

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**ΣΧΕΔΙΟ ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗΣ
ΑΤΟΜΙΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Μάιος 2015

Ατομική Διπλωματική Εργασία

**ΑΝΑΛΥΣΗ
ΤΗΛΕΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ**

Γιάννης Κωνσταντίνου

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Μάιος 2015

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

ΑΝΑΛΥΣΗ
ΤΗΛΕΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ

Γιάννης Κωνσταντίνου

Επιβλέπων Καθηγητής
Κωνσταντίνος Παττίχης

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

Μάιος 2015

Ευχαριστίες

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες σε όλους αυτούς τους ανθρώπους που συνέβαλαν στο να φέρω εις πέρας την παρούσα διπλωματική εργασία. Πρώτα απ' όλα θέλω να ευχαριστώ τον επιβλέπων καθηγητή Δρ. Κωνσταντίνο Παττίχη για την καθοδήγηση, την υπομονή και την πολύτιμη βοήθεια που μου πρόσφερε από την αρχή μέχρι και την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής.

Τέλος θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην οικογένεια μου και στους φίλους μου για την αμέριστη συμπαράσταση, ηθική υποστήριξη, βοήθεια και προ πάντων κατανόηση και ανοχή καθ' όλο το χρονικό διάστημα των σπουδών μου.

Περίληψη

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.

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

Στην εργασία αυτή λοιπόν σκοπός είναι η επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αρχικά, γίνεται μια αναφορά για την τεχνολογία στην ιατρική τους και τους λόγους που οδήγησαν στην ραγδαία ανάπτυξή της. Έπειτα, δίνονται ορισμοί για την καρδιά τον καρδιακό κύκλο και επεξήγηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στη συνέχεια έχουμε μια σύντομη περιγραφή στον διαδικτυακό χώρο της Fi-star και στο έργο της και μια ανασκόπηση σε προηγούμενα παρόμοια συστήματα σχετικά με τη βιοϊατρική και καρδιογραφήματα. Αναφορά γίνεται ακόμη και στις γνώσεις που απαιτούνται και που χρειαζόμαστε για την ολοκλήρωση της διπλωματικής είτε αυτές αφορούν καταγραφή καρδιογραφήματος είτε γλώσσες προγραμματισμού και εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν. Ακολούθως, έχουμε το κομμάτι της ανάλυσης των προδιαγραφών και των απαιτήσεων του συστήματος και την επισκόπηση του κώδικα και όσο το δυνατό καλύτερη και αναλυτικότερη περιγραφή του ούτως ώστε να καταλάβει ο αναγνώστης το σκεπτικό κάθε

συνάρτησης κλάσης μεταβλητής που χρησιμοποιήθηκε αλλά και ούτως ώστε να γίνει πιο εύκολη η κατανόηση από πιθανό προγραμματιστή που θα θελήσει στο μέλλον να κάνει οποιαδήποτε αλλαγή ή επέκταση της εφαρμογής.

Τέλος, έχουμε παρουσίαση αρκετών στιγμιότυπων από τις οθόνες του συστήματός μας και καταλήγουμε σε συμπεράσματα που πάρθηκαν από την όλη πορεία της έρευνας και της μελέτης προβλήματα που παρουσιάστηκαν κατά την υλοποίηση του κώδικα και μελλοντικές εργασίες που σκεφτήκαμε αλλά λόγω έλλειψης είτε χρόνου είτε γνώσεων ήταν αδύνατο να υλοποιηθούν.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1	Εισαγωγή	9
1.1	Γενική Εισαγωγή	9
1.2	Στόχος Διπλωματικής Εργασίας	11
1.3	Δομή Διπλωματικής Εργασίας	12
Κεφάλαιο 2	Περιγραφή προβλήματος και ανασκόπηση Βιβλιογραφίας	13
2.1	Περιγραφή βασικών εννοιών της καρδίας	13
2.2	Περιγραφή βασικών εννοιών του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος	15
2.3	Περιγραφή υπάρχοντος συστήματος Fi-Star	22
2.4	Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας – Άλλα παρόμοια Συστήματα	23
Κεφάλαιο 3	Απαιτούμενη Γνώση και Τεχνολογίες	29
3.1	Απαιτούμενες Γνώσεις για καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος	29
3.2	Απαιτούμενες Γνώσεις για γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού	30
Κεφάλαιο 4	Ανάλυση Απαιτήσεων, Προδιαγραφές	34
4.1	Φάση Απαιτήσεων	34
4.2	Φάση Προδιαγραφών	36
Κεφάλαιο 5	Σχεδιασμός Συστήματος, Υλοποίηση	39
5.1	Εισαγωγή	39
5.2	Περιγραφή Αλγορίθμου Hamilton & Tompkins	41
5.3	Επισκόπηση Κώδικα	46
5.4	Οθόνες τελικού συστήματος	55
Κεφάλαιο 6	Συμπεράσματα – Μελλοντική εργασία	58
6.1	Συμπεράσματα	58
6.2	Μελλοντική εργασία	59

Βιβλιογραφία	60
Παράρτημα Α'	61
Εγχειρίδιο χρήσης ECG Viewer	61
Παράρτημα Β'	65
Εγχειρίδιο χρήσης Android Application	65

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

- 1.1 Γενική Εισαγωγή
 - 1.2 Στόχος Διπλωματικής Εργασίας
 - 1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας
-

1.1 Γενική Εισαγωγή

Παράλληλα με τις ραγδαίες εξελίξεις στην τεχνολογία και πιο συγκεκριμένα στην επιστήμη των ηλεκτρονικών υπολογιστών, την επιστήμη της πληροφορίας, μεγάλη πρόοδος σημειώθηκε και στον τομέα της επικοινωνίας. Επιπρόσθετα, την τελευταία δεκαετία, διάφορες κοινωνικές πολιτικές και ραγδαίες οικονομικές αλλαγές έχουν επηρεάσει την εξέλιξη της παροχής φροντίδας υγείας. Πιο συγκεκριμένα μπορούμε να αναφερθούμε στις δημογραφικές αλλαγές, στο αυξημένο κόστος υπηρεσιών, στις απαιτήσεις για καλύτερη ποιότητα, στο άνοιγμα νέων αγορών, αλλά και στις κοινωνικές πιέσεις για ισότιμες παροχές. Ειδικότερα αν αναφερθούμε στον τομέα της υγείας παρατηρούμε γήρανση του πληθυσμού καθώς επίσης και μεγάλη αύξηση των ατόμων με χρόνιες ασθένειες και μεγάλα προβλήματα κινητικότητας. Ακόμα το μεγάλο κόστος κάποιων εξειδικευμένων μηχανημάτων, η έλλειψη προσωπικού και η αδυναμία στελέχωσης μονάδων υγείας σε απομακρυσμένες περιοχές καθιστά απαραίτητη την αναζήτηση πολλών υπηρεσιών σε κάποιο κεντρικό νοσοκομείο που διαθέτει τα απαραίτητα μέσα. Ο συνδυασμός όλων αυτών των παραγόντων οδήγησε στην υλοποίηση συστημάτων τηλεϊατρικής.

Η τηλεϊατρική αναφέρεται στην εφαρμογή των σύγχρονων τεχνολογιών, των τηλεπικοινωνιών και της πληροφορικής για να προσφέρει σε ασθενείς κλινική βοήθεια από απόσταση. Η χρήση των νέων τεχνολογιών επιτρέπει την εύκολη επικοινωνία του ιατρού με τον ασθενή μέσω της μετάδοσης ήχου και εικόνας. Με πιο απλά λόγια η τηλεϊατρική συνδυάζει την τεχνολογία με την ιατρική θέτοντας τις δυνατότητες της πρώτης στην διάθεση της δεύτερης.

Η λέξη «τηλεϊατρική» είναι σύνθετη, αποτελούμενη από το πρόθεμα «τηλε», που σημαίνει «εξ' αποστάσεως», και τη λέξη «ιατρική» και νοσηματοδοτεί την εξ' αποστάσεως άσκηση της. Φυσικά ο παραπάνω ορισμός δεν είναι πλήρης, ούτε διασαφηνίζει τον τρόπο-μέσο, με τον οποίο

παρέχεται η ιατρική πληροφορία τόσο από τον ασθενή προς τον ιατρό όσο και μεταξύ των επαγγελματιών υγείας.

1.1.1 Κατηγορίες τηλεϊατρικής

Η τηλεϊατρική χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία είναι η αποθήκευση – προώθηση, η δεύτερη κατηγορία είναι η απομακρυσμένη παρακολούθηση και η τρίτη κατηγορία είναι οι διαδραστικές υπηρεσίες. Η αποθήκευση και προώθηση τηλεϊατρικής εμπεριέχει ιατρικά δεδομένα, όπως ιατρικές φωτογραφίες, καρδιογραφήματα κ.ά. τα οποία μεταφέρονται μέσω των νέων τεχνολογιών στον ειδικό ιατρό για να εκτιμήσει την κατάσταση του αρρώστου και να δώσει την κατάλληλη θεραπεία. Η απομακρυσμένη παρακολούθηση επιτρέπει την από μακριά παρατήρηση του ασθενούς. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται κυρίως για χρόνια νοσήματα (καρδιοπάθειες, άσθμα, διαβήτη κ.ά). Ο όρος διαδραστική τηλεϊατρική παρέχει τη δυνατότητα άμεσης επικοινωνίας μεταξύ του ασθενούς και του θεράποντος ιατρού.

1.1.2 Ανάγκες που καλύπτει η τηλεϊατρική

Η τηλεϊατρική μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε απομονωμένες και απομακρυσμένες από της πόλεις περιοχές, όπως νησιά, χωριά, κτλ. που διαθέτουν χαμηλή ποιότητα παροχής ιατρικών υπηρεσιών και έλλειψη στην στελέχωση των υπάρχοντων ιατρικών μονάδων εάν και εφόσον αυτές υπάρχουν. Επίσης αποδεικνύεται πολύ χρήσιμη στη ναυσιπλοΐα για τη διάγνωση και ιατρική βοήθεια από απόσταση σε ασθενείς που βρίσκονται σε πλοία, κρουαζιερόπλοια, κλπ. και προφανώς δε διαθέτουν ειδικευμένο ιατρικό προσωπικό. Χρησιμοποιείται για την κατ' οίκον νοσηλεία, σε συμβουλευτικές μονάδες προς γιατρούς, για τις ανάγκες της τηλεεκπαίδευσης και για την κάλυψη σπάνιων ειδικοτήτων γιατρών. Επίσης, μπορεί να καλύψει και να προλάβει επείγοντα περιστατικά που χρειάζονται άμεση επέμβαση και βοήθεια από κάποιο ειδικό, συνήθως σε κινητούς σταθμούς - ασθενοφόρα.

Με βάση τις ανάγκες που αναφέραμε προηγουμένως και τα υπάρχοντα κίνητρα έχουν υπάρξει αρκετές προσπάθειες στο παρελθόν 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 αργότερα βαθύτερα στη βιομηχανία. Έχοντας αναλύσει τις διάφορες υπάρχουσες λύσεις μέσα από αυτή την εργασία θα έρθουμε να

επεκτείνουμε και να συνενώσουμε την μέχρι στιγμής υπάρχουσα δουλειά έτσι ώστε να μπορέσουμε να προσφέρουμε στον κόσμο το πιο πολύτιμο αγαθό την υγεία.

1.2 Στόχος Διπλωματικής Εργασίας

Η ραγδαία ανάπτυξη της Ιατρικής Πληροφορικής και της Βιοπληροφορικής και η ταχεία εξάπλωση της χρήσης τους στις Επιστήμες Υγείας (Ιατρική, Βιολογία, Βιοτεχνολογία) δημιουργεί νέες προκλήσεις για δημιουργία πληθώρας εφαρμογών που αφορούν την Τεχνολογία και την Ιατρική.

Καθημερινά, περισσότερο από ένα δισεκατομμύριο άνθρωποι έχουν μαζί τους φορητές υπολογιστικές συσκευές, που έχουν αισθητήρες και σύνδεση στο Διαδίκτυο. Ουσιαστικά οι συσκευές αυτές είναι τα κινητά τηλέφωνα και tablets που στις μέρες μας έχουν πραγματικά μετατραπεί σε φορέσιμους ηλεκτρονικούς υπολογιστές οι οποίοι έχουν αισθητήρες για την ανίχνευση ήχου, εικόνων, κίνησης τους σώματος και φωτισμού, ασφαλή σύνδεση στο Διαδίκτυο και τη δυνατότητα για κατέβασμα (download) και ανέβασμα (upload) αρχείων εικόνας και ήχου. Η παρούσα διπλωματική έχει ως γενικό σκοπό την ανάλυση του καρδιογραφήματος. Αρχικά έχουμε τη λήψη του ΗΚΓ και παράλληλα την κατανόηση και επεξήγησή των σημάτων του. Ακολούθως πρέπει να δημιουργήσουμε μία βάση μέσα στον Open Source διαδικτυακό χώρο Fi-Star στην οποία θα αποστέλλονται τα ΗΚΓ από τους «ασθενείς» και θα τα λαμβάνουν οι αντίστοιχοι «γιατροί» ούτως ώστε να μπορούν να ανταποκριθούν άμεσα προσφέροντας τις υπηρεσίες τους σε επείγοντα περιστατικά εκτάκτου ανάγκης. Ακόμη αυτή η αυτοματοποίηση και η εξέλιξη στην μετάδοση ιατρικών πληροφοριών καταπολεμά προβλήματα όπως επείγον περιστατικό σε απομακρυσμένη περιοχή ή κούραση και μεγάλο φόρτο εργασίας του ιατρικού προσωπικού παράγοντες που μπορεί να σταθούν κατασταλτικοί για την άμεση θεραπεία του ασθενή.

Η ορθότητα, ακεραιότητα, ευχρηστία και αξιοπιστία αποτελούν εξίσου σημαντικούς παραμέτρους κατά τη διάρκεια ανάπτυξης του συστήματος γιατί το σύστημα τυγχάνει μεγάλου βαθμού σοβαρότητας λόγω του ότι έχει να κάνει με την ανθρώπινη υγεία αλλά επιπλέον γιατί λειτουργεί σε πραγματικό χρόνο

1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας

Η διπλωματική εργασία θα ακολουθήσει την πιο κάτω δομή:

- Κεφάλαιο 2: Το κεφάλαιο 2 παρέχει περιγραφή της βασικής έννοιας του προβλήματος που θα μελετήσουμε, δηλαδή της καρδίας και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και γίνεται αναφορά σε προηγούμενη δουλειά που έγινε στο τομέα που αναφέρεται η διπλωματική μας εργασία.
- Κεφάλαιο 3: Στο κεφάλαιο 3 θα γίνει περιγραφή και ανάλυση των απαιτούμενων γνώσεων και τεχνολογιών.
- Κεφάλαιο 4: Στο κεφάλαιο 4 θα γίνει ανάλυση απαιτήσεων και προδιαγραφών.
- Κεφάλαιο 5: Στο κεφάλαιο 5 θα γίνει ο σχεδιασμός και η υλοποίηση του συστήματος.
- Κεφάλαιο 6: Στο κεφάλαιο 6 θα λάβει μέρος η αξιολόγηση του συστήματος όπου και θα συζητηθούν τα αποτελέσματα.
- Κεφάλαιο 7: Στο κεφάλαιο 7 θα καταγραφούν τα συμπεράσματα της διπλωματικής εργασίας και θα προταθούν εισηγήσεις για μελλοντική εργασία.

Κεφάλαιο 2

Περιγραφή προβλήματος και ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

- 2.1 Περιγραφή βασικών εννοιών της καρδιάς
 - 2.2 Περιγραφή βασικών εννοιών του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος
 - 2.3 Περιγραφή του υπάρχοντος συστήματος Fi-Star
 - 2.4 Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας – Άλλα παρόμοια Συστήματα 1
-

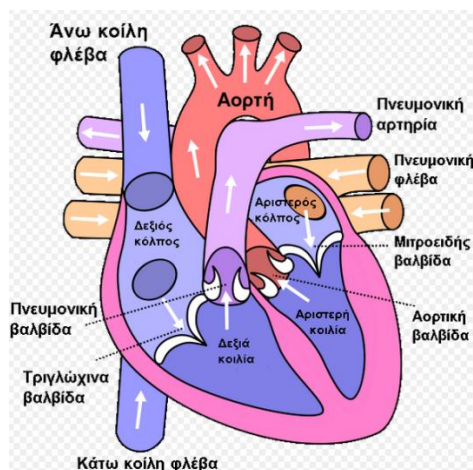
2.1 Περιγραφή βασικών εννοιών της καρδιάς

Η καρδιά είναι κοίλος μυς που δίνοντας στο αίμα πίεση, το κάνει να κυκλοφορεί στο εσωτερικό των αρτηριών, με τέτοιο τρόπο, ώστε να φτάνει σε όλα τα όργανα. Είναι κάτι σαν «αντλία» που παίρνει το αίμα από τις φλέβες, στις οποίες βρίσκεται σε χαμηλή πίεση και το στέλνει στις αρτηρίες με υψηλή. Η καρδιά αποτελείται από ένα ειδικό τύπο σκελετικού μυ που βρίσκεται μόνο σε αυτή και αποκαλείται καρδιακός μυς και αποτελεί το μυοκάρδιο. Η καρδιά χαρακτηρίζεται από την ικανότητα να συστέλλεται χωρίς εξωτερικό ερέθισμα καθώς υπάρχει ειδικό ηλεκτρικό σύστημα. Η βηματοδοτική λειτουργία της καρδιάς διαδραματίζει τρεις μείζονες ρόλους:

- i. κάνει την καρδιά να χτυπά αυθόρμητα,
- ii. ρυθμίζει την καρδιακή συχνότητα και
- iii. μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα στις κοιλίες με κάθε καρδιακό παλμό, μέσω ειδικών οδών.

Αποτελείται από τέσσερις μυώδεις κοιλότητες, δύο πάνω με λεπτά τοιχώματα τα οποία ονομάζονται κόλποι και δύο κάτω με παχύτερα τοιχώματα που ονομάζονται κοιλίες. Ο δεξιός κόλπος της καρδιάς δέχεται το αίμα από όλα τα μέρη του σώματος μέσω των μεγάλων φλεβών, το προωθεί στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική κυκλοφορία με στόχο την οξυγόνωσή του. Στη συνέχεια, το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα προωθείται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία. Η αριστερή κοιλία αποτελεί το πιο σημαντικό τμήμα του

μυοκαρδίου γιατί με τη συστολή της προωθεί το οξυγονωμένο πλέον αίμα σε όλο το σώμα, μέσω της αορτής και των μεγάλων αρτηριών. Το μυοκάρδιο αποτελεί ένα εξειδικευμένο τμήμα μυϊκού ιστού, που η συνεχής και ρυθμική σύσπασή του έχει ως σκοπό τη διαρκή και αποτελεσματική προώθηση του αίματος στις διάφορες περιοχές του σώματος. Το ακόλουθο σχήμα παριστάνει τα κύρια μέρη της καρδιάς και βοηθά στην κατανόηση της λειτουργίας της.



