερμοκρασία και ο θόρυβος)
- διασύνδεση του ΑΔΑ με τον υπολογιστή
- διασύνδεση του τοπικού σταθμού παρακολούθησης ασθενή (AMEK Client) με τον απόμακρο κεντρικό σταθμό παρακολούθησης ασθενών (AMEK Server)

Η δική μου συνεισφορά αποτελείται από τα εξής:

- ανάλυση του καρδιογραφήματος για ανίχνευση αρρυθμιών
- ανάλυση προηγούμενης δουλειάς
- γραφική απεικόνιση του καρδιογραφήματος
- λήψη μετρήσεων του ΑΔΑ σε πραγματικό σενάριο χρήσης

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	3
1.1 Εισαγωγή	3
1.2 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας	4
1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας	6

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	7
2.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα	7
2.2 Καρδιακές αρρυθμίες	21
2.3 Συστήματα τηλεϊατρικής και προηγούμενη δουλειά.	29
2.4 Ηλεκτρονικός Ιατρικός Φάκελος	30
2.5 Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων και εφαρμογές στην ιατρική πληροφορική.	32

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΑΝΑΛΥΣΗ ΥΠΑΡΧΟΝΤΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	40
3.1 Αναγκαιότητα ανάλυσης υπάρχοντος συστήματος	40
3.2 Επισκοπή λογισμικού που χρησιμοποιήθηκε	41
3.3 Αντικειμενοστραφής ανάλυση υπάρχοντος συστήματος	42

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ	49
4.1 Επισκόπηση λογισμικού	49
4.2 Εξάρτηση και περιγραφή των λειτουργιών λογισμικού	49
4.3 Απόδοση αλγορίθμου - λογισμικού	55
4.4 Τρόπος χρήσης λογισμικού	55

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΑΔΑ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ	60
5.1 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος χωρίς αναμεταδότη	60
5.2 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος με αναμεταδότη	62
5.3 Μετρήσεις ασθενή χωρίς αναμεταδότη	63
5.4 Μετρήσεις μπαταρίας	64
5.5 Λήψη καρδιογραφήματος σε σενάριο πραγματικής χρήσης	64
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	67
6.1 Συμπεράσματα	67
6.2 Άμεση μελλοντική εργασία	68
6.3 Μελλοντική εργασία	68
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	70

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

-
- 1.1 Εισαγωγή
 - 1.2 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας
 - 1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας
-

1.1 Εισαγωγή

Η επεξεργασία σήματος αποτελεί ένα σύγχρονο τομέα των Ηλεκτρονικών και της Επιστήμης των Ηλεκτρονικών Υπολογιστών, που παρουσιάζει ραγδαία ανάπτυξη τα τελευταία χρόνια. Ο βασικός λόγος της υιοθέτησης τεχνικών επεξεργασίας σήματος σε ένα μεγάλο φάσμα εφαρμογών είναι η δυνατότητα χρήσης μικροεπεξεργαστών και άλλων εξειδικευμένων ψηφιακών και αναλογικών ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Η εκθετική αύξηση των δυνατοτήτων που προσφέρουν οι μικροεπεξεργαστές και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα, καθώς και το μικρό κόστος των βασικών αυτών μονάδων, έδωσαν μεγάλη ώθηση στον τομέα της Επεξεργασίας Σήματος.

Εφαρμογές της επεξεργασίας σήματος συναντάμε στις τηλεπικοινωνίες, στην ανάλυση ήχου και εικόνας, στα ιατρικά όργανα και την βιοϊατρική, στη σεισμολογία, στα συστήματα ραντάρ, στα συστήματα πλοήγησης πλοίων και αεροπλάνων, στα έξυπνα ηλεκτρονικά στοιχεία των αυτοκινήτων, στα μουσικά όργανα και τις συσκευές παραγωγής/αναπαραγωγής ήχου κτλ. Εντούτοις, η σημασία της επεξεργασίας σήματος έχει ανέλθει σε νέα επίπεδα λόγω των πρόσφατων εξελίξεων στην αυτοματοποίηση των μηχανών. Σε αυτή την εξέλιξη βασίζεται η συγκεκριμένη πρόταση και επικεντρώνεται στον τομέα της ιατρικής πληροφορικής.

Στην ιατρική ο έλεγχος και η ερμηνεία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος “ΗΚΓ” είναι

καθήκοντα τα οποία εκτελεί εξειδικευμένο προσωπικό ιατρικής φροντίδας. Παρόλα αυτά παράγοντες όπως η κούραση και ο συντριπτικός φόρτος εργασίας είναι δύο αιτίες που μπορούν να προκαλέσουν καθυστερημένη ανταπόκριση σε επείγοντα έκτακτης ανάγκης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση των πιθανοτήτων για την επιβίωση των ασθενών που πάσχουν από χρόνια καρδιακά νοσήματα. Με την αυτοματοποίηση αυτής της διαδικασίας, το σύστημα αναλαμβάνει την παρακολούθηση του ΗΚΓ των ασθενών και το ιατρικό προσωπικό μπορεί να αφιερώσει τον πολύτιμο χρόνο του σε άλλα καθήκοντα.

Δυστυχώς ακόμα υπάρχει ένα μεγάλο χάσμα μεταξύ των υφιστάμενων λύσεων δικτύων αισθητήρων και των αναγκών στην ιατρική φροντίδα. Στην πρόταση ΑΜΕΚ έγινε μια προσπάθεια να ελαττωθεί αυτό το χάσμα με την υποβολή προτάσεων μιας λύσης για ένα σύστημα ζωτικής σημασίας το οποίο θα είναι υπεύθυνο για την παρακολούθηση ασθενών που υποφέρουν από καρδιακές αρρυθμίες, έτσι ώστε να μειωθεί στο ελάχιστο ο χρόνος απόκρισης σε περίπτωση επείγοντος περιστατικού. Ολοκληρώνοντας, με αυτό το σύστημα είναι εφικτή η συνεχής και ταυτόχρονη παρακολούθηση ασθενών και η παροχή άμεσων ιατρικών αποφάσεων στο ιατρικό προσωπικό.

Με βάση αυτά τα κίνητρα, έχουν υπάρξει αρκετές προσπάθειες για την ανάπτυξη ιατρικών συστημάτων παρόμοια με την προτεινόμενη εργασία σε αυτή τη διπλωματική εργασία. Τέτοιες προσπάθειες οδηγούνται πρώτιστα από τον ακαδημαϊκό κόσμο και επεκτείνονται βαθύτερα στη βιομηχανία. Έχοντας αναλύσει τις υπάρχουσες λύσεις, αυτή η εργασία προσπαθεί να γεφυρώσει τις διάφορες ερευνητικές προσπάθειες και να προτείνει ένα εφικτό προϊόν ώστε να ωφελήσει άμεσα τους καταναλωτές στον ιατρικό τομέα.

1.2 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

Ένα από τα πιο δύσκολα προβλήματα διάγνωσης και αντιμετώπισης στην καρδιολογία και ιδιαίτερα στην παιδοκαρδιολογία είναι οι αρρυθμίες. Είναι μάλιστα γνωστό ότι σε

παιδιά με υπερτροφική καρδιομυοπάθεια ο κίνδυνος αιφνίδιου θανάτου είναι πιο μεγάλος από ότι στους ενήλικες. Στις περισσότερες περιπτώσεις υποψιαζόμαστε ή ακόμα γνωρίζουμε ότι κάποιο παιδί παρουσιάζει ή είναι σε άμεσο κίνδυνο να παρουσιάσει αρρυθμίες, αλλά δεν μπορούμε να δώσουμε την κατάλληλη θεραπεία, αν δεν διαγνωστεί το είδος της αρρυθμίας.

Τα τελευταία χρόνια άρχισε η χρήση των εμφυτευμένων απινιδωτών σε παιδιά με πολύ ενθαρρυντικά αποτελέσματα. Λόγω του ψηλού κόστους και της σοβαρότητας της επέμβασης, αυτή η θεραπεία αποφασίζεται μόνο μετά από βάσιμες ενδείξεις ότι υπάρχει σημαντικός κίνδυνος.

Είναι φανερό λοιπόν πως απαιτείται ένα σύστημα το οποίο να έχει σαν σκοπό την συνεχή καταγραφή ΗΚΓ απομακρυσμένου ασθενή και την ανάλογη ενημέρωση του ιατρού ανάλογα με τη σοβαρότητα της αρρυθμίας. Συγκεκριμένα το ΗΚΓ θα καταγράφεται μέσω ασύρματου δικτύου αισθητήρων προκειμένου να παρακολουθείται ο ασθενής σε μια προκαθορισμένη περιοχή όπως το σπίτι του/της. Ο ασθενής παράλληλα θα είναι εφοδιασμένος με ασύρματη μονάδα καταγραφής ΗΚΓ (3 lead system). Επιπρόσθετα μέσω μιας φορητής μονάδας καταγραφής ΗΚΓ η οποία αποτελείται από ένα PDA και 3 lead σύστημα για την καταγραφή του ΗΚΓ με δυνατότητα umts/gprs επικοινωνίας, θα προσφέρεται η δυνατότητα κάλυψης του ασθενή και εκτός της προκαθορισμένης εμβέλειας του ασύρματου δικτύου αισθητήρων.

Όλες οι μετρήσεις από τα σημεία παρακολούθησης λαμβάνονται από το κεντρικό σύστημα το οποίο είναι εγκατεστημένο προσωρινά στο Εργαστήριο Ιατρικής Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου. Παράλληλα το ΗΚΓ που θα καταγράφεται από τις πιο πάνω μονάδες θα στέλλεται σε ένα κεντρικό εξυπηρετητή ο οποίος θα προσφέρει στο ιατρικό προσωπικό μέσω μιας ιστοσελίδας όλες τις απαραίτητες λειτουργίες διαχείρισης και παρακολούθησης των ασθενών. Το κεντρικό σύστημα είναι σε θέση να εξυπηρετεί τις αιτήσεις του υπεύθυνου γιατρού για την παρακολούθηση είτε ΗΚΓ ασθενή σε πραγματικό χρόνο είτε συγκεκριμένο μέρος ΗΚΓ

ασθενή που είναι αποθηκευμένο στην βάση δεδομένων του εξυπηρετητή. Επιπρόσθετα, έχει την ικανότητα να αποφασίζει πότε ένα ΗΚΓ είναι υψηλού βαθμού επικινδυνότητας έτσι ώστε να ενημερώνει άμεσα με sms και email τον υπεύθυνο ιατρό και τους συγγενείς του ασθενή.

Το προτεινόμενο σύστημα παρακολούθησης αρρυθμιών αποτελεί σημαντικό μέρος της επείγουσας αντιμετώπισης αρρυθμιών. Η βοήθεια που θα μπορεί να προσφερθεί στα παιδιά με το συγκεκριμένο πρόβλημα και γενικότερα στο κοινωνικό σύνολο είναι ζωτικής σημασίας.

1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας

Η διπλωματική εργασία θα ακολουθήσει την πιο κάτω δομή:

- Κεφάλαιο 2: Το κεφάλαιο 2 παρέχει ένα ουσιαστικό θεωρητικό υπόβαθρο σε θέματα όπως οι καρδιακές αρρυθμίες, σήματα ΗΚΓ, ασύρματα δίκτυα αισθητήρων, τηλεϊατρική, και σε προηγούμενη δουλειά που έγινε στο τομέα που αναφέρεται η διπλωματική εργασία.
- Κεφάλαιο 3: Στο κεφάλαιο 3 θα γίνει περιγραφή και ανάλυση του ήδη υπάρχοντος συστήματος.
- Κεφάλαιο 4: Στο κεφάλαιο 4 θα γίνει περιγραφή της λειτουργίας της ανάλυσης του καρδιογραφήματος.
- Κεφάλαιο 5: Στο κεφάλαιο 5 θα γίνει περιγραφή των μετρήσεων που λήφθηκαν για να δοκιμάσουμε το ΑΔΑ.
- Κεφάλαιο 6: Στο κεφάλαιο 6 θα καταγραφούν τα συμπεράσματα της διπλωματικής εργασίας και θα προταθούν εισηγήσεις για μελλοντική εργασία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

2.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.2 Καρδιακές αρρυθμίες

2.3 Συστήματα τηλεϊατρικής και προηγούμενη δουλειά.

2.4 Ηλεκτρονικός Ιατρικός Φάκελος

2.5 Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων και εφαρμογές στην ιατρική πληροφορική.

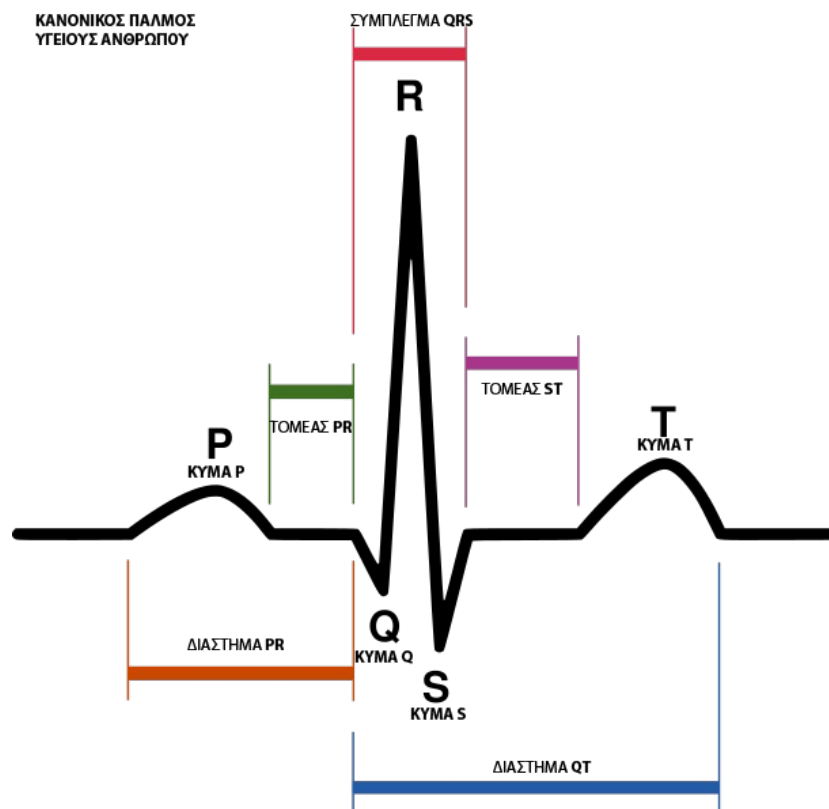
Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται η λειτουργία της καρδιάς ως αντλία και οι διάφοροι τύποι αρρυθμιών και η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών (Ηλεκτροκαρδιογράφημα ΗΚΓ) που παράγονται από την καρδιά. Ακολούθως γίνεται αναφορά σε συστήματα τηλεϊατρικής και σε προηγούμενη δουλειά. Τέλος, παρουσιάζονται τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων και εφαρμογές στην ιατρική πληροφορική.

2.1 Ηλεκτροκαρδιογράφημα ΗΚΓ

Κατά την επέκταση του επάρματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από την καρδιά και ένα μικρό μέρος από αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος [12]. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από τη μια και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτήν. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, που αφορά δύο διαδοχικούς καρδιακούς παλμούς, απεικονίζεται στο Σχήμα 2.1.

2.1.1 Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού καρδιογραφήματος

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα (Σχήμα 2.1) αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P, ένα «σύμπλεγμα QRS» και ένα έπαρμα T. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S. Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κόλπων πριν από τη συστολή τους, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κοιλιών πριν από τη συστολή τους, δηλαδή, κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών. Κατά συνέπεια, τόσο το έπαρμα P, όσο και τα επάρματα που αποτελούν το σύμπλεγμα QRS, είναι επάρματα εκπόλωσης.



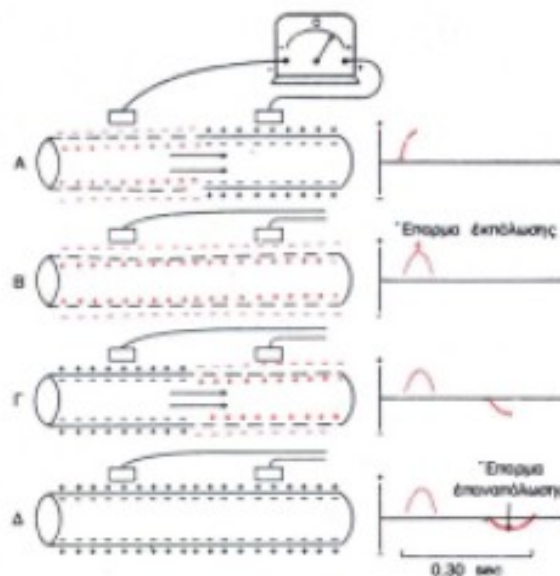
Σχήμα 2.1: Φυσιολογικό ΗΚΓ

Το έπαρμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0,25 ως 0,35 sec μετά την εκπόλωση. Το

έπαρμα αυτό χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης. Δηλαδή, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης. Επειδή η διάκριση μεταξύ των κυμάτων εκπόλωσης και επαναπόλωσης θεωρείται πολύ σημαντική στην ηλεκτροκαρδιογραφία, η περαιτέρω διευκρίνιση εδώ κρίνεται απαραίτητη.

2.1.2 Επάρματα εκπόλωσης και επάρματα επαναπόλωσης

Στο Σχήμα 2.2 απεικονίζεται μια μυϊκή ίνα σε τέσσερα διαφορετικά στάδια εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Κατά τη διεργασία της «εκπόλωσης» το φυσιολογικό αρνητικό δυναμικό στο εσωτερικό της ίνας παύει να υπάρχει, και το δυναμικό της μεμβράνης στην πραγματικότητα αντιστρέφεται, δηλαδή γίνεται ελαφρά θετικό στο εσωτερικό της ίνας, και αρνητικό στην εξωτερική της επιφάνεια



Σχήμα 2.2: Καταγραφή του επάρματος εκπόλωσης και του επάρματος επαναπόλωσης από μια μυϊκή ίνα μυοκαρδίου [12]

Στο Σχήμα 2.2-A, η διεργασία της εκπόλωσης, που απεικονίζεται με τα θετικά φορτία στο εσωτερικό και τα αρνητικά φορτία στην εξωτερική επιφάνεια, επεκτείνεται από τα αριστερά στα δεξιά, το πρώτο μισό τμήμα της ίνας έχει ήδη υποστεί εκπόλωση, ενώ το

υπόλοιπο μισό διατηρεί ακόμη την πόλωσή του. Κατά συνέπεια, το αριστερό ηλεκτρόδιο πάνω στην ίνα βρίσκεται σε περιοχή αρνητικότητας όταν έρχεται σε επαφή με το εξωτερικό της ίνας, ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε περιοχή θετικότητας. Αυτό καταγράφεται ως θετική απόκλιση. Στο δεξιό άκρο του σχήματος απεικονίζεται η καμπύλη του δυναμικού, όπως καταγράφεται από όργανο με μεγάλη ταχύτητα καταγραφής, όπως είναι σε αυτό το συγκεκριμένο στάδιο εκπόλωσης. Σημειώνεται ότι όταν η εκπόλωση φτάσει στο μέσο της ίνας, το καταγραφόμενο δυναμικό βρίσκεται στη μέγιστη θετική του τιμή.

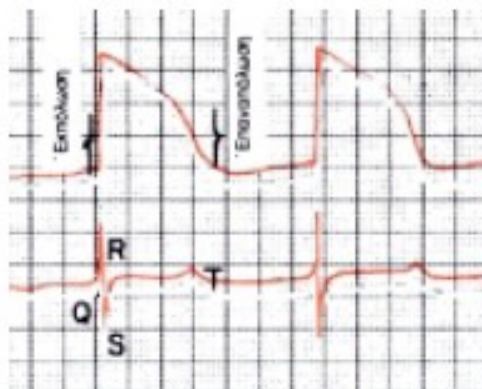
Στο Σχήμα 2.2-B η εκπόλωση έχει επεκταθεί σε ολόκληρη τη μυϊκή ίνα, η καμπύλη προς τα δεξιά έχει επανέλθει στη μηδενική βασική γραμμή, επειδή και τα δυο ηλεκτρόδια βρίσκονται τώρα σε περιοχές ίσης αρνητικότητας μεταξύ τους. Το συμπληρωμένο αυτό έπαρμα είναι έπαρμα εκπόλωσης, γιατί προκαλείται από την επέκταση της διέγερσης σε ολόκληρο το μήκος της μυϊκής ίνας.

Στο Σχήμα 2.2-Γ απεικονίζεται η διεργασία επαναπόλωσης της μυϊκής ίνας, η οποία έχει ήδη προχωρήσει ως το μέσο της ίνας, από αριστερά προς τα δεξιά. Στο σημείο αυτό, το αριστερό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε επαφή με περιοχή θετικότητας, ενώ το δεξιό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε περιοχή αρνητικότητας. Η πολικότητα των δυο ηλεκτροδίων είναι ακριβώς η αντίθετη από εκείνη του σχήματος 4-A. Γι' αυτό και η καμπύλη του δυναμικού, όπως απεικονίζεται στα δεξιά, γίνεται αρνητική.

Τελικά στο Σχήμα 2.2-Δ, η μυϊκή ίνα έχει πλήρως επαναπολωθεί, και τα δυο ηλεκτρόδια βρίσκονται σε επαφή με περιοχές θετικότητας, με αποτέλεσμα να μην υφίσταται πια διαφορά δυναμικού μεταξύ τους. Έτσι, στην καμπύλη προς τα δεξιά του σχήματος, το δυναμικό επανέρχεται και πάλι σε μηδενικό επίπεδο. Το συμπληρωμένο αυτό αρνητικό έπαρμα χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης, επειδή προκαλείται από την επέκταση της διεργασίας επαναπόλωσης πάνω στη μυϊκή ίνα.

