



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

Διπλωματική εργασία

**Ανάπτυξη διαδικτυακής εφαρμογής viewer για
ανάγνωση-επεξεργασία ηλεκτροκαρδιογραφήματος και
σπιρομέτρησης**

Τζελαπτοής Κωνσταντίνος

Επιβλέποντες Καθηγητές:

Αγγελίδης Παντελής

Μπέλου Σοφία

KOZANH, Οκτώβριος 2013

Πρόλογος

Η ανάπτυξη ηλεκτρονικών εφαρμογών στις μέρες μας έχει ραγδαίες εξελίξεις. Πόσο μάλλον όταν οι προκείμενες εφαρμογές, έχουν τη δυνατότητα για διαδραστικό έλεγχο από απόσταση μέσω του διαδικτύου. Επίσης ο κλάδος της υγείας, ήταν και θα είναι πάντα στο επίκεντρο. Η γρήγορη διάγνωση, η συνεχής παρακολούθηση και η καταγραφή συμβάντων μπορούν να αποβούν σωτήριες για έναν ασθενή. Ο συνδυασμός των παραπάνω ενθυλακώνουν τον κλάδο τον οποίο θα αναπτύξουμε παρακάτω.

Στην παρούσα εργασία επιχειρείται η σκιαγράφηση τόσο του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος όσο και της Σπυρομέτρησης.

Κεντρικό σημείο, αποτελεί η παρουσίαση και επεξεργασία τους μέσω Ηλεκτρονικού Υπολογιστή σε διαδικτυακό χώρο.

Οι γλώσσες υπολογιστή που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση της εφαρμογής παρουσιάζονται αναλυτικά παρακάτω.

- Η κύρια γλώσσα σήμανσης HTML, που αποτελεί ακρωνύμιο του αγγλικού “Hyper Text Markup Language”, είναι το βασικό κομμάτι για τη δημιουργία της εφαρμογής.
- Η CSS(Cascading Style Sheets), είναι γλώσσα υπολογιστή που επιτρέπει τον έλεγχο της εμφάνισης.
- Η χρήση της γλώσσας προγραμματισμού PHP(Perl Hypertext Preprocessor)-μέσω του συμβατού διακομιστή Παγκόσμιου Ιστού Apache-φροντίζει ώστε η παραγωγή του τελικού περιεχομένου, να εμφανιστεί σε πραγματικό χρόνο με μορφή κώδικα HTML.
- Η αποθήκευση των συμβάντων έγινε σε βάση δεδομένων η οποία δημιουργήθηκε με phpMyAdmin.
- Τέλος με τη χρήση της JavaScript, δίνεται η δυνατότητα να απεικονιστούν τα συμβάντα στον περιηγητή, καθώς και η δυναμική επεξεργασία των αποτελεσμάτων από το χρήστη.

Η χρήση λοιπόν όλων των παραπάνω εργαλείων, συμβάλει στην επίτευξη του τελικού αποτελέσματος.

Περίληψη

Η παρούσα εργασία αποτελείται από δύο μέρη, το θεωρητικό και της εφαρμογής. Το θεωρητικό μέρος διαιρείται σε δύο επιμέρους κεφάλαια:

Το πρώτο κεφάλαιο το οποίο σχετίζεται με το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Γίνεται μια σύντομη εισαγωγή, στην ανατομία και φυσιολογία της καρδιάς, στην ιστορία του ΗΚΓ, στη μορφολογία του, στο διάστημα QT και στις δώδεκα απαγωγές του. Εν συνεχεία γίνεται αναφορά στον προσδιορισμό του ηλεκτρικού άξονα της καρδιάς, στον υπολογισμό μέσης τιμής άξονα κυμάτων P και T και στις διαταραχές των κυμάτων P, QRS, T.

Το δεύτερο κεφάλαιο σχετίζεται με τη Σπυρομέτρηση. Γίνεται σύντομη αναφορά στην ανατομία και φυσιολογία του αναπνευστικού συστήματος, στην ουσία της σπυρομέτρησης, στους πνευμονικούς όγκους, στις χωρητικότητες των πνευμόνων και στους δυναμικούς όγκους. Επίσης γίνεται αναφορά στη διόρθωση των τιμών της σπυρομέτρησης σε BTPS και στη διαγνωστική προσέγγιση των ασθενών.

Έπειτα στο επόμενο κεφάλαιο παρουσιάζεται το πρακτικό κομμάτι. Περιγράφεται αναλυτικά ο τρόπος με τον οποίο έχει δημιουργηθεί το λογισμικό μέρος της εφαρμογής. Αρχικά γίνεται μια εισαγωγή στα ευρωπαϊκά πρότυπα που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη παρόμοιων λογισμικών. Στη συνέχεια παρουσιάζεται μια περιήγηση στη χρήση της εφαρμογής. Παρακάτω αναφέρονται οι κύριες γλώσσες υπολογιστή που χρησιμοποιήθηκαν, για την παρουσίαση και επεξεργασία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) και Σπυρομέτρησης. Τονίζεται πως για να επιτευχθεί η εφαρμογή μέσω Ηλεκτρονικού Υπολογιστή σε διαδικτυακό χώρο, απαραίτητα είναι τα εξής, η γλώσσα σήμανσης HTML, το CSS, η γλώσσα προγραμματισμού PHP καθώς και βιβλιοθήκες Javascript για την απεικόνιση των γραφημάτων. Η αποθήκευση των συμβάντων έγινε σε βάση δεδομένων η οποία δημιουργήθηκε με phpMyAdmin.

Τέλος γίνεται μια αναφορά σε μελλοντικές χρήσεις και βελτιώσεις της εφαρμογής.

Λέξεις κλειδιά

Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), Σπυρομέτρηση, προβολή, προγραμματισμός διαδικτύου, jQuery, AJAX, PHP, MySql, JavaScript, Highcharts,

Abstract

Developing web application read-treatment ECG and spirometry

This study consists of two sections, the theoretical and the application. The theoretical part divided into two parts.

In the first chapter is related with Electrocardiogram (ECG). Specific there is a brief introduction to the anatomy and physiology of the heart, in the history of ECG, in his morphology, at the interval QT and the twelve-leads of ECG. Furthermore, there is a reference in the determination of electric axis of heart, in calculating the average of wave axis P and T and in the disorders of waves P, QRS, T.

In the second chapter is related with Spirometry. There is a brief reference to the anatomy and physiology of the respiratory system, the essence of spirometry, in lungs tumors, in the capacity of lungs and in dynamic volumes. Also, becomes report in the correction of the values of spirometry in BTPS and the diagnosis of respiratory diseases.

Then in the next chapter is presented the practical part. Is described in detail the way in which software has been created the computational piece of application. Firstly, there is an introduction in the European standards which used to develop such software. Afterwards there is a presentation in the use of the application. Below are reported the main computer languages which used for the presentation and processing of electrocardiogram (ECG) and Spirometry. It is emphasized that in order to achieve the implementation by computer into a web site, the following is essential : the markup language HTML, CSS, the programming language PHP and JavaScript libraries for the display of the graphs. The shortage of events became in a database which was created with phpMyAdmin.

Finally, is a reference to the future uses and development of application.

Key words

Electrocardiogram (ECG), spirometry, viewer, web design, jQuery, AJAX, PHP, MySql, JavaScript, Highcharts,

Ευχαριστίες

Με την ευκαιρία της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν, καθένας με το δικό του τρόπο στην εκπόνηση της. Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να δώσω στον αδερφό μου, που από την πρώτη στιγμή στάθηκε δίπλα μου και στήριξε την επιλογή μου να συνεχίσω τις σπουδές μου σε ανώτερο επίπεδο. Επίσης ευχαριστώ τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Αγγελίδη Παντελή καθώς και την κ. Καρανάσιου Νάνσυ για την καθοδήγηση, την υποστήριξη και τις συμβουλές που μου προσέφεραν κατά τη διάρκεια της.

Περιεχόμενα

Πρόλογος	3
Περίληψη.....	4
Λέξεις κλειδιά.....	5
Ευχαριστίες	8
Περιεχόμενα.....	9
Εισαγωγή	11

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

1.1. Ανασκόπηση της ανατομίας και φυσιολογίας της ανθρώπινης καρδιάς	13
1.2. Ιστορική αναφορά του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος(ΗΚΓ).....	16
1.3. Μορφολογία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος	18
1.4. Καρδιακή λειτουργία και συσχέτιση ΗΚΓ	20
1.4.1. Καρδιακή συχνότητα	20
1.4.2. Καρδιακός ρυθμός	20
1.4.3. Κύμα P	21
1.4.4. Διάστημα PR	21
1.4.5. Σύμπλεγμα QRS	22
1.4.6. Διάστημα QT και διορθωμένο διάστημα QT.....	22
1.4.7. Τμήμα ST και κύμα T	24
1.5. Οι 12 οδηγοί του ΗΚΓ	24
1.6. Προσδιορισμός στιγμιαίου ηλεκτρονικού άξονα της καρδιάς	27
1.7. Μέση τιμή ηλεκτρικού άξονα κυμάτων P και T	30
1.8. Διαταραχές των κυμάτων P, QRS και T	31
1.8.1. Κύμα P και QRS	31
1.8.2. Κύμα T και διάστημα ST	34

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2°

2. Αναπνοή	
2.1. Αναπνοή και το αναπνευστικό σύστημα	36
2.2. Η ουσία της σπιρομέτρησης	39
2.2.1. Ιστορική αναδρομή	39
2.2.2. Σπιρομέτρηση	41
2.2.3. Πνευμονικοί όγκοι	41
2.2.4. Χωρητικότητα πνευμόνων	42
2.2.5. Δυναμικοί όγκοι	43
2.3. Μέγιστες στατικές εισπνευστικές και εκπνευστικές πιέσεις	45
2.4. Η διόρθωση σε BTPS	45
2.5. Ενδείξεις σπιρομέτρησης, διαγνωστική προσέγγιση ασθενών	46

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3°

3. Λογισμικό κομμάτι της εφαρμογής	50
3.1. Διαδικτυακό μέρος	50
3.2. Αρχεία καταγραφής συμβάντων	51
3.2.1. Το πρότυπο SCP-ECG	51
3.2.2. Μορφή αρχείου ΗΚΓ	53
3.2.3. Μορφή αρχείου σπιρομέτρησης	54
3.3. Μέθοδος προσπέλασης δειγμάτων	55
3.4. Δένδρο εγγράφου XML	56
3.4.1. Μορφή XML μίας απαγωγής	56
3.4.2. Μορφή XML 12 απαγωγών	57
3.5. Βιβλιοθήκη Highcharts	57
3.6. Επεξεργασία των δεδομένων με χρήση XML	58
3.7. Διαχείριση ECG-SPI Viewer	59
3.7.1. Ασφαλής σύνδεση-αποσύνδεση	59
3.7.2. Πλοήγηση εφαρμογής	60
3.8. Βάση Δεδομένων	67
3.9. jQuery	70

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

4. Φίλτρα πεπερασμένης απόκρουσης..... 72

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις 74

Βιβλιογραφία 75

Εισαγωγή

Η παρούσα εργασία εκπονήθηκε κατά το ακαδημαϊκό έτος 2012-2013, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής & τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας. Σκοπός της είναι η δημιουργία διαδικτυακής εφαρμογής για ανάγνωση και επεξεργασία Ηλεκτροκαρδιογραφημάτων καθώς και σπιρομετρήσεων.