Σχήμα 2.1 : Κύρια μέρη καρδιάς

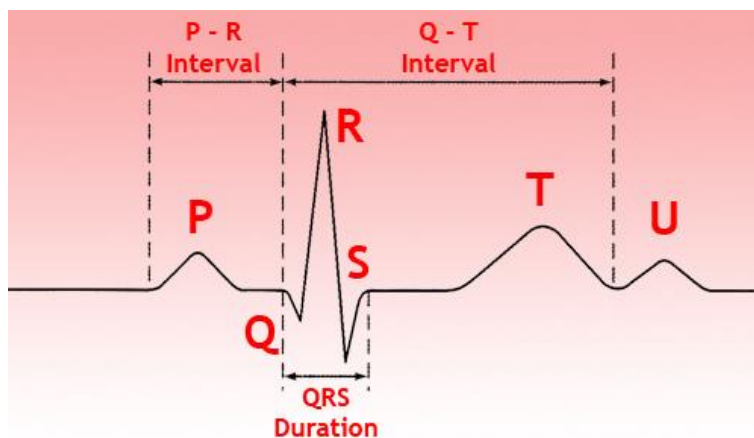
2.1.1 Καρδιακός κύκλος

Καρδιακός κύκλος ή αλλιώς καρδιακός παλμός ονομάζεται η χρονική περίοδος από το τέλος μιας συστολής της καρδιάς μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής. Ο κάθε καρδιακός παλμός αρχίζει με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού ενέργειας στο φλεβόκομβο. Αυτός ο κόμβος βρίσκεται στο πρόσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου, κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας και το δυναμικό ενέργειας που δημιουργείται επεκτείνεται με ταχύτητα και στους δυο κόλπους, και από εκεί, μέσα από το κολποκοιλιακό δεμάτιο, προς τις κοιλίες. Όμως, εξαιτίας ειδικής διαρρύθμισης του συστήματος αγωγής από τους κόλπους στις κοιλίες, παρατηρείται καθυστέρηση κάπως μεγαλύτερη από 1/10 του δευτερόλεπτου για τη δίοδο της διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται στους κόλπους η ευκαιρία να συστέλλονται πριν από τις κοιλίες, με αποτέλεσμα την άντληση αίματος προς τις κοιλίες πριν από την έντονη κοιλιακή συστολή. Έτσι οι κόλποι λειτουργούν σαν αντλίες για τις κοιλίες, οι οποίες με τη σειρά τους παρέχουν την κύρια πηγή της δύναμης για την προώθηση του αίματος μέσα από το αγγειακό σύστημα. Ο καρδιακός παλμός αποτελείται από μια περίοδο που ονομάζεται διαστολή, κατά τη διάρκεια της οποίας η καρδιά γεμίζει με αίμα, η οποία ακολουθείται από

περίοδο συστολής. Μια συστολή αντιστοιχεί σε έναν καρδιακό σφυγμό η οποία συμβαίνει από 60 ως 100 φορές ανά λεπτό

2.2 Περιγραφή βασικών εννοιών της ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG)

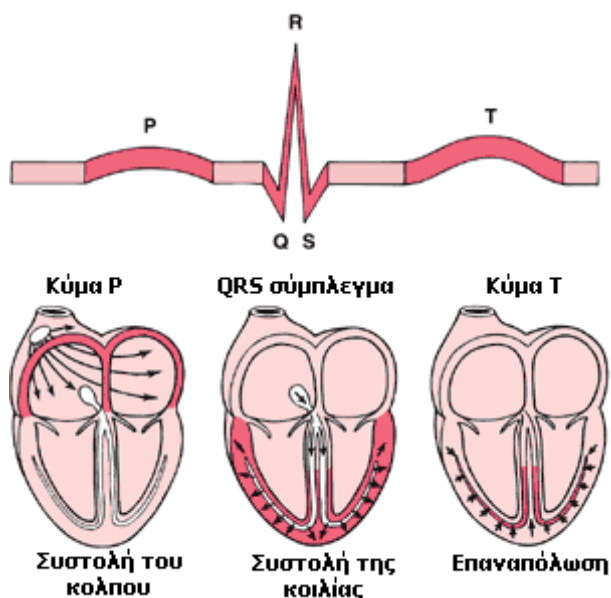
Για την ηλεκτρική περιγραφή της καρδιακής δραστηριότητας είναι δυνατό να θεωρηθεί, ότι σε κάθε στιγμή της ακολουθίας της κοιλιακής δραστηριότητας η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μπορεί να αντιπροσωπευθεί από ένα καθαρό δίπολο ισοδυνάμου ρεύματος, το οποίο τοποθετείται σε ένα σημείο που ορίζεται ως «ηλεκτρικό κέντρο της καρδιάς». Αυτό είναι ένα μοντέλο που έχουν αναπτύξει οι ηλεκτροκαρδιολόγοι για να αναπαραστήσουν την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό το διπολικό πεδίο της καρδιάς μπορεί να περιγραφεί με τη βοήθεια της διπολικής του ροπής, ένα άνυσμα που ξεκινά από το αρνητικό και καταλήγει σε αρνητικό φορτίο, έχοντας ένα πλάτος ανάλογο του φορτίου πολλαπλασιασμένο επί την απόσταση των δύο φορτίων. Το άνυσμα αυτό κάθε χρονική στιγμή έχει διαφορετικό πλάτος και κατεύθυνση. Συνεπώς κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου διαγράφει μια ορισμένη κίνηση της οποίας η μορφή εξαρτάται από τις ειδικές συνθήκες της διαδρομής της καρδιακής διέγερσης στο χώρο και στο χρόνο . Αυτή η διπολική ροπή στην ηλεκτροκαρδιογραφία καλείται καρδιακό άνυσμα και συμβολίζεται με το γράμμα M. Για τον πλήρη καθορισμό του M απαιτούνται δύο τουλάχιστον ζεύγη ηλεκτροδίων και για αυτό στην πράξη χρησιμοποιούνται το λιγότερο τρία ηλεκτρόδια. Το τυπικό ηλεκτροκαρδιογράφημα (Electrocardiogram – ECG) αποτελεί μια αναπαράσταση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς καταγεγραμμένη από ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος. Φυσικό ηλεκτροκαρδιογράφημα παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.2 που φαίνεται πιο κάτω.



Σχήμα 2.2 : Απεικόνιση φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

2.2.1 Χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG)

Το φυσιολογικό ΗΚΓ αποτελείται από ένα έπαρμα η αλλιώς κύμα P, ένα σύμπλεγμα QRS



Σχήμα 2.3 : Λειτουργία της καρδιάς σε συσχέτιση με το ηλεκτροκαρδιογράφημα

και ακολούθως ένα ακόμα έπαρμα T. Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την διέγερση των κόλπων πριν από τη συστολή τους, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωσης των κοιλιών πριν από τη συστολή τους, δηλαδή, κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q που αντιστοιχεί στην έναρξη της διέγερσης των κοιλιών, το έπαρμα R που αντιστοιχεί στην πλήρη διέγερση των κοιλιών

και το έπαρμα S που με τη σειρά του αντιστοιχεί στο τέλος της διέγερσης. Στο σύμπλεγμα αυτό, έχουμε χρονική διάρκεια από 0,06 έως 0,1 sec και ύψος παλμού R μέχρι 0,3mV. Τα επάρματα Q,S είναι αρνητικά, ενώ το έπαρμα R είναι θετικό και έχουν διάρκεια το Q 30 msec, το S μέχρι 50 msec και το R μέχρι 70 msec, και πλάτη αντίστοιχα, ίσα προς 25% του R, 0,8mV και 2,8mV. Κατά συνέπεια, τόσο το έπαρμα P, όσο και τα επάρματα που αποτελούν το σύμπλεγμα QRS, είναι επάρματα εκπόλωσης. 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, αυτό δε το έπαρμα χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης. Δηλαδή, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης. Γραφική αναπαράσταση της όλης διαδικασίας βλέπουμε στο Σχήμα 2.3.

2.2.2 Οι φυσιολογικές ηλεκτρικές τάσεις στο ΗΚΓ

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 επάνω στην καρδιά και το άλλο ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος η ηλεκτρική τάση του QRS συμπλέγματος μπορεί να φτάσει τα 3 ή 4 mV. Όταν τώρα το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα δύο άνω άκρα είτε σε ένα άνω και ένα κάτω άκρο η ηλεκτρική τάση του συμπλέγματος είναι συνήθως 1 mV από την κορυφή του επάρματος R μέχρι το κάτω μέρος του επάρματος S, 0,1 mV έως 0,3 mV για το έπαρμα P και 0,2 έως 0,3 mV για το έπαρμα T.

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 αυτό διάστημα είναι περίπου 0,16 δευτερόλεπτα. Σε μερικές περιπτώσεις το διάστημα P-Q ονομάζεται 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 δευτερόλεπτα.

Η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας μπορεί να καθοριστεί εύκολα από το ΗΚΓ γιατί το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών είναι το αντίστροφο της καρδιακής συχνότητας. Εάν το χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο διαδοχικών παλμών είναι ένα δευτερόλεπτο, τότε η καρδιακή συχνότητα είναι 60 καρδιακοί παλμοί το λεπτό. Ένα φυσιολογικό χρονικό διάστημα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο συμπλεγμάτων QRS είναι περίπου 0,83 δευτερόλεπτα πράγμα που σημαίνει καρδιακή συχνότητα ίση με 72 καρδιακούς παλμούς ανά λεπτό.

2.2.3 Χρησιμότητα του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το ΗΚΓ χρησιμεύει στην διάγνωση αρρυθμιών , τη διάγνωση ισχαιμίας και εμφράγματος καρδιάς , στην διάγνωση υπερτροφίας των κοιλοτήτων της καρδιάς καθώς επίσης και στη διάγνωση μεταβολικών διαταραχών. Στο Σχήμα 2.3 βλέπουμε στην αρχή ένα φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα και στην συνέχεια τις διάφορες αρρυθμίες που μπορούν να διαγνωστούν μέσω του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



Σχήμα 2.4 : Καρδιακές Αρρυθμίες

Ταχυκαρδία έχουμε όταν ο καρδιακός σφυγμός είναι ταχύτερος από τον φυσιολογικό. Κάποιες φορές η ταχυκαρδία αποτελεί φυσιολογική ανταπόκριση όμως κάποιες άλλες φορές αποτελεί ένδειξη κάποιου άλλου προβλήματος. Η βραδυκαρδία είναι μια καρδιακή αρρυθμία η οποία χαρακτηρίζεται από ένα πολύ αργό κτύπο της καρδιάς γενικότερα χαμηλότερη από 60 κτύπους το λεπτό. Οι έκτακτες συστολές είναι συστολές της καρδιάς εκτός του κανονικού ρυθμού.

2.2.4 Καρδιακές αρρυθμίες

Ο επίσημος ιατρικός ορισμός για τις καρδιακές αρρυθμίες συνοψίζεται στο εξής:

«Οποιαδήποτε διαταραχή του καρδιακού ρυθμού ή των παλμών, όπως οι πολύ γρήγοροι κτύποι (ταχυκαρδία), οι πολύ αργοί (βραδυκαρδία) είτε οι ακανόνιστοι» .

Τα προβλήματα τα οποία οδηγούν σε αρρυθμίες μπορεί να προκύψουν σε οποιοδήποτε σημείο της πορείας του ηλεκτρικού σήματος, το οποίο ξεκινά από το φλεβόκομβο και καταλήγει στις κοιλίες. Οι αρρυθμίες εμφανίζονται κυρίως σε μεσήλικες και η πιθανότητα εκδήλωσής τους αυξάνετε με την πάροδο της ηλικίας. Βέβαια αυτό δεν αποκλείει και τις υπόλοιπες ηλικίες όπως είναι τα παιδιά και οι έφηβοι, αν και η αιτιολογία ποικίλει ανάλογα με την ηλικιακή ομάδα. Το σημαντικότερο όμως είναι ότι η αρρυθμία δεν είναι πάντα ανιχνεύσιμη και σίγουρα δεν υποκρύπτει πάντοτε ένα καρδιακό πρόβλημα.

Για τη μελέτη των αρρυθμιών δεν έχει εξευρεθεί ακόμη οποιαδήποτε μέθοδος η οποία να υπερτερεί του ΗΚΓ και να μπορεί έτσι να το αντικαταστήσει. 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. Κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας παρατηρείται μικρότερη ή μεγαλύτερη ανωμαλία της εικόνας που περιγράφηκε στο φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Για την καλύτερη μελέτη της αρρυθμίας, μετά τη λήψη όλων των απαγωγών του ΗΚΓ, είναι απαραίτητο να λαμβάνεται και μία εγγραφή (στιγμιότυπο εάν πρόκειται για ηλεκτρονική καταγραφή) αρκετού μήκους από μία ή δύο απαγωγές, στις οποίες να απεικονίζονται ευκρινώς τα υπό μελέτη επάρματα, κυρίως τα P, που πολλές φορές είναι δυσδιάκριτα. Οι απαγωγές που συνήθως δείχνουν ευκρινέστερα και περισσότερο κατατοπιστικά τα επάρματα P και τα συμπλέγματα QRS είναι η κλασσική II και η προκάρδια V1. Στη διάγνωση της αρρυθμίας μπορούν να συντείνουν ορισμένα συμπτώματα τα οποία ο ασθενής αντιμετωπίζει, όπως η παροξυσμική ζάλη, αίσθημα προκάρδιων παλμών και φτερουγίσματα στο στήθος, καθώς το ΗΚΓ δείχνει κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό κατά την ώρα της εξέτασης του ασθενούς. Κατά την

ανάλυση του ΗΚΓ σε κάθε αρρυθμία γίνεται μέτρηση διαφόρων χρονικών διαστημάτων για τον προσδιορισμό της χρονικής σχέσεως των επαγμάτων P και R, της διάρκειας QRS και άλλων τέτοιων παραμέτρων.

Εκτός από τα εξωτερικά αίτια όπως η συναισθηματική φόρτιση, η έντονη σωματική δραστηριότητα, η πρόσληψη καφεΐνης, αλκοόλ ή νικοτίνης αλλά και η λήψη φαρμακευτικών σκευασμάτων 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.

Διακρίνονται τρία είδη αρρυθμιών, για τις οποίες δίνεται πιο κάτω πολύ σύντομη περιγραφή των κυριότερων χαρακτηριστικών τους.

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

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

Κακοήθεις αρρυθμίες: σε αυτή την ομάδα εμπίπτουν ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός, η κοιλιακή μαρμαρυγή και η εμμένουσα κοιλιακή ταχυκαρδία. Ανεξάρτητα της αιμοδυναμικής κατάστασης

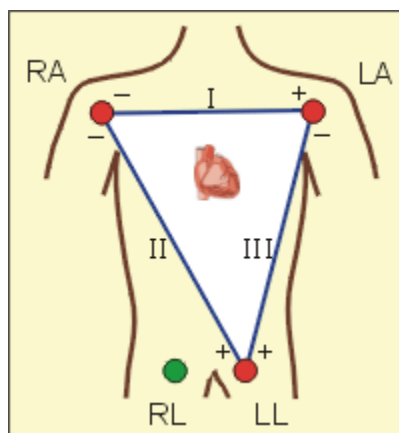
των ατόμων αυτών, ο κίνδυνος είναι ιδιαίτερα μεγάλος σε άτομα τα οποία παρουσίασαν τέτοια επεισόδια σε κάποια στιγμή.

Πέρα από την πιο πάνω ομαδοποίηση των αρρυθμιών βάσει της σοβαρότητάς τους, διακρίνονται δύο μεγάλες κατηγορίες στις οποίες χωρίζονται οι αρρυθμίες και θα αναλυθούν πιο κάτω. Στην κατηγορία των υπερκοιλιακών αρρυθμιών όπου η έκτοπη εστία είναι πάνω από τον κολποκοιλιακό κόμβο και στην κατηγορία των κοιλιακών αρρυθμιών, όπου η έκτοπη εστία είναι κάτω από τον κολποκοιλιακό κόμβο.

2.2.5 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται σε διάφορες σταθères θέσεις. Η πολυκότητα της εγγραφής κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου (θετική ή αρνητική) καθορίζεται από το προσανατολισμό των ηλεκτροδίων σε σχέση με τη κατεύθυνση του ρεύματος στη καρδιά. Υπάρχουν τρεις βασικές απαγωγές των άκρων. Είναι ηλεκτρικές συνδέσεις μεταξύ των άκρων και του ηλεκτροκαρδιογράφου για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος με τις βασικές διπολικές απαγωγές των άκρων. Η “απαγωγή” συνίσταται από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδια τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Στο σχήμα φαίνεται πως οι απαγωγές ενώνονται στο ανθρώπινο σώμα.



Σχήμα 2.5: Σωστή τοποθέτηση ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών στο ανθρώπινο σώμα

Απαγωγή I: Το αρνητικό του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο (RA) και το θετικό του στο αριστερό άνω άκρο (LA). Κατά συνέπεια, όταν το σημείο στο 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 το θώρακα, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα

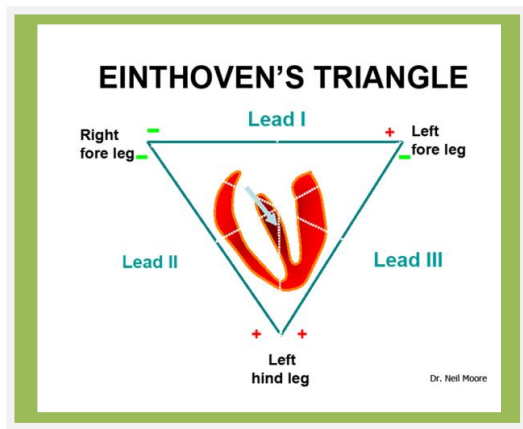
δηλαδή έπαρμα πάνω από την ισοηλεκτρική γραμμή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Εξάλλου, όταν η πολικότητα μεταβάλλεται, το καταγραμμένο έπαρμα είναι αρνητικό, δηλαδή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.

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: Γύρω από την περιοχή της καρδιάς μπορεί να σχεδιαστεί ένα ισόπλευρο τρίγωνο, το οποίο ονομάζεται τρίγωνο του Einthoven. Αυτό αποτελεί ένα διαγραμματικό 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 άθροιση τους (σημειώνεται όμως ότι τα θετικά και τα αρνητικά σημεία των διαφόρων απαγωγών πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την εκτέλεση αυτής της άθροισης).



Σχήμα 2.6: Το τρίγωνο του Einthoven με βάση το νόμο του Einthoven

2.3 Περιγραφή του υπάρχοντος συστήματος Fi-Star

FI-STAR σημαίνει Future Internet Social and Technological Alignment Research. Η Fi-star έχει ως στόχο να κάνει κάποιες πρώτες δοκιμές στο τομέα της υγείας χτίζοντας στη μελλοντική διαδικτυακή τεχνολογία (FI technology) αξιοποιώντας τα αποτελέσματα της FI-PPP Φάσης 1 στην οποία βρίσκεται το project της (Future Internet Private-Public Partnership). Σκοπός της μετά το τέλος του προγράμματος να γίνει αυτάρκης και να συνεχίσει σε ένα βιώσιμο επιχειρηματικό μοντέλο με πολλούς εταίρους. Προκειμένου να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις του παγκόσμιου κλάδου Υγείας FI-STAR, οι ευεργέτες της θέλουν να χρησιμοποιήσουν μία διαφορετική θεμελιώδη προσέγγιση του cloud computing από ό,τι έχουμε συνηθίσει μέχρι σήμερα. Θέλουν δηλαδή να φέρουν το λογισμικό στα δεδομένα, αντί να φέρουν τα δεδομένα στο λογισμικό. Η FI-STAR λοιπόν θα δημιουργήσει ένα ισχυρό πλαίσιο με βάση το "software to data" παράδειγμα. Μέσω των Generic Enablers (GEs) η FI-STAR θα προσπαθήσει να μεγαλώσει και να γίνει πιο ικανή και ισχυρή πέρα από τη διάρκεια ζωής του έργου. Θα οικοδομήσει μια διαδικτυακή κοινότητα, προκειμένου να δημιουργηθεί ένα βιώσιμο οικοσύστημα για όλες τις ομάδες χρηστών στην παγκόσμια υγειονομική περίθαλψη και παγκόσμιες σχετικές αγορές με βάση τις προδιαγραφές FI-PPP. Στα άμεσα σχέδια της FI-STAR είναι να αναπτύξει και να εκτελέσει αρχικά 7 δοκιμές σε όλη την Ευρώπη, εξυπηρετώντας περισσότερους από 4.000.000 ανθρώπους. Μέσα από τις δοκιμές θα επικυρώσει το όλο σκεπτικό και θέμα της πλατφόρμας που δεν είναι άλλο από το κτίσιμο του σκελετού της μέσω των Enablers και θα εισάγει διαδραστικές εφαρμογές για τη λειτουργικότητα του χρήστη. Η FI-STAR θα χρησιμοποιεί την τελευταία λέξη της ψηφιακής τεχνολογίας media για τη δημιουργία κοινοτήτων και θα προετοιμαστεί για τη Φάση 3 μέσω στοχευμένων εκμαιούσεων των νέων συνεργατών με τη χρήση ανοικτών προσκλήσεων. Τέλος, θα συνεργάζεται με άλλα FI-PPP projects, μέσω των μηχανισμών που έχουν θεσπιστεί, με την ενεργό αλληλεπίδραση όλων των απαραίτητων οργάνων. Η FI-STAR λοιπόν είναι μια μοναδική ευκαιρία για την εφαρμογή της μελλοντικής διαδικτυακής δημόσιας και ιδιωτικής εταιρικής σχέσης στον τομέα της Υγείας (Future Internet Private-Public Partnership), προσφέροντας στο κοινωνικό σύνολο τυποποιημένο και πιστοποιημένο λογισμικό περιλαμβάνοντας μια ασφαλή και ανθεκτική πλατφόρμα, αξιοποιώντας όλα τα πλεονεκτήματα του cloud computing και διασφαλίζοντας τη προστασία των ευαίσθητων και προσωπικών δεδομένων.

2.4 Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας – Άλλα παρόμοια Συστήματα

Υπάρχουν αρκετά παρόμοια συστήματα όπως το Fi-Star ανά το παγκόσμιο τα οποία είναι εξίσου ευρέως διαδεδομένα όσο και το Fi-Star. Μερικά από τα συστήματα αυτά αναφέρονται πιο κάτω.