Η σχέση του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας του μυοκαρδίου προς τα επάρματα QRS και T.

Το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας του μυοκαρδίου των κοιλιών διαρκεί φυσιολογικά από 0.25 ως 0.35 sec. Στο άνω μέρος του σχήματος 2.3 απεικονίζεται μονοφασικό δυναμικό ενέργειας, το οποίο έχει καταγραφεί με μικροηλεκτρόδιο που έχει εισαχθεί μέσα σε μυϊκή ίνα του μυοκαρδίου των κοιλιών. Η σχεδόν κάθετη προς τα άνω γραμμή του δυναμικού ενέργειας προκαλείται από την εκπόλωση, η δε επάνοδος του δυναμικού στη βασική γραμμή προκαλείται από την επαναπόλωση.



Σχήμα 2.3: Επάνω: δυναμικό ενέργειας κοιλιακής μυοκαρδιακής ίνας κατά τη διάρκεια φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας. Η εκπόλωση είναι γρήγορη, ενώ η επαναπόλωση είναι αργή κατά τη φάση του επιπέδου (plateau) της καμπύλης αλλά πολύ γρήγορη προς το τέλος του. Κάτω: ΗΚΓ που πάρθηκε ταυτόχρονα. [12]

Σημειώνεται ότι στο κάτω μέρος του σχήματος υπάρχει σύγχρονη καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος από την ίδια κοιλία, στο οποίο φαίνεται ότι το σύμπλεγμα QRS εμφανίζεται στην αρχή του μονοφασικού δυναμικού ενέργειας και το έπαρμα T προς το τέλος του. Σημειώνεται ιδιαίτερα το γεγονός, ότι στο ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν αναγράφεται καθόλου δυναμικό όταν το μυοκάρδιο των κοιλιών διατηρεί πλήρως την πόλωσή του, είτε όταν βρίσκεται σε πλήρη εκπόλωση. Μόνο όταν το μυοκάρδιο είναι κατά ένα μέρος μόνο σε κατάσταση πόλωσης και κατά το άλλο μέρος σε κατάσταση εκπόλωσης, παρατηρείται ροή ηλεκτρικού ρεύματος από ένα μέρος των κοιλιών σε άλλο, και κατά συνέπεια παρατηρείται και ροή του στην επιφάνεια του σώματος, οπότε και προκαλείται η γένεση των κυμάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Η συσχέτιση της συστολής των κόλπων και κοιλιών προς τα επάρματα του

ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Πριν να είναι δυνατή η συστολή του μυός, είναι απαραίτητη η επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο, για την έναρξη των χημικών διεργασιών της συστολής. Το έπαρμα P προκαλείται από την επέκταση της εκπόλωσης στους κόλπους, τα δε έπαρματα QRS από την επέκταση της εκπόλωσης στις κοιλίες. Κατά συνέπεια, το έπαρμα P εμφανίζεται αμέσως πριν από την έναρξη της συστολής των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS αμέσως πριν από την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Οι κοιλίες παραμένουν σε κατάσταση συστολής για μερικά χιλιοστά του sec μετά την επαναπόλωση, δηλαδή μετά το τέλος του επάρματος T.

Το έπαρμα επαναπόλωσης των κοιλιών, στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, είναι το έπαρμα T. Φυσιολογικά, ορισμένες μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου των κοιλιών αρχίζουν να επαναπολούνται 0,2 sec περίπου μετά την έναρξη του επάρματος εκπόλωσης, πολλές όμως άλλες ίνες αρχίζουν να επαναπολούνται βραδύτερα, μέχρι και 0,35 sec. Έτσι, η διεργασία της επαναπόλωσης επεκτείνεται μέσα σε σχετικά μεγάλο χρονικό διάστημα, περίπου 0,15 sec. Κατά συνέπεια, το έπαρμα T στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα συχνά είναι παρατεταμένο, η ηλεκτρική του όμως τάση είναι σημαντικά μικρότερη από την τάση του συμπλέγματος QRS, αυτό δε μερικώς οφείλεται στη μεγάλη του διάρκεια.

Οι κόλποι επαναπολούνται περίπου 0,15 ως 0,20 sec μετά το έπαρμα εκπόλωσης. Ο χρόνος όμως αυτός συμπίπτει με την εμφάνιση του συμπλέγματος QRS στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Κατά συνέπεια, το έπαρμα επαναπόλωσης των κόλπων, γνωστό ως T των κόλπων, συνήθως επικαλύπτεται από το πολύ μεγαλύτερο σύμπλεγμα QRS. Γι' αυτό το λόγο, σπάνια μόνο είναι δυνατόν να παρατηρηθεί κολπικό έπαρμα T στο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

2.1.3 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η ηλεκτρική τάση των κυμάτων στο φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα εξαρτάται

από τον τρόπο με τον οποίο τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος. Όταν το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετείται αμέσως πάνω από την καρδιά, και το δεύτερο ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS μπορεί να φτάνει τα 3 ή 4 mV. Αλλά ακόμη και αυτή η τάση είναι πολύ μικρή, σε σύγκριση με το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας των 110 mV, όπως καταγράφεται, με άμεσο τρόπο, από την κυτταρική μεμβράνη μυϊκής ίνας του μυοκαρδίου. Όταν το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δυο άνω άκρα, είτε σε ένα άνω και σε ένα κάτω άκρο, η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος QRS είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R μέχρι το κάτω μέρος του επάρματος S. Εξάλλου η ηλεκτρική τάση του επάρματος P είναι 0,1 ως 0,3 mV και του επάρματος T από 0,2 ως 0,3 mV.

Το διάστημα P-Q ή P-R. Το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ του επάρματος P και της αρχής του συμπλέγματος QRS είναι ο χρόνος που παρέρχεται από την έναρξη της συστολής των κόλπων, μέχρι την έναρξη της συστολής των κοιλιών. Το χρονικό αυτό διάστημα ονομάζεται διάστημα P-Q. Το φυσιολογικό διάστημα P-Q είναι περίπου 0,16 sec. Αυτό το διάστημα σε μερικές περιπτώσεις ονομάζεται διάστημα P-R γιατί το Q συχνά απουσιάζει.

Το διάστημα Q-T. Η συστολή των κοιλιών πρακτικά διαρκεί από την αρχή του επάρματος Q μέχρι το τέλος του επάρματος T. Το χρονικό αυτό διάστημα ονομάζεται διάστημα Q-T και η φυσιολογική του διάρκεια είναι 0,35 sec.

Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας όπως καθορίζεται με το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας μπορεί να καθορισθεί εύκολα από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, γιατί το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο διαδοχικών καρδιακών παλμών είναι το αντίστροφο της καρδιακής συχνότητας. Εάν το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο διαδοχικών καρδιακών παλμών, όπως καθορίζεται με τις γραμμές βαθμονόμησης, είναι 1 sec, η καρδιακή συχνότητα είναι 60 καρδιακοί παλμοί το λεπτό. Το φυσιολογικό χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δυο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου

0,83 sec. Αυτό σημαίνει ότι η καρδιακή συχνότητα σ' αυτή την περίπτωση, είναι 72 καρδιακοί παλμοί το λεπτό.

2.1.4 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η επεξεργασία του ΗΚΓ γίνεται με σκοπό την παρουσίαση της καρδιακής δραστηριότητας με όσο το δυνατό λεπτομερέστερο σήμα. Το αντίστροφο πρόβλημα στην καρδιολογία ορίζεται ως η μέγιστη δυνατότητα ανίχνευσης της ηλεκτρικής δραστηριότητας του φαινομένου που λαμβάνει χώρα τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Αν και κάτι τέτοιο είναι πολύ δύσκολο λόγω της υπερβολικής πολυπλοκότητας που παρουσιάζει το νευρικό δένδρο αγωγής της καρδιάς, μέχρι σήμερα έχουν αναπτυχθεί και εφαρμοστεί με επιτυχία αρκετά είδη καρδιογράφων που εξασφαλίζουν ικανοποιητικά την παραπάνω συνθήκη.

Το μεγαλύτερο μέρος των υπαρχόντων ηλεκτροκαρδιογράφων πραγματοποιεί ηλεκτρικές μετρήσεις στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος. Ένα απλό ΗΚΓ αποτελεί από το PQRSΤ σύμπλεγμα με εύρος μόλις λίγων millivolts. Συνήθως το εύρος ζώνης ενός τέτοιου σήματος κυμαίνεται στην περιοχή 0,05-100Hz, όπου περιέχεται σχεδόν όλη η ενέργειά του. Γι' αυτό το λόγο η ψηφιοποίηση (βάσει του θεωρήματος του Shannon) σήματος ΗΚΓ απαιτεί συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον 200 δείγματα / sec.

Το πρώτο βήμα στην επεξεργασία του ΗΚΓ είναι η αναγνώριση του R κύματος. Η αναγνώριση αυτή πραγματοποιείται με διάφορες μεθόδους συγχρονισμού συνεχόμενων R-R παλμών. Η ανάλυση του διαστήματος είναι μια πολύ χρήσιμη διαδικασία που χρησιμοποιείται πρωτίστως στην εξάλειψη του θορύβου από το σήμα. Πολύ προσπάθεια έχει γίνει στην ανάπτυξη αλγορίθμων αυτόματης επεξεργασίας του ΗΚΓ, τη συμπίεσή του και την κατάταξή του σε διακριτές τάξεις.

Τα πιο γνωστά είδη καρδιογραφήματων είναι τα ακόλουθα:

- Ηλεκτροκαρδιογράφημα υψηλής συχνότητας (high frequency ECG)

Έχει διαπιστωθεί ότι η υψηλή περιοχή συχνοτήτων 100-1000 Hz περιέχει επιπρόσθετη πληροφορία της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Κυματομορφές που καλούνται notch και slurs έχουν καταγραφεί υπερτιθέμενες στο γνωστό QRS σύμπλεγμα.

- Fetal ECG (FECG).

Το είδος αυτό αφορά στα διαφορετικά ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή του (ηλεκτρόδια με όχι λεία επιφάνεια). Το βασικότερο πρόβλημα σε αυτό το ΗΚΓ είναι οι μεγάλες παρεμβολές που υπερτίθενται στο σήμα από την ηλεκτρική δραστηριότητα μυώνων που βρίσκονται κοντά στην περιοχή της καρδιάς. Προσαρμοζόμενα φίλτρα (adaptive filters) έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για την αύξηση του λόγου σήματος προς θόρυβο, στο συγκεκριμένο είδος ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

- His Bundle ECG (HBE).

Αυτό το ΗΚΓ γίνεται με καθετηριασμό και αφορά την απευθείας καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του His Purkinje νευρικού δένδρου. Το σήμα που καταγράφεται έχει εύρος 1 έως 10 μV . Σήματα με τόσο μικρό εύρος απαιτούν συγχρονισμένες τεχνικές averaging για την περαιτέρω επεξεργασία τους.

- Διανυσματικά ΗΚΓ (vector ECG, VCG).

Αντί να καταγράφονται ηλεκτρικά δυναμικά από τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος σε συνάρτηση με το χρόνο, είναι δυνατό να καταγράφεται και να παρουσιάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του ενός ηλεκτροδίου σε σχέση με την ηλεκτρική δραστηριότητα κάποιου άλλου ή κάποιου συνδυασμού άλλων ηλεκτροδίων. Έτσι, υιοθετώντας μια συγκεκριμένη τοπολογία πάνω στην επιφάνεια του σώματος για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, μπορεί να μετρηθεί η προβολή του διπόλου της καρδιάς (μοντελοποίηση) στα επίπεδα (x,y) , (y,z) και (x,z) . Ορισμένοι γνωστοί συνδυασμοί ηλεκτροδίων είναι το Frank σύστημα συντεταγμένων, το

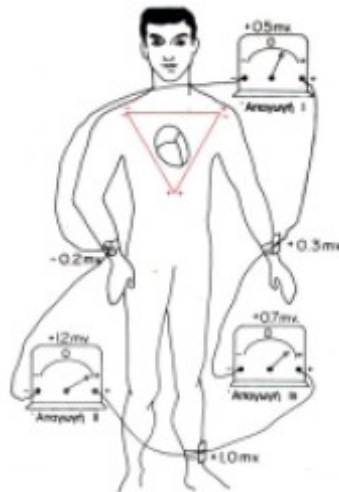
τετράεδρο και το κυβικό διανυσματικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

2.1.5 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

2.1.5.1 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Στο Σχήμα 1.11 απεικονίζονται οι ηλεκτρικές συνδέσεις μεταξύ των άκρων και του ηλεκτροκαρδιογράφου για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τις πρότυπες διπολικές απαγωγές των άκρων. Με τον όρο «διπολικές» εννοείται ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σ' αυτή την περίπτωση σε άκρα. Έτσι, η «απαγωγή» δεν συνίσταται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο, αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδιά τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Αν και ο πραγματικός ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ηλεκτρονικό όργανο καταγραφής υψηλής ταχύτητας, στο Σχήμα παριστάνεται ως απλό μηχανικό όργανο καταγραφής.

Απαγωγή Ι. Κατά την καταγραφή με την απαγωγή Ι, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το σημείο στον θώρακα όπου το δεξιό άνω άκρο συνδέεται με το σώμα είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το σημείο στο οποίο το αριστερό άνω άκρο συνδέεται με τον θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα - δηλαδή έπαρμα πάνω από την ισοηλεκτρική γραμμή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Εξάλλου, όταν η πολικότητα μεταβάλλεται, το καταγραφόμενο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.



Σχήμα 2.4: Συμβατική διάταξη των ηλεκτροδίων για την καταγραφή των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών. Στον θώρακα έχει τοποθετηθεί το τρίγωνο του Einthoven [12].

Απαγωγή II. Κατά την καταγραφή με την απαγωγή II, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Απαγωγή III. Κατά την καταγραφή με την απαγωγή III, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο, και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Αυτό σημαίνει ότι ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα όταν το αριστερό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο.

Το τρίγωνο Einthoven. Στο Σχήμα 2.4 υπάρχει σχεδιασμένο, γύρω από την περιοχή της καρδιάς, ένα ισόπλευρο τρίγωνο, το οποίο ονομάζεται τρίγωνο του Einthoven. Αυτό αποτελεί ένα σχεδιαστικό τρόπο για να καταδειχθεί ότι τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο αποτελούν τις τρεις γωνίες τριγώνου που περιβάλλει την καρδιά. Οι δύο γωνίες στο άνω άκρο του τριγώνου παριστάνουν τα σημεία στα οποία τα δύο άνω άκρα πραγματοποιούν ηλεκτρική σύνδεση με τα υγρά που περιβάλλουν την καρδιά, η δε κάτω γωνία αποτελεί το σημείο στο οποίο το αριστερό κάτω άκρο συνδέεται με αυτά τα υγρά.

Ο νόμος του Einthoven. Κατά το νόμο του Einthoven, αν τα ηλεκτρικά δυναμικά δύο οποιωνδήποτε από τις τρεις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές είναι γνωστά για δεδομένη χρονική στιγμή, το δυναμικό της τρίτης απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί μαθηματικώς, από τις δύο πρώτες, με την απλή άθροισή τους (σημειώνεται όμως ότι τα θετικά και τα αρνητικά σημεία των διαφόρων απαγωγών πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την εκτέλεση αυτής της άθροισης).

Για παράδειγμα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.11, το δεξιό άνω άκρο είναι 0.2mV αρνητικό σε σχέση με το μέσο δυναμικό του σώματος, το αριστερό άνω άκρο είναι 0.3mV θετικό, και το αριστερό κάτω άκρο είναι 1.0mV θετικό. Από την παρατήρηση των μετρητικών οργάνων στο Σχήμα, παρατηρείται ότι στην απαγωγή I καταγράφεται θετικό δυναμικό 0.5mV, γιατί αυτή είναι η διαφορά μεταξύ του -0.2mV του δεξιού άνω άκρου και του +0.3mV του αριστερού άνω άκρου. Επίσης, στην απαγωγή III καταγράφεται θετικό δυναμικό 0.7 mV ενώ στην απαγωγή II η εγγραφή είναι θετικό δυναμικό 1.2mV γιατί αυτές είναι οι στιγμιαίες διαφορές δυναμικού μεταξύ των αντιστοίχων ζευγών άκρων.

Σημειώνεται ότι το άθροισμα των ηλεκτρικών τάσεων στις απαγωγές I και III ισούται με την τάση στην απαγωγή II. Δηλαδή, 0,5 συν 0,7 ίσον 1,2. Μαθηματικώς, αυτή η αρχή, που ονομάζεται νόμος του Einthoven, ισχύει για κάθε χρονική στιγμή, κατά τη διάρκεια της καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Στο Σχήμα 2.5 απεικονίζονται τρία ηλεκτροκαρδιογραφήματα, τα οποία λαμβάνονται συγχρόνως, με τις απαγωγές I, II και III. Από αυτό το Σχήμα καθίσταται φανερό ότι τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με αυτές τις απαγωγές μοιάζουν πολύ μεταξύ τους, γιατί και στα τρία, τα επάρματα P και T είναι θετικά, το δε μεγαλύτερο μέρος του συμπλέγματος QRS είναι επίσης θετικό σε όλες τις εγγραφές.



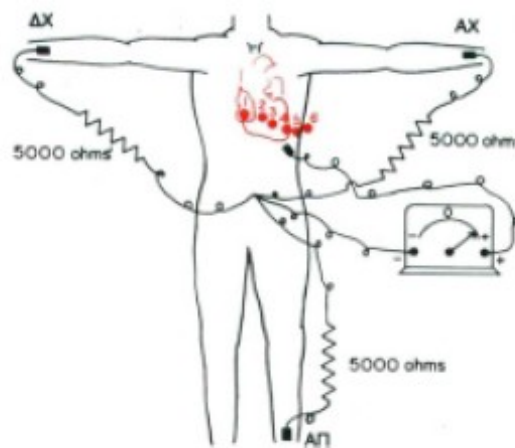
Σχήμα 2.5: Φυσιολογικά ΗΚΓ που καταγράφονται από τις τρεις βασικές ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές [12].

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα όπως καταγράφεται και με τις τρεις κλασσικές απαγωγές. Με τη σχετική ανάλυση και των τριών ηλεκτροκαρδιογράφων, μπορεί να δειχθεί, με προσεκτικές μετρήσεις, ότι για μια οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή, το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II, σύμφωνα με το νόμο του Einthoven.

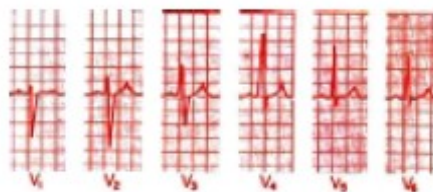
Επειδή τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με όλες τις διπολικές απαγωγές είναι όμοια μεταξύ τους, δεν έχει μεγάλη σημασία ποια απαγωγή χρησιμοποιείται, όταν επιδιώκεται η διάγνωση των διάφορων αρρυθμιών της καρδιάς, γιατί η διάγνωση των αρρυθμιών εξαρτάται, κατά κύριο λόγο, από τις χρονικές αλληλοσυσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων κυμάτων του καρδιακού παλμού. Από την άλλη μεριά, όταν απαιτείται η διάγνωση βλάβης στο μυοκάρδιο των κοιλιών ή των κόλπων, είτε στο σύστημα αγωγής των διεγέρσεων, ενδιαφέρει πάρα πολύ η απαγωγή που χρησιμοποιείται, γιατί οι ανωμαλίες που εμφανίζονται στο μυοκάρδιο μεταβάλλουν τη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος κατά τρόπο σημαντικό σε ορισμένες απαγωγές, χωρίς να επηρεάζονται άλλες απαγωγές. Η ηλεκτροκαρδιογραφική ερμηνεία των δύο αυτών καταστάσεων - καρδιομυοπάθειες και καρδιακές αρρυθμίες - συζητείται πιο κάτω.

2.1.5.2 Θωρακικές (προκάρδιες) απαγωγές

Συχνά, ηλεκτροκαρδιογραφήματα λαμβάνονται με το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα, πάνω από την καρδιά, σε ένα από τα έξι ξεχωριστά σημεία, τα οποία σημειώνονται με σκούρο χρώμα στο Σχήμα 2.6. Αυτό το ηλεκτρόδιο συνδέεται με τον θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το αρνητικό ηλεκτρόδιο, που ονομάζεται αδιάφορο ηλεκτρόδιο, συνδέεται συνήθως, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξιό και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα. Συνήθως λαμβάνονται έξι διαφορετικές πρότυπες απαγωγές από το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα, με τη διαδοχική τοποθέτηση του θωρακικού ηλεκτροδίου στα έξι σημεία που σημειώνονται στο διάγραμμα. Τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τη μέθοδο που απεικονίζεται στο Σχήμα 8, φέρονται ως απαγωγές V1,V2,V3,V4,V5 και V6.



Σχήμα 2.6: Συνδέσεις του σώματος με τον ηλεκτροκαρδιογράφο για την καταγραφή προκαρδίων απαγωγών [12].



Σχήμα 2.7: Φυσιολογικά ΗΚΓ των έξι τυπικών προκαρδίων απαγωγών [12].