Βάση έχει στο ότι η τηλεϊατρική έχει διευρύνει τη λειτουργικότητά της στις μέρες μας. Η αυτοεξέταση και η αποστολή σε ηλεκτρονική μορφή αποσκοπεί σε μείζονα πλεονεκτήματα. Κάποια από αυτά είναι η αποφυγή της συμφόρησης ασθενών σε ιατρικές μονάδες, εξοικονόμηση χρόνου, αποφυγή της υπέρτασης λόγω λευκής ποδιάς και πολλά άλλα.

Η καρδιά σε συνεργασία με τους πνεύμονες αποσκοπούν στη βασική λειτουργία των ζωτικών οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Λειτουργεί σαν αντλία παίρνοντας το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και το εξωθεί προς την αορτή για να κυκλοφορήσει σε όλο το σώμα.

Ο συνδυασμός των παραπάνω οδηγεί στη δημιουργία της παρούσας εργασίας. Αναφορικά με την δημιουργία viewer για την ανάγνωση και επεξεργασία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος πληρούνται συγκεκριμένες προδιαγραφές. Μία από αυτές είναι η αποθήκευση των αρχείων του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε μορφή ecg-scp και η χρήση κατάλληλων φίλτρων για την αποφυγή θορύβων που παράγονται μαζί με τη λήψη. Αντίστοιχα και για τη Σπιρομέτρηση εφαρμόζουμε τη παρόμοια λογική. Η αποθήκευση των αρχείων μιας σπιρομέτρησης γίνεται υπό μορφή .spi.

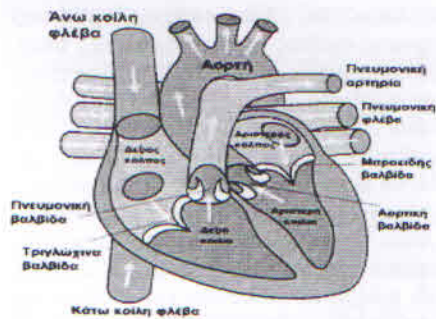
Παρακάτω θα αναλυθεί η φυσιολογία της καρδιάς, των πνευμόνων όπως και η γενική περιγραφή της εφαρμογής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1⁰

1.1. Ανασκόπηση της ανατομίας και φυσιολογίας της ανθρώπινης καρδιάς .

Η ανθρώπινη καρδιά έχει το μέγεθος περίπου μιας γροθιάς και το σχήμα της θυμίζει κώνο. Αποτελείται από δύο όμοια σχεδόν όργανα, τη δεξιά καρδιά (περιέχει μη οξυγονωμένο αίμα) και την αριστερή καρδιά (οξυγονωμένο αίμα), τα οποία είναι στενά ενωμένα. Καθεμία, διαιρείται σε δύο κοιλότητες τον κόλπο(που βρίσκεται στο επάνω τμήμα) και την κοιλία (που βρίσκεται κάτω). Οι δύο κοιλότητες έρχονται σε επικοινωνία μέσω του κολποκοιλιακού στομίου, που διαθέτει μια βαλβίδα (τριγλώχιν στην δεξιά κοιλία και μιτροειδής στην αριστερή κοιλία) η οποία εμποδίζει την παλινδρόμηση του αίματος από την κοιλία στον κόλπο.

Στην κοιλία υπάρχει το αρτηριακό στόμιο (της πνευμονικής αρτηρίας στη δεξιά κοιλία και της αορτής στην αριστερή κοιλία) όπου διαθέτει μηννοειδείς υμενώδεις πτυχές που εμποδίζουν την παλινδρόμηση του αίματος σε κάθε κοιλία μετά την καρδιακή συστολή. Στους θηλοειδείς μυς, είναι προεξοχές που βρίσκονται στο εσωτερικό των κοιλιών, εφάπτονται τενόντιες χορδές οι οποίες ρυθμίζουν το εύρος των κινήσεων της τριγλώχινος και της μιτροειδούς βαλβίδας. Στην κάτω επιφάνεια των κόλπων, βρίσκεται το κολποκοιλιακό στόμιο και στις άλλες επιφάνειες είναι η άνω και κάτω κοίλη φλέβα στον δεξιό κόλπο και οι πνευμονικές φλέβες στον αριστερό κόλπο. Στους κόλπους υπάρχει και ο καρδιακός ους, μια μικρή επέκτασή τους.¹



Εικόνα 1.1 : Κύρια μέρη της καρδιάς

- Δεξιός κόλπος/ Right atrium
- Δεξιά κοιλία/ Right ventricle
- Πνευμονική βαλβίδα/ Pulmonary valve
- Τριγλώχιν βαλβίδα/ Tricuspid valve
- Αορτή/ Aorta
- Αριστερός κόλπος/ Left atrium
- Αριστερή κοιλία/ Left ventricle
- Πνευμονική αρτηρία/ Pulmonary artery
- Πνευμονική φλέβα / Pulmonary vein
- Μιτροειδής βαλβίδα/ Mitral valve

¹ Εγκυκλοπαίδεια 1988: Πάπυρος Λαρούς Μπριτάνικα, Τομ 34ος,σ. 120-121, Αθήνα.

Ο καρδιακός μυς, περιβάλλεται από το περικάρδιο. Εσωτερικά καλύπτεται από μια λεία μεμβράνη, το ενδοκάρδιο και το μυϊκό της χιτώνα, που ονομάζεται μυοκάρδιο. Τρεις είναι οι τύποι του μυοκαρδίου, ειδικότερα είναι το μυοκάρδιο των κόλπων, των κοιλιών και των ειδικευμένων μυϊκών ινών διέγερσης και αγωγής της διέγερσης. Η δράση της καρδιάς είναι απόρροια των πιέσεων που δημιουργούνται στο εσωτερικό των κοιλοτήτων της, ώστε το αίμα να ρέει χωρίς παλινδρόμηση από τις υψηλές προς τις χαμηλές περιοχές πίεσης. Το χρονικό διάστημα από το τέλος μιας καρδιακής συστολής μέχρι το τέλος της επόμενης καρδιακής συστολής ονομάζεται, καρδιακός παλμός. Ο καρδιακός παλμός ενεργοποιείται με την αυτόνομη διέγερση του φλεβόκομβου. Σε φυσιολογικές συνθήκες, ο φλεβόκομβος ελέγχει τη συχνότητα του παλμού ολόκληρης της καρδιάς, διότι η συχνότητα της ρυθμικής διέγερσης είναι μεγαλύτερη από τη συχνότητα αυτοδιέγερσης οποιοδήποτε άλλου τμήματος της καρδιάς (κολποκοιλιακό κόμβο ή ίνες Purkinje),(Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 93).Σημειώνεται ότι η συστολή των κόλπων πραγματοποιείται πριν από τη συστολή των κοιλιών λόγω της καθυστέρησης² που παρατηρείται για τη δίοδο διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Όταν συστέλλονται οι κοιλίες, μεγάλη ποσότητα αίματος συγκεντρώνεται μέσα στους κόλπους λόγω της σύγκλεισης των κολποκοιλιακών βαλβίδων. Οι βαλβίδες της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας (μηνοειδείς βαλβίδες) ανοίγουν όταν αυξηθούν οι πιέσεις μέσα στις κοιλίες. Μετά το τέλος της συστολής, ελαττώνονται οι ενδοκοιλιακές πιέσεις και λόγω υψηλών πιέσεων μέσα στους κόλπους προκαλείται το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων με συνέπεια την ταχύτατη ροή του αίματος προς τις κοιλίες³.

² Καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0,1 sec .(Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 77)

³ Ο χρόνος πλήρωσης των κοιλιών πραγματοποιείται σε τρεις 'περίόδους'. Κατά το πρώτο τρίτο της διάρκειας της διαστολής πραγματοποιείται ο χρόνος ταχείας πλήρωσης (χρόνος ταχείας εξώθησης), όπου το αίμα περίπου το 70% διοχετεύεται από τις κοιλίες προς τις μεγάλες αρτηρίες. Κατά το δεύτερη και τρίτη 'περίοδο' της διάρκειας της συστολής της κοιλίας, ρέει μια μικρή ποσότητα αίματος, περίπου το 30% (ο χρόνος βραχείας εξώθησης). Προς το τέλος της τρίτης 'περίόδου', που ονομάζεται πρωτοδιαστολική περίοδος, η αρτηριακή πίεση ελαττώνεται, λόγω της μεγάλης ποσότητας αίματος που εισέρχεται από τις αρτηρίες στα περιφερειακά αγγεία και το μυοκάρδιο εξακολουθεί να βρίσκεται σε κατάσταση συστολής. Με την απότομη χάλαση των κοιλιών, στο τέλος της συστολής, υποχωρούν οι ενδοκοιλιακές πιέσεις και κλείνουν οι βαλβίδες της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας. Λόγω των αυξημένων πιέσεων μέσα στις διατεταμένες μεγάλες αρτηρίες που προκαλούν απότομη παλινδρόμηση αίματος προς τις κοιλίες. Για 0,03-0,06 sec η χάλαση του μυοκαρδίου των κοιλιών συνεχίζεται. Οι πιέσεις ελαττώνονται και ανοίγουν οι κολποκοιλιακές βαλβίδες και αρχίζει ο επόμενος κύκλος αντλητικής λειτουργίας των κοιλιών (Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 77-82)

Η περίοδος χαλάρωσης/χάλασης της καρδιάς λέγεται διαστολή, η οποία ακολουθείται από μια περίοδο συστολής.