OpenEMR

Το OpenEMR είναι ένα από τα πιο δημοφιλή Open Source Software στον ιατρικό τομέα και αναπτύχθηκε από μια μη κερδοσκοπική εταιρία που ιδρύθηκε το 2005. Αυτή η διαδικτυακή εφαρμογή είναι από τα πιο δημοφιλή δωρεάν ηλεκτρονικά ιατρικά αρχεία που χρησιμοποιούνται σήμερα. Διαχειρίζεται ηλεκτρονικές ιατρικές εγγραφές και διαθέτει πλήρως ενσωματωμένα ηλεκτρονικά ιατρικά αρχεία και δωρεάν υποστήριξη. Μπορεί να τρέξει σε συστήματα Microsoft, Linux, Mac OS X, και πολλά άλλα. Η διαδικτυακή αυτή εφαρμογή είναι χτισμένη με βάση τη γλώσσα προγραμματισμού PHP και για την αποθήκευση των δεδομένων χρησιμοποιεί τη βάση δεδομένων MySQL. Υποστηρίζει πολλαπλές γλώσσες, και χρησιμοποιείται σε 77 χώρες ανά την υφήλιο. Χρησιμοποιώντας την διαδικτυακή εφαρμογή OpenEMR απαραίτητο είναι να κρατούνται τα δημογραφικά στοιχεία των ασθενών και για το λόγο αυτό παρέχεται ασφάλεια σε όλα τα δεδομένα της εφαρμογής κατόπιν εκτέλεσης συγκεκριμένων διαδικασιών. Εξασφαλίζεται η ακεραιότητα των δεδομένων του κάθε ασθενή και το γεγονός ότι δεν υπάρχει ενδεχόμενο να επηρεαστούν δεδομένα που βρίσκονται στη βάση δεδομένων του συστήματος από κακόβουλους χρήστες ή άλλα κακόβουλα λογισμικά. Με τη χρήση της εφαρμογής επιτυγχάνεται ο προγραμματισμός των ασθενών, η καταγραφή ιατρικών συνταγών, η καταγραφή ιατρικού ιστορικού για τον κάθε ασθενή, ο υπολογισμός ιατρικών χρεώσεων κ.ά. . Ο κάθε χρήστης-ιατρός έχει και την δυνατότητα καταγραφής εκθέσεων για θέματα τα οποία θα ήθελε να καταγράψει όπως για παράδειγμα αναφορές εξετάσεων του ασθενή και επίσης έχει την δυνατότητα της πλήρους διαχείρισης ηλεκτρονικών ιατρικών φακέλων των ασθενών που ο ίδιος εξετάζει και είναι υπό την επίβλεψή του.

OpenMRS

Το σύστημα OpenMRS είναι και αυτό ένα Open Source Software έργο το οποίο επικεντρώνεται στην ανάπτυξη και διαχείριση συστημάτων υγείας, στις χώρες του κόσμου, όπου το AIDS, η φυματίωση και η ελονοσία πλήττουν τις ζωές εκατομμυρίων ανθρώπων (OpenMRS Project, n.d.).

Η πρόληψη και η συνεχής επιτήρηση των λοιμωδών ασθενειών είναι από τα οφέλη του συστήματος OpenMRS. Χρησιμοποιεί Βάση Δεδομένων MySQL, Java, Spring πλαίσιο, και Microsoft InfoPath για τις μορφές ανάπτυξης του συστήματος.

OpenVista

Το σύστημα OpenVista είναι ένα ολοκληρωμένο κλινικό πληροφοριακό σύστημα υποστήριξης κλινικών, διοικητικών και οικονομικών λειτουργιών (Veterans Health Administration, n.d.). Το σύστημα αυτό περιλαμβάνει μια γραφική διεπαφή χρήστη, μηχανογραφημένο σύστημα εισόδου, κωδικοποιημένη χορήγηση φαρμάκων (BCMA), ηλεκτρονική συνταγογράφηση και κλινικές κατευθυντήριες γραμμές. Αυτό το σύστημα αναπτύχθηκε στις Ηνωμένες Πολιτείες για να εξυπηρετήσει περισσότερους από 4 εκατομμύρια βετεράνους στρατιωτικούς δίνοντας φροντίδα σε 150 νοσοκομεία και 700 κλινικές. Είναι αρκετά ευέλικτο σύστημα έτσι μπορεί να ρυθμιστεί ανάλογα ώστε να ταιριάζουν σε κάθε τύπο οργάνωσης υγειονομικής περίθαλψης, από κλινικές και ιατρεία σε γηροκομεία και μεγάλα νοσοκομεία. Το OpenVista είναι ένα έργο OSS που βασίζεται σε Vista τεχνολογία. Σημαντικό το γεγονός ότι έχει εγκριθεί για χρήση από πολλούς φορείς υγείας στην Αμερική, καθώς και σε άλλες χώρες την Αίγυπτο, τη Γερμανία και το Μεξικό. Ωστόσο, η τεχνολογία των Vista δεν βασίζεται σε σύγχρονη γλώσσα του υπολογιστή ή της πλατφόρμας.

Cardiacm Patients' e-Health System

Το σύστημα αυτό είναι ένα έργο το οποίο έχει σχεδιαστεί για να καλύψει τις ανάγκες της εξ αποστάσεως παρακολούθησης ασθενών με καρδιακές παθήσεις. Στο σύστημα μπορεί να γίνει καταγραφή των προσωπικών στοιχείων του ασθενή, καταγραφή ιατρικού ιστορικού, καταγραφή ιστορικού επισκέψεων, δημιουργία αναφορών μετά από τυχόν εξετάσεις στις οποίες υποβάλλετε ο ασθενής, όπως επίσης παρέχεται και η δυνατότητα καταγραφής, ανάλυσης και προβολής ηλεκτροκαρδιογραφήματος και άλλων ζωτικών σημάτων για τον ανθρώπινο οργανισμό. Το σύστημα αυτό δεν είναι ό,τι καλύτερο καθώς υπάρχουν αρκετά σημεία στα οποία υστερεί τόσο σε ορθότητα αλλά και σε λειτουργικότητα. Ένα από τα πιο σημαντικά προβλήματα που αντιμετωπίζει το συγκεκριμένο σύστημα είναι το γεγονός ότι χρησιμοποιεί λογισμικά τα οποία χρειάζονται άδειες χρήσης για να μπορείς να τα χρησιμοποιήσεις κάτι το οποίο δεν εξυπηρετεί το σκοπό μας. Επιπρόσθετα ένα κύριο πρόβλημα που υπάρχει στο σύστημα αυτό είναι το πρόβλημα της ανάλυσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Ο αρχικός κώδικας που κάνει την ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι γραμμένος σε γλώσσα C. Η μετατροπή του πηγαίου κώδικα από

γλώσσα C σε βιβλιοθήκη για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από το Microsoft Visual Studio πάνω στο οποίο είναι χτισμένο το σύστημα δεν γίνεται με ακρίβεια. Λόγω της μετατροπής από τον πηγαίο κώδικα σε κώδικα που να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από το Microsoft Visual Studio προκύπτουν λάθη και κατά συνέπεια υπάρχει πρόβλημα στην ορθότητα του όλου συστήματος. Γενικά το σύστημα αυτό δεν μπορεί να ανταποκριθεί σωστά και συνεπώς δεν είναι ότι καλύτερο για την αγορά.

PatientOS

Το σύστημα PatientOS είναι ένα έργο το οποίο έχει ως στόχο να παράγει την υψηλότερη ποιότητα και έχει σχεδιαστεί από την αρχή να είναι αποκλειστικά ένα σύστημα πληροφοριών στο νοσοκομείο. Το PatientOS υποστηρίζει όχι μόνο την ανθρώπινη περίθαλψη σε νοσοκομεία, αλλά και την κτηνιατρική φροντίδα σε νοσοκομεία. Το σύστημα αυτό υποστηρίζεται και είναι διαθέσιμο στις ΗΠΑ, τον Καναδά και την Ινδία.

AMEK

Το σύστημα αυτό είναι ένα έργο το οποίο έχει σχεδιαστεί για να μπορεί να βοηθήσει να μειωθεί ο χρόνος απόκρισης σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης εφαρμόζοντας τεχνολογία ασύρματων αισθητήρων. 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. Στο εν λόγω έργο έχουμε ένα ασύρματο δίκτυο αισθητήρων το οποίο λαμβάνει το καρδιογράφημα από τον ασθενή καθώς και άλλες μετρήσεις, το οποίο συνδέεται με ένα απόμακρο κεντρικό σταθμό παρακολούθησης ασθενών όπου οι επιβλέποντες ιατροί έχουν την δυνατότητα να βλέπουν τις διάφορες μετρήσεις από τους αισθητήρες που είναι προσαρμοσμένοι στους ασθενείς καθώς επίσης και την ανάλυση που γίνεται στο καρδιογράφημα του ασθενή. Οι δυνατότητες και αυτού του συστήματος είναι περιορισμένες σε σχέση με τις δυνατότητες άλλων Open Source Software συστημάτων.

Άλλα συστήματα που δείχνουν προηγούμενη δουλειά που έγινε παρόμοια με την εργασία αυτή είναι τα εξής:

A System for Monitoring Children with Suspected Cardiac Arrhythmias Technical Optimizations and Evaluation

Αυτό το σύστημα έχει σαν κύριο στόχο τη συνεχή παρακολούθηση (24ωρη) των παιδιών με καρδιακές αρρυθμίες. Έχει τη δυνατότητα να αποκτήσει και να μεταδώσει σε πραγματικό χρόνο σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος, καθώς επίσης και να διευκολύνει ένα σύστημα συναγερμού να αναγνωρίσει πιθανές αρρυθμίες ούτως ώστε να ενημερωθεί ο γιατρός της εφημερίας και οι συγγενείς του παιδιού ότι ένα συμβάν μπορεί να συμβαίνει. Η παρακολούθηση ενός παιδιού μέσα στο σπίτι γίνεται μέσω ενός δικτύου αισθητήρων που είναι σε θέση να καταγράφουν και να μεταδίδουν το ΗΚΓ και τις συνθήκες διαβίωσης, ενώ έξω από το σπίτι η παρακολούθηση γίνεται μέσω μιας GPRS/UMTS συσκευής. Οι διαβιβαζόμενες πληροφορίες μπορούν να προσεγγιστούν με τη βοήθεια μιας web-based πλατφόρμας μέσω της οποίας γίνεται η συνεχής παρακολούθηση του ασθενούς. Αναμένεται ότι με τη χρήση του συστήματος αυτού ο παιδιατρικός καρδιολόγος θα είναι σε θέση να αναγνωρίσει την αρρυθμία, έτσι ώστε να ορίσει την κατάλληλη θεραπεία.

A new model of home-based telemonitored cardiac rehabilitation in patients with heart failure: effectiveness, quality of life, and adherence

Στόχος αυτής της μελέτης ήταν η αξιολόγηση ενός νέου μοντέλου που είχε να κάνει με την απομακρυσμένη παρακολούθηση των ασθενών που βρίσκονταν σε περίοδο καρδιακής αποκατάστασης (home-based telemonitored cardiac rehabilitation - HTCR) χρησιμοποιώντας walking training σε σχέση με ένα πρότυπο καρδιακής αποκατάστασης (standard cardiac rehabilitation - SCR) που χρησιμοποιούσε interval training. Οι ασθενείς της ομάδας HTCR χρησιμοποιούσαν μια ειδική συσκευή και ένα κινητό τηλέφωνο για να στέλνουν το ΗΚΓ στο κέντρο παρακολούθησης καθώς επίσης και για να απαντούν σε μια σειρά από ερωτήματα σχετικά με την παρούσα κατάσταση τους. Οι ασθενείς της ομάδας SCR απαντούσαν στις ίδιες ερωτήσεις που απαντούσαν και οι ασθενείς της ομάδας HTCR και γινόταν ανάλυση του ΗΚΓ τους. Αν δεν υπήρχε οποιαδήποτε παρενέργεια τότε ο ασθενής μπορούσε να αρχίσει την εκπαίδευση του. Η μελέτη συμπεριλάμβανε 152 ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια ηλικίας 58 - 70 χρονών οι οποίοι χωρίστηκαν με τυχαίο τρόπο στα δύο διαφορετικά προγράμματα. Η καρδιακή αποκατάσταση διήρκεσε 8 εβδομάδες και στο διάστημα αυτό όλοι οι ασθενείς της ομάδας HTCR ολοκλήρωσαν την καρδιακή αποκατάσταση, ενώ 15 από τους ασθενείς (20%) της ομάδας SCR τη διέκοψαν. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το πρόγραμμα HTCR είναι το ίδιο αποτελεσματικό με το πρόγραμμα SCR και η τήρηση της καρδιακής αποκατάστασης φαίνεται να είναι καλύτερη για το HTCR, έτσι μπορεί να αντικαταστήσει το πρόγραμμα SCR στην περίπτωση της καρδιακής αποκατάστασης ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια.

A Web Access to Data in a Mobile ECG Monitoring System

Αυτή η έρευνα έχει σαν στόχο την δημιουργία ενός συστήματος που θα καταγράφει, θα επεξεργάζεται και θα αναλύει το ΗΚΓ τοπικά σε ένα PDA, το οποίο θα μεταφέρει ένας ασθενής που υποφέρει από κάποιας μορφής καρδιαγγειακή πάθηση. Στη συνέχεια αν εντοπιστούν επικίνδυνες ανωμαλίες, θα αποστέλλονται μέσω ενός Web-Service σε ένα κέντρο συναγερμού, προκειμένου οι ασθενείς να λάβουν την κατάλληλη ιατρική βοήθεια μέσω GPRS σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή. Αυτό το είδος συστήματος μπορεί να προσφέρει τη δυνατότητα στους ιατρούς και τους συγγενείς του ασθενούς να αποκτήσουν σημαντικές πληροφορίες από τα δεδομένα που παράγονται από το PDA σε πραγματικό χρόνο.

Systematic Review of Home Telemonitoring for Chronic Diseases: The Evidence Base

Η μελέτη αυτή παρουσιάζει μια συστηματική ανασκόπηση της φύσης και του μεγέθους των αποτελεσμάτων που συνδέονται με την τηλεπαρακολούθηση των τεσσάρων τύπων των χρόνιων ασθενειών. Οι τέσσερις τύποι είναι οι εξής: οι πνευμονικές καταστάσεις, ο διαβήτης, η υπέρταση και οι καρδιαγγειακές παθήσεις. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε ήταν η εξής: αποκτήθηκε και αναλύθηκε ένα σύνολο 65 εμπειρικών μελετών που δημοσιεύτηκαν μεταξύ του 1990 και 2006 από τις οποίες οι 18 αναφέρονταν σε πνευμονικές καταστάσεις, οι 17 στο διαβήτη, οι 14 στην υπέρταση και οι υπόλοιπες 16 στις καρδιαγγειακές παθήσεις. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι ανεξάρτητα από την ιθαγένεια, την κοινωνικοοικονομική κατάσταση και την ηλικία οι ασθενείς συμμορφώνονται με τα προγράμματα τηλεπαρακολούθησης και τη χρήση των τεχνολογιών. Περαιτέρω, η δράση της τηλεπαρακολούθησης στις κλινικές εκβάσεις αποτελεσματικότητας (π.χ., μείωση των επισκέψεων έκτακτης ανάγκης, εισαγωγών σε νοσοκομείο, του μέσου όρου διαμονής στο νοσοκομείο) είναι πιο συνεπείς στις πνευμονικές και καρδιακές μελέτες από ότι στο διαβήτη και στην υπέρταση. Τέλος, η οικονομική βιωσιμότητα της τηλεπαρακολούθησης παρατηρήθηκε σε πολύ λίγες μελέτες και στις περισσότερες περιπτώσεις δεν έγινε σε βάθος ανάλυση του κόστους-ελαχιστοποίησης.

Post Cardiac surgery Home-Monitoring System

Σκοπός του η παρακολούθηση ασθενών από το σπίτι, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε καρδιοχειρουργική επέμβαση, έτσι ώστε να κρατήσουν την περίοδο αποκατάστασης τους όσο το δυνατό ομαλότερη, να αποφεύγουν άσκοπες επισκέψεις στο νοσοκομείο και να αποτρέψουν

ανεπιθύμητα συμβάντα. Αυτή η ομάδα ασθενών πρέπει να παρακολουθείται για ένα μικρό χρονικό διάστημα μετά την εγχείρηση και η παρακολούθηση γίνεται μέσω μια ιστοσελίδας η οποία μπορεί να αναπαραστήσει βιοσήματα όπως ΗΚΓ, πίεση του αίματος, οξυγόνο του αίματος και σωματικό βάρος. Περαιτέρω, το σύστημα αυτό παρέχει κι άλλες λειτουργίες όπως καταχώρηση ιατρών, συνεργασία των ιατρών μεταξύ τους και αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ. Αυτή η μέθοδος διαχείρισης ασθενών μπορεί να είναι πολύ ευεργετική για την καταπολέμηση της επιδείνωσης της κατάστασης των ασθενών και για την πρόληψη της επανένταξης τους στο νοσοκομείο. Επίσης, μπορεί να συμβάλει στην πρόληψη επείγουσας περίθαλψης των ασθενών και επείγουσας επίσκεψης σε δωμάτιο του νοσοκομείου. Αυτό το σύστημα αναπτύχτηκε από την Παναγιώτα Χειμωνίδου.

PatMon

Στη συνέχεια χτίστηκε το σύστημα PatMon. Σκοπός του συστήματος αυτού είναι η απομακρυσμένη παρακολούθηση των ασθενών που υποβλήθηκαν σε καρδιοχειρουργική επέμβαση. Για τη λειτουργία του συστήματος αυτού χρειάζεται και η συνεργασία με το σύστημα Post Cardiac surgery Home-Monitoring System στο οποίο εμφανίζονται τα αποτελέσματα του ΗΚΓ. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιεί εξελιγμένη τεχνολογία όπως web services, smartphones, συσκευές καταγραφής βιοσημάτων που χρησιμοποιούν τεχνολογία Bluetooth. Το εν λόγω σύστημα δεν προορίζεται για 24ωρη παρακολούθηση αφού οι ασθενείς στους οποίους απευθύνεται χρειάζεται να καταγράφουν και να αποστέλλουν το ηλεκτροκαρδιογράφημα τους μόνο για μερικά λεπτά κάθε μέρα. Επίσης αυτό το σύστημα μπορεί να υποστηρίξει 3-12 leads ΗΚΓ καθώς επίσης και ζωτικής σημασίας παραμέτρους όπως το οξυγόνο του αίματος, την πίεση του αίματος, τους παλμούς της καρδιάς, το σωματικό βάρος και το plethysmogram.

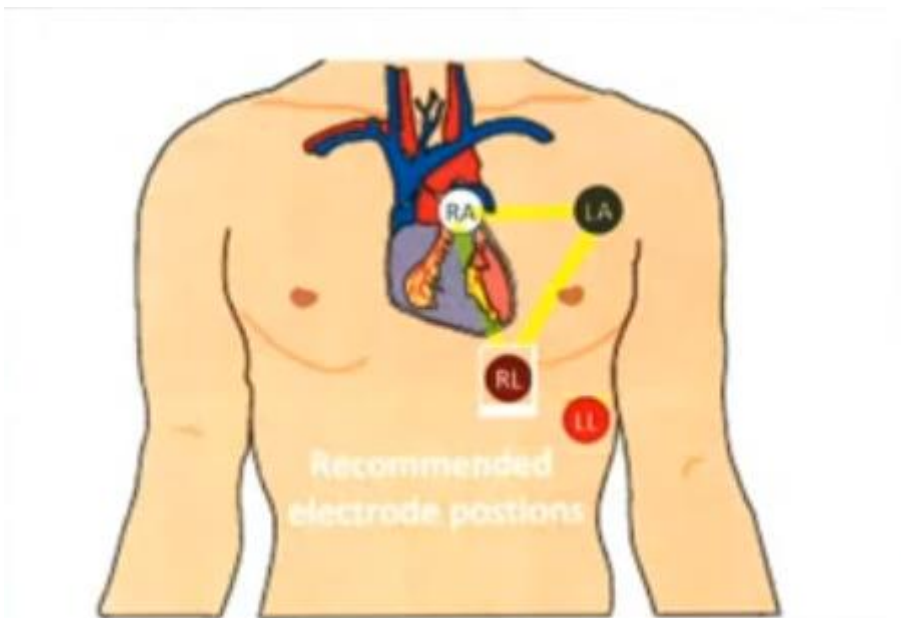
Κεφάλαιο 3

Απαιτούμενη Γνώση και Τεχνολογίες

- 3.1 Απαιτούμενες Γνώσεις για καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος
 - 3.2 Απαιτούμενες Γνώσεις για γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού
-

3.1 Απαιτούμενες Γνώσεις για καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Για την διεκπεραίωση της διπλωματικής εργασίας απαραίτητη ήταν η χρήση αισθητήρων καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στην περίπτωση μας κατόπιν εντολών του επιβλέπων καθηγητή είχαμε να δουλέψουμε με σύγχρονες συσκευές Shimmer οι οποίες μας είχαν χορηγηθεί από την ίδια την εταιρεία Shimmer κατόπιν παραγγελίας που είχε γίνει από το τμήμα Πληροφορικής. Συγκεκριμένα η συσκευή καταγράφει τα ηλεκτρικά σήματα από την καρδιά. Η 2 καναλιών Shimmer Ecg συσκευή συνδέεται με μια κεντρική μονάδα η οποία βρίσκεται μέσα στη συσκευή και πάνω στο δέρμα εφαρμόζουμε 3 συμβατικά ηλεκτρόδια μιας χρήσης. Το Lead 2 είναι ένα ECG vector signal το οποίο φτάνει από το RA (right arm) στο LL(left leg) vector και μεταφέρεται από το πρώτο κανάλι του Shimmer ECG board. Το Lead3 είναι ένα ECG vector signal το οποίο φτάνει από το LA (left arm) στο LL(left leg) vector και μεταφέρεται από το πρώτο κανάλι του Shimmer ECG board. Το Lead 1 που είναι το ECG vector που φτάνει από το RA στο LA vector μπορούμε να το υπολογίσουμε αν αφαιρέσουμε το Lead 3 από το Lead 2. Έτσι αφού



Σχήμα 3.1 : Προτεινόμενες θέσεις για καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος

έχουμε τις απαιτούμενες μετρήσεις των ηλεκτρικών σημάτων που λαμβάνονται από την καρδιά μπορούμε να εφαρμόσουμε τον QRS αλγόριθμο για να ανιχνεύσουμε καρδιακές ανωμαλίες. Στην πιο κάτω εικόνα βλέπουμε σε ποια σημεία τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια πάνω στην καρδιά έτσι ώστε να λαμβάνουμε έγκυρες και ακριβείς μετρήσεις.