Στο Σχήμα 2.7 απεικονίζονται τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα φυσιολογικής καρδιάς, όπως καταγράφονται από τις έξι αυτές πρότυπες θωρακικές απαγωγές. Επειδή οι

διάφορες επιφάνειες της καρδιάς είναι πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, με την κάθε μια θωρακική απαγωγή καταγράφεται, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό δυναμικό του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Γι' αυτό το λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα, συχνά προκαλούν εκσεσημασμένες αλλοιώσεις στα ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τις προκάρδιες απαγωγές.

Στις απαγωγές V1 και V2, το σύμπλεγμα QRS της φυσιολογικής καρδιάς είναι κατά το μεγαλύτερο μέρος του αρνητικό, γιατί, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 5, στις απαγωγές αυτές το θωρακικό ηλεκτρόδιο είναι πλησιέστερα στη βάση μάλλον παρά στην κορυφή της καρδιάς, προς την οποία βάση είναι η κατεύθυνση της ηλεκτραρνητικότητας κατά τη διάρκεια του μεγαλύτερου μέρους της διεργασίας της εκπόλωσης των κοιλιών. Αντίθετα, το σύμπλεγμα QRS στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι, κατά το μεγαλύτερο μέρος του θετικό, γιατί το θωρακικό ηλεκτρόδιο σ' αυτές τις απαγωγές είναι πλησιέστερα προς την κορυφή της καρδιάς, προς την κατεύθυνση της οποίας παρατηρείται ηλεκτροθετικότητα κατά το μεγαλύτερο μέρος της διάρκειας της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών.

2.2 Εισαγωγή στις αρρυθμίες

Σε αυτή την ενότητα θα περιγράψουμε πολύ σύντομα πως λειτουργεί η καρδιά, θα ορίσουμε τη είναι η αρρυθμία, πως εμφανίζεται και εκδηλώνεται και στο τέλος τρόπους διάγνωσης και αντιμετώπισης της [10, 19].

Ο καρδιακός μυς χωρίζεται σε τέσσερις κοιλότητες, τον αριστερό και δεξιό κόλπο και τις αντίστοιχες κοιλίες. Αποτελείται από δύο τύπους κυττάρων, αυτά που παράγουν και μεταφέρουν ηλεκτρικές ώσεις και αυτά που δέχονται ώσεις που και με αποτέλεσμα να συστέλλονται και να παράγουν έργο. Τα δεύτερα είναι περισσότερα από τα πρώτα και αποτελούν το μυοκάρδιο. Στο άνω τμήμα του δεξιού κόλπου βρίσκεται ένα σύνολο κυττάρων της πρώτης κατηγορίας απ' όπου ξεκινά η καρδιακή ώση (φλεβόκομβος ή φυσιολογικός βηματοδότης). Η ώση μεταδίδεται διαμέσου των

δύο κόλπων, στον κολποκοιλιακό κόμβο, ο οποίος βρίσκεται στο διάφραγμα που τους χωρίζει. Από εκεί, μέσω συγκεκριμένης διαδρομής, η ώση διαχέεται στο κοιλιακό μυοκάρδιο.

Οι κόλποι λοιπόν συστέλλονται πριν από τις κοιλίες για να βοηθήσουν στην πλήρωσή τους με αίμα, το οποίο προωθείται στο σώμα με τη σύσπαση των κοιλίων. Μια σύσπαση αντιστοιχεί σε έναν καρδιακό σφυγμό η οποία συμβαίνει από 60 ως 100 φορές ανά λεπτό.

Ως αρρυθμία λοιπόν, ορίζουμε κάθε διαταραχή στον καρδιακό ρυθμό (εμφάνιση έκτακτων καρδιακών συστολών) ή την ελάττωση της καρδιακής συχνότητας (βραδυκαρδία) αλλά και αύξησή της (ταχυκαρδία) πέρα απ' τα φυσιολογικά όρια.

Οι αρρυθμίες εμφανίζονται κυρίως σε μεσήλικες και η πιθανότητα εκδήλωσής τους αυξάνει με την πάροδο της ηλικίας. Βέβαια αυτό δεν αποκλείει και τις υπόλοιπες ηλικίες όπως είναι τα παιδιά και οι έφηβοι, αν και η αιτιολογία ποικίλλει ανάλογα με την ηλικιακή ομάδα. Το σημαντικότερο, όμως, είναι το γεγονός ότι η αρρυθμία δεν είναι πάντα ανιχνεύσιμη και σίγουρα μια αρρυθμία δεν υποκρύπτει πάντοτε ένα καρδιακό πρόβλημα.

Μια αρρυθμία μπορεί να μην γίνει αισθητή από τον ασθενή αλλά μπορεί να εντοπιστεί μέσω ενός προληπτικού ελέγχου. Άλλοτε μπορεί να πάρει τη μορφή "φτερουγίσματος" στο στήθος ή να συνοδεύεται από δύσπνοια, οπισθοστερνικό πόνο, αίσθημα ζάλης ή απώλεια των αισθήσεων. Φυσικά υπάρχουν και περιπτώσεις που οδηγεί κατευθείαν στην καρδιακή ανακοπή. Σε αυτή την περίπτωση είναι απαραίτητο να εφαρμοστούν άμεσες ενέργειες όπως η καρδιοαναπνευστική ανάνηψη και η απινίδωση αλλιώς υπάρχει μεγάλη πιθανότητα ο ασθενής να οδηγηθεί στο θάνατο.

Εκτός από τα εξωτερικά αίτια όπως η συναισθηματική φόρτιση, η έντονη σωματική δραστηριότητα, η πρόσληψη καφεΐνης, αλκοόλ ή νικοτίνης αλλά και η λήψη φαρμακευτικώνσκευασμάτων που μπορούν να προκαλέσουν την άρρυθμη λειτουργία υπάρχουν και διάφορα νοσήματα που επίσης μπορούν να αποτελέσουν γενεσιουργό

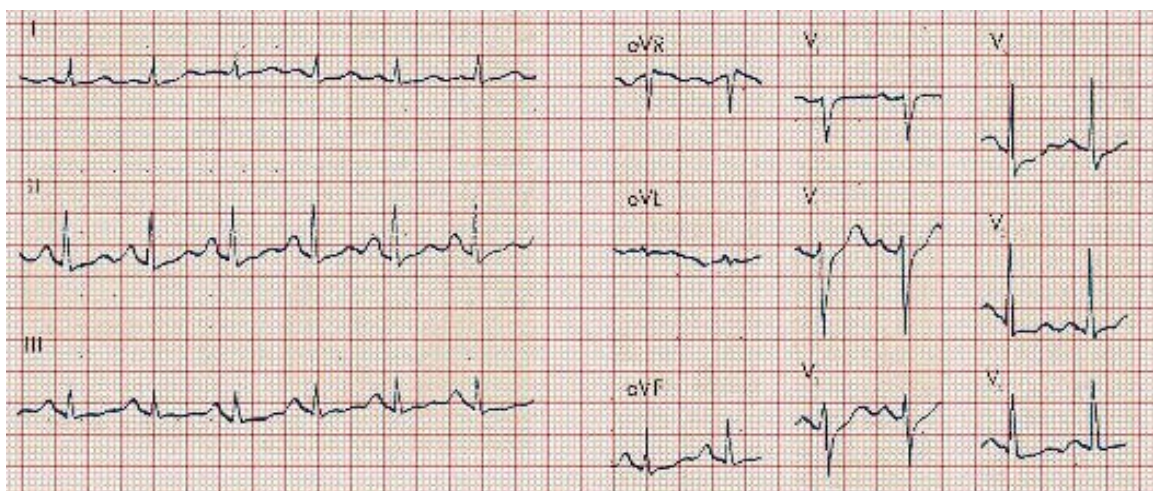
αιτία αρρυθμιών. Οι θυρεοειδοπάθειες (όπου συχνά οι αρρυθμίες αποτελούν το πρώτο σύμπτωμα που ανησυχεί τον ασθενή και τον κατευθύνει στον ιατρό), οι πνευμονοπάθειες, οι διαταραχές στη συγκέντρωση των ηλεκτρολυτών καλίου, νατρίου στο αίμα αλλά και νοσήματα του πεπτικού συστήματος όπως η γαστροοισοφαγική παλινδρόμηση και οι διαφραγματοκήλες αποτελούν μη καρδιακά νοσήματα. Στα καρδιακά νοσήματα ανήκει το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου (όπου μάλιστα οι αρρυθμίες αποτελούν την κύρια αιτία θανάτου κατά το πρώτο 48ωρο από την εκδήλωσή του), η χρόνια ισχαιμία του μυοκαρδίου, οι καρδιομυοπάθειες και οι μυοκαρδίτιδες.

Οι αρρυθμίες χωρίζονται σε δυο μεγάλες κατηγορίες, υπερκοιλιακές όπου η έκτοπη εστία είναι πάνω από τον κολποκοιλιακό κόμβο και κοιλιακές όπου η έκτοπη εστία είναι κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο [12].

2.2.1 Υπερκοιλιακές αρρυθμίες

2.2.1.1 Φλεβοκομβική ταχυκαρδία

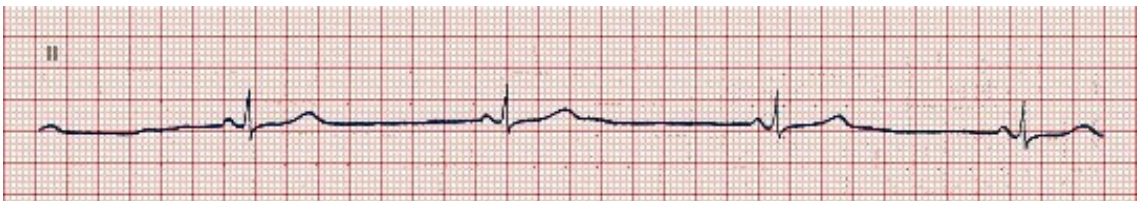
Ο φλεβόκομβος βηματοδοτεί την καρδιά με συχνότητα από 50-100 παλμούς ανά λεπτό. Εάν η συχνότητα υπερβεί τους 100 παλμούς ανά λεπτό τότε παρουσιάζεται η φλεβοκομβική ταχυκαρδία (Σχήμα 2.8).



Σχήμα 2.8: Φλεβοκομβική ταχυκαρδία [12]

2.2.1.2 Φλεβοκομβική βραδυκαρδία

Εάν η συχνότητα κατεβεί κάτω από 50 παλμούς ανά λεπτό τότε παρουσιάζεται φλεβοκομβική βραδυκαρδία (Σχήμα 2.9).

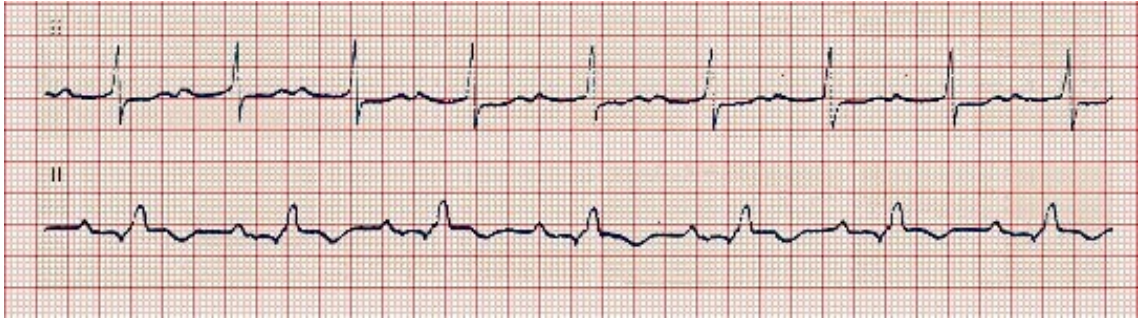


Σχήμα 2.9: Φλεβοκομβική βραδυκαρδία [12]

2.2.1.3 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός

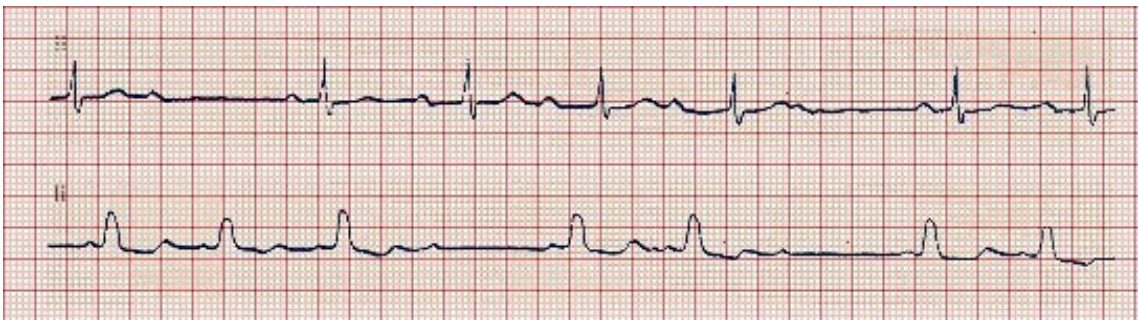
Όπως έχουμε αναφέρει φυσιολογικά οι παλμοί της καρδιάς προέρχονται από τον φλεβοκόμβο ο οποίος βηματοδοτεί την καρδιά με 50-100 παλμούς ανά λεπτό. Μετά τον φλεβοκομβο το ερέθισμα μέσω του ερεθισματογωγού συστήματος κατευθύνεται προς τις κοιλίες. Εάν παρουσιαστεί βλάβη σε κάποιο σημείο του ερεθισματογωγικού συστήματος με αποτέλεσμα μείωση ή διακοπή της αγωγής η κατάσταση αυτή λέγεται κολποκοιλιακός αποκλεισμός. Συνέπεια αυτού είναι να εμφανισθεί βραδυκαρδία η ασύστολα από την οποία και κινδυνεύει ο άρρωστος. Υπάρχουν τρεις βαθμοί σοβαρότητας των κολποκοιλιακού αποκλεισμού:

- 1ου βαθμού: Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται παράταση του PR διαστήματος (Σχήμα 2.10).



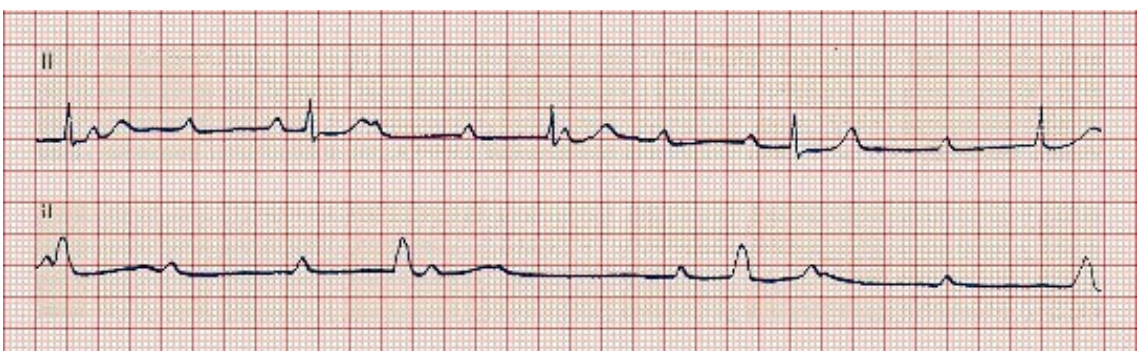
Σχήμα 2.10: Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 1^{ου} βαθμού [12]

- 2ου βαθμού: Τα περισσότερα ερεθίσματα περνούν στις κοιλίες αλλά ορισμένα χάνονται (Σχήμα 2.11).



Σχήμα 2.11: Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 2^{ου} βαθμού [12]

- 3ου βαθμού ή πλήρης: Κανένα ερέθισμα δεν περνά στις κοιλίες (Σχήμα 2.12).



Σχήμα 2.12: Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 3^{ου} βαθμού [12]

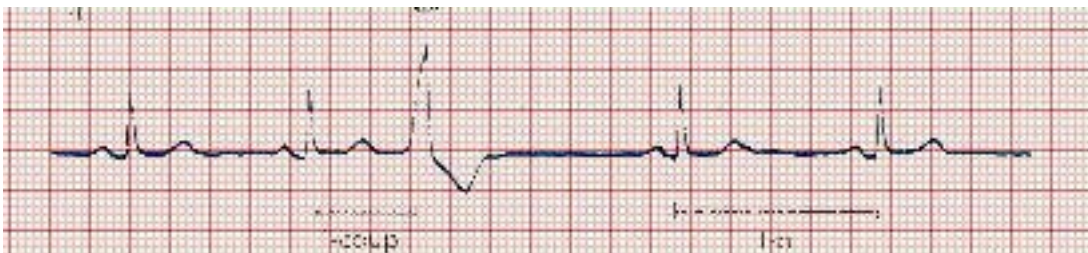
2.2.2 Κοιλιακές αρρυθμίες

2.2.2.1 Έκτακτες κοιλιακές συστολές

Εάν εμφανιστεί ένα έκτακτο ερέθισμα, προερχόμενο από τις κοιλίες, που διεγείρει την καρδιά πριν το αναμενόμενο φυσιολογικό ερέθισμα του φλεβοκόμβου, τότε η διέγερση αυτή της καρδιάς ονομάζεται έκτακτη (πρόωρη) κοιλιακή συστολή.

Οι έκτακτες αυτές μπορεί να είναι αραιές η συχνές. Εάν εμφανίζεται συνεχεία μια φυσιολογική συστολή και μια έκτακτη μιλάμε για διδυμία, δυο φυσιολογικές και μια έκτακτη για τριδυμία.

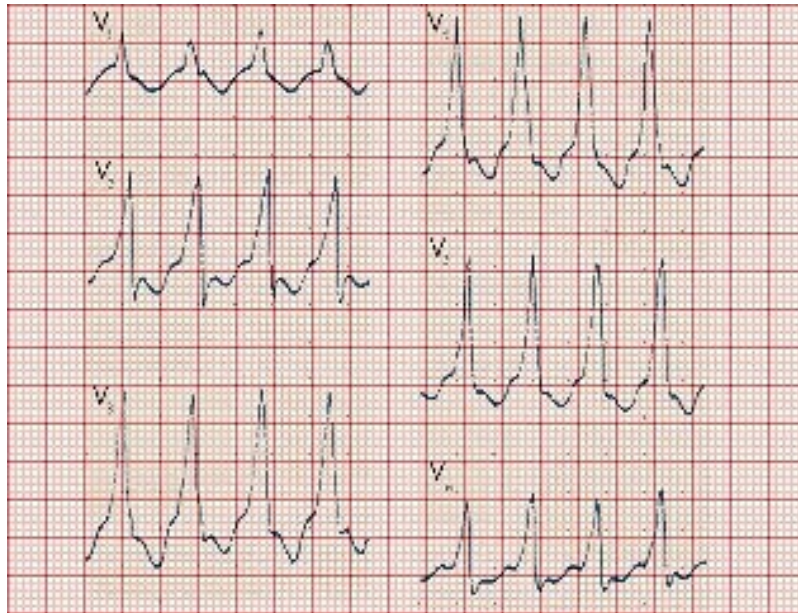
Εάν εμφανίζονται δυο μαζί για ζεύγος, από τρεις και πάνω μαζί για ριπή κοιλιακής ταχυκαρδίας. Οι ριπές συνήθως προαναγγέλλουν την αποδιοργάνωση των κοιλιών την και την πιθανή έναρξη κοιλιακής ταχυκαρδίας (Σχήμα 2.13).



Σχήμα 2.13: Έκτακτη κοιλιακή συστολή [12]

2.2.2.2 Κοιλιακή Ταχυκαρδία

Όπως έχουμε αναφέρει φυσιολογικά οι παλμοί της καρδιάς προέρχονται από τον φλεβοκόμβο ο οποίος βηματοδοτεί την καρδιά με 50-100 παλμούς ανά λεπτό.



Σχήμα 2.14: Κουλιακή ταχυκαρδία [12]

Εάν για κάποια αιτία μια έκτοπη εστία που βρίσκεται στο επίπεδο των κοιλιών αναλάβει να βηματοδοτεί την καρδιά τότε λέμε ότι υπάρχει κουλιακή ταχυκαρδία (Σχήμα 2.14).

2.2.3 Διάγνωση αρρυθμιών

Η ιδανική διάγνωση της αρρυθμίας μπορεί να πραγματοποιηθεί με ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας έτσι ώστε να μας προσφέρει αρκετά στοιχεία για τη φύση της. Τις περισσότερες φορές, όμως, η αρρυθμία μπορεί να είναι παροδική και να μην εμφανίζεται κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Για αυτό το λόγο υπάρχουν και άλλες μέθοδοι όπως η δοκιμασία κοπώσεως και η συνεχής (24 ώρες) καταγραφή του καρδιακού ρυθμού.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι αναντικατάστατο για τη μελέτη των αρρυθμιών. Για την καλύτερη μελέτη της αρρυθμίας, μετά τη λήψη όλων των απαγωγών του ΗΚΓ, είναι απαραίτητο να λαμβάνεται και μία ταινία αρκετού μήκους από μία ή δύο απαγωγές, στις οποίες να απεικονίζονται ευκρινώς τα υπό μελέτη επάρματα (P, QRS).

Σε ορισμένες περιπτώσεις υποψιαζόμαστε αρρυθμία από την περιγραφή των συμπτωμάτων του ασθενούς ως παροξυσμική ζάλη, αίσθημα προκάρδιων παλμών, χτύπους, φτερουγίσματα, τράνταγμα κ.ά στο στήθος, ενώ κατά την ώρα της εξέτασης ο ασθενής είναι ήρεμος και το ΗΚΓ δείχνει κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Στις περιπτώσεις αυτές η διάγνωση μπορεί να γίνει με τη μέθοδο Holter (συνεχής λήψης ΗΚΓ σε μαγνητοταινία για όλο το 24ωρο). Επίσης, και σε ασθενείς στους οποίους υπάρχει φόβος για την εμφάνιση σοβαρής διαταραχής του καρδιακού ρυθμού, όπως π.χ. κατά τις πρώτες ώρες και ημέρες του οξέος εμφράγματος, γίνεται συνεχής παρακολούθηση σε τηλεοπτική οθόνη (monitor) του ΗΚΓ με δυνατότητα καταγραφής της αρρυθμίας επί εμφανίσεώς της.