Σημειώνεται ότι σύμφωνα με το νόμο των Frank – Starling, «μέσα σε φυσιολογικά όρια η καρδιά αντλεί όλο το αίμα που επανέρχεται σε αυτήν, χωρίς να δημιουργείται υπέρμετρη στάση αίματος μέσα στις φλέβες» (Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 87). Απόρροια του νόμου αποτελεί και η διαπίστωση ότι ανεξάρτητα από την αρτηριακή πίεση, καθοριστικό ρόλο στην προώθηση του αίματος από την καρδιά αποτελεί η πίεση που ασκείται από τον δεξιό κόλπο. Ο φλεβόκομβος, όπως προαναφέραμε, σε φυσιολογικές συνθήκες ελέγχει τη συχνότητα παλμού ολόκληρης της καρδιάς. Η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς με σημείο εκκίνησης το φλεβόκομβο εξαπλώνεται αργά μέσα στους κόλπους και με μια μικρή καθυστέρηση στον κολποκοιλιακό κόμβο, εμφανίζεται στο κολποκοιλιακό δεμάτιο. Έπειτα επεκτείνεται γρήγορα μέσα από τις ίνες Purkinje σε όλη την επιφάνεια του ενδοκαρδίου των κοιλιών και εξαπλώνεται αργά μέσα στο μυοκάρδιο και την επικαρδιακή επιφάνεια της καρδιάς.

Σε κατάσταση ηρεμίας, η επιφάνεια της μυϊκής ίνας καλύπτεται από θετικά φορτία τα οποία εξισορροπούνται από αρνητικά φορτία που βρίσκονται κάτω από την κυτταρική της μεμβράνη. Με άλλα λόγια η μυϊκή ίνα είναι πολωμένη. Όταν η μυϊκή ίνα συστέλλεται σχετίζεται με ηλεκτρικές μεταβολές που ονομάζονται «εκπόλωση» και «επαναπόλωση». Η διεργασία εκπόλωσης επεκτείνεται από αριστερά προς δεξιά. Το τμήμα της ίνας που μόλις συστάθηκε είναι αρνητικό σε σχέση με εκείνο που πάει να συσταλεί. Όταν η διεργασία διαπερνάει τη μυϊκή ίνα, οι ηλεκτρικές μεταβολές ονομάζονται «εκπόλωση» και όταν η μυϊκή ίνα επανέρχεται στην αρχική της κατάσταση, σε ηρεμία, (το τμήμα της ίνας γίνεται θετικό), έχουμε την «επαναπόλωση». Οι ηλεκτρικές μεταβολές είναι ξεκάθαρες όταν ο ασθενής είναι χαλαρωμένος και δε συστέλλεται κανένας σκελετικός μυς. Από την πλευρά της ηλεκτρικής δραστηριότητας θεωρείται ότι στην καρδιά έχουμε δυο κοιλότητες, διότι συστέλλονται μαζί οι δύο κόλποι και στην συνέχεια μαζί οι δύο κοιλίες. (Hampton J, 2002: 2). Τα ηλεκτρικά γεγονότα που σχετίζονται με την ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς ανακλώνται στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ/ECG).

Σκιαγραφώντας, την ανατομία και φυσιολογία της ανθρώπινης καρδιάς, συνεχίζουμε με την ιστορία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, τα βασικά σημεία του ΗΚΓ, ότι σχετίζεται με την απεικόνιση του φυσιολογικού (standard) ΗΚΓ και τα μη φυσιολογικά σημεία.

1.2. Η ιστορική αναφορά του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ)

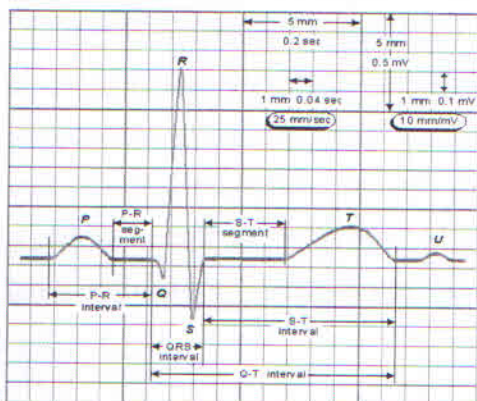
Ξεκινάμε αναφέροντας ότι ο G.L. Lempert, ήταν ο πρώτος επιστήμονας που χρησιμοποίησε τον όρο ηλεκτροκαρδιολογία στο βιβλίο του με τίτλο «Τα θεμέλια της ηλεκτροκαρδιολογίας». Τονίζεται ότι ο όρος ηλεκτροκαρδιολογία, διαφοροποιείται από την ηλεκτροκαρδιογραφία, διότι ασχολείται με την ηλεκτροφυσιολογία και τη βιοφυσιολογία. Σε αντίθεση με την ηλεκτροκαρδιογραφία που ασχολείται με την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Σε μια μελέτη του L.G. Horan, αναφέρεται ότι η ιστορία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος αποτελείται από τρεις περιόδους. Συγκεκριμένα από την «εποχή του ηλεκτρισμού», χρονολογείται πριν το 1750, την «εποχή του βιοηλεκτρισμού» (1750-1900) και την «εποχή της ηλεκτρικής καρδιακής διαδοχής» από το 1900 και μετά. Το διάγραμμα που παρατίθεται παρακάτω, προτάθηκε από το Boïneau, και αποτελεί μια περιγραφή της προόδου που σημειώθηκε στην ηλεκτροκαρδιολογία τον 20 αιώνα. Η ιστορία της ηλεκτροκαρδιολογίας του περασμένου αιώνα μπορεί να χωριστεί σε δύο περιόδους. Συγκεκριμένα στην «Αρχαία περίοδο» και την «Νεότερη περίοδο», η οποία ξεκίνησε το 1957 μετά το Επιστημονικό Συμπόσιο της Νέας Υόρκης, που ονομάστηκε το «Bing Bang» της καρδιολογίας, λόγω των καινοτόμων ιδεών που παρουσιάστηκαν. (Titomir LI 2000: 272-273)

κοιλοτήτων, την καρδιακή συχνότητα, το ρυθμό, την παραγωγή κι την αγωγή της διέγερσης και τις διαταραχές στα παραπάνω γεγονότα, ανεξάρτητα από το αν προέρχονται από ανατομικές, μηχανικές, μεταβολικές ή κυκλοφοριακές ατέλειες. Επιπλέον με το Η.Κ.Γ. είναι εφικτό να ανιχνευτούν η επίδραση ορισμένων φαρμακευτικών ουσιών και αλλαγές στις ηλεκτρολυτικές συγκεντρώσεις. Ωστόσο δεν παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη συστολή και την αντλητική ικανότητα της καρδιάς. (Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 95)

Εν συνεχεία, γίνεται η αναφορά στη μορφολογία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, σε εκείνα τα χαρακτηριστικά που μας βοηθούν να διαπιστώσουμε τη φυσιολογική μορφολογία του ΗΚΓ. Τέλος, εμμένουμε στη συμβολή του Einthoven σχετικά με το τρίγωνο που πρότεινε, κάνοντας αναφορά στις απαγωγές, διότι ανάλογα την οπτική γωνία που έχουμε, προκύπτει και άλλο αποτέλεσμα.

1.3. Μορφολογία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Τα χαρακτηριστικά ενός φυσιολογικού καρδιογραφήματος (ΗΚΓ) είναι τα κύματα P, το «σμπλέγμα QRS» και τα κύματα T. Στην εικόνα 3 αποτυπώνεται ένα φυσιολογικό ΗΚΓ. Η καμπύλη του ανθρώπου σχηματίζεται από μια σειρά επαγμάτων που ονομάστηκαν τυχαία από τον Einthoven με τα γράμματα P,Q,R,S,T και U.

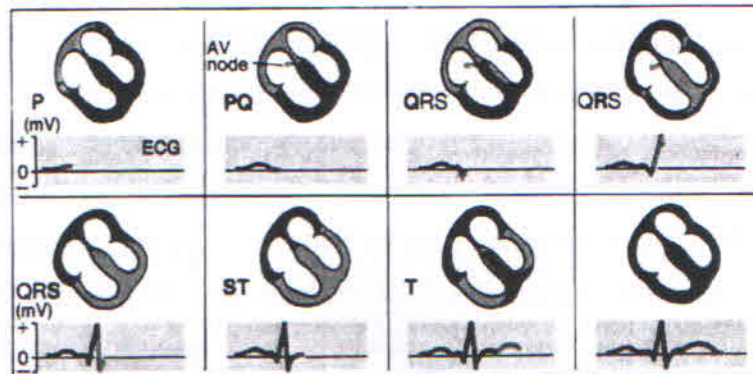


Εικόνα 1.3: Φυσιολογικό καρδιογράφημα. interval/διαστήματα, segment/ τμήμα

- Το κύμα P εμφανίζεται πριν την έναρξη συστολής των κόλπων. Κατά την εκπόλωσή τους.
- Το σύμπλεγμα QRS εμφανίζεται πριν την έναρξη συστολής των κοιλιών. Κατά την εκπόλωσή τους.
- Το κύμα T εμφανίζεται κατά την επάνοδο της κοιλιακής μάζας σε κατάσταση ηλεκτρικής ηρεμίας. Το κύμα επαναπόλωσης.