3.2 Απαιτούμενες Γνώσεις για γλώσσες και εργαλεία προγραμματισμού

Για την ανάπτυξη του συγκεκριμένου module στην πλατφόρμα που αναφέραμε πιο πάνω απαιτείται η γνώση διαφόρων γλωσσών και εργαλείων προγραμματισμού. Για κάθε περίπτωση χρησιμοποιήσαμε την κατάλληλη γλώσσα προγραμματισμού που θα εξυπηρετούσε καλύτερα το σκοπό μας.

C#

Η C# είναι μία ολοκληρωμένη αντικειμενοστραφής γλώσσα προγραμματισμού σχεδιασμένη για τη δημιουργία λογισμικού σε .Net Framework. Είναι μια απ τις γλώσσες προγραμματισμού που δημιουργήθηκαν για την Common Language Infrastructure. Είναι η δύναμη της C/C++ με την ευκολία της Visual Basic. Τα πάντα στη C# είναι αντικείμενα. Είναι εύκολη στην εκμάθηση και απλή στην χρήση (εύκολο διάβασμα και κατανόηση). Έχει δυνατότητες δυναμικού και συναρτησιακού προγραμματισμού. Παρέχει άμεση πρόσβαση σε τεράστιες βιβλιοθήκες κλάσεων του .Net Framework και ασφάλεια των τύπων της. Τελευταία έκδοση της γλώσσας αυτής είναι η C# 4.0 ενώ ως περιβάλλοντα ανάπτυξης χρησιμοποιούνται κυρίως το Visual Studio και το NET Framework SDK.

Java

Η Java είναι μια αντικειμενοστρεφής γλώσσα προγραμματισμού που σχεδιάστηκε από την εταιρεία πληροφορικής Sun Microsystems. Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα της Java έναντι των περισσότερων άλλων γλωσσών είναι η ανεξαρτησία του λειτουργικού συστήματος και πλατφόρμας. Τα προγράμματα που είναι γραμμένα σε Java τρέχουν ακριβώς το ίδιο σε Windows, Linux, Unix και Macintosh ενώ σύντομα θα τρέχουν και σε Playstation καθώς και σε άλλες κονσόλες παιχνιδιών χωρίς να χρειαστεί να ξαναγίνει μεταγλώττιση ή να αλλάξει ο πηγαίος κώδικας για κάθε διαφορετικό λειτουργικό σύστημα. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι η τη

ανάπτυξη της Virtual Machine. Όλα τα εργαλεία που χρειάζεται κάποιος για να γράψει Java προγράμματα έρχονται δωρεάν, από το περιβάλλον ανάπτυξης μέχρι εργαλεία build όπως το Apache Ant και βιβλιοθήκες, ενώ υπάρχουν πολλές διαφορετικές υλοποιήσεις της Εικονικής Μηχανής και του μεταγλωττιστή (π.χ. the GNU Compiler for Java) της Java. Πολλά εργαλεία και τεχνολογίες σε Java μπορούν να βρεθούν στο Apache Software Foundation αλλά και στο Jakarta Project. Για να γράψει κάποιος κώδικα Java δε χρειάζεται τίποτα άλλο παρά έναν επεξεργαστή κειμένου, όπως το Σημειωματάριο (Notepad) των Windows ή ο vi γνωστός στο χώρο του Unix. Παρόλα αυτά, ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης IDE βοηθάει πολύ, ιδιαίτερα στον εντοπισμό σφαλμάτων (debugging). Υπάρχουν αρκετά διαθέσιμα, ενώ πολλά από αυτά έρχονται όπως το eclipse το οποίο χρησιμοποιήσαμε εμείς και θα δούμε αργότερα.

Bash

Το Bash είναι ένα κέλυφος ελεύθερου λογισμικού του Unix που δημιουργήθηκε από το εγχείρημα GNU. Το Bash είναι ένα κέλυφος σύμφωνο με το πρότυπο POSIX με κάποιες επεκτάσεις, ενώ είναι και το κέλυφος του λειτουργικού συστήματος GNU του εγχειρήματος GNU. Μπορεί να τρέξει στα πιο πολλά Unix-οειδή λειτουργικά συστήματα. Είναι το προεπιλεγμένο κέλυφος στα περισσότερα συστήματα που βασίζονται στον πυρήνα του Linux καθώς και στο Mac OS X και στο Darwin. Έχει επίσης μεταφερθεί στα Microsoft Windows με τη χρήση του Υποσυστήματος για Unix εφαρμογές. Τελευταία του έκδοση η οποία κυκλοφορεί είναι η 4.3.33 Επίσημη ιστοσελίδα της γλώσσας όπου μπορεί να βρει κανείς πολλές πληροφορίες παραδείγματα και βοήθεια είναι η <http://www.gnu.org/software/bash/bash.html>.

.NET Framework

Το .NET Framework είναι ένα πλαίσιο λογισμικού που αναπτύχθηκε από τη Microsoft που τρέχει κυρίως σε Microsoft Windows. Περιλαμβάνει μια μεγάλη βιβλιοθήκη κλάσεων που είναι γνωστή ως Framework Class Library (FCL) και παρέχει διαλειτουργικότητα γλώσσας έναντι διαφόρων γλωσσών προγραμματισμού, δηλαδή κάθε γλώσσα μπορεί να χρησιμοποιήσει κώδικα γραμμένο σε άλλες γλώσσες. Προγράμματα που γράφτηκαν για το .NET Framework εκτελούνται σε ένα περιβάλλον λογισμικού γνωστό και ως Common Language Runtime (CLR), μια εφαρμογή εικονικής μηχανής που παρέχει υπηρεσίες, όπως ασφάλεια, διαχείριση μνήμης, και χειρισμό εξάιρεσης. FCL και CLR μαζί αποτελούν το .NET Framework. Επίσημη ιστοσελίδα με τελευταίες εκδόσεις: <https://www.microsoft.com/net>.

Android Studio

Το Android Studio είναι ένα ολοκληρωμένο προγραμματιστικό περιβάλλον (IDE) για ανάπτυξη εφαρμογών στην Android πλατφόρμα. Είναι διαθέσιμο ελεύθερα με την άδεια Apache License 2.0. Βασισμένο στο λογισμικό της JetBrains' IntelliJ IDEA, το Android Studio σχεδιάστηκε αποκλειστικά για Android προγραμματισμό. Είναι διαθέσιμο για Windows, Mac OS X και Linux, και αντικατέστησε τα Eclipse Android Development Tools (ADT) ως το κύριο IDE της Google για ανάπτυξη Android εφαρμογών. Η γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιείται είναι η Java ενώ τέλος το πρόγραμμα μπορεί να το βρει κανείς στην ιστοσελίδα <http://developer.android.com/sdk/index.html>.

Eclipse

Το Eclipse είναι και αυτό, όπως και το Android Studio που προαναφέραμε, ένα ολοκληρωμένο προγραμματιστικό περιβάλλον ανάπτυξης εφαρμογών (integrated development environment - IDE). Περιέχει μια βάση εργασίας και ένα επεκτάσιμο σύστημα plug-in για την προσαρμογή του περιβάλλοντος. Κυρίως χρησιμοποιείται για την ανάπτυξη εφαρμογών σε γλώσσα Java, ενώ με τη βοήθεια των διαφόρων plug-ins που διαθέτει, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη εφαρμογών σε άλλες γλώσσες προγραμματισμού όπως C/C++ με το εργαλείο ανάπτυξης CDT, Scala με το εργαλείο ανάπτυξης Eclipse JDT, JavaScript, PHP με το εργαλείο ανάπτυξης Eclipse PDT, Perl, Python και άλλες πολλές. Η αρχική βάση κώδικα προήλθε από την IBM VisualAge. Το λογισμικό ανάπτυξης του Eclipse (software development kit - SDK), το οποίο περιλαμβάνει εργαλεία ανάπτυξης σε Java, προορίζεται για προγραμματιστές Java. Οι χρήστες μπορούν να επεκτείνουν τις ικανότητές του με την εγκατάσταση plug-ins που γράφτηκαν για την πλατφόρμα Eclipse, όπως είναι η ανάπτυξη εργαλείων για άλλες γλώσσες προγραμματισμού, και μπορούν να γράψουν και να παρέχουν δικές τους μονάδες plug-in. Εκδόθηκε από την Eclipse Public License και είναι ελεύθερο και ανοικτού κώδικα λογισμικό (open source). Τελευταία του έκδοση το Eclipse Luna 4.4.2 την οποία μπορεί κανείς να βρει μαζί με οποιεσδήποτε άλλες πληροφορίες και οδηγίες στην ιστοσελίδα <https://eclipse.org/>.

Visual Studio

Ένα ακόμη ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης είναι η Microsoft Visual Studio. Χρησιμοποιείται για την ανάπτυξη προγραμμάτων ηλεκτρονικών υπολογιστών για τα Microsoft

Windows, καθώς και web sites, εφαρμογών και υπηρεσιών διαδικτύου. Χρησιμοποιεί πλατφόρμες ανάπτυξης λογισμικού της Microsoft, όπως τα Windows API, Windows Forms, Windows Presentation Foundation, το Windows Store και το Microsoft Silverlight. Μπορεί να παράγει τόσο εγγενή κώδικα και διαχειριζόμενο κώδικα. Παρέχει επίσης και πρόγραμμα εντοπισμού σφαλμάτων, ενώ άλλα ενσωματωμένα εργαλεία περιλαμβάνουν μια φόρμα σχεδιασμού για τη δημιουργία εφαρμογών GUI, web designer, σχεδίασης κλάσεων, σχεδίασης βάσης δεδομένων. Δέχεται plug-ins που ενισχύουν τη λειτουργικότητα σχεδόν σε κάθε επίπεδο. Η Visual Studio υποστηρίζει διάφορες γλώσσες προγραμματισμού και επιτρέπει στο πρόγραμμα επεξεργασίας κώδικα και εντοπισμού σφαλμάτων να υποστηρίζει σχεδόν οποιαδήποτε γλώσσα προγραμματισμού εκ των οποίων οι πιο σημαντικές C, C ++, C#, .NET, XML, HTML, Java και JavaScript. Η Microsoft παρέχει τις διάφορες εκδόσεις του Visual Studio χωρίς κόστος. Εμπορικές εκδόσεις του Visual Studio μαζί με επιλεγμένα προηγούμενες εκδόσεις διατίθενται δωρεάν στους φοιτητές μέσω του προγράμματος DreamSpark της Microsoft. Τελευταία της έκδοσης είναι η Visual Studio 2013 Update 4 (2013.4), ενώ επίσημη ιστοσελίδα της είναι η <https://www.visualstudio.com/>.

Κεφάλαιο 4

Ανάλυση και Σχεδίαση Συστήματος

4.1 Φάση Απαιτήσεων

4.2 Φάση Προδιαγραφών

4.1 Φάση Απαιτήσεων

Σύμφωνα με όσα γράφτηκαν και λέχθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια σε ό,τι αφορά τον τομέα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και παράλληλα λαμβάνοντας υπόψη τις σημερινές τεχνολογικές δυνατότητες αλλά και ήδη προυπάρχουσα συστήματα μπορούμε να καταλήξουμε σε κάποιες βασικές απαιτήσεις αλλά και προδιαγραφές που θα αναλύσουμε αργότερα τις οποίες πρέπει να πληρεί το σύστημά μας κατά την υλοποίησή του.

A. Οργανωτικές απαιτήσεις και υποστηρικτικά συστήματα:

- Μια ομάδα από ειδικούς καρδιολόγους που καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα ειδικοτήτων (ειδικός καρδιολόγος, επεμβατικός καρδιολόγος, καρδιοχειρουργός), καθώς επίσης και από το κατάλληλο νοσηλευτικό προσωπικό.
- Η υπηρεσία θα πρέπει να είναι διαθέσιμη σε 24ωρη βάση.
- Ο χρόνος απόκρισης της υπηρεσίας θα πρέπει να είναι μικρότερος της μισής ώρας, χρόνος κρίσιμος για την αντιμετώπιση εμφραγμάτων.

B. Τεχνικές απαιτήσεις:

- Personal Computer (PC)
- Ψηφιακός ηλεκτροκαρδιογράφος (digital ECG) συνδεδεμένος με το PC συνήθως από την σειριακή θύρα

- Video conferencing
- Δυνατότητα αναζήτησης σε βάση δεδομένων παλαιότερων ηλεκτροκαρδιογραφημάτων καθώς και πληροφοριών που σχετίζονται με ιατρικά δεδομένα του ασθενούς.

Περνώντας τώρα σε κάθε ρόλο ξεχωριστά μπορούμε να διαχωρίσουμε τους χρήστες σε 2 ομάδες:

1. στους ασθενείς και
2. στους ιατρούς

Και οι 2 ομάδες για να μπορούν να έχουν πρόσβαση στο σύστημα μας θα πρέπει οπωσδήποτε να περάσουν από τη διαδικασία εγγραφής η οποία ακολουθείτε από τη διαδικασία επιβεβαίωσης εγγραφής.

Διαδικασία εγγραφής

Είναι η διαδικασία κατά την οποία το ιατρικό προσωπικό έχει τη δυνατότητα να γραφτεί στο σύστημα. Κατά τη διαδικασία αυτή ο ιατρός διαλέγει ένα username και ένα 8-ψήφιο κωδικό τα οποία θα χρησιμοποιεί στη συνέχεια κάθε φορά που θα επιθυμεί πρόσβαση στο σύστημα. Ακόμη κατά την διαδικασία αυτή ο ιατρός μπορεί εκτός από τον ίδιο του τον εαυτό να εγγράψει και ασθενείς για τους οποίους ισχύουν ακριβώς τα ίδια βήματα. Προαπαιτούμενο της εγγραφής ενός ασθενή είναι η ενημέρωση του ιδίου του ασθενή η συγκατάθεσή του και φυσικά η παρουσία του κατά τη διαδικασία της εγγραφής.

Διαδικασία επιβεβαίωσης εγγραφής

Είναι η διαδικασία κατά την οποία το σύστημα επιβεβαιώνει την εγγραφή του χρήστη με αποστολή ενός email.

Έλεγχος access άλλων ιατρών

Από την πλευρά του ο χρήστης ιατρός μπορεί να βλέπει τα προσωπικά δεδομένα του ασθενή του, ενώ παράλληλα απαιτείται να έχει τη δυνατότητα να ελέγχει το access όλων των άλλων ιατρών στον δικό του τομέα. Αυτό το access μπορεί α το δώσει είτε σαν συνεργάτης είτε σαν απλός viewer. Για παράδειγμα, αν θέλει να μπορεί να επιτρέπει σε οποιοδήποτε ιατρό θελήσει ο ίδιος να δει ένα τηλεκαρδιογράφημα δικού του ασθενή σε περίπτωση που χρειάζεται τυχόν βοήθεια για τη λήψη κάποιας απόφασης.

Αρχείο αποθήκευσης προσωπικών δεδομένων ασθενών

Το αρχείο αυτό αποτελεί τη θέση στο σύστημα όπου εισάγονται οι απαραίτητες πληροφορίες των ασθενών που είναι εγγεγραμμένοι στο σύστημα. Οι πληροφορίες αυτές μπορεί να είναι τα προσωπικά στοιχεία ενός ασθενή, ιατρικό ιστορικό, τυχόν προηγούμενες ασθένειες, συμπτώματα προηγούμενων ασθενειών και αποτελέσματα τυχόν εξετάσεων ή άλλων ηλεκτροκαρδιογραφημάτων.

Αρχείο αποθήκευσης Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το αρχείο αυτό αποτελεί ένα πίνακα ουσιαστικά στον server όπου αποθηκεύονται τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα των ασθενών στην οποία θέση έχουν πρόσβαση όλοι οι εγγεγραμμένοι ιατροί για τους δικούς τους και μόνο πελάτες.

4.2 Φάση Προδιαγραφών

Οι προδιαγραφές για ένα σύστημα αποτελούν μια δομημένη συλλογή πληροφοριών που επεξηγούν στην ουσία τις απαιτήσεις του συστήματος. Το έγγραφο προδιαγραφών ενός συστήματος πρέπει να περιέχει το πρόβλημα, τη λειτουργικότητα του συστήματος καθώς επίσης και το τι πρέπει να εφαρμοστεί πάνω στο σύστημα. Οι πληροφορίες αυτές πρέπει να είναι ακριβείς και αξιόπιστες γιατί το σύστημα θα σχεδιαστεί και θα υλοποιηθεί με βάση τις συγκεκριμένες πληροφορίες του εγγράφου προδιαγραφών.

Με την υλοποίηση του συστήματος αυτού θέλουμε να λύσουμε το πρόβλημα των ασθενών με καρδιολογικά προβλήματα που χρειάζεται να επισκέπτονται καθημερινά το νοσοκομείο. Θα υλοποιήσουμε ένα σύστημα για την εξ αποστάσεως παρακολούθηση των ασθενών. Ειδικά για τον τομέα της καρδιολογίας το σύστημα που πρόκειται να εγκατασταθεί θα πρέπει:

- Να είναι αξιόπιστο.
- Να παρέχει υψηλής ποιότητας ηλεκτρονικές εικόνες/video.
- Η πρόσβαση στην ιατρική εικόνα να γίνεται εύκολα και γρήγορα.
- Το σύστημα να είναι εύκολα χρησιμοποιούμενο.

Σημαντικές προδιαγραφές τις οποίες πρέπει να πληροί το σύστημα:

Χρόνος Απόκρισης

Στον τομέα της τηλεϊατρικής και ειδικότερα της τηλεκαρδιολογίας με την οποία ασχολούμαστε ο παράγοντας χρόνος είναι πολύ σημαντικός, αφού απαιτείται από τους επαγγελματίες η άμεση και έγκαιρη λήψη αποφάσεων. Για αυτό τον λόγο θεωρείται πολύ σημαντικό το σύστημα να μπορεί να προσφέρει την πληροφορία μέσα στον ελάχιστο δυνατό χρόνο.

Αξιοπιστία

Το σύστημα αυτό είναι πάρα πολύ κρίσιμο και ζωτικής σημασίας για τους ασθενείς αφού σε αυτό θα στηρίζεται η παρακολούθηση τους και η διάγνωσή τους. Οι παράγοντες που θα πρέπει να εξεταστούν ούτως ώστε να εξασφαλιστεί η αξιοπιστία του συστήματος είναι ο μέσος χρόνος ανάμεσα σε δύο αποτυχίες, ο μέσος χρόνος για επαναλειτουργία και ο μέσος χρόνος και το κόστος για επιδιόρθωση των συνεπειών μιας αποτυχίας.

Ασφάλεια και προστασία

Το σύστημα θα πρέπει να είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να εγγυάται την ασφάλεια και την προστασία των δεδομένων ότι και να είναι αυτά. Η χρήση κάποιου αλγόριθμου κρυπτογράφησης θα είναι αναγκαία και απαραίτητη.

Διαθεσιμότητα (availability)

Η διαθεσιμότητα αναφέρεται στο κατά πόσο το σύστημα είναι σε λειτουργία τη στιγμή που το χρειαζόμαστε. Οι μετρικές διαθεσιμότητας περιλαμβάνουν:

- Αριθμό διακοπών υπηρεσίας σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, ο οποίος, όπως ξέρουμε από τα μαθήματα που παρακολουθήσαμε στο Πανεπιστήμιο, είναι αντίστροφος του MTTF
- Διάρκεια διακοπών υπηρεσίας
- Μέσο χρόνο επισκευής (MTTR)
- Προγραμματισμένο χρόνο αδιάλειπτης λειτουργίας (schedule uptime)

Ένα αξιόπιστο σύστημα για να έχει υψηλή διαθεσιμότητα απαιτεί επιπλέον υιοθέτηση clusters αλλά και άλλων υπερσύγχρονων τεχνικών.