Κατά την ανάλυση του ΗΚΓ σε κάθε αρρυθμία γίνεται μέτρηση διαφόρων χρονικών διαστημάτων για τον προσδιορισμό, π.χ. της χρονικής σχέσεως των επαρμάτων P και R, της διάρκειας QRS κ.ά. Υπενθυμίζεται ότι το ΗΚΓ χαρτί είναι τετραγωνισμένο και κάθε μικρό τετραγωνάκι εύρους 1mm έχει χρονική διάρκεια 0,04 sec, επειδή η ταχύτητα λήψεως του ΗΚΓ, όπως έχει επικρατήσει, είναι 25 mm/sec. Η καρδιακή συχνότητα βρίσκεται διαιρώντας τον αριθμό 1500 δια του αριθμού των τετραγώνων ενός διαστήματος RR. Έτσι, εάν ένα έπαρμα R απέχει από το αμέσως προηγούμενο R, π.χ. 20 τετραγωνάκια, η καρδιακή συχνότητα θα είναι $1500:20=75$.

Τέλος, πολλές αρρυθμίες είναι πιθανό να μην χρειάζονται καθόλου θεραπεία παρά μόνο κάποιες αλλαγές στον τρόπο ζωής, όπως η διακοπή ή ο περιορισμός της πρόσληψης καφεΐνης. Για τις υπόλοιπες, η θεραπεία είναι ανάλογη του αιτίου. Αν αυτό προέρχεται από την ίδια την καρδιά, τότε στόχος είναι να θεραπευθεί το προϋπάρχον καρδιακό νόσημα είτε η ίδια η αρρυθμία. Η πιο διαδεδομένη θεραπεία είναι αυτή της τοποθέτησης τεχνητού βηματοδότη, μιας συσκευής που τοποθετείται υποδόρια και αναλαμβάνει τη διοχέτευση ηλεκτρικών ώσεων στο μυοκάρδιο μέσω ηλεκτροδίων όταν ανιχνεύει αρρυθμία. Μια άλλη τεχνική είναι η χειρουργική τοποθέτηση ενός μικρού αυτόματου απινιδωτή, που μπορεί να κάνει ένα μικρό ηλεκτροσόκ στην καρδιά προκειμένου να προφυλάξει από μια πιθανά θανατηφόρο αρρυθμία και η απινίδωση, που γίνεται σε τμήματα επειγόντων περιστατικών ώστε να

σωθεί η ζωή του ασθενούς.

2.3 Συστήματα τηλεϊατρικής και προηγούμενη δουλειά

Η τηλεϊατρική ορίζεται ως η παροχή της ιατρικής περίθαλψης και η διανομή της ιατρικής γνώσης πέρα από μια απόσταση χρησιμοποιώντας τα μέσα τηλεπικοινωνιών. Κατά συνέπεια, ο στόχος της τηλεϊατρικής είναι να παρασχεθεί εξειδικευμένη υγειονομική περίθαλψη σε απομακρυσμένες περιοχές με μειωμένο ιατρικό προσωπικό και να παρασχεθεί προηγμένη ιατρική φροντίδα μέσω των σύγχρονων τεχνολογιών τηλεπικοινωνιών και πληροφοριών.

Μια από τις σημαντικότερες εφαρμογές της τηλεϊατρικής είναι η κατ' οίκον ιατρική παρακολούθηση. Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι [1] ο αριθμός ασθενών που εξυπηρετείται στο σπίτι αυξάνεται, σε μια προσπάθεια να μειωθεί το κόστος εισαγωγής σε νοσοκομείο αλλά και να αυξήσει την άνεση του ασθενή. Χρησιμοποιώντας το χαμηλού κόστους εξοπλισμό televideo που τρέχει χρησιμοποιώντας κανονικές τηλεφωνικές γραμμές, οι προμηθευτές μειώνουν τη συχνότητα των επισκέψεων στα ινστιτούτα ιατρικής περίθαλψης [2]. Επιπλέον, ποικίλες διαγνωστικές συσκευές μπορούν να συνδεθούν με το σύστημα που δίνει στον παθολόγο τη δυνατότητα να παρατηρήσει και να αλληλεπιδράσει άμεσα με τον ασθενή. Για παράδειγμα “pulse oximetry” και “respiratory flow data” μπορούν να διαβιβαστούν ηλεκτρονικά. Οι ασθενείς που πάσχουν από διαβήτη μπορούν να ελέγχονται απομακρυσμένα όσο αφορά τη γλυκόζη και ινσουλίνη στο αίμα τους έτσι ώστε να υπολογίζεται η σωστή δόση ινσουλίνης. Επιπλέον, η πίεση του αίματος και οι εμβρυϊκοί σφυγμοί των μαιευτικών ασθενών μπορούν να ελέγχονται απομακρυσμένα παρά να εισάγονται πρόωρα σε ένα νοσοκομείο.

Είναι γνωστό ότι τα άτομα που παρακολουθούν τους ασθενείς στο σπίτι, συνήθως είναι αυτά που πρέπει να αναγνωρίσουν και να αντιμετωπίσουν κάποιο επείγον περιστατικό. Το πρόβλημα που προκύπτει σε αυτές τις περιπτώσεις είναι ότι δεν έχουν

πάντοτε το απαραίτητο γνωστικό υπόβαθρο και εμπειρία για να αντιμετωπίσουν τέτοιου είδους καταστάσεις. Τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών από το σπίτι και επείγουσας τηλεϊατρικής μπορούν να επιλύσουν αυτό το πρόβλημα με την εικονική παρουσία εξειδικευμένων ιατρών στο χώρο του επείγον περιστατικού. Αυτό επιτυγχάνεται με την ασύρματη μετάδοση ζωτικών βιολογικών σημάτων και ιατρικών εικόνων του ασθενή στον κατάλληλο ιατρό. Μια πρόσφατη έρευνα [4] έδειξε ότι η επείγουσα τηλεϊατρική είναι η τέταρτη πιο αναγκαία υπηρεσία η οποία καλύπτει το 39.8% της αγοράς και τα συστήματα κατ' οίκον ιατρικής παρακολούθησης καλύπτουν το 23.1%.

Διάφορα συστήματα που θα μπορούσαν να καλύψουν την κατ' οίκον παρακολούθηση ασθενών [5]-[6] έχουν παρουσιαστεί κατά τη διάρκεια των ετών. Οι πρόσφατες εξελίξεις στις κινητές τηλεπικοινωνίες και την τεχνολογία πληροφοριών ενίσχυσαν την ικανότητα στην ανάπτυξη των συστημάτων τηλεϊατρικής χρησιμοποιώντας τα ασύρματα μέσα επικοινωνίας [7]-[8]. Στις περισσότερες περιπτώσεις εντούτοις μόνο “store and forward” διαδικασίες εφαρμόστηκαν με επιτυχία. Αυτό δεν είναι αρκετό για το λόγο ότι πολλές εφαρμογές απαιτούν μετάδοση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο.

Στην επόμενη ενότητα θα ακολουθήσει μια σύντομη περιγραφή για τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων και πως έχουν χρησιμοποιηθεί μέχρι τώρα στην ιατρική πληροφορική.

2.4 Ηλεκτρονικός Ιατρικός Φάκελος

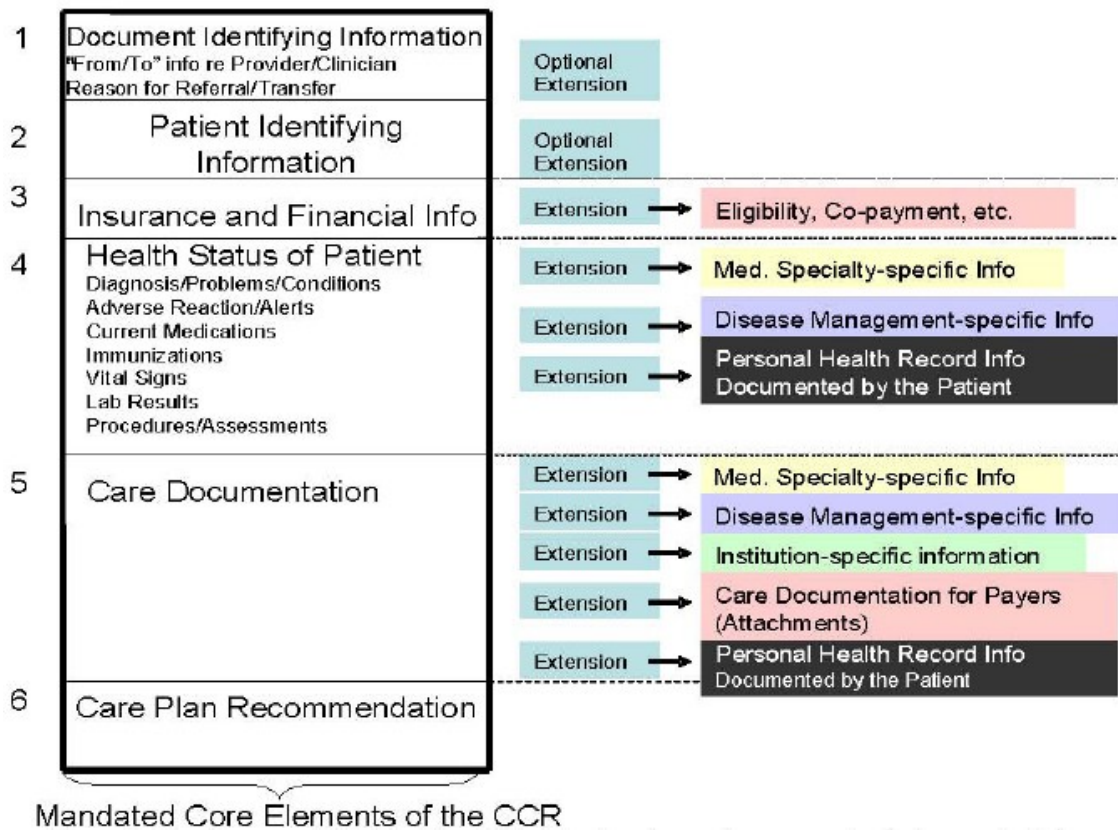
Ένας ηλεκτρονικός ιατρικός φάκελος (ΗΙΦ) [15] είναι ένα καταναμημένος ιατρικός φάκελος σε ψηφιακή μορφή. Ο ΗΙΦ παρέχει σε πραγματικό χρόνο, ασφαλείς πληροφορίες για τον ασθενή στο χώρο του περιστατικού. Ο ΗΙΦ είναι προσβάσιμος είτε μέσω ενός Η/Υ είτε μέσω του δικτύου. Μπορεί να συγκεντρώνει πληροφορίες από πολλές πηγές, συμπεριλαμβανομένων των ηλεκτρονικών ιατρικών αρχείων (EMRs).

Η διαφορά του (Electronic Medical Record) EMR από το EHR είναι ότι το EHR συνήθως περιλαμβάνει τις πληροφορίες σχετικά με το ιατρικό ιστορικό του ασθενή, τη φυσική κατάσταση του και τις ιατρικές εξετάσεις και επιπλέον πληροφορίες ώστε να ικανοποιούνται και άλλοι φορείς εκτός από τους γιατρούς όπως οι ασφάλειες και η κυβέρνηση. Το EMR αφορά μόνο τους ιατρούς και διαχειρίζεται μόνο το ιατρικό ιστορικό του ασθενή. Επομένως, το EHRs μπορεί να περιέχει τα στοιχεία για τις ιατρικές παραπομπές, τις ιατρικές περιθάλψεις, τα φάρμακα και την δοσοληψία τους, τις δημογραφικές πληροφορίες του ασθενή και άλλες μη-κλινικές διοικητικού χαρακτήρα πληροφορίες. Το ιδανικό σύστημα EHR, από το 2006, δεν έχει εφαρμοστεί ακόμα από οποιοδήποτε λογισμικό.

Από την άλλη, Continuity of Care Record είναι ένα πρότυπο ιατρικού φακέλου το οποίο αναπτύχθηκε από κοινού από διάφορους οργανισμούς όπως ASTM International, Massachusetts Medical Society (MMS), HIMSS, American Academy of Family Physicians (AAFP), και American Academy of Pediatrics (AAP).

Συνεχίζοντας, το πρότυπο CCR είναι ένας τρόπος δημιουργίας ευέλικτων εγγράφων που περιέχουν τις πιο σχετικές και έγκυρες ιατρικές πληροφορίες για έναν ασθενή, και της ηλεκτρονικής αποστολής τους στους υπεύθυνους υγείας. Περιέχει διάφορα τμήματα όπως τα δημογραφικά στοιχεία ασθενή, πληροφορίες που αφορούν τη ασφαλιστική κάλυψη του ασθενή, τη διάγνωση και τη λίστα προβλημάτων, τα φάρμακα που χορηγήθηκαν στον ασθενή, τις αλλεργίες του και το σχέδιο περίθαλψης (Σχήμα 2.15). Στο σύνολο, όλα αυτά τα τμήματα αντιπροσωπεύουν ένα στιγμιότυπο των στοιχείων υγείας ενός ασθενή που μπορούν να είναι χρήσιμα ή ενδεχομένως ζωτικής σημασίας σε περίπτωση επείγοντος περιστατικού.

Conceptual Model of the CCR



Σχήμα 2.15: Εννοιολογικό Μοντέλο CCR [15]

Καταλήγοντας, το πρότυπο ASTM CCR σχεδιάστηκε για να επιτρέπει την εύκολη δημιουργία φακέλου από έναν παθολόγο χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρονικό σύστημα αρχείων υγείας (EHR) στο σημείο του περιστατικού. Αυτό επιτυγχάνεται για το λόγο ότι αυτό το πρότυπο περιγράφεται με τη χρήση XML, οπότε ένα CCR θεωρητικά μπορεί να δημιουργηθεί, να διαβαστεί και να ερμηνευθεί από τις εφαρμογές οποιουδήποτε λογισμικού EHR. Ένα CCR μπορεί επίσης να εξαχθεί σε άλλες μορφές όπως PDF και Microsoft Word.

Το πρότυπο CCR θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στο σύστημα παρακολούθησης ασθενών ιδιαίτερα στην περίπτωση καρδιακής αρρυθμίας όπου το ιατρικό προσωπικό θα χρειαστεί έγκυρες πληροφορίες για τον ασθενή.

2.5 Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων και εφαρμογές στην ιατρική πληροφορική

Πρόσφατες εξελίξεις στον τομέα της ασύρματης επικοινωνίας αλλά και στον τομέα των ηλεκτρονικών, έδωσαν την δυνατότητα για την κατασκευή χαμηλού κόστους δικτύων αισθητήρων. Τα WSNs είναι ασύρματα δίκτυα τα οποία αποτελούνται από χαμηλού κόστους αισθητήρες με σκοπό την συλλογή δεδομένων από το περιβάλλον. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ποικίλες εφαρμογές όπως για παράδειγμα στην ιατρική για παρακολούθηση ασθενών, σε στρατιωτικές επιχειρήσεις για αναγνώριση πεδίου μάχης καθώς επίσης για την παρακολούθηση των αλλαγών της θερμοκρασίας σε διάφορες περιοχές.

Τα δίκτυα ασύρματων αισθητήρων αποτελούν μια ευρεία και δημοφιλή ερευνητική περιοχή της πληροφορικής και όχι μόνο. Τα τελευταία χρόνια, η περιοχή αυτή έχει αποκτήσει έντονο ενδιαφέρον λόγω των πολλών εφαρμογών και ευκαιριών για εμπλοκή από ερευνητές από τους διάφορους κλάδους της πληροφορικής και των ηλεκτρονικών.

Αισθητήρας γενικά ονομάζεται η ηλεκτρονική συσκευή που έχει τη δυνατότητα να παρατηρεί και να καταγράφει/αναφέρει κάποια παράμετρο του περιβάλλοντος όπως θερμοκρασία, υγρασία, ήχο, εικόνα, κλπ.

Από την άλλη, δίκτυο αισθητήρων είναι ένα σύνολο από μικροεπεξεργαστές οι οποίοι εφοδιάζονται με ένα ή περισσότερους αισθητήρες καθώς και δυνατότητα επικοινωνίας. Ενώ οι αισθητήρες λειτουργούν σε πληροφορικά συστήματα εδώ και πολλά χρόνια, το έντονο ερευνητικό ενδιαφέρον των τελευταίων ετών έγκειται κυρίως στους εξής λόγους:

- Η ταχεία ανάπτυξη της τεχνολογίας των μικροεπεξεργαστών που ενώ παρουσιάζονται συνεχώς με μικρότερο μέγεθος, εφοδιάζονται με ισχυρότερους επεξεργαστές, μεγαλύτερη μνήμη καθώς και ενσωματωμένες επιπλέον δυνατότητες όπως ασύρματη επικοινωνία και δυνατότητα επαναπρογραμματισμού. Παρά το γεγονός αυτό, το κόστος παραγωγής πέφτει αισθητά.
- Η τελευταία παρατήρηση είναι η πλέον κρίσιμη καθώς επιτρέπει την δημιουργία

προσωρινών και αναλώσιμων δικτύων από τέτοιες συσκευές σε ad-hoc περιβάλλοντα.

Η ανάπτυξη και βελτίωση των πηγών ενέργειας (μπαταρίες) που επιτρέπει την αυτόνομη λειτουργία των μικροσυσκευών για εκτεταμένο χρονικό διάστημα, σε πολλές περιπτώσεις για χρόνια, χωρίς ανθρώπινη επίβλεψη. Η ανάγκη για εφαρμογές που απαιτούν την λειτουργία παρακολούθησης του περιβάλλοντος με μεγάλη λεπτομέρεια και χρονική διάρκεια (όπως παρακολούθηση δύσβατων δασικών περιοχών, θαλάσσιος βυθός, ζώα που μετακινούνται αλλά και κατασκόπευση σε πεδία μαχών) μπόρεσαν να εκμεταλλευτούν και να επιβάλουν αυτή τη δυνατότητα.

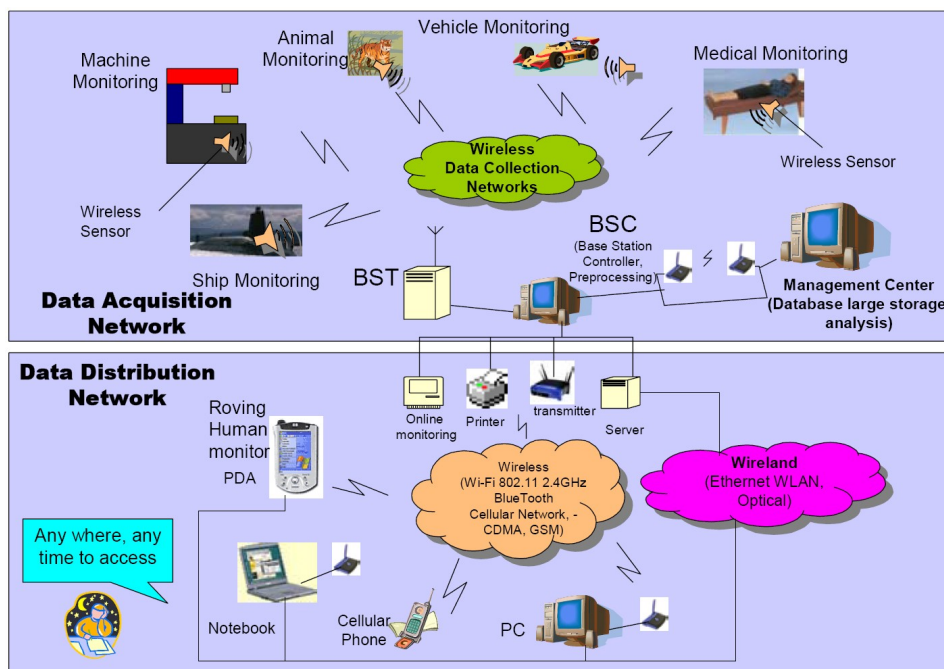
Τα δίκτυα αισθητήρων έχουν την προοπτική να εφαρμοστούν πολύ σε πολλές πτυχές της ιατρικής φροντίδας. Με τον εξοπλισμό των ασθενών με ασύρματους και φορητούς αισθητήρες, η συλλογή ζωτικής σημασίας στοιχείων σε πραγματικό χρόνο μπορεί να απλοποιηθεί πάρα πολύ. Εντούτοις, υπάρχει ένα σημαντικό χάσμα μεταξύ των υπάρχοντων συστημάτων δικτύων αισθητήρων και των αναγκών της ιατρικής φροντίδας. Ειδικότερα, τα ιατρικά δίκτυα αισθητήρων πρέπει να υποστηρίζουν δρομολόγηση πολυεκπομπής, κινητικότητα κόμβων και να έχουν υψηλό βαθμό αξιοπιστίας, και ασφάλειας.

Το μεγάλο μειονέκτημα των WSNs είναι ότι έχουν περιορισμούς όσον αφορά την ενέργεια που καταναλώνουν με στόχο την μεγιστοποίηση της διάρκειας ζωής του δικτύου, την υπολογιστική ισχύ που μπορούν να χρησιμοποιήσουν, την δυνατότητα λειτουργίας σε δίκτυα με μεγάλο αριθμό αισθητήρων και τέλος την διατήρηση χαμηλού κόστους.