Από την εικόνα διακρίνουμε ότι το ΗΚΓ καταγράφεται σε ειδικό χαρτί. Η βαθμονόμηση υπάρχει πάντα στο ΗΚΓ και παρουσιάζεται είτε τέρμα αριστερά ή δεξιά από το ΗΚΓ. Στον οριζόντιο άξονα βαθμονόμησης απεικονίζεται ο χρόνος. Στον κάθετο άξονα η ισχύς με βολτ των ηλεκτρικών ερεθισμάτων της καρδιάς. Το εύρος της βαθμονόμησης είναι ένα μεγάλο κουτί και το ύψος αντιστοιχεί σε δύο μεγάλα κουτιά. Με άλλα λόγια κάθε 2,5cm, σε οριζόντια διάταξη, αντιστοιχούν σε 1sec. Ταυτόχρονα τα 2,5cm είναι χωρισμένα σε πέντε ίσα μέρη με κάθετες γραμμές, που αντιστοιχούν σε χρόνο 0,2sec (συνεπώς αντιστοιχούν 5 μεγάλα τετράγωνα ανά δευτερόλεπτο και 300 ανά λεπτό). Με τη σειρά τους αυτά είναι χωρισμένα σε 5 μικρότερα διαστήματα των 0,04sec. Οι οριζόντιες γραμμές βαθμονόμησης στο Η.Κ.Γ. είναι χαραγμένες έτσι ώστε 10 μικρές υποδιαιρέσεις, είτε προς τα (+) είτε προς τα κάτω (-) να αντιστοιχούν σε 1mV. (Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 3). Συνεχίζοντας, γίνεται αναφορά στις φάσεις καρδιακής λειτουργίας σε σχέση με τμήμα τμήματα του ΗΚΓ.

1.4. Καρδιακή λειτουργία και συσχέτιση με το Ηλεκτροκαρδιογράφημα.



Εικόνα 1.4 : Οι φάσεις καρδιακής λειτουργίας σε σχέση με τμήματα του Η.Κ.Γ. Οι περιοχές με κόκκινο παρουσιάζουν διέγερση και με μαύρο χάνεται η διέγερση.

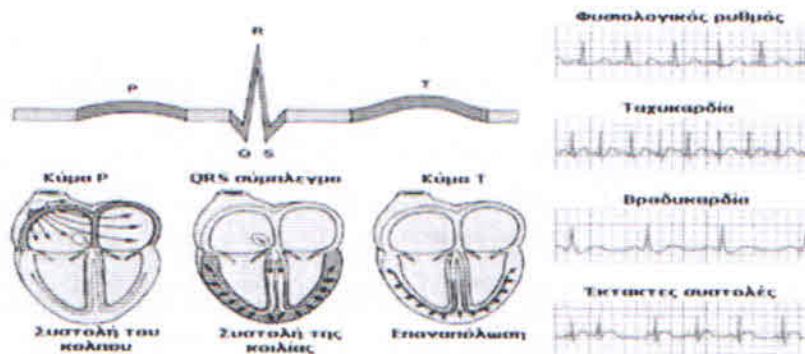
Από την παραπάνω εικόνα παρατηρούμε ότι το κύμα P, εμφανίζεται όταν μέρη του κόλπου είναι εκπολωμένα. Ακολουθεί το διάστημα PQ που αντιστοιχεί στο χρόνο αγωγής του ερεθίσματος από τους κόλπους στις κοιλίες. Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στη διάδοση του ερεθίσματος σε όλο το μυοκάρδιο των κοιλιών. Στο διάστημα ST παρουσιάζεται μια καθαρή τάση την καρδιά, είναι το ισοηλεκτρικό διάστημα, όπου όλο το μυοκάρδιο των κοιλιών βρίσκεται σε διέγερση. Καθώς προχωράμε στην επαναπόλωση των κοιλιών εμφανίζεται το κύμα T. Τέλος το κύμα U αντιστοιχεί στην επαναπόλωση των ινών του Purkinje και η σημασία του δεν είναι επαρκώς γνωστή.

1.4.1. Η καρδιακή συχνότητα (Heart rate)

Η πιο απλή πληροφορία που προέρχεται από το ΗΚΓ είναι η καρδιακή συχνότητα. Σε κατάσταση ηρεμίας καταγράφονται 60 με 100 παλμούς το λεπτό (60-100 p.p.m/palms per minute). Η μέθοδος εύρεσης της καρδιακής συχνότητας είναι αποτέλεσμα της διαίρεσης του 300 (αντιστοιχεί σε πέντε μεγάλα κουτιά / $300:5= 60$ παλμοί το λεπτό) με τον αριθμό των χώρων που βρίσκονται μεταξύ δύο διαδοχικών κυμάτων R. (δύο χώροι αντιπροσωπεύουν 150 b.p.m., τρεις 100 b.p.m., τέσσερις 75 b.p.m., πέντε 60 b.p.m., κλπ.).

1.4.2. Ο καρδιακός ρυθμός (Heart Rhythm)

Ο φυσιολογικός ρυθμός ξεκινάει από τον φλεβόκομβο όταν παρουσιάζονται κύματα P που είναι θετικά στις απαγωγές I, II, aVF και V2-V6, θετικά ή διφασικά στις επαγωγές III και V1 και αρνητικά στην aVR. (Antoni Bayés de Luna 2005: 3)



Εικόνα 1.5: κύματα P,T,U , σύμπλεγμα QRS

1.4.3. Κύμα P / P wave

Το κύμα P αντιστοιχεί στη διεργασία εκπόλωσης των κόλπων και στη φάση διόδου του ερεθίσματος, διαμέσου αυτών, στον κολποκοιλιακό κόλπο. Η ηλεκτρική τάση του κύματος P είναι 0,1-0,3 mV. Το ύψος του δεν πρέπει να ξεπερνάει τα 2.5.mm και το πλάτος δεν πρέπει να είναι μεγαλύτερο από 0,1s. Το κύμα T της επαναπόλωσης έχει χαμηλό εύρος και συνήθως συγκαλύπτεται από το σύμπλεγμα QRS. Το σχήμα του είναι ασύμμετρο.

1.4.4. Διάστημα PR (PR interval and segment)

Το διάστημα PR είναι η απόσταση που ξεκινάει από το κύμα P μέχρι την αρχή του συμπλέγματος QRS, απόσταση είναι συνήθως ισοηλεκτρική (είναι πέντε μικρά κουτάκια/200ms). Σε ενήλικα άτομα κυμαίνεται από 0.12 έως 0,2 s (έως 0.22 s στους ηλικιωμένους και από 0,1 s στα νεογέννητα). Μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα PR τα

συναντάμε σε κολποκοιλιακό κόμβο (atrioventricular block /AV) και συντομότερα χρονικά διαστήματα PR σε pre-excitation σύνδρομα (ανα -διέγερση) και σε διάφορες αρρυθμίες. Μια μετατόπιση δηλαδή του διαστήματος PR είναι μια ένδειξη ασθενειών του μυοκαρδίου των κόλπων. (Antoni Bayés de Luna 2005: 3)

1.4.5. Σύμπλεγμα QRS

Η διάρκεια του « συμπλέγματος QRS» είναι συνήθως 0,12 sec(3 μικρά τετράγωνα) ή λιγότερο, κάθε διαταραχή της αγωγιμότητας την παρατείνει, δημιουργώντας διευρυμένα «συμπλέγματα QRS». Δείχνει πόσο χρόνο χρειάζεται η εκπόλωση για να διαδοθεί διαμέσου των κοιλιών. Είναι τριφασικό και το πρώτο κύμα είναι αρνητικό (πηγαίνει προς τα κάτω). Τα τρία κύματα είναι διαδοχικά και είναι γνωστά ως Q,R,S. Το κύμα R μέρος του συμπλέγματος πηγαίνει προς τα πάνω και το κύμα S, κατευθύνεται προς τα κάτω. Η ηλεκτρική τάση του « συμπλέγματος QRS» είναι συνήθως 1mV από την κορυφή του κύματος R μέχρι το κάτω μέρος του κύματος S.

1.4.6. Διάστημα QT και Διορθωμένο διάστημα QT, που δηλώνεται QTc (correction)⁴

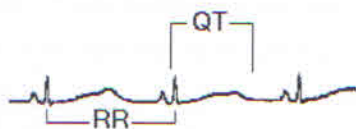
Το διάστημα QT αντιπροσωπεύει το άθροισμα της εκπόλωσης (συμπλέγματος QRS) και της επαναπόλωσης (τμήμα του διαστήματος ST και κύματος T) του ενεργού δυναμικού των κοιλιών. Πολύ συχνά σε περίπτωση που το κύμα T είναι επίπεδο ή

⁴ Το διάστημα QT του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ), το οποίο αντικατοπτρίζει τη διάρκεια του δυναμικού ενεργείας των κυττάρων του κοιλιακού μυοκαρδίου, δύναται να επιμηκυνθεί παθολογικά, συνεπεία κληρονομικής ή επίκτητης δυσλειτουργίας των ιοντικών διαύλων των κυτταρικών μεμβρανών. Μεταξύ των επίκτητων αιτιών της εν λόγω ιοντικής ανωμαλίας τα φάρμακα κατέχουν ιδιαίτερη θέση και η παράταση της διάρκειας της κοιλιακής επαναπόλωσης αποτελεί μία από τις σπουδαιότερες παρενέργειές τους.