Ακεραιότητα

Αναφέρεται στην αποφυγή μη εξουσιοδοτημένης μεταβολής/καταστροφής/πλαστογραφίας των δεδομένων του συστήματος.

Εμπιστευτικότητα

Αποφυγή μη εξουσιοδοτημένης αποκάλυψης των δεδομένων. Σύμφωνα, με αυτά τα δεδομένα για τη σωστή εξασφάλιση της ασφάλειας στο σύστημά μας, θα χρειαστεί να γίνεται έλεγχος για εξουσιοδοτημένες ή μη προσβάσεις στα δεδομένα του. Για το σκοπό αυτό έχουμε τη χρήση κωδικού για την είσοδο ιατρών και ασθενών όπως αναφέραμε στη φάση των απαιτήσεων

Συντήρηση

Ορίζεται ως η δυνατότητα του συστήματος αυτού να μπορεί να συντηρείται στο μέλλον . Πιο συγκεκριμένα πρέπει να μπορεί να αποκτά περισσότερες λειτουργίες από τις ήδη υπάρχουσες όπως επίσης και στην περίπτωση σφαλμάτων ή για διαισθητικούς λόγους να μπορούν να γίνονται αλλαγές σε οποιοδήποτε μέρος του συστήματος εύκολα. Παραδείγματος χάρη, μπορεί στο μέλλον να θέλουμε να προσθέσουμε στην εφαρμογή μας τη λειτουργία να μπορεί να εκτυπώνει το ηλεκτροκαρδιογράφημα σε κάποιο εκτυπωτή εκτός από το να προβάλλει στην οθόνη ή να χρειάζεται να προσθέσουμε κάποιες λειτουργίες στο περιβάλλον του χρήστη ούτως ώστε να κάνουμε την πλοήγηση του ακόμη πιο εύκολη. Επομένως, αυτό πρέπει να κτιστεί ο κώδικας μας από την αρχή με τέτοιο τρόπο ώστε μετέπειτα αυτό να μπορεί να γίνεται εύκολα χωρίς πολλές αλλαγές.

Συμβατότητα

Η συμβατότητα σε ένα πληροφοριακό σύστημα ορίζεται ως η δυνατότητα εγκατάστασης του συστήματος αυτού σε κάποια υπολογιστική συσκευή για χρήση. Είναι πολύ σημαντικό για παράδειγμα η Android εφαρμογή που θα υλοποιήσουμε να μπορεί να εγκατασταθεί σε περισσότερες από μια κινητές συσκευές.

Υφιστάμενη Τεχνολογική Γνώση

Η γνώση που κατέχουν οι διάφοροι ρόλοι που εμπλέκονται στο περιβάλλον που μελετείται και οι ειδικότερα οι χρήστες ασθενείς , διαφέρει ανάλογα της εκπαίδευσης που έχουν τύχει. Αυτό πρέπει επίσης να ληφθεί υπόψη κατά τον σχεδιασμό έτσι ώστε το τελικό προϊόν να χαρακτηρίζεται από ευχρηστία, φιλικότητα και αμεσότητα, στοιχεία καλού σχεδιασμού.

Κεφάλαιο 5

Σχεδιασμός Συστήματος, - Υλοποίηση

- 5.1 Εισαγωγή
 - 5.2 Περιγραφή Αλγορίθμου Hamilton & Tompkins
 - 5.3 Επισκόπηση Κώδικα
 - 5.3 Οθόνες Τελικού Συστήματος
-

5.1 Εισαγωγή

Το σύστημα χωρίζεται σε 3 υποσυστήματα:

1. ECG Analysis
2. ECG Web Viewer (analyzed with messages)
3. ECG Android Application Viewer (analyzed with messages)

ECG Analysis

Εδώ είναι το μέρος του συστήματός μας που χρησιμοποιούμε τον αλγόριθμο στον οποίο θα αναφερθούμε στην επόμενη ενότητα πιο λεπτομερώς. Ο κώδικας αυτός της EP-Limited έχει στηριχθεί στον αλγόριθμο Hamilton & Tompkins οποίος μετά από κάποιες βελτιστοποιήσεις στον αλγόριθμο ανίχνευσης από τους Jiapu Pan και Willis J. Tompkins έχει επιτύχει υψηλά ποσοστά επιτυχίας, συγκεκριμένα ποσοστό ευαισθησίας 99.69% και θετική προβλεψιμότητα 99.77% όταν αξιολογήθηκε με την βάση δεδομένων MIT-BIH Arrhythmia Database σύμφωνα με την EP-Limited. Επίσης η EP-Limited εγγυείται πως ο αλγόριθμος από τους Jiapu Pan και Willis J. Tompkins έχει δοκιμαστεί με την standard 24h MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμιών και είχε ποσοστό 99.3% επιτυχών ανιχνεύσεων των συμπλεγμάτων QRS το οποίο κρίνεται επίσης ικανοποιητικό. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος ανιχνεύει αξιόπιστα τα συμπλέγματα QRS που παράγει το ηλεκτροκαρδιογράφημα βασισμένος στην ψηφιακή ανάλυση της κλίσης, του πλάτους και του εύρους των σημάτων. Εμείς αυτό που είχαμε να κάνουμε ήταν να παίρνουμε τα ECG

αρχεία μας και με κώδικα γραμμένο σε C# κάτω από .NET framework να στέλλουμε το αρχείο που θέλουμε κάθε φορά στον ήδη υπάρχων κώδικα της ανάλυσης και να μας επιστρέφει τα μηνύματα του καρδιογραφήματος αναλόγως της τιμής του κάθε sample.

ECG Web Viewer

Αυτό είναι το δεύτερο και μεγαλύτερο ίσως μέρος του συστήματος μας όπου μετά την ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και την αποθήκευση των μηνυμάτων που μας επιστρέφει ο αλγόριθμος της EP-Limited δουλειά μας ήταν να δημιουργήσουμε μια γραφική παράσταση που θα έδειχνε όχι σε πραγματικό χρόνο αλλά διαβάζοντας το ήδη καταγραφμένο αρχείο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και το αρχείο με τα μηνύματα της ανάλυσης μαζί. Δημιουργήσαμε λοιπόν στην ουσία ένα ECG Viewer όπως είναι οι συνηθισμένοι Viewers που χρησιμοποιούν τα διάφορα μέσα λήψης καρδιογραφήματος αλλά και οι γιατροί με συγκεκριμένες συντεταγμένες και τετραγωνισμένο πλαίσιο όπως έχει μάθει το “ειδικό” μάτι του γιατρού. Ο κώδικας του συγκεκριμένου κομματιού είναι γραμμένος σε Java αφού η Java είναι η γλώσσα που μας παρέχει τις καλύτερες και περισσότερες βιβλιοθήκες για σχεδίαση γραφικών σε ένα πρόγραμμα. Σημαντικό είναι να αναφέρουμε πως αυτός ο viewer είναι web εφαρμογή και αυτός που θα ανεβάσουμε στην συνέχεια στο server και στην πλατφόρμα της Fi-Star.

ECG Android Application Viewer

Τέλος μετά την ολοκλήρωση της web εφαρμογής για παρουσίαση των αποτελεσμάτων του καρδιογραφήματος μας ανατέθηκε και η αντίστοιχη εφαρμογή για συστήματα Android. Καθώς η τεχνολογία μέρα με τη μέρα εξελίσσεται πλέον τα κινητά και τα tablet φαίνεται να παίρνουν τη θέση των υπολογιστών αφού πλέον είναι μικρότερα και πιο εύκολα στη χρήση. Το ίδιο συμβαίνει στον επαγγελματικό τομέα αφού αρκετοί είναι αυτή που θέλουν πρόσβαση στα δεδομένα του εργασιακού τους υπολογιστή όταν βρίσκονται εκτός χώρου εργασίας πόσο μάλλον στην ιατρική όπου οι ιατροί μπορεί να έχουν ανά πάσα στιγμή κάποιο επείγον περιστατικό στο οποίο πρέπει να δώσουν την αρμόζουσα σημασία που δίνουν λες και είναι στο γραφείο τους. Έτσι λοιπόν το Android application του ECG Viewer είναι αυτό που θα δώσει τη λύση σε κάποιο επείγον περιστατικό όπως για παράδειγμα αρρυθμία ή σε κάποιο ασθενή με χρόνια πάθηση που μπορεί να εμφανίσει καρδιακά προβλήματα όποτε και οπουδήποτε. Ο κώδικας της εφαρμογής αυτής είναι

και αυτός γραμμένος σε Java και η όψη της γραφικής είναι πανομοιότυπη με τη γραφική της web εφαρμογής.

5.2 Περιγραφή Αλγορίθμου Hamilton & Tompkins

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

Από τους τρεις διαθέσιμους τύπους βημάτων επεξεργασίας, ο προτεινόμενος αλγόριθμος χρησιμοποιεί και τους τρεις, οι οποίοι είναι: γραμμικό ψηφιακό φιλτράρισμα, μη γραμμικός μετασχηματισμός και αλγόριθμοι κανόνων απόφασης (decision rule algorithms). Η γραμμική επεξεργασία περιλαμβάνει ένα ζωνοδιάβατο φίλτρο, μια παράγωγο και έναν ολοκληρωτή κινούμενου παραθύρου (moving widow integrator). Ο μη γραμμικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται είναι ο τετραγωνισμός του πλάτους του σήματος. Για τον αλγόριθμο κανόνων απόφασης χρησιμοποιούνται προσαρμοζόμενα κατώφλια και τεχνικές διάκρισης του επάρματος T. Επιπλέον σημειώνεται ότι η κλίση του επάρματος R αποτελεί ένα δημοφιλές χαρακτηριστικό του σήματος το οποίο χρησιμοποιείται σε πολλούς ανιχνευτές του συμπλέγματος QRS.

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

5.2.1 Φάσεις αλγορίθμου

Ο αλγόριθμος χωρίζεται σε τρεις φάσεις:

1. πρώτη φάση μάθησης
2. δεύτερη φάση μάθησης
3. ανίχνευση.

Η πρώτη φάση μάθησης χρειάζεται περίπου δύο δευτερόλεπτα για να αρχικοποιήσει τα κατώφλια ανίχνευσης. Η αρχικοποίηση αυτή βασίζεται στις ακμές σήματος και θορύβου οι οποίες ανιχνεύονται κατά τη διαδικασία μάθησης. (Σημειώνεται ότι χρησιμοποιώντας τον όρο ακμή εννοούνται οι κορυφές στο εκάστοτε σήμα. Γίνεται παράλληλη χρήση και των δύο λέξεων, και η σημασία τους είναι ισοδύναμη). Η δεύτερη φάση μάθησης χρειάζεται δύο κτύπους για να αρχικοποιήσει τις μέσες και οριακές τιμές του RR-interval. (RR-interval average και RR-interval limit). Η επακόλουθη φάση ανίχνευσης εκτελεί τη διαδικασία αναγνώρισης και παράγει ένα σφυγμό για κάθε σύμπλεγμα QRS. Για την ανίχνευση του συμπλέγματος QRS, ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί δύο σύνολα κατωφλίων. Το πρώτο σύνολο κατωφλίων το φιλτραρισμένο ΗΚΓ, ενώ το δεύτερο κατωφλιώνει το σήμα που παράγεται από την ολοκλήρωση του κινούμενου παραθύρου (moving window integration). Η χρήση κατωφλίων και στα δύο σήματα παρέχει βελτιστοποίηση της αξιοπιστίας της ανίχνευσης εν σχέσει με το να χρησιμοποιούνταν μόνο η μία κυματομορφή.

5.2.2 Κατηγοριοποίηση παλμών

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

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

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

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

5.2.3 Περιλαμβανόμενα αρχεία

Το λογισμικό περιλαμβάνει αρκετά αρχεία .c και .h. 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
- **noisechk.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

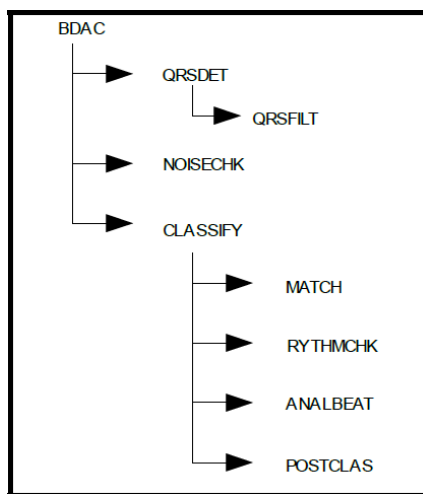
Αρχεία ανίχνευσης QRS (QRS detection files)

- **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

5.2.4 Εξαρτήσεις αρχείων

Στο σχήμα 5.1 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 50 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 5.1 : Εξάρτηση αρχείων αλγορίθμου

5.2.5 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.

BeatDetectAndClassify

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 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.

ResetBDAC

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.

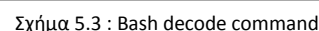
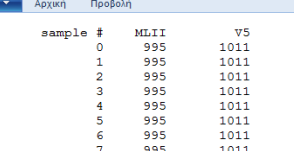
5.3 Επισκόπηση Κώδικα

Στην ενότητα αυτή θα δούμε τον κώδικα λεπτομερώς για να δώσουμε στον οποιοδήποτε θελήσει να καταλάβει τι γράφει ο κώδικας και πως τον υλοποιήσαμε ή αν θέλει να δουλέψει αργότερα σε αυτόν για να εξελίξει τις δυνατότητες του συστήματος να έχει την ευχαίρεια να το κάνει και να έχει μια ξεκάθαρη όψη του περί τίνος πρόκειται. Προτού όμως περάσουμε στον κώδικα είναι σημαντικό να αναφέρουμε πως κατά την πραγματοποίηση της διπλωματικής εργασίας θέλαμε να αναλύσουμε διαφόρων ειδών αρχεία καρδιογραφήματος. Παρόλα αυτά όμως αυτό ήταν πιο δύσκολο από ότι περιμέναμε καθώς δεν είχαμε πολλούς τρόπους να καταγράψουμε ένα καρδιογράφημα και να το μελετήσουμε παρά μόνο με Shimmer sensors τους οποίους αναφέραμε πιο πάνω στην ενότητα για «Απαιτούμενες Γνώσεις για καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος». Οι συγκεκριμένοι αισθητήρες λοιπόν μετά την καταγραφή του ECG δημιουργούν στη βάση τους ένα αρχείο .dat το οποίο αποθηκεύεται στο κινητό στο οποίο είναι συνδεδεμένος ο αισθητήρας με bluetooth (π.χ. shimmer.dat). Το αρχείο αυτό έχει μέσα κατεγραμμένα το όνομα της συσκευής, τις τιμές των 2 leads RA-LL και LA-LL σε μονάδες μέτρησις mVolts και units, την ακριβή ώρα που ξεκίνησε η συσκευή να καταγράφει και την ακριβή ώρα που λαμβάνεται το κάθε sample σε μονάδα μέτρησις mSeconds.



Σχήμα 5.2: Shimmer2R wireless sensor platform

@ giannest1.dat* X						
	39F6	39F6	39F6	39F6	39F6	39F6
	ECG LA-LL	ECG LA-LL	ECG RA-LL	ECG RA-LL	SyncTimestamp	SystemTimestamp
	mVolts	RAW	CAL	RAW	CAL	RAW
	nVolts*	no units	mVolts*	no units	mSecs	mSecs
1	-0.03767660910518054	2051.0	-0.1187185975928836	1957.0	1.395933657406094E12	1.39593365745E12
2	-0.033490132019240649	2052.0	-0.4360701203558347	1963.0	1.395933657454922E12	1.39593365752E12
3	-0.06279434850683423	2045.0	-0.3118759175928836	1957.0	1.39593365750375E12	1.39593365752E12
4	-0.06279434850683423	2045.0	-0.4102564102564103	1962.0	1.395933657552578E12	1.39593365784E12
5	-0.06279434850683423	2045.0	-0.4228152799561371	1959.0	1.395933657601406E12	1.39593365785E12
6	-0.05860050566005661	2046.0	-0.4395604395604396	1955.0	1.395933657650234E12	1.39593365786E12
7	-0.06279434850683423	2042.0	-0.4521193092621664	1952.0	1.395933657699063E12	1.39593365786E12
8	-0.07353512121036108	2045.0	-0.42700156985871274	1958.0	1.39593365774788E12	1.39593365787E12
9	-0.06279434850683423	2045.0	-0.3118759175928836	1957.0	1.395933657779619E12	1.39593365787E12
10	-0.0711692830975845	2043.0	-0.45630559916274205	1951.0	1.395933657845545E12	1.39593365788E12
11	-0.07535312121036108	2042.0	-0.4646781789638933	1949.0	1.395933657894375E12	1.39593365819E12
12	-0.07535312121036108	2042.0	-0.4102564102564103	1962.0	1.395933657943203E12	1.3959336582E12
13	-0.07535312121036108	2042.0	-0.42700156985871274	1958.0	1.395933657992031E12	1.39593365821E12
14	-0.06279434850683423	2045.0	-0.4479301319615908	1953.0	1.395933658040846E12	1.39593365821E12
15	-0.0669063840920984	2044.0	-0.39382206279226	1942.0	1.395933658080688E12	1.39593365822E12
16	-0.07535312121036108	2042.0	-0.45630559916274205	1951.0	1.39593365818351E12	1.39593365822E12
17	-0.08791208791208792	2039.0	-0.45630559916274205	1951.0	1.395933658187344E12	1.39593365856E12
18	-0.07535312121036108	2042.0	-0.4521193092621664	1952.0	1.395933658286172E12	1.39593365856E12
19	-0.0669063840920984	2044.0	-0.4646781789638933	1949.0	1.3959336582852E12	1.39593365856E12
20	-0.09209387187266353	2038.0	-0.4521193092621664	1952.0	1.395933658333282E12	1.39593365857E12
21	-0.07953950811093669	2041.0	-0.4353741939561664	1956.0	1.39593365833625E12	1.39593365857E12

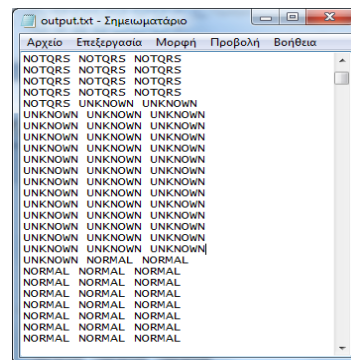
[illegible]

sample #	MLII	V5
0	995	1011
1	995	1011
2	995	1011
3	995	1011
4	995	1011
5	995	1011
6	995	1011
7	995	1011
8	1000	1008
9	997	1008
10	995	1007
11	994	1007
12	992	1009
13	993	1010
14	992	1010
15	989	1011
16	988	1013
17	987	1014
18	990	1014
19	993	1016
20	989	1016

47

5.3.1 ECG Analysis

Το μέρος αυτό του κώδικα είναι το αρχικό μέρος της υλοποίησης της διπλωματικής μας όπου γίνεται ουσιαστικά χρήση του αλγόριθμου της EP-Limited για την ανάλυση του καρδιογραφήματος. Μέσω της C# και με τη χρήση του Visual Studio 2010 δημιουργήσαμε ένα solution με όνομα Console Application.sln στο οποίο παίρνουμε ως παραμέτρο το αρχείο που θέλουμε να αναλύσουμε (**var filePaths = Directory.GetFiles(...".*.dat");**), κάνουμε split τις τιμές που χρειαζόμαστε, δηλαδή τα lead 2 και lead 3 (**lineSplit = line.Split('\t');**), ακολούθως τις μετατρέπουμε σε ακέραιους (**Convert.ToInt32(lineSplit[num]);**), υπολογίζουμε το lead 1 με μια απλή αφαίρεση του lead 2 από το lead 3 (**lead1 = lead3 - lead2;**) και στέλλουμε τις τιμές αυτές στον αλγόριθμο καλώντας την κλάση BDAC (**var val1 = hu.BDAC(sample.sample[1].value**). Ο αλγόριθμος με τη σειρά του μας επιστρέφει τα ανάλογα μηνύματα για το κάθε lead, τα οποία στο τέλος αποθηκεύουμε σε ένα output.txt αρχείο. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε γραμμή του αρχείου που αντιστοιχεί βασικά σε κάθε παλμό του ECG μέχρι και το τέλος του αρχείου. Το output.txt αρχείο με τους χαρακτηρισμούς κάθε παλμού θα το χρησιμοποιήσουμε αργότερα στην αναπαράσταση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



Σχήμα 5.7 : Αρχείο με μηνύματα χαρακτηρισμού

5.3.2 ECG Web Viewer

Ο ECG Web Viewer υλοποιείται μέσα σε 2 java αρχεία όπου το ένα καλεί το άλλο. Τα δύο αυτά αρχεία είναι το Viewer.java και το Plane.java όπου στην προκειμένη περίπτωση το Viewer.java καλεί το Plane.java. για να τρέξει το πρόγραμμα μας περνάμε σε αυτό δύο παραμέτρους:

- 1) Το αρχείο στο οποίο είναι καταγραφισμένο το ηλεκτροκαρδιογράφημα (name.dat)
- 2) Ένα configuration file

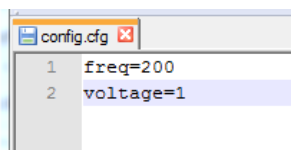
Το αρχείο καταγραφής του ECG μπορεί να είναι όπως προαναφέραμε είτε shimmer μορφής είτε raw αρχείο. Αυτό σημαίνει πως το πρόγραμμα μας ανά πάσα στιγμή πρέπει να γνωρίζει πιο καρδιογράφημα έχει παρθεί καθώς το καθένα έχει διαφορετική συχνότητα, διαφορετικό αριθμό παλμών ανά δευτερόλεπτο (samples per second) και διαφορετική μορφή όπως

την αναλύσαμε προηγουμένως. Άρα εδώ έρχεται να φανεί η σημασία και ο ρόλος του configuration file το οποίο μέσα περιέχει απλά δύο μεταβλητές. Το frequency και το voltage. Οι μεταβλητές αυτές λοιπόν ρυθμίζονται αυτόματα καθώς εξαρτώνται άμεσα από το άλλο αρχείο. Το voltage καθορίζει τον τύπο του αρχείου ενώ το frequency Δηλαδή αν το αρχείο αυτό είναι shimmer μορφής τότε:

- το voltage είναι ίσο με 1 και
- το frequency ίσο με 200 Hz

ενώ όταν το αρχείο είναι raw μορφής τότε:

- το voltage είναι ίσο με 2 και
- το frequency ίσο με 350 Hz



Σχήμα 5.8 : Configuration file

```
private static void config(String s) throws IOException{
    FileReader fr = null;

    fr = new FileReader(s);

    BufferedReader textReader = new BufferedReader(fr);
    String str = new String();
    str = textReader.readLine();
    String[] separatedStr = str.split("=");
    freq = Integer.parseInt(separatedStr[1]);

    str = textReader.readLine();

    separatedStr = str.split("=");
    voltage = Integer.parseInt(separatedStr[1]);
}
```

Viewer.java

Η κλάση αυτή κληρονομεί από την ήδη έτοιμη κλάση της Java την JFrame η οποία είναι κλάση που έχει μέσα συναρτήσεις για σχεδίαση πλαισίου (frame) με τη χρήση της βιβλιοθήκης

```
1 import javax.swing.JFrame;
2
3 /*
4  * 1.Msgs
5  * 2.Add at least one more configuration that works
6  *
7  */
8
9 public class Viewer extends JFrame {
10     /**
11      *
12      */
13     private static final long serialVersionUID = 1L;
14     public Viewer(String[] args){
15         setDefaultCloseOperation(EXIT_ON_CLOSE);
16         add(new Plane(args));
17         setVisible(true);
18         setSize(720,700);
19         setResizable(false);
20     }
21     public static void main(String[] args) {
22
23         new Viewer(args);
24     }
25 }
26
```

java.swing που είναι η κύρια υπεύθυνη βιβλιοθήκη της γλώσσας Java για γραφικά. Μερικές συναρτήσεις της βιβλιοθήκης αυτής τις οποίες με τη σειρά μας χρησιμοποιήσαμε και εμείς είναι η JPanel, η JButton, η JFrame, η JLabel και άλλες πολλές. Η κλάση μας λοιπόν δημιουργεί μια απλή άδεια φόρμα η οποία μπορεί να γίνει minimize , maximize, close, visible και invisible. Αρχικά, καλείται ο constructor της μέσα στον οποίο ορίζονται απλά οι διαστάσεις της φόρμας και καλείται η δεύτερη μας κλάση που θα έρθει να

ζωγραφίσει στην ουσία πάνω στην άδεια φόρμα την γραφική παράσταση.

Plane.java

Μέσα στην κλάση αυτή αρχικά διαβάζεται ένα configuration file το οποίο αναλύσαμε πιο πάνω και αρχικοποιούμε το voltage και το frequency αναλόγως. Οι μεταβλητές αυτές είναι ορισμένες σαν global μέσα στην κλάση μας. Για τις συγκεκριμένες σημαντικό είναι να ανφέρουμε πως δεν υπάρχουν default τιμές και δεν μπορούν να οριστούν από το χρήστη για παράδειγμα αλλάζοντας το configuration file. Ακολούθως, μέσα στον κώδικά μας δημιουργούμε ένα πίνακα τύπου string στον οποίο αποθηκεύουμε τις τιμές του αρχείου που αντιπροσωπεύει το ECG (`ArrayList<String> text`). Τις τιμές αυτές τις διαβάζουμε γραμμή γραμμή με τη βοήθεια ενός `BufferedReader` και ακολούθως τις κάνουμε split (`String[] separatedStr = str.split("=");`). Αυτό γίνεται εύκολα και γρήγορα αν είναι αρχείο τύπου shimmer καθώς οι τιμές του είναι σε στήλες. Εάν τώρα το αρχείο που έχει περαστεί σαν παράμετρος είναι τύπου raw τότε ακολουθούνται τα εξής βήματα:

- i. Διαβάζουμε 1 φορά το αρχείο απλά για να υπολογίσουμε τα bytes από τα οποία αποτελείται.
- ii. Διαβάζουμε για δεύτερη φορά το αρχείο και παίρνουμε κάθε φορά 2 bytes από το αρχείο.
- iii. Με λογικές πράξεις shift, end , or αλλά και πρόσθεση κάνουμε decode το αρχείο και μετατρέπομε τις τιμές του οι οποίες είναι σε 16δική μορφή.
- iv. Καταλήγουμε στο τελικό υπολογισμό κάθε τιμής που είναι σε 10δική μορφή και καταλήγουμε σε ένα εύρος τιμών που είναι αντίστοιχο με το εύρος τιμών των shimmer αρχείων αλλά στην περίπτωση μας έχουμε ακέραιους αριθμούς που αποτελούν τα λεγόμενα Units (0 -- 4098 Units $\Leftrightarrow$ (-)2 -- 2 Volts).
- v. Αποθηκεύουμε τις τιμές μας στο Array List που έχουμε.

```
private static void readPulseChar(String s) throws FileNotFoundException{

    if(voltage == 1){
        FileReader fr = new FileReader(s);
        BufferedReader textReader = new BufferedReader(fr);
        ArrayList<String> textData = new ArrayList<String>();
        String str = new String();
        try {
            int i=0;
            while((str = textReader.readLine()) !=null){
                pulseChar[i]=str;
                i++;
            }
        } catch (IOException e) {
            // TODO Auto-generated catch block
            e.printStackTrace();
        }
    }else{
        for(int i = 0; i< pulseChar.length; i++){
            pulseChar[i]="UNKNOWN UNKNOWN UNKNOWN";
        }
    }
}
/**
}
}
```

Μετά από αυτή τη διαδικασία έχουμε ένα άλλο πίνακα στον οποίο περνούμε τις τιμές από την 3^η μας παράμετρο που όπως αναφέραμε πριν είναι το αρχείο που περιέχει τα μηνύματα της ανάλυσης και αφορά αποκλειστικά μόνο τα `shimmer` αρχεία. (`pulseChar = new String[textData.size()];`) . Ακολούθως, έχουμε την υλοποίηση της συνάρτησης `private void initValues()` η οποία παίρνει τις τιμές από τον πίνακα `ArrayList<String> text` και τις αποθηκεύουμε στις μεταβλητές `lead2` και `lead3` ενώ με αφαίρεση τους (`lead3 - lead2`) υπολογίζουμε την τιμή του `lead1` που στην ουσία είναι τα 3 leads που θα παρουσιάζουμε στην γραφική μας.

Περνώντας καθαρά πλέον στη σχεδίαση φροντίζουμε ώστε να βάλουμε κουμπιά και να δημιουργήσουμε 3 subpanels για τα 3 leads ξεχωριστά και αυτά με τη βοήθεια της βιβλιοθήκης `javax.swing.JPanel` . Έπειτα δημιουργούμε ένα timer το οποίο ρυθμίζουμε για κάθε 5 ms που συμπληρώνει να κάνει `Interact`. Λέγοντας `interact` εννοούμε την κλήση της συνάρτησης `public void paint(Graphics g)`. Η συνάρτηση αυτή μπορούμε να πούμε πως είναι η κύρια συνάρτηση της κλάσης μας. Εδώ είναι που καθορίζεται το τετραγωνισμένο background, οι άξονες χ και ψ , τα seconds, τα volts, το χρώμα και τέλος το πλάτος και το μήκος της γραφικής. Για τον υπολογισμό και σχεδιασμό του μήκους, του πλάτους και του τετραγωνισμένου background περάσαμε μέσα από μια σειρά επεξεργασίας και πράξεων. Δηλαδή υπολογίσαμε με βάση ήδη υπάρχουσα Viewers που χρησιμοποιούνται από γιατρούς σε όλο τον κόσμο πως κάθε pixel ισούται με 5mV ενώ 5 pixels αντιστοιχούν σε 1 μικρό τετράγωνο. Άρα 1 τετράγωνο αντιστοιχεί σε 25 mV στον άξονα τον ψ και 25 ms στον άξονα τον χ . Άρα αν το frequency είναι 200 Hz για κάθε μικρό τετραγωνάκι έχουμε 50 samples. Ακολούθως αφού όλο το τετραγωνισμένο background έχει 34 τετραγωνάκια επομένως αυτόματα αυτό σημαίνει 850 ms βρίσκονται κάθε φορά στην οθόνη μας και αν το καρδιογράφημα έχει frequency 200 Hz τότε στο Viewer μας θα μπορούμε να βλέπουμε συνεχώς 1700 samples.

Μετά τον υπολογισμό λοιπόν του background και τον διαστάσεων των panel έχουμε ένα for-loop μέσα στο οποίο βασικά γίνεται το τύπωμα στην γραφική μας παράσταση.

```
public void paint(Graphics g) {
    super.paint(g);
    drawBackground(g);
    double k=20;
    Graphics2D g2d = (Graphics2D)g;
    g2d.setColor(Color.RED);
    g2d.setStroke( new Stroke(4) );
    int samples_temp =(freq/4)*34;
    double cons_temp = 680.0/(double)samples_temp;
    int samples= (int) (samples_temp/expand);
    double cons = cons_temp*expand;

    String[] tempChar = pulseChar[j].split("\\s+");
    g2d.drawString(tempChar[0],20,13);
    g2d.drawString(tempChar[1],20,210);
    g2d.drawString(tempChar[2],20,410);
    for(int i=j; i < j+samples ; i++){

        if(i<lead1.length-1){

            Shape l1 = new Line2D.Double(k,lead1[i],(k+cons),lead1[i+1]);
            Shape l2 = new Line2D.Double(k,lead2[i],(k+cons),lead2[i+1]);
            Shape l3 = new Line2D.Double(k,lead3[i],(k+cons),lead3[i+1]);

            g2d.draw(l1);
            g2d.draw(l2);
            g2d.draw(l3);

        }else{
            stop=true;
        }
        if(i % freq == 0){
            g2d.setColor(Color.black);
            int sec = i/freq;

            g2d.drawString(Integer.toString(sec),(int) k,190);
            g2d.drawString(Integer.toString(sec),(int) k,390);
            g2d.drawString(Integer.toString(sec),(int) k,590);
            g2d.setColor(Color.RED);

        }
        k+=cons;
    }
    g2d.setStroke( stroke );
}
```

Αυτό ειτυγχάνεται με τη χρήση ενός global μετρητή ο οποίο κρατά ανά πάσα στιγμή που βρισκόμαστε. Μέσα σε αυτό το for-loop ο μέτρητης αυξάνεται κάθε φορά κατά ένα και όταν τιμή του διαιρεθεί με το frequency και αφήσει υπόλοιπο 0 ($i \% frequency = 0$) τότε έχει περάσει ακριβώς 1 δευτερόλεπτο και τυπώνουμε σε ποιο δευτερόλεπτο είμαστε. Σημαντικό είναι να πούμε πως τη 1^η φορά που εκτελείται το for-loop τότε τυπώνονται 2 σημεία στη γραφική τα οποία ενώνουμε με μία γραμμή. Από τη δεύτερη φορά και μετά τυπώνεται 1 μόνο σημείο και ενώνεται με το προηγούμενό του.

Τέλος, έχουμε την συνάρτηση **public void actionPerformed(ActionEvent e)** η οποία εκτελείται για κάθε event. Ένα event μπορεί να είναι είτε timer δηλαδή πέρασμα 5ms είτε ενεργοποίηση κάποιου κουμπιού. Τα κουμπιά μας είναι τα εξής και ενεργουν με τους αντίστοιχους τρόπους:

```
@Override
public void actionPerformed(ActionEvent e) {
    // TODO Auto-generated method stub

    if(e.getSource()==pauseButton){
        if(stop){
            pauseButton.setText("Pause");
            stop = false;
        }else{
            pauseButton.setText("Resume");
            stop=true;
        }
    }else if(e.getSource() == doubleSpeed){

        delay=(int) ((delay/2)/expand);
        speed*=2;
        if(speed == 8){
            speed = 1;
            delay = globalDelay;
        }
        doubleSpeed.setText(("Speed "+Integer.toString(speed)+":
        timer.setDelay(delay);
    }else if(e.getSource() == Reverse){
```

PAUCE	default :var stop = false Εάν stop = true τότε το timer συνεχίζει να αυξάνεται αλλά ο global μετρητής παραμένει σταθερός με αποτέλεσμα κάθε φορά στην οθόνη μας να τυπώνονται οι ίδιες ακριβώς τιμές λες και είναι σταματημένο.
RESUME	default :var stop = true Εάν stop = false τότε ο global μετρητής επαναρχίζει να αυξάνεται σταθερά όπως και στην default κατάσταση του συστήματος με αποτέλεσμα η γραφική μας παράσταση να συνεχίζει να τρέχει κανονικά.

EXPAND	Αλλάζουν οι τιμές των διαστάσεων του panel ούτως ώστε να διπλασιαζεται το μέγεθος των τετραγώνων να χωράνε λιγότερα samples σε μία γραφική και να φαίνονται πιο αραιά τα σημεία άρα πιο μεγάλες οι γραμμές που τα ενώνουν.
SPEEDUP	default: var delay = 5 ms Το delay αυξάνεται είτε σε 10 είτε σε 20 είτε σε 40 ms και αργότερα ξαναπέφτει στην αρχική του τιμή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το timer να κάνει interact πιο μετά και να φαίνεται ότι η γραφική κινείται πιο γρήγορα
REVERSE	default :var reverse = false Εάν reverse = true τότε αντί η global μεταβλητή μου να αυξάνεται κατά ένα (++) μειώνεται κατά ένα (--)επομένως κρατά την προηγούμενη τιμή αντί την επόμενη και την τυπώνει έτσι φαίνεται ότι κινείται αντίστροφα από πριν.

5.3.3 ECG Android Application Viewer

Το Android Application του ECG Viewer είναι υλοποιημένο ακριβώς με τον ίδιο τρόπο όπως και το Web Application του Viewer μας. Απλά ο κώδικας παρόλο που είναι γραμμένος καθαρά σε γλώσσα java έχει διαφορετικές βιβλιοθήκες και διαφορετικά αντικείμενα έτσι η όλη σχεδίαση της γραφικής σε θέμα προγραμματιστικής υλοποίησης ήταν εώς κάποιο βαθμό διαφορετική. Ο κώδικας μας αποτελείται λοιπόν από συνολικά 4 κλάσεις. Την Main, την Explorer, την ECGViewer και την PulseActivity. Η κάθε κλάση ουσιαστικά σε ένα Android πρόγραμμα αντιστοιχεί σε μια οθόνη ή αλλιώς σε ένα Activity. Η κλάση Main για παράδειγμα αντιστοιχεί στην κυρίως μενού της εφαρμογής, η ECGViewer στην οθόνη όπου θα εμφανίζεται η γραφική με την ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ενώ τέλος η Explorer στην οθόνη εύρεσης αρχείων των οποίων θα γίνει η ανάλυση.

Main.java

Αρχικά, έχουμε την κλάση Main η οποία όπως προαναφέραμε χειρίζεται το κυρίως μενού της εφαρμογής μας. Η Main στην ουσία ζωγραφίζει 4 buttons που αποτελούν 4 διαφορετικές επιλογές. Ο τρόπος που ο κώδικας ξεχωρίζει ποιας επιλογής το activity να καλείται γίνεται μέσω ενός **Intent** **exp = new Intent(MainMenu.this, explorer.class)** το οποίο καλεί την κλάση explorer που είναι υπεύθυνη για το search κομμάτι και ακολούθως στέλνει ένα κωδικό τον αντίστοιχο κάθε φορά για να ξεκινήσει το σωστό activity. (π.χ. 1 για LoadData, 2 για LoadConfig κ.ο.κ.)

- Load Data

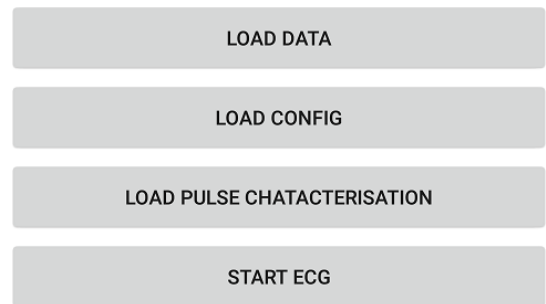
Η επιλογή αυτή θα ανοίγει μία άλλη οθόνη στην οποία ο χρήστης θα έχει να διαλέξει το αρχείο του οποίου θέλει να δει την ανάλυση.

- Load Config

Η επιλογή αυτή μας οδηγεί στο ίδιο μενού με την προηγούμενη επιλογή όπου τώρα πρέπει να απιλέξουμε το αντίστοιχο configuration αρχείο.

- Load Pulse Characterisation

Επιλέγοντας αυτό το κουμπί οδηγούμαστε σε browser ανεύρεσης και φόρτωσης του αρχείου στο οποίο υπάρχει η ανάλυση του αντίστοιχου ECG.



Σχήμα 5.9: Πιθανές επιλογές του κυρίως μενού

Για κάθε μια επιλογή υπάρχει μια boolean τύπου μεταβλητή η οποία αρχικά ορίζεται false. Εάν διαλεχτούν και τα 3 αρχεία τότε και οι 3 γίνονται true και το startECG είναι enable να επιλεγθεί. Εάν τώρα δεν διαλεχτεί ένα από τα τρία αρχεία τότε σημαίνει κάποια μεταβλητή παραμένει false και έτσι εάν επιλεγθεί το Start ECG θα εμφανιστεί ένα μήνυμα που θα λέει πως δεν επιλέχθηκαν όλα τα απαραίτητα αρχεία.

A dark gray rounded rectangular bubble with the text 'You didn't choose all the files' in white.

Σχήμα 5.10: Error Message

- Start ECG

Αφού έχει γίνει η επιλογή των αρχείων και έχει κλείσει το συγκεκριμένο activity με την επιλογή του Start ECG καλείται ένα άλλο activity και ανοίγει μια άλλη οθόνη όπου έχουμε τον ECG Viewer.

Explorer.java

Η κλάση αυτή καλείται όταν από το κυρίως μενού επιλέξουμε μια από τις επιλογές που είδαμε πιο πάνω εκτός από την Start ECG. Με τη σειρά της η κλάση αυτή καλεί ένα activity το οποίο ανοίγει ουσιαστικά ένα browser παράθυρο που αφήνει το χρήστη να πλοηγηθεί στα αρχεία του κινητού του ούτως ώστε να φορτώσει τα απαραίτητα αρχεία να αρχίσει η αναπαράσταση του ECG.

ECGViewer.java

Είναι η κλάση η οποία είναι υπεύθυνη για την αναπαράσταση της ανάλυσης του ECG ακριβώς όπως αναπαραστάται και στο Web Viewer απλά με διαφορετικές διαστάσεις ώστε να χωρέσει στην οθόνη ενός κινητού ή tablet.