Στο Σχήμα-2.16, διακρίνουμε δυο βασικά μέρη του δικτύου, το “Data Acquisition Network” και το “Data Distribution Network”. Στο “Data Acquisition Network” έχουμε συλλογές αισθητήρων σε διάφορες περιοχές παρατήρησης (παρατήρηση ασθενών, μηχανών οχημάτων). Η επικοινωνία με τα δίκτυα συλλογής δεδομένων πραγματοποιείται ασύρματα. Στη συνέχεια τα δεδομένα στέλλονται για προεπεξεργασία στο “Base Station Controller” όπου αυτός με τη σειρά του τα στέλλει

στο “Data Distribution Network” όπου ο χρήστης μπορεί να έχει από οπουδήποτε οποιαδήποτε χρονική στιγμή πρόσβαση στις μετρήσεις μέσω ασύρματης ή ενσύρματης σύνδεσης.

Στην τοπολογία που παρουσιάζεται στο Σχήμα-2.16 βασίζονται όλα τα σύγχρονα συστήματα που έχουν σαν σκοπό την παρατήρηση απομακρυσμένων σημείων με τη χρήση αισθητήρων. Μια τέτοια τοπολογία χρησιμοποιείται στο σύστημα “ΑΜΕΚ” που αναπτύσσει το Εργαστήριο Ιατρικής Πληροφορικής στο Τμήμα Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου για την παρακολούθηση παιδιών που υποφέρουν από χρόνιες αρρυθμίες.



Σχήμα 2.16: Λεπτομερής τοπολογία ενός ασύρματου δικτύου αισθητήρων [3]

Ένα άλλο μεγάλο ερευνητικό πρόγραμμα με την ονομασία “CodeBlue” [9] του πανεπιστημίου Harvard βασίζεται στις σύγχρονες τεχνολογίες που αναφέρθηκαν πιο πάνω. Συγκεκριμένα το “CodeBlue” παρέχει τα πρωτόκολλα για την ανακάλυψη συσκευών, δημοσίευση και εγγραφή σε δρομολόγηση πολυεκπομπής, καθώς επίσης και μια απλή διεπαφή για την υποβολή ερωτήσεων (queries) προσαρμοσμένη για τον ιατρικό έλεγχο. Επιπρόσθετα έχουν αναπτύξει διάφορους ιατρικούς αισθητήρες

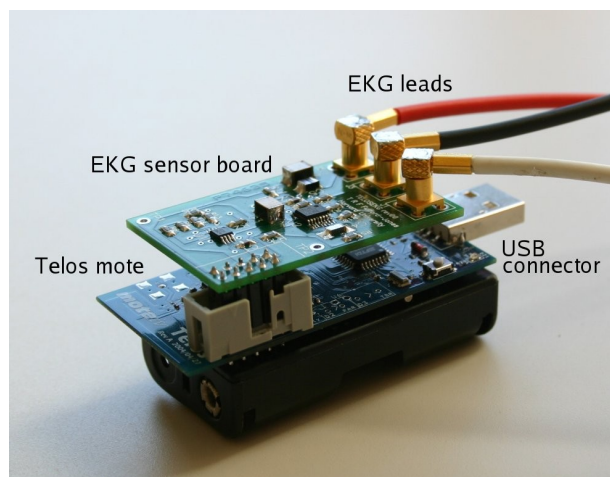
οξυμετρίας, ΗΚΓ και κίνησης οι οποίοι βασίζονται στα δημοφιλή σχέδια MicaZ (Σχήμα-2.17) και Telos-B (Σχήμα-2.18) της Crossbow. Στα σχήματα 2.19, 2.20 και 2.21 παρουσιάζονται αντίστοιχα ολοκληρωμένες λύσεις αισθητήρων ΗΚΓ, οξυμετρίας και κίνησης.



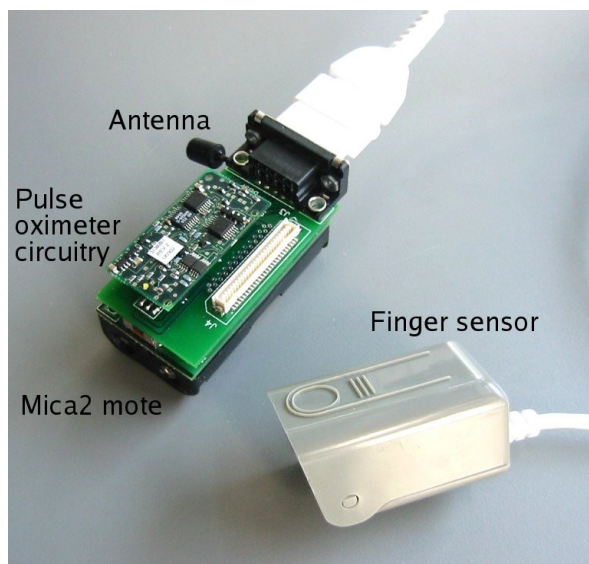
Σχήμα 2.17: MicaZ Wireless Module [9]



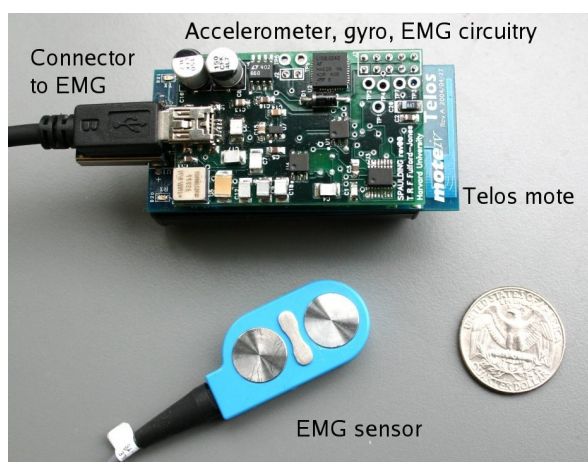
Σχήμα 2.18: TelosB Wireless Module [9]



Σχήμα 2.19: Αισθητήρας ΗΚΓ προσαρμοσμένος στο TelosB module [9]



Σχήμα 2.20: Αισθητήρας οξυμετρίας προσαρμοσμένος στο TelosB module [9]



Σχήμα 2.21: Αισθητήρας κίνησης προσαρμοσμένος στο TelosB module [9]

Οι απαιτήσεις για ένα δίκτυο αισθητήρων προσαρμοσμένο στις ιατρικές ανάγκες εξαρτώνται πάρα πολύ από το συγκεκριμένο περιβάλλον εφαρμογής και εγκατάστασης. Ένα δίκτυο αισθητήρων που σχεδιάζεται για ad hoc εγκατάσταση, σε μια κατάσταση έκτακτης ανάγκης έχει τις πολύ διαφορετικές απαιτήσεις από ένα που θα είναι εγκατεστημένο μόνιμα σε ένα νοσοκομείο. Παραδείγματος χάριν, τα τελευταία μπορούν να χρησιμοποιήσουν τους σταθερούς κόμβους πυλών (gateways) που παρέχουν την πρόσβαση σε μια συνδεδεμένη με καλώδιο υποδομή δικτύων. Εντούτοις, μπορούμε να προσδιορίσουμε διάφορα χαρακτηριστικά που σχεδόν όλα τα

ιατρικά δίκτυα αισθητήρων θα είχαν.

- **Φορητές πλατφόρμες αισθητήρων:** Οι ιατρικές εφαρμογές απαιτούν γενικά τους πολύ μικρούς, ελαφριούς, και φορητούς αισθητήρες.
- **Αξιόπιστες επικοινωνίες:** Στις ιατρικές εφαρμογές, μεγάλη έμφαση δίνεται στη διαθεσιμότητα στοιχείων. Αν και η απώλεια πακέτων λόγω θορύβου μπορεί να είναι αποδεκτός, η συνεχής απώλεια πακέτων (λόγω συμφόρησης ή κινητικότητας κόμβων) θα ήταν προβληματική. Ανάλογα με τους αισθητήρες που χρησιμοποιούνται, τα ποσοστά δειγματοληψίας μπορούν να κυμανθούν οπουδήποτε από λιγότερο από 1 Hz ως 1000 Hz ή περισσότερο, τοποθετώντας τις βαριές απαιτήσεις στο ασύρματο κανάλι.
- **Πολλαπλοί δέκτες:** Αναμένουμε ότι τα στοιχεία από έναν δεδομένο ασθενή θα παραληφθούν από πολλαπλούς γιατρούς ή τις νοσοκόμες που φροντίζουν τον ασθενή. Αυτό προτείνει ότι το δίκτυο πρέπει να υποστηρίζει πολυεκπομπή.
Κινητικότητα συσκευών: Οι ασθενείς είναι κινητοί, απαιτώντας ότι το δίκτυο επικοινωνίας θα προσαρμόζεται γρήγορα στις αλλαγές της ποιότητας σύνδεσης. Παραδείγματος χάριν, εάν ένα πρωτόκολλο δρομολόγησης multihop είναι σε χρήση, πρέπει να εντοπίσει γρήγορα τις νέες διαδρομές όταν κινείται ένας ασθενής από δωμάτιο σε δωμάτιο.
- **Ασφάλεια:** Είναι απαραίτητο να καλύπτονται όλα τα θέματα ασφάλειας που αφορούν τα ευαίσθητα προσωπικά στοιχεία των ασθενών.

Σαφώς, πολλές περιοχές της έρευνας εμπλέκονται στην ανάπτυξη τέτοιων δικτύων. Αρχικά, στην περιοχή των ενσωματωμένων συστημάτων (embedded hardware systems) νέες τεχνολογίες για ταχύτερο υπολογισμό, μικρότερη κατανάλωση ενέργειας και αποτελεσματική διαχείρισή των πόρων του κατώτερου (φυσικού) επιπέδου είναι αναγκαία. Η περιοχή των ασύρματων και κινητών δικτύων υπολογισμού επικεντρώθηκε στη επέκταση των πολύ δημοφιλών λύσεων για κινητούς υπολογιστές σε μικροεπεξεργαστές ούτως ώστε να μειώσουν στο ελάχιστο την κατανάλωση ενέργειας.

Τα διάφορα πρωτόκολλα για δρομολόγηση πακέτων, ανταλλαγή πληροφοριών και συντονισμού διαφοροποιήθηκαν ή ανασχεδιάστηκαν ώστε να μειώσουν στο ελάχιστο την εκπομπή μηνυμάτων που αποτελεί τη βασική πηγή κατανάλωσης ενέργειας. Τα νέα πρωτόκολλα επικοινωνίας σχετίζονται επίσης με την περιοχή του διάχυτου υπολογισμού όπου οι αισθητήρες αποτελούν αυτόνομους επικοινωνιακούς κόμβους και απαιτούν συντονισμό για την επίτευξη ενός κοινού σκοπού. Επιπλέον, η συγκέντρωση και συλλογή πληροφοριών από αισθητήρες απαιτεί νέες τεχνολογίες στον τομέα των βάσεων δεδομένων και της διαχείρισής των δεδομένων αυτών. Τέλος, μέθοδοι οργάνωσης, παρακολούθησης και οπτικοποίησης των δεδομένων αλλά και συστήματα διασυνδετικής διάταξης για ευκολότερη πρόσβαση από τους τελικούς χρήστες βρίσκονται υπό ανάπτυξη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ – ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

-
- 3.1 Αναγκαιότητα ανάλυσης υπάρχοντος συστήματος
 - 3.2 Επισκοπή λογισμικού που χρησιμοποιήθηκε
 - 3.3 Αντικειμενοστραφής ανάλυση υπάρχοντος συστήματος
-

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται το σύστημα που ήδη υπάρχει, με τις λειτουργίες του και τις δυνατότητές του. Επίσης δίνεται σύντομη περιγραφή του λογισμικού που χρησιμοποιήθηκε κατά την ανάπτυξη του συστήματος.

3.1 Αναγκαιότητα ανάλυσης υπάρχοντος συστήματος

Όταν ανέλαβα να εργαστώ στο project αυτό, παραδέχομαι πως πίστευα πως θα ήταν πολύ δύσκολο για μένα να καταφέρω να συνεισφέρω σε αυτό, λόγω του θέματος. Πίστευα πως με τις γνώσεις που είχα δεν θα μπορούσα να προσφέρω αρκετά, διότι το ήδη υπάρχον σύστημα φαινόταν αρκετά εντυπωσιακό. Τελικά όμως, το πραγματικό πρόβλημα που είχα να αντιμετωπίσω δεν είχε σχέση με τη δυσκολία του ίδιου του project, αλλά με την μη ύπαρξη documentation το οποίο εξηγεί τον τρόπο λειτουργίας των υλοποιημένων εφαρμογών του συστήματος. Η κατάσταση του συστήματος ήταν τέτοια, έτσι ώστε όταν κάποιος νέος αναλάμβανε να δουλέψει σε αυτό, θα έπρεπε να κάνει όλη την έρευνα/δουλειά που έκανε ο προηγούμενος.

Αυτό ήταν κάτι που με καθυστέρησε πολύ, διότι το μόνο που είχα ήταν πηγαίος κώδικας, τον οποίο εντόπισα μόνος μου, χωρίς να γνωρίζω κατά πόσο αυτός ήταν της τελευταίας έκδοσης του συστήματος. Ο ίδιος ο κώδικας δεν είχε σχόλια, και δεν είχα κανένα ίχνος αντικειμενοστραφούς ανάλυσης για το λογισμικό τοπικού σταθμού παρακολούθησης ασθενή.

Κατόπιν συνεννόησης με τον επιβλέποντα καθηγητή μου, αποφάσισα πως κατά τη διάρκεια της μελέτης που θα έκανα στον κώδικα, θα έκανα εγώ την ανάλυση της προηγούμενης δουλειάς. Αν και αυτό δεν συνηθίζεται (code reverse engineering), θα ήταν καλύτερο να εκμεταλλευτώ το χρόνο μου έτσι, προσφέροντας ταυτόχρονα την ευκολία των μελλοντικών ατόμων που θα εργαστούν στο project αυτό.

3.2 Επισκόπηση λογισμικού που χρησιμοποιήθηκε

Microsoft SQL Server 2005

Το εργαλείο αυτό χρησιμοποιήθηκε για το σχεδιασμό και κατασκευή της βάσης δεδομένων στην οποία αποθηκεύονται όλες οι μετρήσεις που λαμβάνονται από τα τοπικά σημεία παρακολούθησης ασθενών.

PostgreSQL 8.3

Το εργαλείο αυτό χρησιμοποιήθηκε για την βάση δεδομένων στον τοπικό σταθμό παρακολούθησης ασθενών. Σε αυτή την βάση δεδομένων αποθηκεύονται όλες οι μετρήσεις που λαμβάνονται από τους αισθητήρες.

PgAdmin III v1.8.3

Το εργαλείο αυτό χρησιμοποιήθηκε σαν προσθήκη στο προηγούμενο, για την γρήγορη επισκόπηση και υλοποίηση της προαναφερθείσας βάσης δεδομένων.

Microsoft Visual Studio 2005

Το εργαλείο αυτό χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη της εφαρμογών στο τοπικό σύστημα και στο κεντρικό σύστημα παρακολούθησης ασθενών. Συγκεκριμένα για την Windows Based εφαρμογή χρησιμοποιήθηκε η γλώσσα προγραμματισμού C# 2005 και για την δικτυακή εφαρμογή η γλώσσα ASP σε συνδυασμό με Visual Basic 2005. Επιλέχθηκε η πιο πάνω συλλογή λογισμικού γιατί δημιουργούνται εφαρμογές πλήρως συμβατές με τα λειτουργικά συστήματα της Microsoft, ο σχεδιασμός της διαπροσωπείας γίνεται γρήγορα και ευέλικτα και στηρίζεται στην αντικειμενοστραφή

προσέγγιση που όπως γνωρίζουμε γίνεται πιο εύκολη η συντήρηση κάτι που είναι πρωταρχικό σε τέτοιου είδους συστήματα.

National Instruments Measurement Studio 8.1

Είναι ένα .Net συστατικό για εφαρμογές τύπου window και web το οποίο επιτρέπει την απεικόνιση σημάτων στις αντίστοιχες εφαρμογές. Είναι ιδιαίτερα σημαντικό γιατί χρησιμοποιείται από την διαδικτυακή εφαρμογή για την παρουσίαση των μετρήσεων που λαμβάνονται από τα τοπικά σημεία παρακολούθησης χωρίς να χρειάζεται να ανανεώνεται ολόκληρη η σελίδα συνεχώς παρά μόνο το συστατικό με τη χρήση “ajax” κλήσεων.

OpenOffice.org 3.0

Η σουίτα αυτή χρησιμοποιήθηκε για τη συγγραφή αυτού του εγγράφου, για την ετοιμασία της παρουσίασης της διπλωματικής αυτής εργασίας και για την αποθήκευση μετρήσεων. Επέλεξα αυτή τη σουίτα παρά κάποια άλλη, διότι είναι δωρεάν και παρέχει τα πάντα που χρειάστηκα μέχρι τώρα.

Altova UModel 2008

Το λογισμικό αυτό το χρησιμοποίησα για το σχεδιασμό των UML διαγραμμάτων κατά την ανάλυση του συστήματος.

3.3 Αντικειμενοστραφής ανάλυση υπάρχοντος συστήματος

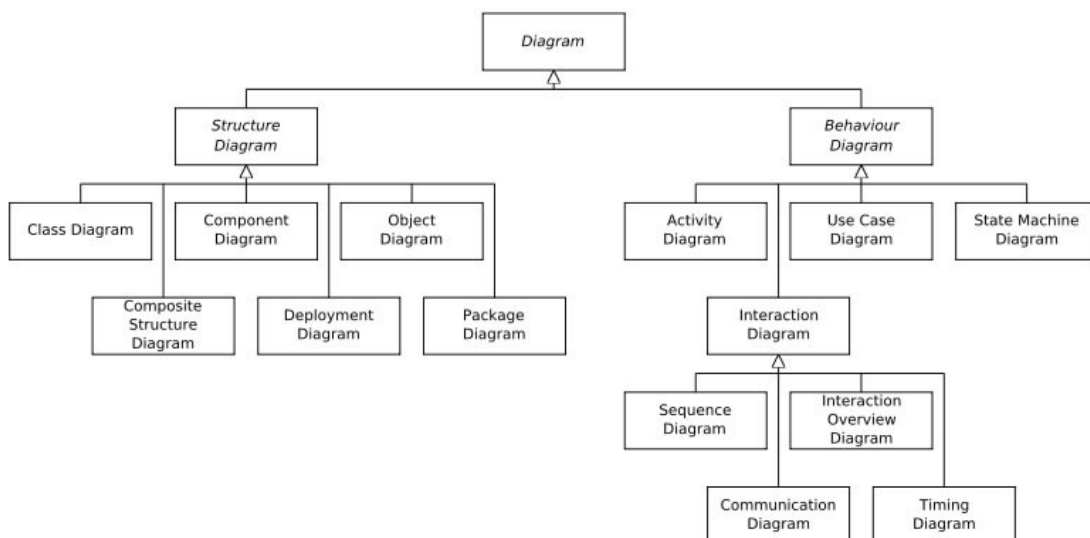
Σύμφωνα με τα [ωιωλια], κατά την αντικειμενοστραφή ανάλυση, ο αναλυτής (software engineer) πρέπει να έχει υπόψιν πως το σύστημα θα πρέπει να μπορεί να δέχεται προσθήκες, χωρίς να πρέπει να υπάρχουν αλλαγές. Με αυτό τον τρόπο, όταν ένα σύστημα επανέρθει στην σχεδίαση για κάποια προσθήκη, αλλά και στην υλοποίηση, δεν θα χρειαστεί να αλλάξει κάτι τόσο σε μοντέλο, όσο σε κώδικα.

Στην ανάλυση που ακολουθεί, δεν μπόρεσα να ακολουθήσω την αρχή αυτή, διότι η ανάλυση αυτή έγινε με βάση υπάρχουσας υλοποίησης. Συνεπώς δεν είχα τη

δυνατότητα να προσφέρω εγώ την ανάλυση, παρά μόνο να προσφέρω την ανάλυση της δουλειάς αυτής.

3.3.1 Λόγος επιλογής UML

Ο λόγος που επέλεξα την UML (Unified Modeling Language) παρά οποιαδήποτε άλλη γλώσσα για την περιγραφή του συστήματος, είναι διότι καταρχήν ήδη υπήρχαν τα Use Cases του συστήματος στο [16]-[17]. Όπως γνωρίζουμε, τα Use Cases ανήκουν στην οικογένεια UML. Άρα, θέλοντας να είμαι συνεπής με τα όσα ήδη υπήρχαν, η UML φαινόταν πολύ καλή επιλογή. Επίσης, χρησιμοποιείται ευρέως και βοηθά στην επικοινωνία μεταξύ πελάτη - manager – software engineer – προγραμματιστή, αφού είναι πολύ εύκολη στην εκμάθηση και προσφέρονται αρκετά διαγράμματα που απευθύνονται στον κάθε ρόλο.