Η επιμήκυνση του διαστήματος QTc εγκυμονεί τον κίνδυνο έκλυσης χαρακτηριστικής μορφής πολύμορφης κοιλιακής ταχυκαρδίας, γνωστής ως Torsades de Pointe (TdP), όρος ο οποίος υποδηλώνει τη ζ συστροφή των σημείων Έ στο ΗΚΓ επιφανείας γύρω από τη μέση γραμμή. Η ταχυαρρυθμία αυτή, που στη χώρα μας περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον υποφαινόμενο το 1976, είναι λίαν επικίνδυνη και εμφανίζει συμπτώματα τα οποία εκτείνονται από τη ζάλη μέχρι την καρδιακή ανακοπή (θνητότητα 15%). (Μάλλιος 2011)

παρουσιάζεται ένα κύμα U είναι δύσκολο να μετρηθεί με ακρίβεια το χρονικό διάστημα QT. Στη περίπτωση αυτή χρησιμοποιούμε μια μέθοδο για να εξασφαλίσουμε εάν το διάστημα QT μελετείται διαδοχικά.

Το διάστημα QT ποικίλει ανάλογα τον καρδιακό ρυθμό ο οποίος γίνεται άλλες φορές πιο αργός άλλες πιο γρήγορος. Συνεπώς είναι πολύ σημαντικό να διορθώσουμε το διάστημα QT για τον καρδιακό ρυθμό (QTc). Αυτό διορθώνεται χρησιμοποιώντας το μήκος του κύκλου (R-R διάστημα), όπως φαίνεται στην εικόνα. Το κανονικό QTc έχει τιμή 0,42 δευτερόλεπτα. **Με άλλα λόγια**, η προτεινόμενη μέθοδος είναι να εξεταστεί το τέλος της επαναπόλωσης (depolarization) ως το σημείο που σχεδιάζεται μια εφαπτομένη (σημείο ένωσης) κατά μήκος της φθίνουσας κλίσης (κατέβασμα) του κύματος T, διασχίζοντας την ισοηλεκτρική γραμμή. Το διάστημα QTc είναι το διάστημα QT στη φυσιολογική συχνότητα καρδιακού παλμού 60 ppm. Το διάστημα αυτό μπορεί να υπολογιστεί με πολλές διορθώσεις. Αυτή που χρησιμοποιείται είναι των Bazett και Fridericia.



$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} = \frac{0.71}{\sqrt{1.11}} = 0.67 \text{ seconds}$$

Εικόνα 1.6 : διόρθωση QTc

- **Bazett** (τετραγωνική ρίζα)
διόρθωση: $QT \text{ διόρθωσης} = \frac{\text{διάστημα QT}}{\sqrt{\text{διάστημα RR (s)}}} (= \frac{QT}{\sqrt{RR}})$
- **Fridericia** (κυβική ρίζα)
διόρθωση: $QT \text{ διόρθωσης} = \frac{\text{διάστημα QT}}{\sqrt[3]{\text{διάστημα RR (s)}}}$

Ένα μεγάλο διάστημα QT μπορεί να συσχετιστεί με συγγενή σύνδρομο ή και σε αιφνίδιο θάνατο, καρδιακή ανεπάρκεια, ισχαιμική καρδιοπάθεια, βραδυκαρδία, ορισμένες διαταραχές ηλεκτρολυτών και μετά από την πρόσληψη φαρμάκων. (Antoni Bayés de Luna 2005: 4)

1.4.7. Τμήμα ST και κύμα T

Το κύμα T και το προηγούμενο τμήμα που παρουσιάζεται ST σχηματίζονται κατά τη διάρκεια επαναπόλωσης των κοιλιών. Παρουσιάζει ανοδική κλίση και είναι πιο αργό από τη φθίνουσα του κλίση. Είναι θετικό σε όλες τις επαγωγές εκτός από την aVR αλλά μπορεί να είναι και αρνητικό ή επίπεδο ή ελαφρώς θετικό στην V1 και επίπεδο ή ελαφρώς αρνητικό στις V2 και aVF . (Antoni Bayés de Luna 2005: 4) Η ηλεκτρική τάση του κύματος T είναι 0,2-0,3 mV.

Έχοντας κάνει αναφορά στη μορφολογία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος, στη συσχέτιση της καρδιακής λειτουργίας με το ΗΚΓ, στην καρδιακή συχνότητα, στον καρδιακό ρυθμό, στο κύμα P, στο διάστημα PR, στο σύμπλεγμα QRS, στο διάστημα QT και διορθωμένο διάστημα QT, που δηλώνεται QTc και στο τμήμα ST και κύμα T, συνεχίζουμε με τον τρόπο, τις θέσεις, από όπου καταγράφονται οι ηλεκτρικές καρδιακές μεταβολές (απαγωγές).

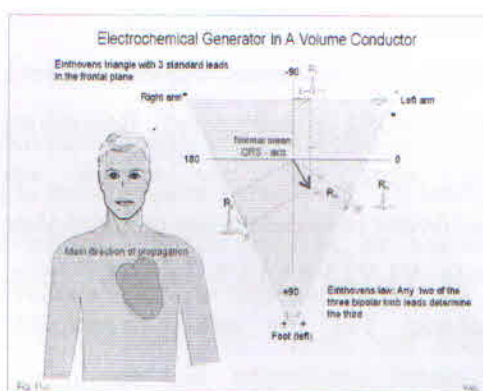
1.5. Οι 12 οδηγοί του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Ξεκινάμε αναφέροντας ότι οι θέσεις τοποθέτησης των ηλεκτροδίων είναι σταθερές. Το αν θα είναι θετική ή αρνητική η πολικότητα της εγγραφής, προσδιορίζεται από τον προσανατολισμό των ηλεκτροδίων σε σχέση με την κατεύθυνση του ρεύματος στην καρδιά. Έχουμε λοιπόν δώδεκα διαφορετικές γωνίες ανάλογα με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Οι συμβατοί συνδυασμοί που προκύπτουν ονομάζονται ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές. Το μονοπάτι κατεύθυνσης ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια ή ανάμεσα σε ένα ηλεκτρόδιο και σε ένα σημείο αναφοράς ονομάζεται axis(άξονας κατεύθυνσης). (Lewis M. 2000: 10)

Οι απαγωγές διακρίνονται σε περιφερειακές (Hexaxial), επειδή τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται μακριά από την καρδιά και σε προκάρδιες (Precordial) θωρακικές. Αναφέρουμε ότι φυσικός πόλος είναι όλο το ανθρώπινο σώμα. Είναι σημαντική η ύπαρξη των απαγωγών διότι λαμβάνουμε πληροφορίες για το μυοκάρδιο και τις λειτουργίες του. Η κυκλοφορία της ηλεκτρικής ώθησης προς το θετικό ηλεκτρόδιο,

καταλήγει ως θετική αντανάκλαση, πάνω στο ΗΚΓ. Η κυκλοφορία της ηλεκτρικής ώθησης προς το αρνητικό ηλεκτρόδιο, έχει ως αποτέλεσμα την αρνητική αντανάκλαση πάνω στο ΗΚΓ. Τέλος η κυκλοφορία μια ηλεκτρικής ώθησης που είναι κάθετη προς τη γραμμή ανάμεσα στο θετικό και αρνητικό ηλεκτρόδιο, έχει ως αποτέλεσμα να οδηγεί σε διπολική⁵ αντανάκλαση πάνω στο ΗΚΓ (- ...↓... + = —Λ—). Οι περιφερειακές απαγωγές είναι οι I,II, III, aVR, aVL και aVF. Οι προκάρδιες απαγωγές είναι οι V1, V2, V3, V4, V5 και V6.

Ακόμη, οι τύποι των απαγωγών είναι δύο, οι διπολικές (bipolar) και μόνο με ένα πόλο (unipolar). Οι διπολικές απαγωγές, οι οποίες αποτελούνται από ένα θετικό και ένα αρνητικό ηλεκτρόδιο, οι διπολικές και περιφερειακές απαγωγές είναι οι I,II και III και καταγράφουν τις διαφορές στην τάση ανάμεσα στα δύο άκρα. Οι μονοπολικές απαγωγές, αποτελούνται από ένα θετικό ηλεκτρόδιο και ένα ουδέτερο στο σημείο αναφοράς. Με άλλα λόγια έχουμε το ένα ηλεκτρόδιο και ένα θεωρητικό αρνητικό που πηγαίνει στη μέση του σώματος και είναι η Καρδιά, οπότε αυξάνουμε την τάση τους για να δούμε την κατεύθυνσή τους (axis). Οι μονοπολικές επαγωγές είναι aVR (a το άκρο στο δεξί χέρι), aVL (a το άκρο στο αριστερό χέρι) και aVF (a το άκρο στο αριστερό πόδι). Οι μονοπολικές προκάρδιες επαγωγές είναι V1, V2, V3, V4, V5 και V6 και σε κλινικές ρυθμίσεις είναι και V7, V8.



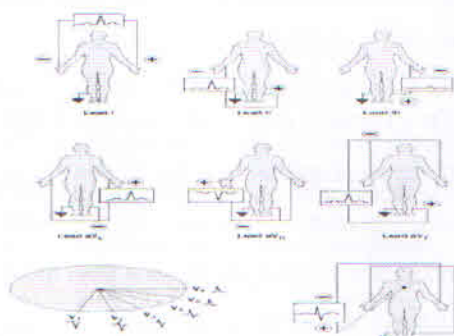
Εικόνα 1.7: Η απεικόνιση του τριγώνου και νόμου του Einthoven

Οι κλασικές απαγωγές είναι οι I,II,III που εισήγαγε ο Einthoven. Το τρίγωνο του Einthoven, (εικόνα 7) είναι ένας τρόπος απεικόνισης που δείχνει ότι τα δύο άνω άκρα και το αριστερό κάτω άκρο είναι οι τρεις γωνίες τριγώνου που περιβάλλουν την καρδιά. Σύμφωνα με το νόμο του Einthoven, όταν τα ηλεκτρικά δυναμικά των δύο από τις τρεις ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές (I,II,III)

⁵ Με τον όρο «διπολικά» εννοείται ότι το ΗΚΓ καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια τοποθετημένα στο σώμα και σε αυτή την περίπτωση τα άκρα. (Κουτσούρης Δ, κ.ά, 2003 : 37).