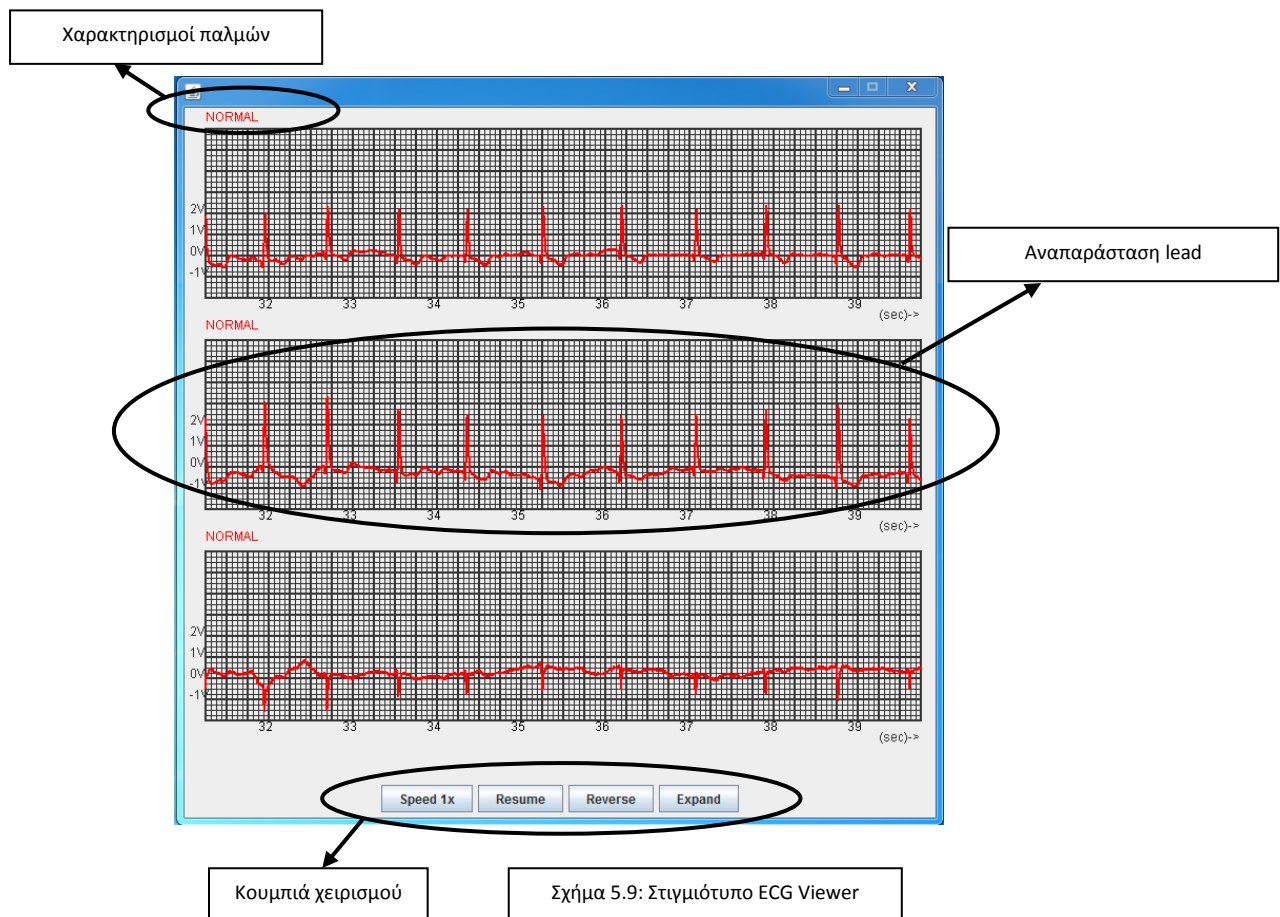
PulseActivity.java

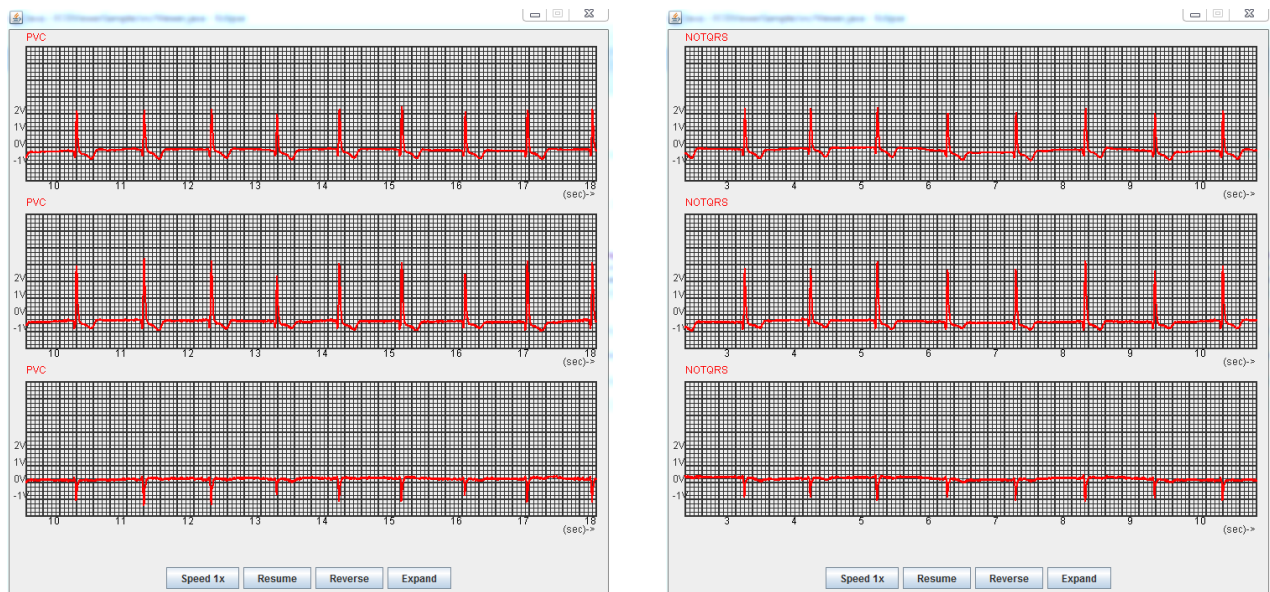
Τέλος η κλάση αυτή εκτελείται για κάθε event δηλαδή για κάθε πάτημα ενός κουμπιού είτε αυτό είναι το Pause, είτε το Resume, είτε το Expand, είτε το Reverse, είτε το Speedup.

5.4 Οθόνες Τελικού Συστήματος

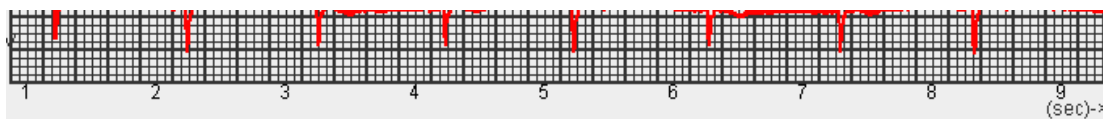
Ακολουθώς θα δούμε κάποια screenshots από τις τελικές οθόνες του συστήματός μας και θα εξηγήσουμε τι δείχνει η κάθε μια ξεχωριστά

5.4.1 Οθόνες Web ECG Viewer

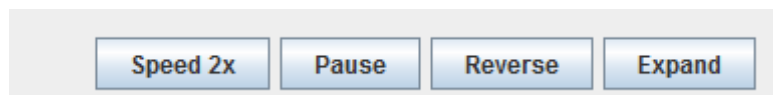




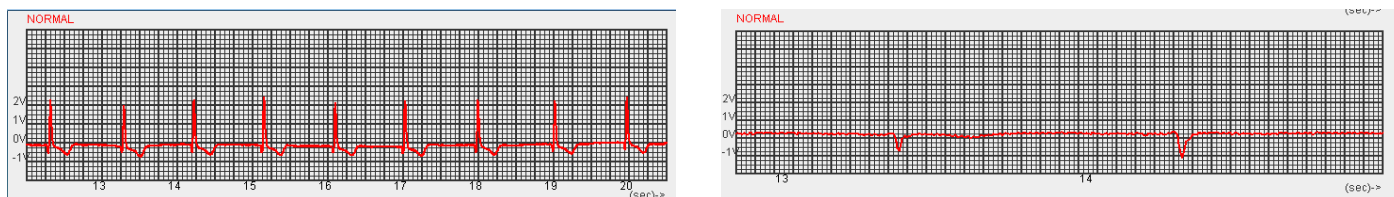
Σχήμα 5.10: Στιγμιότυπα ECG Viewer με μηνύματα PVC και NOTQRS



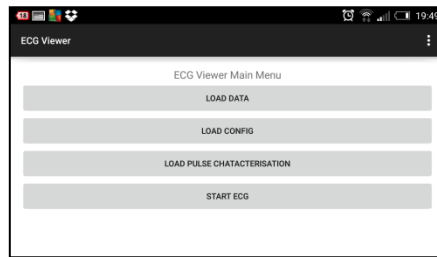
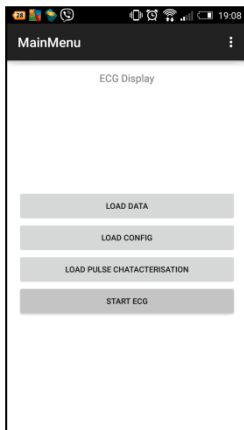
Σχήμα 5.11: Κοντινό στιγμιότυπο αναπαράστασης ενός lead που δείχνει πόσα seconds φαίνονται κάθε φορά στην οθόνη, από πόσα τετραγωνάκια αποτελείται κάθε γραφική και πόσα samples αναπαριστώνται κάθε φορά



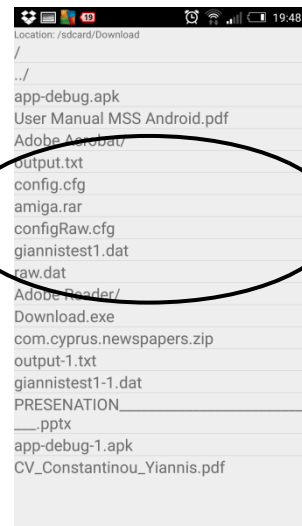
Σχήμα 5.12: Κουμπιά χειρισμού γραφικής παράστασης



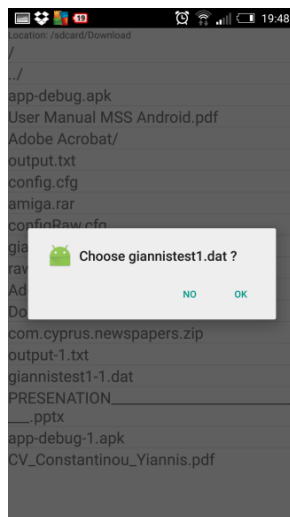
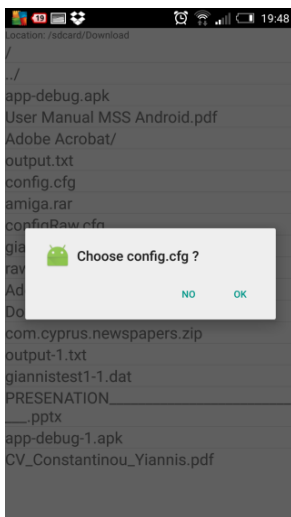
Σχήμα 5.13: Στιγμιότυπο ECG Viewer πριν και μετά από κάποιο EXPAND



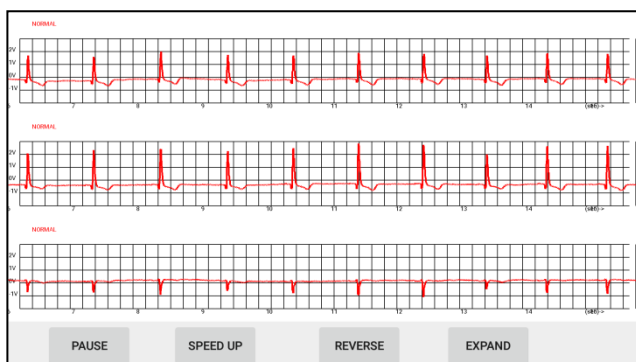
Σχήμα 5.14: Κυρίως μενού του Android Application
αριστερά σε portrait και πάνω σε landscape orientation



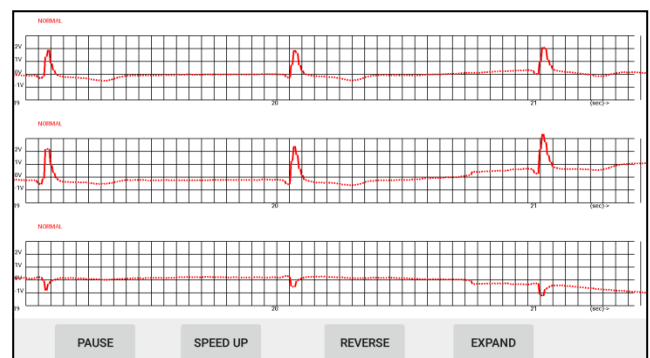
Σχήμα 5.15: Μενού εύρεσης αρχείων



Σχήμα 5.16: Φόρτωση αρχείων



Σχήμα 5.16: Στιγμιότυπο οθόνης ECG Viewer Android Application



Σχήμα 5.17: Στιγμιότυπο οθόνης ECG Viewer
Android Application μετά από Expand

Κεφάλαιο 6

Συμπεράσματα – Μελλοντική εργασία

6.1 Συμπεράσματα

6.2 Μελλοντική εργασία

6.1 Συμπεράσματα

Σκοπός της διπλωματικής αυτής ήταν η ανάπτυξη ενός συστήματος που θα συνέβαλε στην εξ'αποστάσεως παρακολούθηση ασθενών που υποβλήθηκαν σε καρδιοχειρουργική επέμβαση, είτε που πάσχουν από χρόνια καρδιακά νοσήματα. Φτάνοντας στο τέλος αυτής της εργασίας, πιστεύω ότι έγινε μια πολύ καλή δουλειά για την υλοποίηση αυτού του συστήματος και την πλήρη λειτουργία του και ελπίζω να φανεί χρήσιμο στο μέλλον και να βοηθά τους ασθενείς που το χρειάζονται είτε γιατί υποβλήθηκαν σε καρδιοχειρουργική επέμβαση είτε γιατί έχουν κάποιες πιθανές αρρυθμίες και χρειάζονται ειδική παρακολούθηση από τον ιατρό τους.

Για να επιτευχθούν όλοι οι στόχοι της διατριβής αυτής έμαθα αρκετά πράγματα για τις καρδιακές αρρυθμίες και γενικά τον τρόπο που λειτουργεί η καρδιά ενός ανθρώπου. Επιπλέον αναγκάστηκα είτε να μάθω έστω τα βασικά για κάποιες καινούργιες γλώσσες όπως είναι η C# και καινούργια εργαλεία όπως το Android Studio είτε να εμβαθύνω τις γνώσεις μου σε άλλες γλώσσες που ήδη γνώριζα όπως η Java.

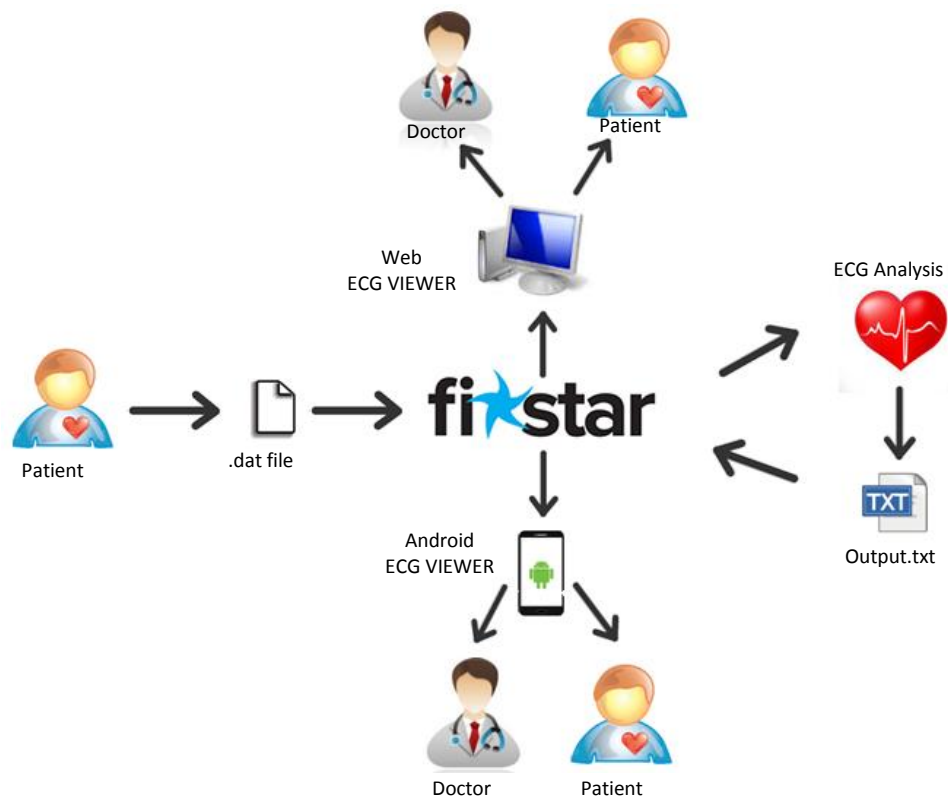
6.2 Μελλοντική εργασία

Σίγουρα πάντοτε ένα σύστημα μετά τον σχεδιασμό και την υλοποίησή του όταν τεθεί σε πραγματική λειτουργία ανακαλύπτονται και άλλες επεκτάσεις και διορθώσεις που μπορεί να

κάνουν ακόμα καλύτερο και βέλτιστο το όλο σύστημα. Έτσι και αυτό το σύστημα θα ήταν καλό να ασχοληθεί ένα άτομο να θέσει σε λειτουργία όλα τα κομμάτια από τα οποία αποτελείται και να τα ελέγξει για να μπορεί να τεθεί σε πραγματική λειτουργία και να παρθούν τυχόν εισηγήσεις και παρατηρήσεις.

Ακόμη, θα μπορούσαμε στο σύστημα μας να εισάγουμε μια λειτουργία η οποία να ειδοποιά το ιατρό μέσω email ή κλήσης στο κινητό από αυτόματο τηλεφωνητή σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης.

Τέλος, οποιοσδήποτε μπορεί να αντιληφθεί ότι τα δεδομένα τα οποία αποθηκεύονται είναι τεράστια. Αυτό έχει ως αρνητικό επακόλουθο να χρειαζόμαστε πάρα πολύ μεγάλους περιφερειακούς δίσκους όπως επίσης και η αναζήτηση των δεδομένων θα είναι πάρα πολύ αργή. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να λυθεί αν για παράδειγμα κάποιος αναλάβει στο μέλλον μέσα ως πιθανό ίσως θέμα της διπλωματικής του να δημιουργήσει ένα έξυπνο αλγόριθμο ο οποίος θα στέλνει στη βάση μόνο το ηλεκτροκαρδιογράφημα στο οποίο θα αναγνωρίζονται προβλήματα όπως π.χ. αρρυθμία.



Σχήμα 6.1 : Λεπτομερές σχεδιάγραμμα αρχιτεκτονικής συστήματος

Βιβλιογραφία

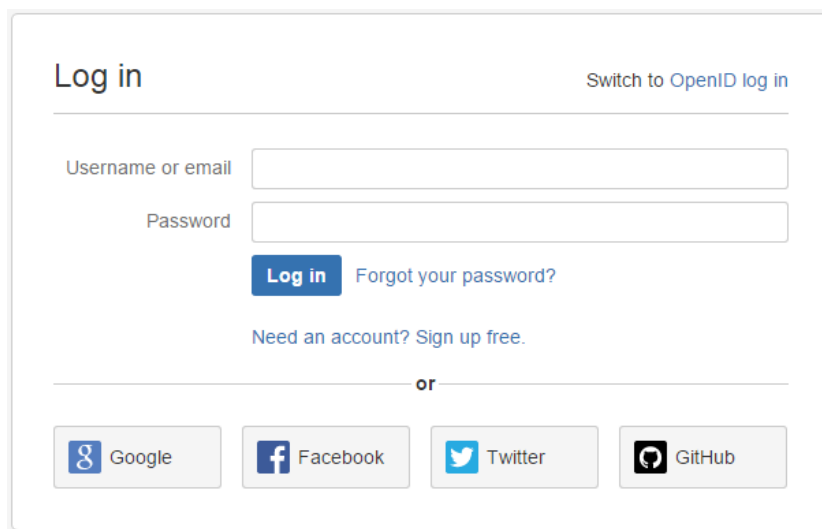
- [1] <http://docs.oracle.com/javase/7/docs/api/javax/swing/package-summary.html>
- [2] <https://www.wikipedia.org/>
- [3] <https://www.microsoft.com/net>
- [4] <http://developer.android.com/sdk/index.html>
- [5] <https://eclipse.org/>
- [6] <https://www.visualstudio.com/>
- [7] <https://www.fi-star.eu/fi-star.html>
- [8] <http://www.eplimited.com/00README.txt>
- [9] <http://www.physionet.org/physiotools/wfdb-windows-quick-start.shtml#test-wave>
- [10] <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>
- [11] <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
- [12] <http://www.eplimited.com/confirmation.htm>
- [13] <http://www.eplimited.com/osea13.pdf>
- [14] <http://www.medinfo.cs.ucy.ac.cy/>
- [15] <http://developer.android.com/training/index.html>
- [16] **“Basic Java Programming”** by John Bryce

Παράρτημα Α'

Εγχειρίδιο χρήσης ECG Viewer

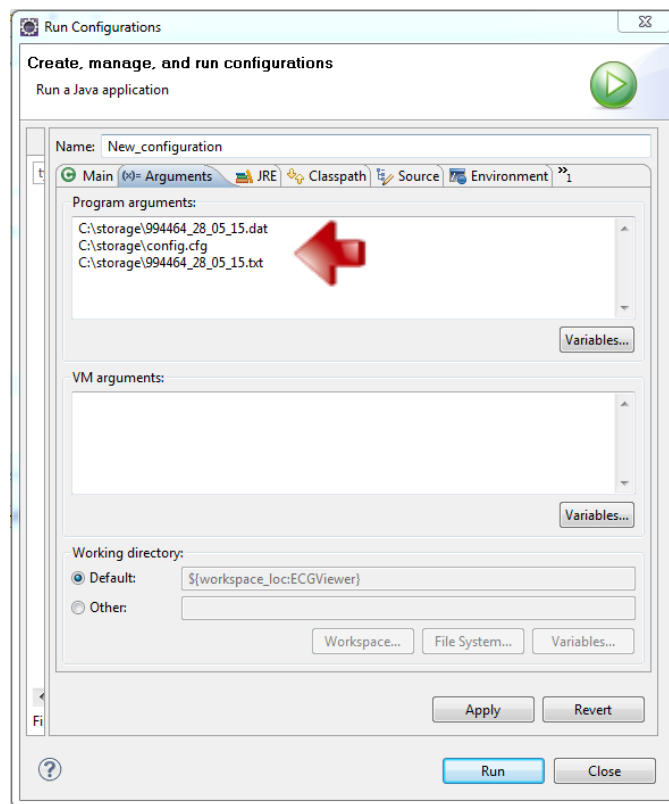
Εγχειρίδιο χρήσης ECG Viewer

Στο συγκεκριμένο εγχειρίδιο χρήσης θα περιγράψουμε πως οι χρήστες – ασθενείς ή οι χρήστες - ιατροί που είναι καταχωρημένοι στο σύστημα μπορούν να χρησιμοποιήσουν το ECG Viewer. Πιο κάτω θα περιγραφούν όλα τα βήματα που πρέπει να κάνουν οι δύο κατηγορίες χρηστών σε περίπτωση που θέλουν να χρησιμοποιήσουν το ECG Viewer.