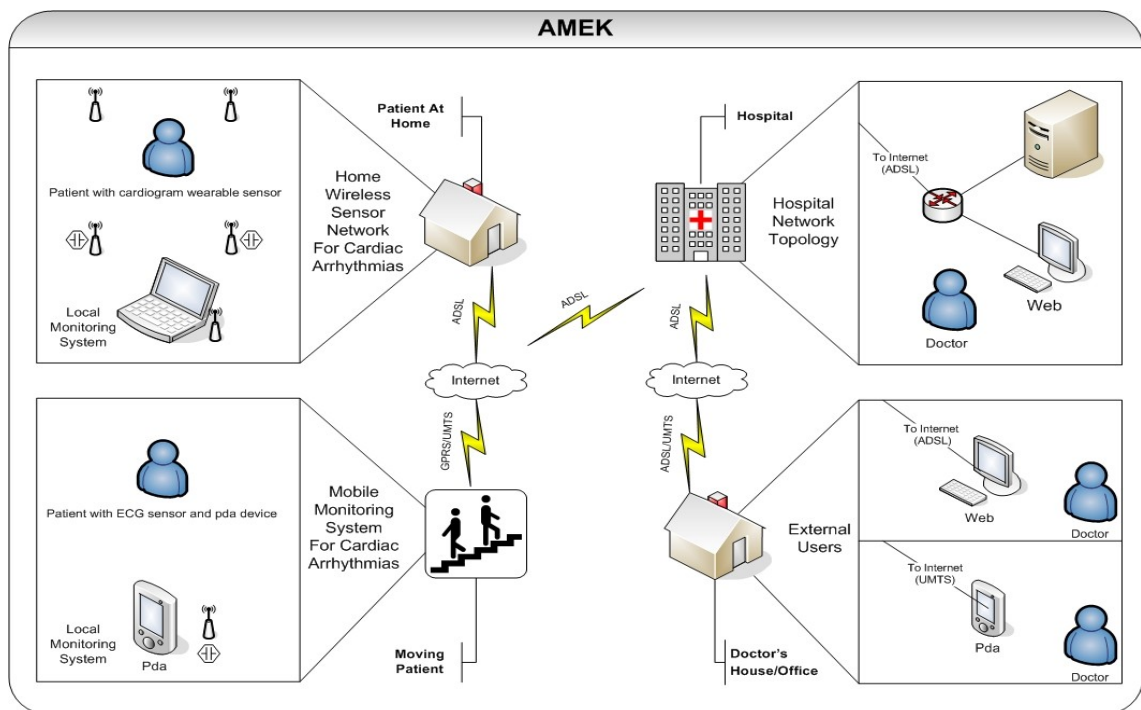


Σχήμα 3.1 Οικογένεια διαγραμμάτων UML

3.3.2 Λόγος χρήσης OCL

Ο λόγος που επέλεξα να χρησιμοποιήσω την OCL (Object Constraint Language) είναι διότι από το 2005 ανήκει πλέον στο UML notation (UML 2.0 – πιο πριν ήταν απλώς μια

προσθήκη της UML). Επίσης, είναι ένας τρόπος αποφυγής ασαφειών που μπορεί να προκύψουν με τη λεκτική περιγραφή των λειτουργιών που προσφέρονται σε ένα σύστημα. Κάποιες λεκτικές περιγραφές μπορεί να ερμηνεύονται διαφορετικά από διαφορετικούς προγραμματιστές – software engineers, με αποτέλεσμα να μην παράγεται το σωστό (συνεπές με την ανάλυση - σχεδίαση) λογισμικό κατά την υλοποίηση.



Εικ 3.2 Επισκόπηση Συστήματος

3.3.3 Επισκόπηση Συστήματος

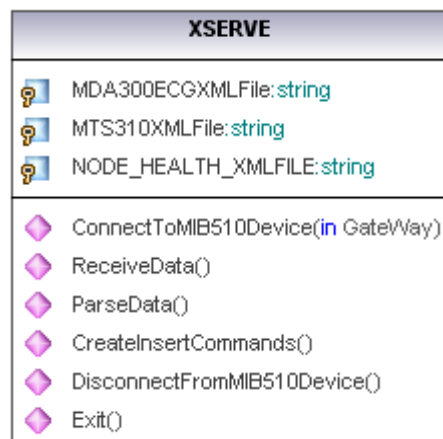
Στην εικόνα 3.2 μπορούμε να δούμε την επισκόπηση του συστήματος όπως παρουσιάζεται στο [16]-[17]. Μπορούμε να διακρίνουμε τις χρήσεις του συστήματος στα διάφορα σενάρια. Πχ πάνω αριστερά φαίνεται ο τοπικός σταθμός παρακολούθησης ασθενή με τους μικροαισθητήρες, κάτω αριστερά ο κινητός ασθενής με PDA, πάνω δεξιά ο κεντρικός εξυπηρετητής όπου αποθηκεύονται όλα τα καρδιογραφήματα, και κάτω δεξιά, οι ιατροί που μπορούν να έχουν απομακρυσμένη πρόσβαση στις υπηρεσίες του εξυπηρετητή μέσω web. Στο ενδιάμεσο μπορούμε να

διακρίνουμε την επικοινωνία μεταξύ κάθε περίπτωσης.

3.3.4 Διαγράμματα κλάσεων

Θεώρησα πως δεν ήταν απαραίτητο να περιγράψω τις κλάσεις οι οποίες αφορούν φόρμες, για το λόγο ότι οι φόρμες είναι οι πρώτες που αλλάζουν σε μια υλοποίηση και οι φόρμες της υπάρχουσας υλοποίησης δεν έχουν ουσιαστική δουλειά η οποία αξίζει περιγραφής.

3.3.4.1 Διάγραμμα κλάσης XSERVE



Εικ 3.3 Κλάση XSERVE

Πιο πάνω φαίνεται το διάγραμμα της κλάσης XSERVE. Η κλάση αυτή έχει την υπευθυνότητα της επικοινωνία με το ασύρματο δίκτυο αισθητήρων.

Σύμφωνα με το πιο πάνω διάγραμμα η κλάση αυτή έχει τρία(3) χαρακτηριστικά και έξι(6) μεθόδους.

Τα χαρακτηριστικά MDA300ECGXMLFile, NODE_HEALTH_XMLFILE και MTS310XMLFile υποδηλώνουν αρχεία τύπου XML. Αυτά τα αρχεία εμπεριέχουν μέσα τον τρόπο με τον οποίο πρέπει να μεταφράζονται τα ακατέργαστα δεδομένα, τις συναρτήσεις μετατροπής καθώς και τις δηλώσεις για δημιουργία πινάκων και εισαγωγή πλειάδων. Επιπλέον αυτά τα αρχεία εμπεριέχουν επίσης και κάποια ταυτότητα μέσα στον κώδικα XML για να αναγνωρίζονται από το XSERVE η ίδια ταυτότητα εμπεριέχεται επίσης και μέσα στα πακέτα ακατέργαστων δεδομένων που δημιουργούνται.

Η μέθοδος `ConnectToMIB510Device()` χρησιμοποιεί ένα αντικείμενο τύπου `GateWay` το οποίο δημιουργείται από το αντικείμενο της κλάσης `MainFrm` και ενημερώνεται από αντικείμενα της κλάσης `LocalGateWayFrm`. Το συγκεκριμένο αντικείμενο εμπεριέχει πληροφορίες με το πώς να ενωθεί το XSERVE με την πύλη του ΑΔΑ.

Η μέθοδος `ReceiveData()` διαβάζει από την σειριακή θύρα και τα φυλάει στην μνήμη προγράμματος του XSERVE.

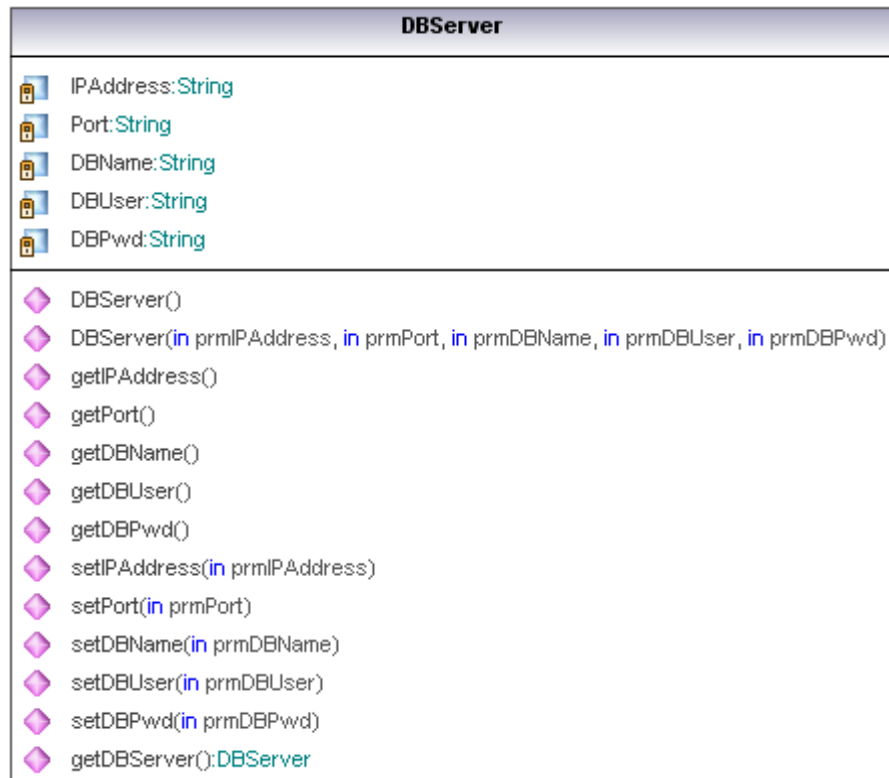
Η μέθοδος `ParseData()` διαβάζει από την μνήμη τα δεδομένα και με την χρήση των XML αρχείων αναλύει τα δεδομένα.

Η μέθοδος `CreateInsertCommands()` διαβάζει από την μνήμη τα αναλυμένα δεδομένα και δημιουργεί τις εντολές εισαγωγής. Αν χρειαστεί εκτός από τις εντολές εισαγωγής δημιουργεί και τις εντολές δημιουργίας πινάκων.

Η μέθοδος `DisconnectFromMIB510Device()` βασικά αποδεσμεύει την σειριακή θύρα και κάποιους πόρους του συστήματος.

Η μέθοδος `Exit()` βασικά αποδεσμεύει όλους τους πόρους της διεργασίας XSERVE και έτσι σταματά η καταγραφή των δεδομένων στην βάση.

3.3.4.2 Διάγραμμα κλάσης DBServer

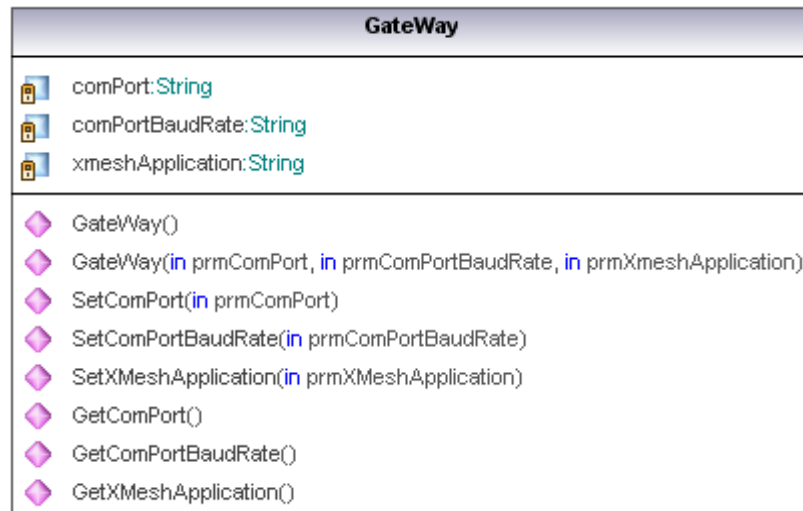


Εικ 3.4 Κλάση DBServer

Η πιο πάνω κλάση έχει σαν χαρακτηριστικά όλα όσα χρειάζονται για να μπορεί κάποιος να ενωθεί σε μια βάση δεδομένων.

Οι μέθοδοι που έχει η κλάση δεν είναι τίποτα περισσότερο παρά μέθοδοι getters and setters. Δηλαδή μέθοδοι οι οποίες επιστρέφουν ή θέτουν ένα χαρακτηριστικό της κλάσης. Έχει επίσης μια μέθοδο που επιστρέφει τον εαυτό του αντικειμένου, και ένα default constructor.

3.3.4.3 Διάγραμμα κλάσης GateWay



Εικ 3.5 Κλάση GateWay

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ

4.5 Επισκόπηση λογισμικού

4.6 Εξάρτηση και περιγραφή των λειτουργιών λογισμικού

4.7 Απόδοση αλγορίθμου - λογισμικού

4.8 Τρόπος χρήσης λογισμικού

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση του καρδιογραφήματος, οι λειτουργίες του, ο τρόπος χρήσης του και ο τρόπος που έγινε η ενσωμάτωση με το υπάρχον σύστημα.

4.1 Επισκόπηση λογισμικού

Το λογισμικό αναγνώρισης αρρυθμιών στηρίζεται στο Ανοικτό Λογισμικό ανάλυσης ηλεκτροκαρδιογραφήματος που αναπτύχθηκε από τον Patrick S Hamilton στα πλαίσια ενός έργου που χρηματοδοτήθηκε από τον οργανισμό National Heart Lung and Blood Institute (NHLBI) των NIH. Είναι υλοποίηση του αλγορίθμου που παρουσιάζεται στο [20]-[21]. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος ανάλυσης έχει ελεχθεί με διάφορα δείγματα πραγματικών καρδιογραφήματων από δύο γνωστές βάσεις καρδιακών σημάτων την MIT/BIH(βάση αρρυθμιών του Αμερικάνικου πανεπιστημίου MIT) και της AHA(American Heart Association). Οι προαναφερθείσες βάσεις περιέχουν καρδιακό σήμα το οποίο έχει τύχει επεξεργασίας από ειδικούς καρδιολόγους γιατρούς και αποτελούν τον κατεξοχήν τρόπο ελέγχου ενός αλγορίθμου ανάλυσης καρδιακού σήματος. [18].

4.6 Εξάρτηση και περιγραφή των λειτουργιών του λογισμικού

4.2.1 Περιλαμβανόμενα αρχεία

Το λογισμικό περιλαμβάνει αρκετά αρχεία .c και .h. (Βασικά είναι .cpp αρχεία, αλλά η μόνη λειτουργικότητα της C++ που περιλαμβάνουν είναι τα σχόλια με //). Κάθε ζεύγος από αυτά τα αρχεία περιέχει διάφορες συναρτήσεις οι οποίες αναλαμβάνουν συγκεκριμένες εργασίες σχετικά με την ανάλυση του καρδιογραφήματος. Το λογισμικό αποτελείται από τα εξής:

Συναρτήσεις ταξινόμησης παλμού (Beat Classification functions):

analbeat.cpp	Συναρτήσεις για εξαγωγή χαρακτηριστικών του παλμού
analbeat.h	Πρωτότυπα συναρτήσεων που σχετίζονται με το analbeat.cpp
bdac.cpp	Συνάρτηση API για ανίχνευση και ταξινόμηση παλμού
bdac.h	Γενικές παράμετροι που αφορούν το λογισμικό
classify.cpp	Συναρτήσεις για ταξινόμηση παλμών
match.cpp	Συναρτήσεις που αντιστοιχούν παλμούς με προηγούμενα εντοπισμένα είδη παλμών
match.h	Πρωτότυπα συναρτήσεων που σχετίζονται με το match.cpp
noischk.cpp	Συναρτήσεις για ανίχνευση θορύβου χαμηλής συχνότητας
postclas.cpp	Συναρτήσεις που σχετίζονται για εκ των υστέρων ταξινόμηση
rythmchk.cpp	Συναρτήσεις για ταξινόμηση διαστήματος R-R
rythmchk.h	Πρωτότυπα συναρτήσεων που σχετίζονται με το rythmchk.cpp

Αρχεία ανίχνευσης QRS (QRS detection files):

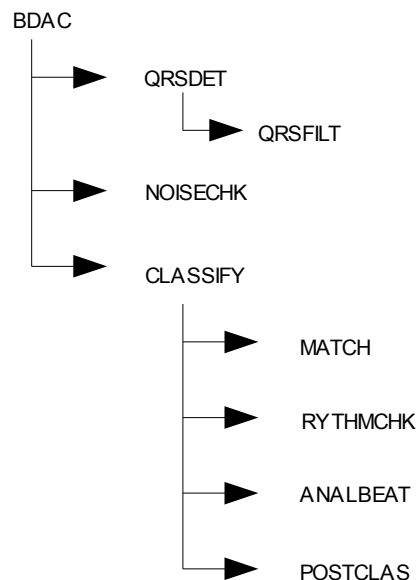
qrsdet.cpp	Αρχικές συναρτήσεις ανίχνευσης QRS
qrsdet2.cpp	Απλοποιημένες και βελτιωμένες συναρτήσεις ανίχνευσης QRS
qrsfilt.cpp	Συναρτήσεις φιλτραρίσματος για ανίχνευση QRS
qrsdet.h	Γενικές παράμετροι και ορισμοί που αφορούν την ανίχνευση QRS

4.2.2 Εξαρτήσεις αρχείων

Στο σχήμα 4.1 βλέπουμε τις εξαρτήσεις που υπάρχουν μεταξύ των αρχείων. Το **BDAC** περιέχει τη συνάρτηση *BeatDetectAndClassify* η οποία λειτουργεί σαν διαπροσωπεία μεταξύ δεδομένων εισόδου και ανάλυσης και ταξινόμησης παλμών. Η συνάρτηση αυτή δέχεται δείγμα με δείγμα τα δεδομένα εισόδου και το στέλνει στη συνάρτηση ανίχνευσης QRS στο **QRSDET**. Η συνάρτηση αυτή χρησιμοποιεί συναρτήσεις φιλτραρίσματος από το **QRSFILT**. Όταν εντοπίζεται παλμός, η *BeatDetectAndClassify* περιμένει μέχρι το τέλος του παλμού, ελέγχει για θόρυβο χαμηλής συχνότητας και

στέλνει τον παλμό, το διάστημα R-R και το επίπεδο θορύβου στη συνάρτηση *Classify* στο **CLASSIFY**.

Η *Classify* αποφασίζει εάν ένας παλμός είναι φυσιολογικός παλμός, ή κοιλιακός παλμός. Η *Classify* χρησιμοποιεί συναρτήσεις από το **MATCH** για να συγκρίνει νέους παλμούς με πρότυπα προηγούμενων παλμών. Συναρτήσεις στο **RYTHMCHK**, κατατάσσουν το διάστημα R-R του παλμού ως φυσιολογικό R-R διάστημα, ως πρόωρο R-R διάστημα, ή σαν διάστημα R-R το οποίο αντιπροσωπεύει μία αντισταθμιστική παύση. Συναρτήσεις στο **ANALBEAT** καθορίζουν το αρχικό και το τελικό σημείο του συμπλέγματος QRS και το συνδεδεμένο ισοηλεκτρικό επίπεδο. Συναρτήσεις στο **POSTCLAS** προσπαθούν να κατατάξουν ξανά με περισσότερη ακρίβεια προηγούμενους παλμούς. Η *PostClassify* χρησιμοποιεί αυτές τις πληροφορίες στο εάν ο παλμός αντιστοιχεί με προηγούμενους παλμούς, εάν ή όχι το διάστημα R-R φαίνεται να είναι πρόωρο, εάν το διάστημα είναι στενό ή ευρύ, και εάν ο παλμός αυτός έχει προηγουμένως εντοπιστεί ως κοιλιακός ή φυσιολογικός για να κατατάξει τον παλμό. Η *Classify* επιστρέφει την κατάταξη στο **BDAC** το οποίο με τη σειρά του επιστρέφει την κατάταξη στο καλών πρόγραμμα.



Σχήμα 4.1 εξαρτήσεις μεταξύ των αρχείων

4.2.3 Διαπροσωπεία λογισμικού ανίχνευσης και ταξινόμησης παλμών

Ουσιαστικά μόνο δυο συναρτήσεις χρειάζονται για τη λειτουργία του λογισμικού ανίχνευσης και ταξινόμησης παλμών, η **BeatDetectAndClassify** και η **ResetBDAC**. Η πρώτη, όπως προανέφερα λειτουργεί ως διαπροσωπεία μεταξύ δεδομένων εισόδου και του λογισμικού και η δεύτερη αρχικοποιεί όλες τις static μεταβλητές οι οποίες χρησιμοποιούνται από το λογισμικό. Εάν η εφαρμογή δεν χρειάζεται ταξινόμηση – κατάταξη του παλμού, τότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο η συνάρτηση **QRSDet** για να έχει κάποιος πρόσβαση μόνο στο μέρος του λογισμικού το οποίο έχει να κάνει με την ανίχνευση παλμών. Επειδή εμάς μας ενδιαφέρει και η κατάταξη των παλμών, χρησιμοποιήθηκε η **BeatDetectAndClassify**.

4.2.3.1 BeatDetectAndClassify

Σύνταξη:

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

Περιγραφή:

Η συνάρτηση αυτή υλοποιεί τη λειτουργία του ανίχνευσης και ταξινόμησης παλμών του καρδιογραφήματος. Τα δείγματα του καρδιογραφήματος (ECG) στέλλονται στη συνάρτηση ένα προς ένα. Όταν ένας παλμός έχει εντοπιστεί και ταξινομηθεί, επιστρέφεται η καθυστέρηση ανίχνευσης και η κατάταξη επιστρέφεται διαμέσου του δείκτη ***beatType**. Ο δείκτης του πρότυπου με το οποίο αντιστοιχείται ο παλμός επιστρέφεται μέσω του δείκτη ***beatMatch** (χρησιμοποιείται για αποσφαλμάτωση). Η καλούσα συνάρτηση πρέπει να έχει διαθέσει χώρο για τους δύο δείκτες.