είναι γνωστά για μια δεδομένη χρονική στιγμή, τότε το δυναμικό της τρίτης απαγωγής προκύπτει από το άθροισμα των πρώτων δύο. Η απαγωγή I βρίσκεται τοποθετώντας το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο (VL) και το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξί άνω άκρο (VR), έτσι προκύπτει ένα θετικό κύμα. Η απαγωγή II βρίσκεται τοποθετώντας το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο δεξί άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο (VF), έτσι προκύπτει ένα θετικό κύμα. Τέλος, η απαγωγή III, καταγράφεται τοποθετώντας το αρνητικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο, με αποτέλεσμα να προκύψει ένα θετικό κύμα.

Στις απαγωγές aVR, aVL, aVF, το a προκύπτει από το augmented (ενισχυμένες), είναι δηλαδή επαγωγές που αυτόματα οδηγούν στη αύξηση του μεγέθους κατά 50% χωρίς καμία αλλαγή στις ρυθμίσεις του μηχανήματος. Στην απαγωγή aVR το ηλεκτρόδιο στον αριστερό βραχίονα είναι αρνητικό καθώς το ηλεκτρόδιο στο δεξί βραχίονα και το αριστερό πόδι καθορίζεται από την καρδιά (αρνητικά φορτισμένη) και συνήθως είναι θετικό και μερικές φορές διφασικό. Στην απαγωγή , aVL το ηλεκτρόδιο στο δεξί βραχίονα είναι θετικό ενώ το ηλεκτρόδιο στον αριστερό βραχίονα και το αριστερό πόδι καθορίζεται από την καρδιά. Συνήθως είναι αρνητικό.



Εικόνα 1.8: δυναμική αναπαράσταση των τρισδιάστατων ηλεκτρικών ανυσμάτων

Συνεχίζουμε με τις προκάρδιες απαγωγές. Οι προκάρδιες απαγωγές προβάλουν συγκεκριμένες θέσεις της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, από έξι διαφορετικές τοποθετήσεις. Βρίσκονται ακριβώς πάνω από την καρδιά και περικυκλώνουν το θώρακα Όλες οι προκάρδιες απαγωγές V1,V2,V3,V4,V5 και V6 είναι μονοπολικές. Για την απόκτηση ακριβής

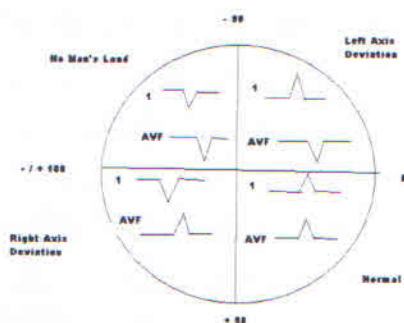
ιχνογράφησης στο ΗΚΓ είναι σημαντική η σωστή τοποθέτηση των προκάρδιων απαγωγών. (Lewis M. 2000: 10-12)

Συνοψίζοντας τοποθετούμε τα ηλεκτρόδια από αριστερά προς δεξιά στο ΗΚΓ και παρακάτω απεικονίζεται η εξέλιξη του κύματος R διαμέσου των απαγωγών :

I (+)	aVR (-)	V1 (-)	V4(+)	βαθμονόμηση
II (+)	aVL (+)	V2 (-)	V5(+)	βαθμονόμηση
III (+)	aVF (+)	V3(-)	V6(+)	βαθμονόμηση
Καρδιακός ρυθμός /Heart rate				βαθμονόμηση

Πίνακας 1: εξέλιξη κύματος R διαμέσου των απαγωγών

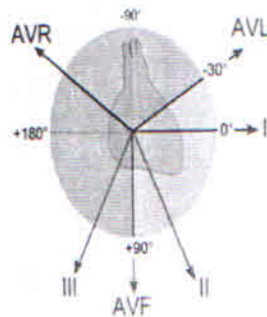
1.6. Προσδιορισμός στιγμιαίου ηλεκτρικού άξονα της καρδιάς και η απόκλιση αυτού. (Axis)



Εικόνα 1.9: Μέθοδος προσδιορισμού AXIS

Πρόσφατες μελέτες αναζωπύρωσαν το ενδιαφέρον για την ανυσματική γωνία QRS-T (Spatial QRS-T angle), ένα νέο αρρυθμολογικό δείκτη, ο οποίος εκφράζει τη γωνία κλίσης που σχηματίζεται μεταξύ του μέγιστου ηλεκτρικού άξονα (ΜΗΑ) του συμπλέγματος QRS (κοιλιακή διέγερση) και του ΜΗΑ του κύματος T (κοιλιακή επαναπόλωση). Με άλλα λόγια, σε κάθε δεδομένη στιγμή καρδιακού παλμού, τα ηλεκτρικά ρεύματα από την καρδιά ρέουν προς μια συγκεκριμένη κατεύθυνση. Το άνυσμα είναι ένα βέλος το οποίο έχει πορεία προς τη φορά της ροής του ρεύματος, με την αιχμή του προς τη θετική κατεύθυνση και μήκος ανάλογο προς την ηλεκτρική τάση του πεδίου. Η μέση κατεύθυνση της διάδοσης του κύματος εκπόλωσης μέσω των κοιλιών, το άθροισμα των ανυσμάτων δηλαδή, ονομάζεται «στιγμιαία ανυσματική συνισταμένη» ή στιγμιαίος ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς (Axis). Με άλλα λόγια ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς προβάλλει την κατεύθυνση της εκπόλωσης μέσα από τη καρδιά. Η εκτροπή του Axis από την αρχική του θέση, είναι σημείο προειδοποίησης για αναζήτηση παθολογικών προβλημάτων. Ο άξονας προέρχεται από το σύμπλεγμα QRS όπως φαίνεται στις περιφερειακές απαγωγές

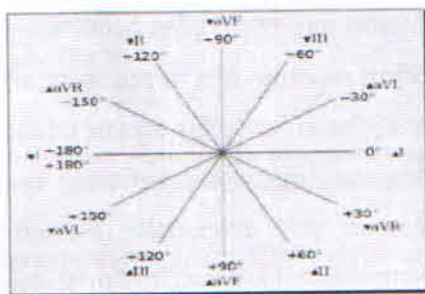
I, II και III, ορισμένες φορές ονομάζεται απλά το καθαρό εμβαδό του συμπλέγματος QRS(net area of the QRS)⁶. (Lewis 2000:48).



Εικόνα 1.10: Μέθοδος προσδιορισμού Axis με τις απαγωγές I και aVF

Η ροή του ηλεκτρικού ρεύματος στο φυσιολογικό axis είναι με κατεύθυνση προς τα κάτω, από δεξιά προς τα αριστερά. Για τον προσδιορισμό του άξονα χρησιμοποιούμε δύο μεθόδους. Στην πρώτη μέθοδο χρησιμοποιούμε δύο από τις περιφερειακές απαγωγές την I και την aVF. Οι απαγωγές I και aVF διαιρούν το θώρακα σε τεταρτημόρια όμως διακρίνεται και από την εικόνα παραπάνω. Εάν και οι δύο απαγωγές I και aVF είναι προς τα πάνω

(θετικές) τότε ο Axis είναι 'φυσιολογικός'. Εάν η απαγωγή I είναι προς τα πάνω(+) και η aVF προς τα κάτω (-), τότε έχουμε αριστερή απόκλιση του άξονα(LAD/Left Axis Deviation). Στην αριστερή απόκλιση του άξονα, η ροή της εκπόλωσης είναι ανώτερη και προς τα αριστερά από το φυσιολογικό. Εάν η απαγωγή I είναι προς τα κάτω και η aVF προς τα πάνω τότε έχουμε Δεξιά απόκλιση του άξονα (RAD/ Right Axis Deviation). Στη δεξιά απόκλιση του άξονα, η ροή της εκπόλωσης είναι κάτωτερη και προς τα δεξιά της κανονικής, γεγονός που αποτελεί προειδοποίηση για την ενδοκοιλιακή καρδιακή αγωγιμότητα και την κοιλιακή υπερτροφία. Τέλος ένας ακραίος άξονας, που σπάνια εμφανίζεται παρουσιάζεται όταν οι απαγωγές I και aVF είναι προς τα κάτω (-).



Εικόνα 1.11: Η κατεύθυνση ανύσματος σε μοίρες

Στην δεύτερη μέθοδο, χρησιμοποιούμε την εικόνα με κατεύθυνση του ανύσματος σε μοίρες. Αρχικά πρέπει να βρούμε το πιο equiphasic QRS (διφασικό σύμπλεγμα όπου οι θετικές και αρνητικές του εκτροπές είναι ίσες) στις

⁶ Υπενθυμίζουμε ότι στην εξέλιξη του κύματος R διαμέσου των περιφερειακών απαγωγών, όλες οι απαγωγές I,II,III,aVR aVF είναι θετικές και η σκιαγράφηση του συμπλέγματος QRS είναι θετική, εκτός από την απαγωγή aVL που είναι αρνητική. Στην εξέλιξη του κύματος R διαμέσου των προκάρδιων απαγωγών, στις V1,V2,V3 είναι αρνητική και στις V4,V5, V6 θετική.

περιφερειακές απαγωγές I και aVF.