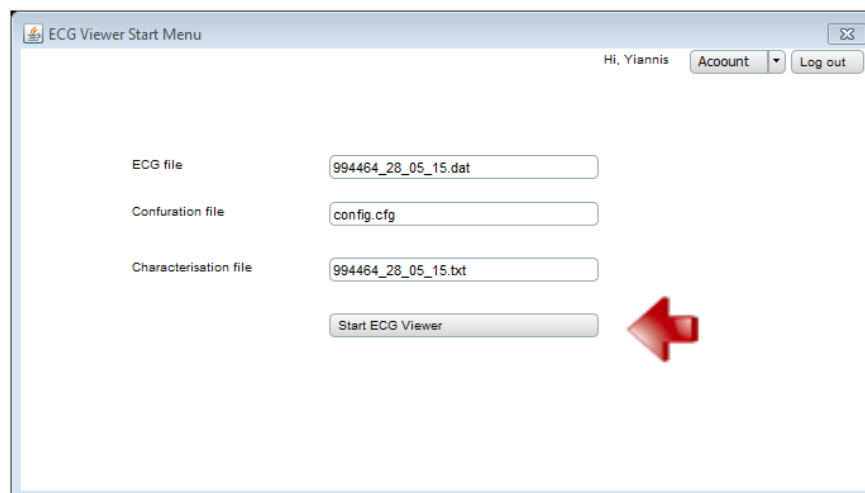
Σχήμα Α.1

Σχήμα Α.1: Η αρχική σελίδα όπου οι χρήστες θα εισάγουν το credentials τους για να εισάγονται στο σύστημα.



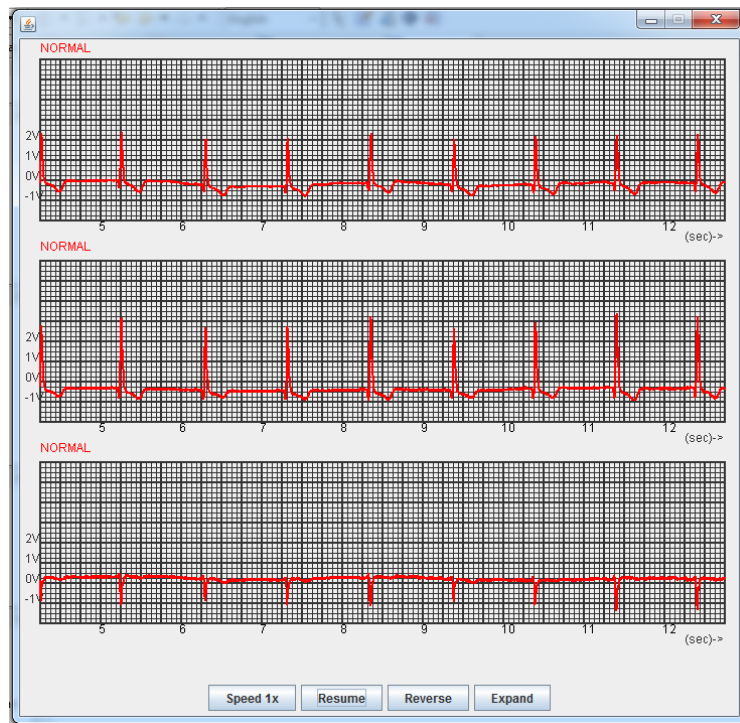
Σχήμα A.2

Σχήμα A.2: Από τη βάση δεδομένων του συστήματος θα έρχονται να φορτώνουν το αρχείο ECG του οποίου θέλουν να δουν το καρδιογράφημα με την ανάλυση ακολούθως το configuration file και τέλος σαν 3^η παράμετρο το characterization txt αρχείο.



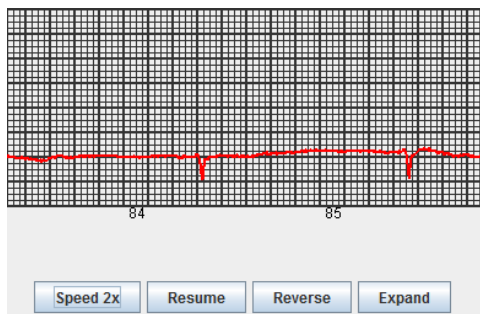
Σχήμα A.3

Σχήμα A.3: Εφόσον φορτωθούν τα αρχεία μας τότε ο χρήστης επιλέγει το Start ECG Viewer.

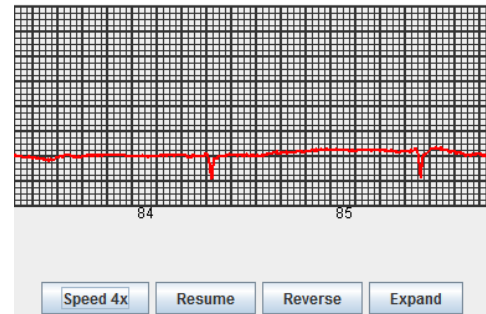


Σχήμα Α.4

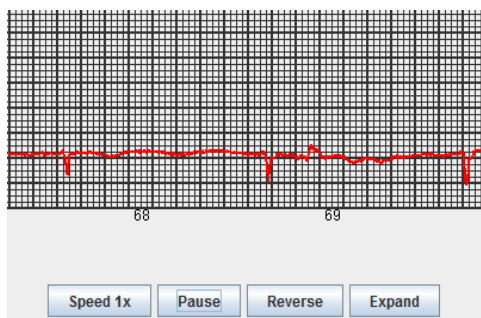
Σχήμα Α.4: Αναπαράσταση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος του ασθενή. Ο χρήστης εδώ βλέπει τα 3 leads ξεχωριστά και μπορεί να χειριστεί αυτές τις γραφικές με τα κουμπιά χειρισμού που έχουμε στο κάτω μέρος της φόρμας.



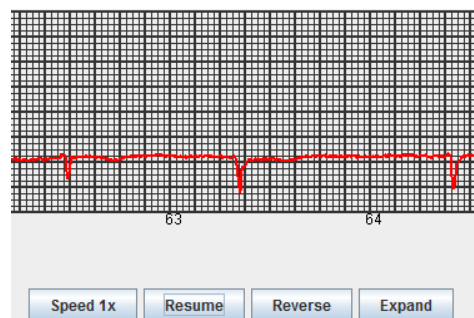
Σχήμα Α.5



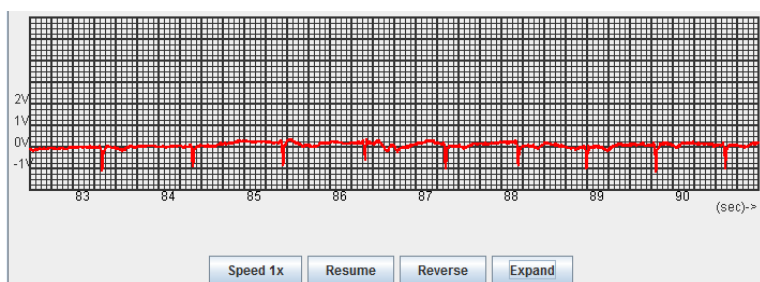
Σχήμα Α.5: Με την επιλογή του κουμπιού Speed ο χρήστης θα βλέπει διπλασιασμό της ήδη τρέχουσας ταχύτητας της γραφικής του και αλλαγή του κουμπιού με βάση το πόσες φορές έχει πατηθεί.



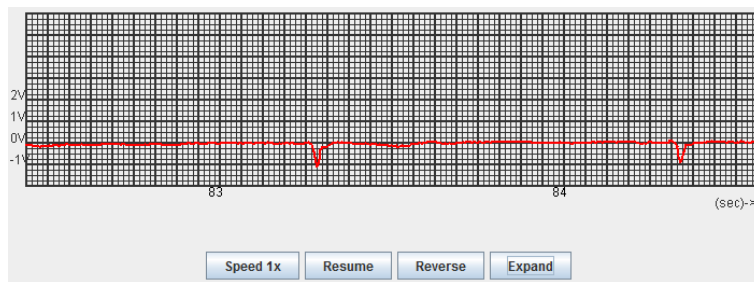
Σχήμα A.6



Σχήμα A.6: Με την επιλογή του κουμπιού Stop διακόπτεται η ροή κίνησης του ECG και αλλάζει η ονομασία του κουμπιού σε Resume ενώ ακολούθως με το πάτημα του κουμπιού Resume έχουμε την επανεκκίνηση του Viewer.



Σχήμα A.7



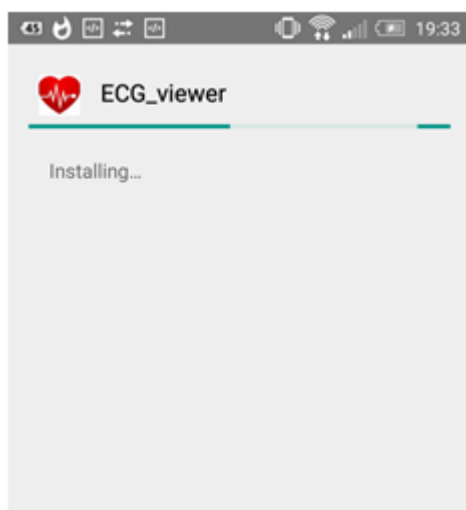
Σχήμα A.7: Με την επιλογή του κουμπιού Expand διακόπτεται η ροή κίνησης του ECG και αλλάζει η ονομασία του κουμπιού σε Resume ενώ ακολούθως με το πάτημα του κουμπιού Resume έχουμε την επανεκκίνηση του Viewer.

Παράρτημα Β'

Εγχειρίδιο χρήσης Android Application

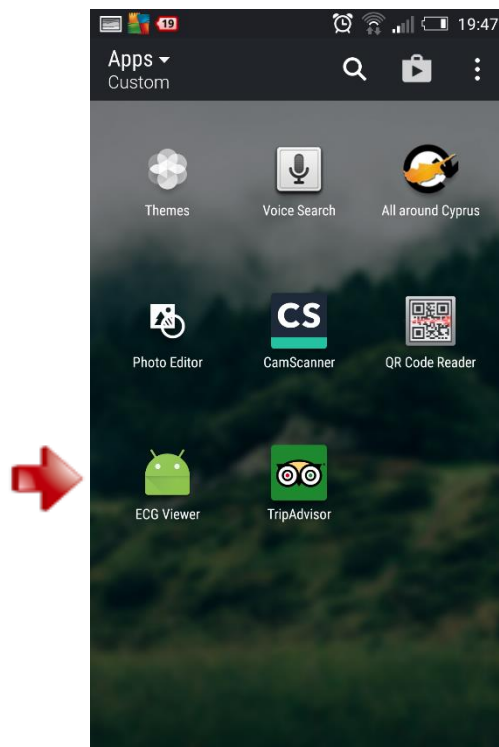
Εγχειρίδιο χρήσης Android Application

Στο συγκεκριμένο εγχειρίδιο χρήσης θα περιγράψουμε πως ο χρήστης – ασθενής που έχει κατεβάσει την εφαρμογή στην Android συσκευή του μπορεί να χρησιμοποιήσει το ECG Viewer. Πιο κάτω θα περιγραφούν όλα τα βήματα που πρέπει να κάνει σε περίπτωση που θέλει να τρέξει την εφαρμογή.



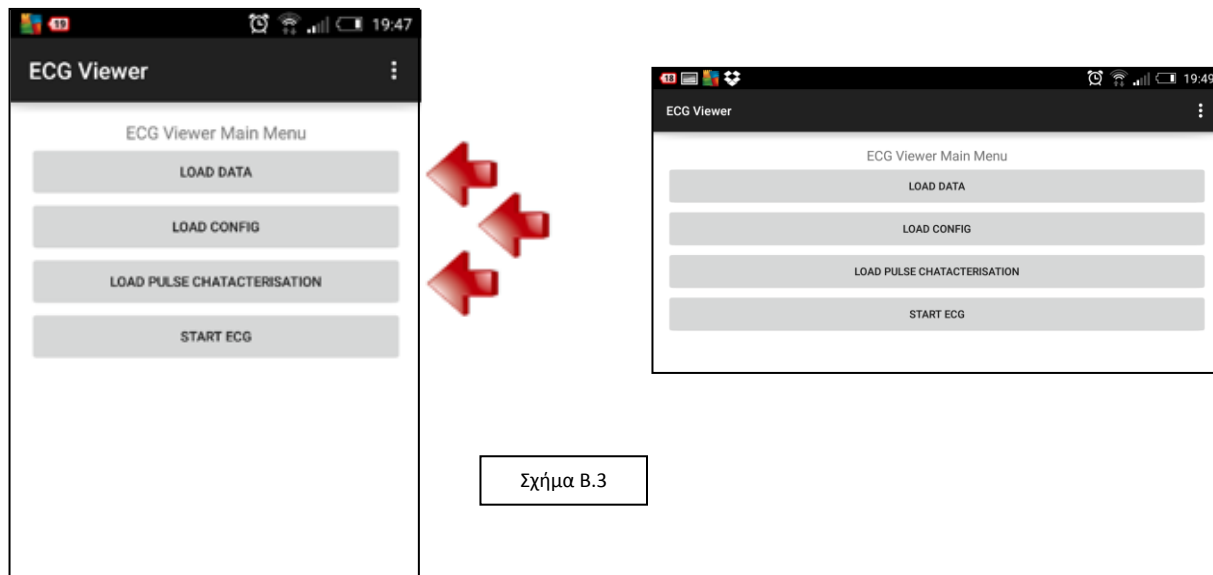
Σχήμα Β.1

Σχήμα Β.1: Για να αρχίσει να τρέχει η εφαρμογή ο χρήστης θα πρέπει πρώτα να κατεβάσει το .apk στο κινητό του και να το κάνει install.



Σχήμα B.2

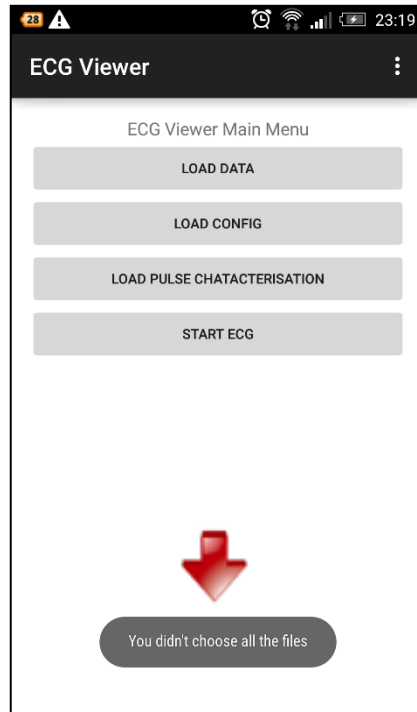
Σχήμα B.2: Για να ανοίξει η εφαρμογή πρέπει να επιλέξει το εικονίδιο της στο μενού με τα applications.



Σχήμα B.3

Σχήμα B.3: Όταν ανοίξει η εφαρμογή εμφανίζεται το κυρίως μενού. Ο χρήστης για να τρέξει κάποιο καρδιογράφημα πρέπει να επιλέξει 3 αρχεία. Το .dat αρχείο το configuration file και το

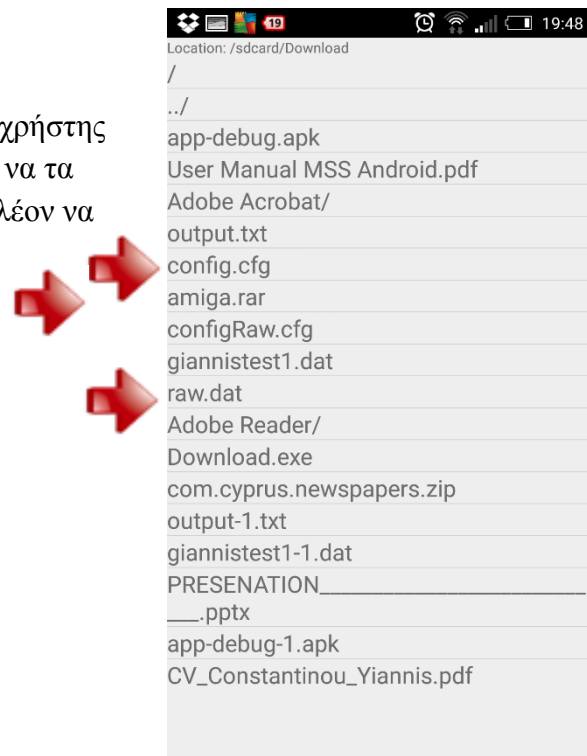
characterization file. Όπως ακριβώς δηλαδή και με το ECG Viewer των Windows. Για να επιλέξει αυτά τα 3 αρχεία πατά επάνω στις επιλογές που δείχνουμε με τα κόκκινα βελάκια με οποιαδήποτε σειρά επιθυμεί ο ίδιος.



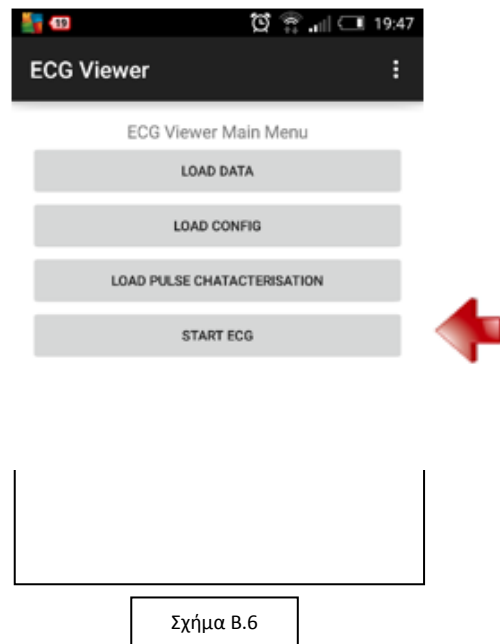
Σχήμα B.4

Σχήμα B.4: Εάν ο χρήστης για κάποιο λόγο δεν διαλέξει έστω 1 από τα 3 αρχεία τότε η εφαρμογή θα του εμφανίσει στην οθόνη ένα μήνυμα λάθους λέγοντάς του πως δεν επέλεξε όλα τα αρχεία που πρέπει.

Σχήμα B.5: Αφού μεταβεί στο Browse μενού ο χρήστης θα πρέπει να βρει και να διαλέξει τα αρχεία για να τα φορτώσει στην εφαρμογή και να είναι έτοιμη πλέον να τρέξει.



Σχήμα B.5



Σχήμα B.6: Ολοκληρώνοντας την επιλογή των αρχείων του η εφαρμογή επαναφέρεται στο κεντρικό μενού και αν ο χρήστης δεν θέλει να κάνει οποιαδήποτε αλλαγή τότε είναι έτοιμος να τρέξει το ECG Viewer επιλέγοντας το Start ECG .



Σχήμα B.7

Σχήμα B.7: Αναπαράσταση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος του ασθενή. Ο χρήστης – ιατρός εδώ βλέπει τα 3 leads ξεχωριστά και μπορεί να χειριστεί αυτές τις γραφικές με τα κουμπιά χειρισμού που έχουμε στο κάτω μέρος της φόρμας και να εξάγει τα δικά του συμπεράσματα για τον ασθενή του μέσω της Android συσκευής του.