Επιστρέφει:

Η συνάρτηση αυτή επιστρέφει 0 εάν δεν έχει εντοπιστεί νέος παλμός. Εάν ένας παλμός έχει εντοπιστεί, η συνάρτηση επιστρέφει τον αριθμό των δειγμάτων από την κατά προσέγγιση τοποθεσία του κύματος R. Εάν ένας παλμός έχει καταταχθεί, η ***beatType** τίθεται σε 1 (NORMAL – φυσιολογικός παλμός), 5 (PVC – πρόωρη κοιλιακή

συστολή) ή 13 (UNKNOWN – άγνωστο), υποδεικνύοντας έτσι τον τύπο της κατάταξης. Ο δείκτης του προηγούμενου προτύπου το οποίο αντιστοιχεί ακριβέστερα επιστρέφεται στο ***beatMatch**.

4.2.3.2 ResetBDAC

Σύνταξη:

```
void ResetBDAC(void);
```

Περιγραφή:

Η συνάρτηση αυτή αρχικοποιεί τις static μεταβλητές οι οποίες χρησιμοποιούνται κατά την ανίχνευση και κατάταξη των παλμών. Αυτή η συνάρτηση πρέπει να καλείται κάθε φορά που ξεκινά η ανάλυση ενός νέου καρδιογραφήματος με την **BeatDetectAndClassify**.

4.2.4 Ανίχνευση Παλμών

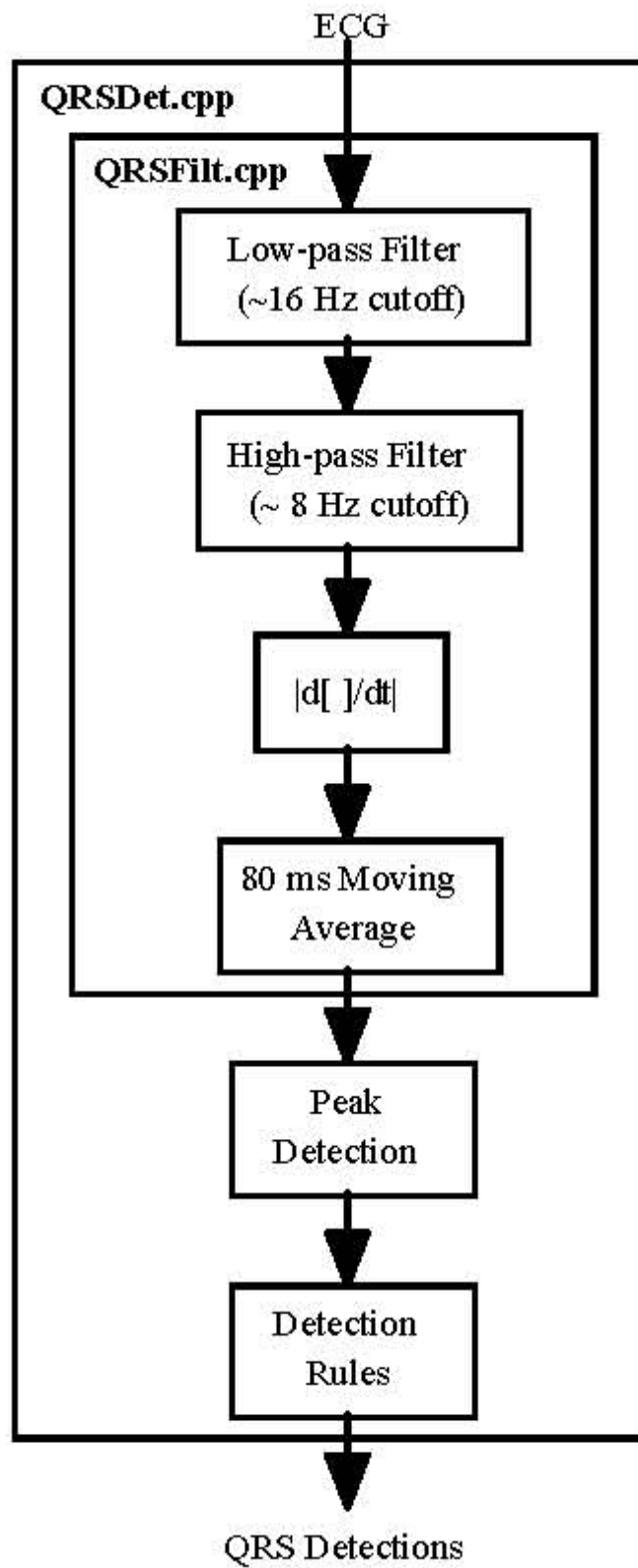
Στην εικόνα 4.2 φαίνονται οι βασικές λειτουργίες του αλγόριθμου ανίχνευσης παλμών. Ο αλγόριθμος μπορεί να χωριστεί σε δυο μέρη, τα φίλτρα και του κανόνες ανίχνευσης. Συνεπώς, η εφαρμογή αναλύεται σε δύο αρχεία **QRSFilt.cpp** που περιέχει τις εφαρμογές φίλτρων και το **QRSDet.cpp** που περιέχει την εφαρμογή κανόνα ανίχνευσης.

4.2.4.1 Φίλτρα

Χρησιμοποιούνται φίλτρα για να παράγεται μία (περιορισμένου χρόνου) εκτίμηση της ενέργειας στις συχνότητες του συμπλέγματος QRS. Αυτό επιτυγχάνεται με:

1. Φιλτράρισμα χαμηλής συχνότητας
2. Φιλτράρισμα υψηλής συχνότητας
3. Λήψη της παραγώγου
4. Λήψη της απόλυτης τιμής του σήματος

5. Υπολογισμός μέσου όρου της απόλυτης τιμής σε ένα παράθυρο 80 ms.



Εικ 4.2 Βασικές λειτουργίες QRSDet

4.3.4.2 Κανόνες ανίχνευσης

Αφότου έχει φιλτραριστεί το σήμα, η QRSDet ανιχνεύει τις αιχμές στο σήμα. Κάθε φορά που ανιχνεύεται μια αιχμή είναι ταξινομημένη ως είτε σύμπλεγμα QRS είτε θόρυβος, ή σώζεται για την πιο πρόσφατη ταξινόμηση. Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί το μέγιστο ύψος, τη μέγιστη θέση (σχετικά με την τελευταία αιχμή QRS), και το μέγιστο παράγωγο για να ταξινομήσει τις αιχμές.

Το ακόλουθο είναι μια περίληψη των βασικών κανόνων ανίχνευσης για τον αλγόριθμο:

1. Αγνοούνται όλες οι αιχμές που προηγούνται ή ακολουθούν των μεγαλύτερων αιχμών κατά λιγότερο από 200 ms.
2. Εάν μια αιχμή εμφανίζεται, ελέγχεται για να δειχθεί εάν το ακατέργαστο σήμα περιείχε και τις θετικές και αρνητικές κλίσεις. Εάν όχι, η αιχμή αντιπροσωπεύει μια μετατόπιση βασικών γραμμών.
3. Εάν η αιχμή εμφανίστηκε μέσα σε 360 ms ενός προηγούμενου ελέγχου ανίχνευσης, ελέγχεται εάν το μέγιστο παράγωγο στο ακατέργαστο σήμα ήταν το τουλάχιστον μισό μέγιστο παράγωγο της προηγούμενης ανίχνευσης. Εάν όχι, η αιχμή υποτίθεται ότι ήταν κύμα T.
4. Εάν η αιχμή είναι μεγαλύτερη από το κατώτατο όριο ανίχνευσης τότε λέγεται σύμπλεγμα QRS, διαφορετικά είναι θόρυβος.
5. Εάν κανένα QRS δεν έχει ανιχνευθεί μέσα σε 1.5 διαστήματα R-R, υπήρξε μια αιχμή που ήταν μεγαλύτερη από το μισό κατώτατο όριο ανίχνευσης, και η αιχμή ακολούθησε την προηγούμενη ανίχνευση κατά τουλάχιστον 360 ms, ταξινομείται εκείνη η αιχμή ως σύμπλεγμα QRS.

4.3 Απόδοση αλγορίθμου – λογισμικού

Το λογισμικό αυτό έχει δοκιμαστεί στη βάση αρρυθμίας του MIT/BIH. Σύμφωνα με τα [20]-[21]-[22], έχει ένα ποσοστό ευαισθησίας 99.69% και θετικού εντοπισμού 99.77%.

4.4 Τρόπος χρήσης λογισμικού

Πιο κάτω ακολουθεί ο τρόπος με τον οποίο χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό στο ήδη υπάρχον σύστημα. Επίσης περιγράφονται τα προβλήματα που υπήρξαν και ο τρόπος αντιμετώπισής τους.

4.4.1 Πρόβλημα στη χρήση του λογισμικού

Όπως προανέφερα, το λογισμικό αυτό, είναι γραμμένο σε ANSI C, κάτι που δεν είναι συμβατό με το .NET framework στο οποίο σχεδιάστηκε το ήδη υπάρχον λογισμικό του τοπικού σταθμού παρακολούθησης ασθενή. Συνεπώς, δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως έχει ο κώδικας με το υπάρχον project στο Visual Studio. Πιθανή λύση στο ζήτημα αυτό, ήταν είτε να μετατραπεί ο κώδικας από ANSI C, σε C#, κάτι πολύ επιρρεπές σε λάθη και πολύ χρονοβόρο. Ταυτόχρονα, εφόσον ήδη υπήρχε ο κώδικας, θεώρησα πως θα ήταν σπατάλη χρόνου να ασχοληθώ με την μετατροπή του κώδικα σε C#, παρά να βρω κάποιο τρόπο να χρησιμοποιήσω τον κώδικα ως είχε.

4.4.2 Μετατροπή λογισμικού σε DLL

Η επόμενη λύση που βρήκα, ήταν να μετατρέψω το λογισμικό σε μια βιβλιοθήκη DLL (Dynamic-Link Library), την οποία στη συνέχεια θα μπορούσα να ενσωματώσω στο ήδη υπάρχον σύστημα. Για να το πετύχω αυτό, δημιούργησα ένα νέο Visual C++ DLL project στο οποίο πρόσθεσα όλα τα αρχεία του λογισμικού (τα .c και τα .h αρχεία τα οποία προανέφερα) σαν existing resources. Για να μπορέσει κάποιος όμως να χρησιμοποιήσει συναρτήσεις (μεθόδους) οι οποίες υπάρχουν σε ένα DLL το οποίο ανήκει σε μη managed γλώσσα (όπως είναι η ANSI C), πρέπει να γίνουν export από το DLL. Η σύνταξη για αυτό έχει ως εξής:

```
extern "C" __declspec(dllexport) returnType nameOfFunction(paramType param1)
```

Εδώ βλέπουμε το πώς μπορεί κάποιος να εξάγει προς τα έξω το όνομα της συνάρτησης, η οποία θα είναι προσβάσιμη για όποιον έχει το DLL αρχείο το οποίο θα δημιουργηθεί. Η δήλωση αυτή πρέπει να γίνει τόσο στο .h αρχείο, όσο και στο .c αρχείο.

Για τη δική μου εφαρμογή, πρόσθεσα μόνο στα αρχεία *bdac.h* και *bdac.cpp*, τη δήλωση αυτή, για τις συναρτήσεις *beatdetectandclassify* και *resetBDAC* που ανέφερα προηγουμένως.

4.4.3 Εισαγωγή του DLL στο υπάρχον λογισμικό.

Όπως προανέφερα, το υπάρχον λογισμικό αναπτύχθηκε σε C#, Visual Studio 2005, .NET framework 2.0. Ο τρόπος με τον οποίο μπορεί κάποιος να έχει πρόσβαση σε συναρτήσεις/μεθόδους μέσω ενός DLL είναι με το να εισάγει το DLL σαν reference στο project. Το πρόβλημα εδώ είναι το ότι ενώ προσφέρεται η λειτουργία εισαγωγής DLL σαν reference, δεν μπορεί να εισαχθεί το DLL το οποίο δημιουργήσα, γιατί η γλώσσα προγραμματισμού στην οποία είναι γραμμένο (ANSI C), δεν είναι managed γλώσσα. Ως εκ τούτου, το Visual Studio δεν επιτρέπει την εύκολη εισαγωγή του DLL αυτού σαν reference.

Για να χρησιμοποιηθούν συναρτήσεις/μέθοδοι ενός DLL το οποίο δεν είναι γραμμένο σε managed γλώσσα προγραμματισμού σε managed περιβάλλον, όπως είναι το .NET framework / C#, πρέπει να γίνει η εισαγωγή του με κώδικα σε μία κλάση. Ο τρόπος με τον οποίο γίνεται αυτό, είναι με την εξής δήλωση:

```
[DllImport(_dllLocation)]  
visibility [static] extern returnType nameOfFunction(params);
```

Η δήλωση αυτή πρέπει να γίνει στην κλάση, με τον ίδιο τρόπο όπως δηλώνονται οι ιδιότητές (properties) της. Για παράδειγμα, στο visibility μπορεί κάποιος να δηλώσει private/public/protected και το static δεν είναι απαραίτητο. Το returnType καθορίζει τον τύπο της επιστροφής της συνάρτησης, και οι παράμετροι είναι οι ίδιες όπως και στην δήλωση της συνάρτησης στο αρχείο DLL.

Η συνάρτηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί τώρα, όπως οποιαδήποτε μέθοδος της

κλάσης, τοπικά (μέσα στην κλάση, εάν είναι private) ή εκτός κλάσης (invocation από άλλη κλάση, εάν είναι public/protected).

4.4.4 Πρόβλημα με Garbage Collector

Μετά την προσθήκη του DLL στο υπάρχον σύστημα, χωρίς να υπάρχει κάποια ένδειξη από το Visual Studio, η εκτέλεση του προγράμματος τερμάτιζε είτε με λάθος αποτέλεσμα (το κάλεσμα της `beatdetectandclassify` δεν επέστρεφε τίποτα) είτε με `unhandled exception`, λόγω διαίρεσης με μηδέν. Μετά από πολλές προσπάθειες `trial-and-error` κατάλαβα πως αυτό συνέβαινε όταν δεν καλούσα την `resetBDAC`, η οποία αρχικοποιεί τις στατικές μεταβλητές που χρησιμοποιεί η `beatdetectandclassify` όταν τρέχει. Κάποιες από αυτές μπορεί να πάρουν μηδενική τιμή από το λειτουργικό όταν δεν αρχικοποιηθούν, με αποτέλεσμα κάποιες φορές να λαμβάνεται το `division by zero exception`. Το ζήτημα εδώ, είναι πως καλούσα την `resetBDAC`.

Το πρόβλημα εδώ είναι πως στις `managed` γλώσσες, υπάρχει ο `garbage collector`, ο οποίος περιστασιακά τρέχει και συλλέγει όλες τις διευθύνσεις μνήμης οι οποίες είναι δεσμευμένες από το πρόγραμμα, και εάν δεν υπάρχει κάποια αναφορά σε αυτές (`handle`, όνομα μεταβλητής) τότε τις αποδεσμεύει. Επειδή στο DLL υπάρχουν δείκτες, λειτουργία που δεν έχει η C#, υποψιάστηκα πως ο `garbage collector` “μάζευε” την περιοχή της μνήμης που καταλάμβανε ο κώδικας στο DLL, με αποτέλεσμα να χάνονται οι στατικές μεταβλητές που χρησιμοποιεί η `beatdetectandclassify`.

Μετά από κάποια έρευνα, έμαθα πως με τη χρήση του `fixed statement` στη C#, μπορεί κάποιος να θέσει κάποιες εντολές/δηλώσεις στον κώδικα να μην επηρεάζονται από τον `garbage collector`, δίνοντας πάντα την ίδια διεύθυνση στη μνήμη για τις εντολές αυτές. Με τη χρήση του `fixed statement` λοιπόν, κατάφερα να ενσωματώσω στο τέλος τις λειτουργίες που προσφέρονται από το λογισμικό στο ήδη υπάρχον λογισμικό.

4.4.5 Τελική μορφή λογισμικού

Έχοντας λοιπόν αντιμετωπίσει τα προαναφερθέντα προβλήματα, έκρινα σωστό να δημιουργήσω μια κλάση η οποία θα είναι υπεύθυνη για τα πιο πάνω. Δηλαδή, την εισαγωγή του DLL, και το χειρισμό των δεικτών με το `fixed statement`. Η κλάση αυτή προσφέρει ευκολία σε μελλοντική χρήση της, εφόσον δεν χρειάζεται κάποιος να ξανακάνει τη δουλειά αυτή, παρά μπορεί να επαναχρησιμοποιήσει την ίδια, ως έχει (Πχ στο `server`, ή σε άλλη εφαρμογή). Για το λόγο αυτό, η κλάση αυτή, η οποία ονόμαστηκε `EcgAnalyzer`, προσφέρει τις λειτουργίες του DLL, χωρίς όμως ο επόμενος χρήστης να χρειάζεται να ασχοληθεί με τα όσα προανέφερα. Επίσης, για αποφυγή λαθών (εννοώ το να μην καλέσει κάποιος το `resetBDAC` και να υπάρξει το `division by zero exception`), με τη δημιουργία ενός αντικειμένου `EcgAnalyzer`, καλείται (με τον `default constructor`) η `resetBDAC`.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΑΔΑ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ

-
- 5.1 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος χωρίς αναμεταδότη
 - 5.2 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος με αναμεταδότη
 - 5.3 Μετρήσεις ασθενή χωρίς αναμεταδότη
 - 5.4 Μετρήσεις μπαταρίας
 - 5.5 Λήψη καρδιογραφήματος σε σενάριο πραγματικής χρήσης
-

Στα πλαίσια της δοκιμής του συστήματος έγιναν κάποιες μετρήσεις πακέτων που στέλνονται μέσω του ΑΔΑ. Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται οι μετρήσεις που έγιναν για την τεκμηρίωση της πρότασης. (Σημείωση: οι αισθητήρες λαμβάνουν καρδιογράφημα σε συχνότητα 200hz).

5.1 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος χωρίς αναμεταδότη

Για τις δοκιμές του συστήματος, το Εργαστήριο Ιατρικής Πληροφορικής έχει προμηθευτεί ένα προσομοιωτή καρδιογραφήματος. Κάποια πειράματα έγιναν με τη χρήση αυτού του προσομοιωτή, διότι ξέραμε πως σίγουρα παράγει σωστό καρδιογράφημα, για να μπορούμε να δοκιμάσουμε την ορθότητα της μεταφοράς των δεδομένων. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται πιο κάτω:

5.1.1 Μετρήσεις με τον πομπό στο ίδιο δωμάτιο με τη βάση

Κάποιες μετρήσεις έγιναν με τον πομπό στο ίδιο δωμάτιο με τη βάση, δείχνοντας έτσι το σενάριο του ασθενή να βρίσκεται στο ίδιο δωμάτιο με τη βάση. Δεν μπορούν

βέβαια οι μετρήσεις αυτές να δείξουν πραγματικό σενάριο ασθενή, διότι ο πομπός ήταν ακίνητος, κάτι που δεν συμβαίνει στην πραγματικότητα. Εν πάσει περιπτώσει, μας δείχνουν αρκετά για την απόδοση των αισθητήρων και αυτός ήταν ο σκοπός των πειραμάτων αυτών.

5.1.1.1 Μετρήσεις με τον πομπό να απέχει τρία μέτρα από τη βάση

Παρατηρείται πως δεν υπάρχει σημαντικό χάσιμο πακέτων και πως ο αισθητήρας δουλεύει μια χαρά.

Το πείραμα είχε διάρκεια 30 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 18127 παραληφθέντα πακέτα, 1049 επαναμεταδόσεις και 17 χαμένα πακέτα. Υπολογισμός χαμένων πακέτων ανά λεπτό: 0.56

5.1.1.2 Μετρήσεις με τον πομπό να απέχει πέντε μέτρα από τη βάση

Παρατηρείται πως και εδώ δεν υπάρχει σημαντικό χάσιμο πακέτων.

Το πείραμα είχε διάρκεια 30 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 17540 παραληφθέντα πακέτα, 1587 επαναμεταδόσεις και 62 χαμένα πακέτα. Υπολογισμός χαμένων πακέτων ανά λεπτό: 2.06

5.1.2 Μετρήσεις με τον πομπό σε διπλανό δωμάτιο από τη βάση

Το πείραμα αυτό έγινε για να δείξει την ικανότητα του αισθητήρα να στέλνει πακέτα σε πιο μεγάλη απόσταση, προσομοιώνοντας έτσι το σενάριο του ασθενή να βρίσκεται σε διπλανό δωμάτιο. Και πάλι, με το ίδιο σκεπτικό όπως και πριν, δεν μπορεί να παρομοιαστεί το πείραμα αυτό με πραγματικό ασθενή, όμως δεν ήταν αυτός ο σκοπός του εξ αρχής.

5.1.2.1 Μετρήσεις με τον πομπό να απέχει έξι μέτρα από τη βάση

Το πείραμα είχε διάρκεια 30 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 16269 παραληφθέντα

πακέτα, 5263 επαναμεταδόσεις και 348 χαμένα πακέτα. Υπολογισμός χαμένων πακέτων ανά λεπτό: 11.6

5.1.2.2 Μετρήσεις με παρόμοιο σενάριο, κλειστή πόρτα

Σε αυτό το πείραμα όλες οι παράμετροι ήταν οι ίδιες με το προηγούμενο, πλην του ότι σε αυτό η πόρτα που ενώνει τα δύο δωμάτια ήταν κλειστή.