Αυτό γίνεται μετρώντας πρώτα τις θετικές εκτροπές του συμπλέγματος QRS, στην απαγωγή I, έπειτα τις αρνητικές του εκτροπές. Στη συνέχεια αφαιρούμε τις αρνητικές εκτροπές από τις θετικές και σχεδιάζουμε πάνω στον άξονα το σημείο που προέκυψε (lead I - \rightarrow +). Μετά ακολουθούμε την ίδια διαδικασία για την απαγωγή aVF (\downarrow +). Αφού προσδιορίσαμε τα σημεία, ζωγραφίζουμε δύο κάθετες γραμμές που να διαπερνάνε την απαγωγή I και aVF , αντίστοιχα, από το συγκεκριμένο σημείο. Μετά ζωγραφίζουμε και μια τρίτη γραμμή, η οποία ξεκινάει από το κεντρικό σημείο, όπου ενώνονται όλες οι απαγωγές, και διαπερνάει την ένωση των απαγωγών μέχρι το τέλος του κύκλου. Στο τέλος του κύκλου, προσδιορίζεται η κατεύθυνση του ανύσματος σε μοίρες. Έτσι έχουμε φυσιολογικό άξονα όταν παρουσιάζεται ανάμεσα από 0° έως $+90^{\circ}$ μοίρες. Αριστερή απόκλιση του άξονα(LAD) παρουσιάζεται, ανάμεσα από -30° έως -90° μοίρες, από -1° έως -30° χαρακτηρίζεται φυσιολογικό Axis (παρουσιάζεται σε αθλητές) ενώ από -31° έως -90° χαρακτηρίζεται παθολογικό (δεν είναι φυσιολογικό). Δεξιά απόκλιση του άξονα (RAD) έχουμε ανάμεσα από $+91^{\circ}$ έως $+180^{\circ}$ μοίρες. Και τέλος ο ακραίος άξονας παρουσιάζεται ανάμεσα από $+180^{\circ}$ έως -91° μοίρες. Οι φυσιολογικές τιμές του κύματος P κυμαίνονται από 0° έως 75° , του «συμπλέγματος QRS» από -30° έως 90° και η γωνία των QRS-T να είναι μικρότερη από 45° στις θωρακικές απαγωγές ή μικρότερη από 60° στις προκάρδιες.

Κλείνοντας, επιγραμματικά αναφέρουμε ότι οι αιτίες αριστερής απόκλισης του άξονα είναι η φυσιολογική διακύμανση (ηλικία), η εγκυμοσύνη, η αριστερή κοιλιακή υπερτροφία, εμφύσημα, το κατώτερο έμφραγμα του μυοκαρδίου και άλλοι παράγοντες. Αναφορικά με τη δεξιά απόκλιση του άξονα, οι αιτίες είναι η φυσιολογική διακύμανση (κάθετη καρδιά με άξονα 90°), η δεξιά κοιλιακή υπερτροφία, η πνευμονική εμβολή και άλλοι παράγοντες. Συνεχίζουμε με τη μέτρηση των ανυσματικών εμβαδών QRS και T. Διότι οι παθολογικά αυξημένες τιμές της ανυσματικής γωνίας QRS-T υποστηρίζεται ότι υποδηλώνουν υποκλινικές, κατεστραμμένες περιοχές του μυοκαρδίου που εμποδίζουν τη φυσιολογική μετάδοση των ηλεκτρικών διεγέρσεων μέσω του μυοκαρδιακού τοιχώματος.

1.7. Μέση τιμή ηλεκτρικού άξονα κυμάτων P και T.

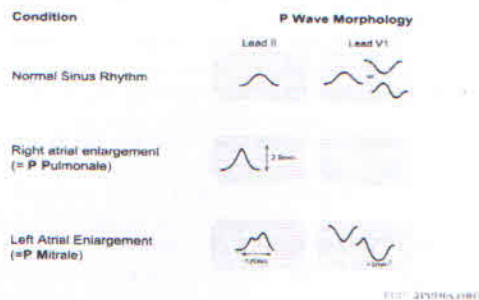
Αρχικά, σημειώνεται ότι η χρήση των ίδιων αρχών που διέπουν τον προσδιορισμό της μέσης τιμής του ηλεκτρικού άξονα QRS, είναι εφικτή και στον προσδιορισμό της τιμής του ηλεκτρικού άξονα των κυμάτων P και T, σε μετωπιαίο επίπεδο⁷.

Συγκεκριμένα, για παράδειγμα σε φλεβοκομβικό ρυθμό το κύμα P είναι πάντα αρνητικό στην απαγωγή aVR και θετικό στην απαγωγή II. Κανονικά το κύμα P κατευθύνεται προς τον θετικό πόλο της απαγωγής II, γεγονός που καθιστά τη μέση τιμή του ηλεκτρικού άξονα του κύματος P περίπου $+60^{\circ}$. Ενώ, από την κολλοκοιλιακή διασταύρωση (AV) οι κόλποι διεγείρονται με ανάδρομο τρόπο. Όταν ο κολλοκοιλιακός ρυθμός είναι παρόν τότε η κοιλιακή εκπόλωση εξαπλώνεται προς τα πάνω, προς την απαγωγή aVR και μακριά από την απαγωγή II. Στη περίπτωση αυτή η απαγωγή aVR μπορεί να δείξει θετικό P κύμα και αρνητικό στην απαγωγή II και ο μέσος όρος του ηλεκτρικού άξονα μπορεί να είναι περίπου -150° . Με παρόμοιο τρόπο υπολογίζεται και η μέση τιμή του ηλεκτρικού άξονα του κύματος T. Κατά κανόνα η μέση τιμή ηλεκτρικού άξονα του κύματος T και η ηλεκτρικού άξονα του «σμπλέγματος QRS» έχουν την ίδια κατεύθυνση (δε είναι ταυτόσημες). Δηλαδή, όταν η ηλεκτρική θέση της καρδιάς είναι οριζόντια, το κύμα T είναι θετικό στις απαγωγές I και aVL σε συνδυασμό με υψηλά κύματα R. Όταν η ηλεκτρική ενέργεια είναι κάθετη το κύμα T είναι θετικό στις απαγωγές II, III και aVF σε συνδυασμό με υψηλά κύματα R. Ενώ είναι συνήθως στην απαγωγή III αρνητικό, ανεξάρτητα από την ηλεκτρική θέση της καρδιάς. Εν συντομία, η έννοια της μέσης τιμής του ηλεκτρικού άξονα μπορεί να εφαρμοστεί στο «σμπλέγμα QRS», το κύμα P ή και κύμα T. Η μέση τιμή του ηλεκτρικού άξονα περιγράφει τη γενική ή συνολική κατεύθυνση της εκπόλωσης και επαναπόλωσης στο μετωπιαίο πλάνο. (Goldberger A xx:53)

⁷ Το μετωπιαίο επίπεδο XY (frontal plane), οριζόμενο από τον οριζόντιο άξονα X και τον κάθετο άξονα Y.

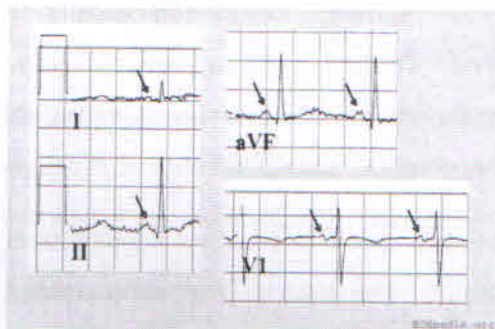
1.8. Διαταραχές των κυμάτων P, QRS και T

1.8.1. κύμα P και QRS



Εικόνα 1.12: φυσιολογικές και μη μορφολογικές κυμάτων P

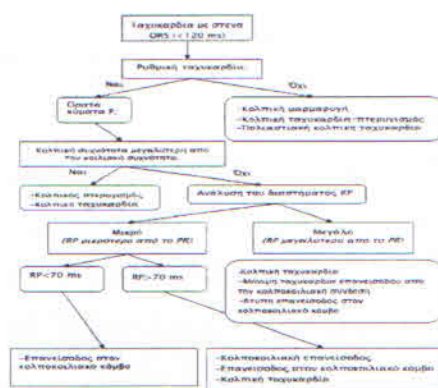
φορτισμένο στις απαγωγές I, II και aVF, διφασικό στην απαγωγή V1 και αρνητικά φορτισμένο στην απαγωγή aVR. Ένα φυσιολογικό κύμα P έχει μέγιστο ύψος 2,5 mm, η διάρκεια του είναι μικρότερη από 0,12 sec και ο άξονας του είναι μεταξύ 0° και 75° . Η μορφολογία του κύματος P καθορίζεται καλύτερα στις απαγωγές I και V1 κατά τη διάρκεια του φλεβοκομβικού ρυθμού.



Εικόνα 1.13: καρδιακές αρρυθμίες στο κύμα P

Αρχικά να υπενθυμίσουμε ότι κατά τη διάρκεια της κανονικής κολπική εκπόλωσης το κύριο ηλεκτρικό διάνυσμα κατευθύνεται από τον φλεβόκομβο προς τον κολποκοιλιακό κόμβο, και εξαπλώνεται από τον δεξιό κόλπο στον αριστερό. Αυτό μετατρέπεται σε κύμα P στο ΗΚΓ, το οποίο είναι θετικά

Αναλύοντας το κύμα P, τη σχέση ανάμεσα στο κύμα P και τα συμπλέγματα QRS, μπορούμε να διακρίνουμε καρδιακές αρρυθμίες.



Εικόνα 1.14: Αλγόριθμος ηλεκτροκαρδιογραφικής διαφορικής διάγνωσης ταχυκαρδιών με στενά QRS.

Ταχυκαρδία : Ο ταχύς ρυθμός της καρδιάς καθορίζεται από τα χρονικά διαστήματα που μεσολαβούν μεταξύ διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS, είναι περίπου 150 συστολές ανά λεπτό, ενώ σε φυσιολογικό ρυθμό είναι 72 συστολές ανά λεπτό. Παρατηρώντας τον αλγόριθμο που ακολουθεί στην εικόνα 14, γίνεται κατανοητό το πώς η σχέση μεταξύ P και QRS μπορεί να συμβάλει στη διαφορική διάγνωση.

Βραδυκαρδία : Η ελαττωμένη συχνότητα καρδιακής λειτουργίας, που είναι μικρότερη από 60 συστολές ανά λεπτό. Στους αθλητές μεγάλα ποσά αίματος εκτοξεύονται προς τις αρτηρίες έτσι με την κάθε καρδιακή συστολή προκαλείται βραδυκαρδία με διάφορα κυκλοφοριακά αντανακλαστικά.