Το πείραμα είχε διάρκεια 40 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 20548 παραληφθέντα πακέτα, 42429 επαναμεταδόσεις και 3553 χαμένα πακέτα. Υπολογισμός χαμένων πακέτων ανά λεπτό: 88.825

Παρατηρείται πως τα εμπόδια επηρεάζουν αισθητά την απόδοση της μετάδοσης των πακέτων.

5.1.3 Συγκεντρωμένα αποτελέσματα πρώτων πειραμάτων

Στον πίνακα 5.1 φαίνονται συγκεντρωμένα τα αποτελέσματα των πρώτων αυτών πειραμάτων:

	Διάρκεια	Πακέτα	Επαναλήψεις	Χαμένα	Χαμένα/Λεπτό
Πείραμα 1	30 λεπτά	18127	1049	17	0.56
Πείραμα 2	30 λεπτά	17540	1587	62	2.06
Πείραμα 3	30 λεπτά	16269	5263	348	11.6
Πείραμα 4	40 λεπτά	20548	42429	3553	88825

Πίνακας 5.1 Συγκεντρωμένα αποτελέσματα πρώτων πειραμάτων

5.2 Μετρήσεις με χρήση προσομοιωτή καρδιογραφήματος με αναμεταδότη

Σε αυτή την οικογένεια πειραμάτων, χρησιμοποιήθηκε και ένας αναμεταδότης, για να μελετήσουμε την απόδοση του ΑΔΑ με τη χρήση του, εφόσον το τι θέλουμε στο τέλος είναι να λειτουργεί το σύστημα με περισσότερους αναμεταδότες. Τα πειράματα αυτά δεν έγιναν με σκοπό να δείξουν πραγματικό σενάριο χρήσης, παρά μόνο για να μελετήσουμε την απόδοση του αναμεταδότη. Ο χώρος που διεξάχθηκαν τα πειράματα

δεν προσφερόταν για πραγματικό σενάριο (στα ερευνητικά εργαστήρια της Σχολής Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου, Γ πτέρυγα, 2ος όροφος κτιρίου ΘΕΕ001), διότι δεν μοιάζει με οικία, η οποία θα αποτελεί τον τελικό χώρο χρήσης.

5.2.1 Μετρήσεις με πομπό να απέχει πέντε μέτρα από τον αναμεταδότη (ίδιο δωμάτιο), ο οποίος απέχει πέντε μέτρα από τη βάση και χωρίζονται με δύο τοίχους

Με τη χρήση αναμεταδότη τα αποτελέσματα που λαμβάνονται έχουν διαφορετική μορφή από τα προηγούμενα πειράματα. Εάν τα δούμε ανεξάρτητα (πομπός, αναμεταδότης) τότε θα έχουν ως εξής:

Το πείραμα είχε διάρκεια 60 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 35495 παραληφθέντα πακέτα κατευθείαν από το πομπό, 56549 επαναμεταδόσεις και 22001 χαμένα πακέτα. Ταυτόχρονα όμως, ο αναμεταδότης είχε 7071 πακέτα τα οποία επαναμετάδοσε. Επειδή όμως οι αριθμοί αυτοί δεν είναι εύκολα κατανοητοί, δοκίμασα να δω την κυματομορφή που παράγεται με το δείγμα αυτό. Το αποτέλεσμα δείχνει πως η τιμές που λαμβάνονται παράγουν σωστή κυματομορφή (σωστού καρδιογραφήματος).

5.2.2 Μετρήσεις με πομπό να απέχει τέσσερα μέτρα από τον αναμεταδότη (χωρίζονται με τοίχο) ο οποίος απέχει οκτώ μέτρα από τη βάση (επίσης χωρίζονται με τοίχο)

Παρόμοια με πιο πάνω έχουμε ως εξής:

Το πείραμα είχε διάρκεια 30 λεπτών, στα οποία υπήρχαν 20175 παραληφθέντα πακέτα κατευθείαν από το πομπό. Ταυτόχρονα όμως, ο αναμεταδότης είχε 19452 πακέτα τα οποία επαναμετάδοσε. Και πάλι, επειδή οι αριθμοί αυτοί δεν είναι εύκολα κατανοητοί, δοκίμασα να δω την κυματομορφή που παράγεται με το δείγμα αυτό. Το αποτέλεσμα δείχνει πως η τιμές που λαμβάνονται επίσης παράγουν σωστή κυματομορφή (σωστού καρδιογραφήματος).

5.3 Μετρήσεις ασθενή χωρίς αναμεταδότη

Σε αυτό το πείραμα προσπάθησα να δείξω σενάριο πραγματικής χρήσης. Αυτό το έκανα χρησιμοποιώντας τη συσκευή στο άτομο μου. Το πείραμα έγινε στο σπίτι μου, στο ίδιο δωμάτιο με τη βάση. Το πείραμα είχε διάρκεια 60 λεπτών, κατά τη διάρκεια των οποίων δεν ήμουν ακίνητος συνεχώς, αλλά έκανα και κάποιες δραστηριότητες (πχ μελετούσα κιθάρα, ή διάβαζα). Σε αυτή τη διάρκεια υπήρχαν 31616 πακέτα, 59662 αναμεταδόσεις και 6718 χαμένα πακέτα. Παρατηρούμε πως φαίνεται έντονα η διαφορά μεταξύ του προσομοιωτή καρδιογραφήματος και του ανθρώπου, καθώς υπάρχει περισσότερος θόρυβος λόγω κίνησης και λόγω μη σταθερών δυναμικών που έχει ο άνθρωπος. Πάλι όμως, η γραφική απεικόνιση του καρδιογραφήματός μου ήταν φυσιολογική, και αυτό οφείλεται στη σχετικά ψηλή συχνότητα λήψης του σήματος.

5.4 Μετρήσεις μπαταρίας

Κάτι που έπρεπε επίσης να δοκιμάσουμε είναι η αυτονομία της συσκευής. Όλα τα πειράματα τα έκανα με επαναφορτιζόμενες μπαταρίες, οι οποίες από τη φύση τους έχουν πιο λίγη τάση παρά οι κανονικές μπαταρίες. Αυτό όμως δεν είναι πρόβλημα, διότι σύμφωνα με τη Crossbow (όπως μου εξήγησαν από τη SignalGenerix), όταν οι μπαταρίες έχουν λιγότερη τάση, δεν παράγουν λάθος αποτελέσματα οι αισθητήρες, αλλά δεν λειτουργούν καθόλου. Εφόσον σε όλα τα πειράματα λάμβανα μετρήσεις, σημαίνει πως οι μπαταρίες που χρησιμοποιήθηκαν είχαν πιο ψηλή τάση από το κατώτατο όριο.

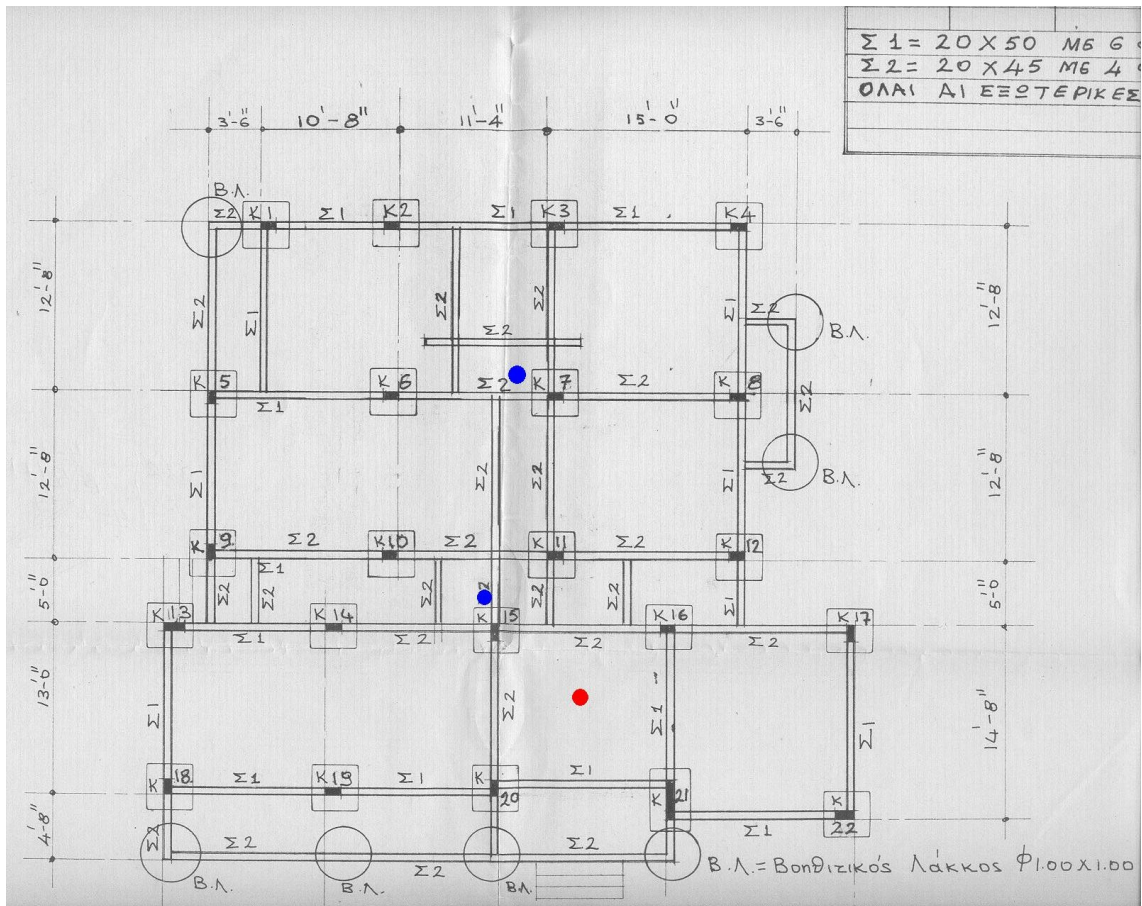
Για να δοκιμάσω λοιπόν την αυτονομία της συσκευής, χρησιμοποιήθηκαν μη επαναφορτιζόμενες αλκαλικές μπαταρίες. Το πείραμα ήταν πολύ απλό. Απλώς ήταν ενεργοποιημένη η συσκευή, και παρακολουθούσα περιστασιακά τις ενδείξεις της μπαταρίας. Μετά από δύο μέρες (48 ώρες ακριβώς) η ένδειξη της μπαταρίας, (η οποία είναι σε Volts) από 3,0 έπεσε σε 2,0, χωρίς όμως να σταματήσει να λειτουργεί ο πομπός. Το πείραμα συνεχίστηκε μέχρι και την τέταρτη μέρα.

5.5 Λήψη καρδιογραφήματος σε σενάριο πραγματικής χρήσης

Αν και οι πιο πάνω μετρήσεις που αφορούν το ΑΔΑ είναι πολύ σημαντικές και

απαραίτητες για την τεκμηρίωση της λειτουργικότητας του συστήματος, έκρινα σωστό να γίνει χρήση του συστήματος σε χώρο όπου θα μπορούσε πραγματικά να χρησιμοποιηθεί το σύστημα. Για το σενάριο αυτό, επέλεξα το σπίτι μου σαν χώρο μέτρησης. Χρησιμοποίησα δύο αναμεταδότες. Επίσης, για να μοιάζει περισσότερο με πραγματική χρήση, στο σενάριο αυτό ανέλαβα το ρόλο του ασθενή, θέλοντας έτσι να δω κατά πόσο το σύστημα έχει τη δυνατότητα λήψης καρδιογραφήματος από άνθρωπο (όχι από τον προσομοιωτή) την ώρα που ο ασθενής κινείται. Το πείραμα αυτό είχε διάρκεια 60 λεπτών, στα οποία περπατούσα τυχαία σε όλο το σπίτι. Έκανα πρώτα αρκετές δοκιμές, μέχρι να βρω κάποια σημεία στα οποία να βάλω τους αναμεταδότες, έτσι ώστε να πετύχω καλύτερη λήψη σε όλο το σπίτι. Το σπίτι έχει έκταση διακοσίων τετραγωνικών μέτρων.

Το αποτέλεσμα των μετρήσεων αυτών δείχνει πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί το σύστημα σε πραγματικό σενάριο χρήσης. Η κυματομορφή του καρδιογραφήματος ήταν φυσιολογική, με λογικά ποσοστά θορύβου. Το λογισμικό ανάλυσης καρδιογραφήματος μπορεί να αναλύσει το δικό μου καρδιογράφημα (απλώς παίρνω την ένδειξη NORMAL), οπότε τα επίπεδα θορύβου είναι ανεκτά. Ίσως με ακόμη ένα αναμεταδότη να είχα καλύτερα αποτελέσματα.



Εικ 5.1 Σχέδιο σπιτιού με αναμεταδότες / βάση

Στην εικόνα 5.1 φαίνεται η τοποθεσία της βάσης (του υπολογιστή – κόκκινο σημάδι) και η τοποθεσία του κάθε αναμεταδότη (μπλε σημάδι). Προσπάθησα να έχω τους αναμεταδότες και το gateway της βάσης στην ιδανική θέση, έτσι ώστε η αντένα τους να έχει το ίδιο ύψος και κατεύθυνση με την αντένα της συσκευής του ασθενή, πετυχαίνοντας έτσι καλύτερη λήψη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

6.1 Συμπεράσματα

6.2 Άμεση μελλοντική εργασία

6.3 Μελλοντική εργασία

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει μια επισκόπηση των συμπερασμάτων και στο που οδηγούν τα συμπεράσματα αυτά. Επίσης θα δούμε κάποιες αλλαγές/προσθήκες που μπορεί να γίνουν στο σύστημα.

6.1 Συμπεράσματα

Όπως είδαμε από τις μετρήσεις, το σύστημα αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Ο αλγόριθμος της ανάλυσης δουλεύει (τον έχω δοκιμάσει με τον προσομοιωτή καρδιογραφήματος, ο οποίος παράγει και καρδιογράφημα με αρρυθμίες). Στο πρόγραμμα παράγεται μια αναλυτική αναφορά, η οποία περιγράφει το κάθε σύμπλεγμα QRS ως φυσιολογικό ή όχι. Αν και όπως είδα, η συσκευή αυτή έχει αρκετό θόρυβο όταν συνδέεται στον άνθρωπο, ο αλγόριθμος αυτός έχει κάποια φίλτρα τα οποία αντιμετωπίζουν το θόρυβο, και κάποιες άλλες τεχνικές (περιγράφονται στο κεφάλαιο 4), έτσι ώστε να μπορεί να εντοπίσει κανονικά τα συμπλέγματα QRS.

Επίσης, το ασύρματο δίκτυο αισθητήρων, έχει αρκετή λήψη, αφού με μόνο δύο αναμεταδότες, κατάφερα να καλύψω όλο μου το σπίτι, και να λαμβάνω κανονικά το καρδιογράφημά μου. Συνεπώς, αυτό που μπορεί κάποιος να δει, είναι πως το σύστημα αυτό μπορεί να βρει εφαρμογή πραγματικής χρήσης πολύ σύντομα.

6.2 Άμεση μελλοντική εργασία

Σύμφωνα με τη Signal Generix, μια πολύ μικρή αλλαγή στους αισθητήρες μπορεί να δώσει πολύ περισσότερη λήψη στους αισθητήρες. Οι αντένες που έχουν οι αισθητήρες μπορούν να αλλάξουν άμεσα, και οι νέες αντένες μπορούν μέχρι και να τριπλασιάσουν τη λήψη. Αυτό είναι κάτι το οποίο μπορεί να βοηθήσει πολύ στη μείωση των χαμένων πακέτων και των επαναμεταδόσεων, κάτι το οποίο βαρυσφορτώνει το δίκτυο.

Η συσκευή η ίδια, επίσης σύμφωνα με τη Signal Generix θα γίνει πιο μικρή σε μέγεθος, εφόσον η συσκευή που είχαμε μέχρι τώρα ήταν απλώς ένα πρωτότυπο για να μπορεί κάποιος να δουλεύει. Το μέγεθος της συσκευής είναι αρκετά μεγάλο, και δεν είναι λειτουργικό για ένα παιδί ηλικίας μέχρι δέκα χρόνων.

Μια παρατήρηση που έκανα έχει σχέση με τον αλγόριθμο ανάλυσης. Χρειάζεται αρκετή υπολογιστική ισχύ για να του δώσει κάποιος ένα εύρος χρόνου για να αναλύσει. Μέχρι στιγμής, σύμφωνα με προσωπικές μετρήσεις που έκανα, ο καλύτερος τρόπος που βρήκα ήταν να γίνεται σε πραγματικό χρόνο η ανάλυση, μόλις λαμβάνεται δηλαδή το καρδιογράφημα να καλείται η `beatdetectandclassify` και να αποθηκεύεται και στον `analyzedEcgBySample` πίνακα το αναλυμένο καρδιογράφημα. Αυτό όμως αλλάζει την αρχική ιδέα η οποία έλεγε πως θα γίνεται η ανάλυση στον `server`. Εάν είναι δύσκολο για έναν υπολογιστή να αναλύει το καρδιογράφημα, πιστεύω πως θα είναι ακόμη πιο δύσκολο για ένα `server` να αναλάβει την ανάλυση όλων των καρδιογραφημάτων όλων των ασθενών. Οπότεν θα πρέπει να δημιουργηθεί ακόμη μια λειτουργία στο `server` η οποία θα είναι υπεύθυνη να λαμβάνει την αναφορά που παράγεται στον τοπικό σταθμό παρακολούθησης ασθενή.

6.3 Μελλοντική εργασία

Κάποιες φορές είχα προσέξει πως χάνονταν κάποια πακέτα λόγω συμφόρησης στο `serial port`. Αυτό οφείλεται καθαρά στο πολύ χαμηλό `bandwidth` που έχει το `port` αυτό. Υπάρχει ακόμα μια έκδοση του `gateway` η οποία αντί για `serial port` έχει `USB 2.0`

port για σύνδεση με τον υπολογιστή. Με ψηλότερο bandwidth στο port σίγουρα θα δεν θα υπάρχει η ίδια συμφόρηση που υπάρχει στο serial port. Αυτή είναι μια ιδέα που είχαμε με το Μάριο Μιλή της Signal Generix η οποία δεν είναι και τόσο δύσκολη στην υλοποίηση. Έχει όμως κάποια δουλειά που πρέπει να γίνει.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] S. Strode, S. Gustke and Allen, A Technical and Clinical Progress in Telemedicine Journal of American Medical Association, pp 1-3, 1999.
- [2] T. Wheeler, Strategies for delivering tele-home care-provider profiles Telemedicine Today, pp 1-5, 1998.
- [3] Ian F. Akyildiz, Weilian Su, Yogesh Sankarasubramaniam, and Erdal Cayirci, A Survey on Sensor Networks, pp 2-5, IEEE 2002.
- [4] Deborah Dakins R Market Targets 1997 Telemedicine Magazine, Miller Freeman Inc, pp 1-4, 1997.
- [5] Schradling WA, Stein S, Eitel DR, Grove L, Horner L, Stechkert G, Sabulsky NK, Ogden CS and Hess DR. An Evaluation Of Automated Defibrillation And Manual Defibrillation By Emergency Medical Technicians In A Rural Setting Am J Emerg Med, pp 2-5, 1993.
- [6] M. Shuster, JL. Keller, Effect Of Fire Department First-Responder Automated Defibrillation Annals Emerg Med, pp 1-4, 1993.
- [7] C. Pattichis, E. Kyriacou, S. Voskarides, M. Pattichis, R. Istepanian, C. Schizas, Wireless Telemedicine Systems: An Overview IEEE Antennas & Propagation Magazine, pp 1-4, 2002.
- [8] P. Giovas, D. Papadogiannis, D. Thomakos, Transmission Of Electrocardiograms From A Moving Ambulance Journal of Telemedicine and Telecare, pp 2-4, 1998.
- [9] V. Shnayder, B. Chen, K. Lorincz, R. Thaddeus, F. Jones, M. Welsh, Division of Engineering and Applied Sciences Harvard University: Sensor Networks for Medical Care 2005, pp 1-6, 2004.
- [10] K. Αυγίκος, Αρρυθμίες, DOI = health.in.gr/news/article.asp?lngArticleID=41907
- [11] Αρρυθμίες, DOI = incardiology.gr/pathiseis_arrhythmies/index.htm
- [12] Φυσιολογία της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογράφημα, N.T.U.A Biomedical Engineering Lab, DOI = www.biomed.ntua.gr
- [13] Crossbow Technology, Revolutionary Wireless Sensors and Inertial Systems, DOI = www.xbow.com.

- [14] Crossbow Technology, MPR-MIB Users Manual DOI = http://www.xbow.com/Support/Support_pdf_files/MPRMIB_Series_Users_Manual.pdf, pp 10-55, 2007.
- [15] C. Nainil, C. Chheda, Electronic Medical Records and Continuity of Care Records – The utility Theory, pp 2-6, 2004.
- [16] E. Kyriacou, C. Pattichis, M. Pattichis, A. Jossif, L. Paraskeva, A. Konstantinides, D. Vogiatzis, An m-Health Monitoring System for Children with Suspected Arrhythmias, pp 1- 4, 2007.
- [17] E. Kyriacou, C. Pattichis, M. Pattichis, A. Jossif, L. Paraskeva, D. Hoplaros, D. Vogiatzis, A Wireless System for Monitoring of Children with Suspected Arrhythmias, pp 1- 7, 2009.
- [18] G. Moody, R. Mark, The Impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database, 2001
- [19] B. Kohler, C. Hennig, R. Orglmeister, The Principles of Software QRS Detection
- [20] J. Pan and W. J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32(3):230-236, 1985.
- [21] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-33(12):1157-1165, 1986.
- [22] Open Source Arrhythmia detection Software DOI = <http://www.eplimited.com>