Φλεβοκομβικός / Κολποκοιλιακός αποκλεισμός : Η διέγερση από το φλεβοκομβό αποκλείεται πριν εισέλθει στο μυοκάρδιο των κόλπων. Κατά τη διάρκεια του φαινομένου αυτού παρατηρείται αιφνίδια παύση των κυμάτων P⁸. Ωστόσο οι κοιλίες αναλαμβάνουν με καινούργιο ρυθμό ο οποίος συνήθως προέρχεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο, με αποτέλεσμα τη μη μεταβολή της διαμόρφωσης του «συμπλέγματος QRS».

Επίσης έχουμε φλεβοκομβικό/ κολποκοιλιακό αποκλεισμό, όταν παρατηρείται πλήρης αποκλεισμός της μεταβίβασης της διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Κατά τη διάρκεια του φαινομένου υπάρχει διαχωρισμός των κυμάτων P από τα «συμπλέγματα QRS⁹».

Η μαρμαρυγή των κοιλιών: Παρατηρούνται ασυντόνιστες συστολές, πολύ μεγάλης συχνότητας. Με συνέπεια να μην υπάρχει ποτέ πλήρως συντονισμένη συστολή

8

http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/katagrafi_heg_kai_kardiakes_viaves.pdf

9

http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/CHAPTER_3_FYSIOLOGIA_KARDIA_S.pdf

ολόκληρου του μυοκαρδίου των κοιλιών, πράγμα που απαιτείται για την αντλητική λειτουργία της καρδιάς. Πιθανές αιτίες είναι η αιφνίδια επίδραση ηλεκτρικού ρεύματος στην καρδιά, η ισχαιμία του μυοκαρδίου, του ειδικού συστήματος αγωγής της διέγερσης ή και των δύο.

Στην απαγωγή II δεν υπάρχει καμία τάση για κανονικό ρυθμό οποιουδήποτε τύπου. Αρχικά σχετικά μεγάλες μάζες μυοκαρδίου συστέλλονται συγχρόνως και τα κύματα στο Ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι μη κανονικά (~0,5mV). Ταυτόχρονα, σε λίγα μόνο δευτερόλεπτα, παρατηρείται η εξαφάνιση αδρών συστολών καρδιάς, η εμφάνιση ακανόνιστων κυμάτων με χαμηλό δυναμικό (~0,2 - 0,3mV) καθώς και η ροή ηλεκτρικών ρευμάτων προς διάφορες κατευθύνσεις χωρίς επανάληψη συγκεκριμένης διαδρομής με συνεχή και σπασμωδική μεταβολή ηλεκτρικών δυναμικών¹⁰.

Η μαρμαρυγή των κόλπων¹¹: είναι ένας μηχανισμός ακριβώς όπως και στις κοιλίες με τη διαφορά ότι εξελίσσεται στους κόλπους. Στην απαγωγή I είναι δυνατόν να μην παρατηρούνται, στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, κύματα P από τους κόλπους, αλλά καταγράφεται μια υψηλής συχνότητας και χαμηλού δυναμικού κυματοειδής εγγραφή και τα «συμπλέγματα QRS-T» είναι απόλυτα φυσιολογικά, εκτός από την περίπτωση παρουσία παθολογικής βλάβης των κοιλιών.

Πτερυγισμός των κόλπων : προκαλείται από κυκλική διέγερση στους κόλπους και στην απαγωγή II παρουσιάζονται υψηλά κύματα P και ένα «σύμπλεγμα QRS-T» ακολουθεί ένα κύμα P μια φορά για κάθε δύο ή τρεις συστολές των κόλπων¹².

Αριστερή κολπική ανωμαλία¹³ : ο όρος αυτός χρησιμοποιείται για να αποδώσει την παρουσία κολπικής υπερτροφίας ή διαστολής ή και τα δύο. Η εκπόλωση του αριστερού κόλπου συμβάλει στα τμήματα της μέσης και του τέλους του κύματος P. Οπότε οι αλλαγές στον αριστερό κόλπο αποτυπώνονται και στο κύμα P. Συγκεκριμένα μια

¹⁰

http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/CHAPTER_3_FYSIOLOGIA_KARDIA_S.pdf

¹¹

http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/CHAPTER_3_FYSIOLOGIA_KARDIA_S.pdf

¹²

http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/katagrafi_heg_kai_kardiakes_vlaves.pdf

¹³ <http://www.uthsc.edu/cardiology/articles/LAE%20LVE.pdf>

καθυστέρηση της κολπικής εκπόλωσης μπορεί να παρατείνει το κύμα P. Η αριστερή κολπική διεύρυνση μπορεί να εμφανίζονται σε συνδυασμό με τη συστηματική υπέρταση, στένωση αορτής, ανεπάρκεια μιτροειδούς και υπερτροφική μυοκαρδιοπάθεια. (Edhouse June 2002: 1264)

1.8.2. Κύμα T και διάστημα ST

Όπως προαναφερθήκαμε, ένα φυσιολογικό κύμα T έχει ασύμμετρο σχήμα. Ένα φυσιολογικό κύμα έχει συνήθως την ίδια κατεύθυνση με το σύμπλεγμα QRS, εκτός από τις προκάρδιες. Είναι πάντα θετικό, προς τα πάνω, στις απαγωγές I,II,V3,V4,V5,V6 και ανεστραμμένο στη aVR, είναι αρνητικό στις απαγωγές III, aVR και V1. Η τάση του είναι 0,1 έως 0,5 mV. Αφύσικες αλλαγές στο κύμα T αποτελούν προάγγελο για κοιλιακές αρρυθμίες σε πολλές κλινικές καταστάσεις, όπως το συγγενές σύνδρομο μακρού QT, μυοκαρδιακή ισχαιμία, διαταραχή ηλεκτρολυτών και μυοκαρδίτιδα.

Αριστερή κοιλιακή υπερτροφία: Η συστηματική υπέρταση είναι η πιο κοινή της αιτία, αλλά άλλοι περιλαμβάνουν και στένωση αορτής Η ηλεκτροκαρδιογραφική διάγνωση για άτομα ηλικίας κάτω των 40 είναι δύσκολη, διότι οι νέοι παρουσιάζουν συνήθως «σμπλέγματα QRS» με μεγάλο πλάτος με την απουσία αριστερής κοιλιακής νόσου. Οι τυπικές αλλαγές που παρατηρούνται στην επαναπόλωση είναι πτώση (depression) του τμήματος ST και η αναστροφή του κύματος T στις απαγωγές V1, V5,V6, aVL και μερικές φορές στη V4 . Οι ασθενείς που γνωρίζουν ότι έχουν αριστερή κοιλιακή υπερτροφία, μπορεί να είναι δύσκολο να διαγνωστεί, σε αυτούς, με βεβαιότητα οξεία ισχαιμία, βάσει των αλλαγών του τμήματος ST στις προκάρδιες απαγωγές. Οπότε είναι καλό να έχουν μαζί τους παλιά ηλεκτροκαρδιογραφήματα για σύγκριση των αποτελεσμάτων. (Edhouse June 2002:1265)

Οξεία μυοκαρδίτιδα : εξελίσσονται ηλεκτροκαρδιογραφικές ανωμαλίες όπως αναστροφή του κύματος T και επιμονή STE και εμφάνιση παθολογικών κυμάτων Q που δεν συναντώνται σε ασθενείς με μυοπερικαρδίτιδα¹⁴.

¹⁴ <http://www.kallus.com/er/resident/julycourse/reading/non%20cardiac%20ST-T%20changes.pdf>

Συνοψίζοντας, γίνεται κατανοητό πως η γνώση των φυσιολογικών τιμών του ΗΚΓ μας βοηθάει να αναγνωρίσουμε τις μεταβολές αυτών, οι οποίες σχετίζονται με καρδιακές διαταραχές. Η δυνατότητα επίσης προσδιορισμού του ηλεκτρικού άξονα της καρδιάς, που προβάλλει την κατεύθυνση της εκπόλωσης μέσα από τη καρδιά, και η εκτροπή αυτού από την αρχική του θέση αποτελεί προειδοποίηση για αναζήτηση παθολογικών προβλημάτων. Παράλληλα, η συμβολή των ηλεκτρονικών υπολογιστών, όπου σχετική αναφορά γίνεται στο δεύτερο μέρος, είναι ουσιαστική στην καταγραφή και επεξεργασία των καρδιακών σημάτων, διότι είναι εφικτή η παρακολούθηση ζωτικών ενδείξεων ασθενών με καρδιακά νοσήματα. Εν συνεχεία γίνεται λόγος για τη σπιρομέτρηση όπου μέσω της επεξεργασίας της δίνετε η δυνατότητα εξέτασης παθήσεων του αναπνευστικού συστήματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2⁰

2.1.Η αναπνοή και το αναπνευστικό σύστημα

Μια από τις σπουδαιότερες λειτουργίες του οργανισμού είναι και η αναπνοή. Με το αναπνευστικό σύστημα πραγματοποιείται ανταλλαγή αερίων, του Οξυγόνου O_2 και του Διοξειδίου του Άνθρακα CO_2 , μεταξύ του αίματος και της ατμόσφαιρας, διάμεσου της κυψελιδοτριχοειδής μεμβράνης. Ο αέρας κατά την αναπνοή προσφέρει οξυγόνο στο αίμα και το αίμα καθώς διέρχεται από τους πνεύμονες, αποβάλλει κατά την εκπνοή το διοξείδιο του άνθρακα. Κινητήρια δύναμη για τη λειτουργία της αναπνευστικής αντλίας αποτελεί η σύσπαση των αναπνευστικών μυών. Η αναπνευστική αντλία, αποτελείται από δύο κοιλότητες, τη θωρακική (πλευρικός κλωβός) και την κοιλιακή καθώς και από το θωρακικό τοίχωμα, που αποτελείται από τρία μέρη, το πλευρικό τοίχωμα, το κοιλιακό τοίχωμα και το διάφραγμα. Το διάφραγμα και οι μεσοπλεύριοι μύες ελέγχουν τον αερισμό. Ο αέρας εισχωρεί από τη μύτη στις ρινικές κοιλότητες και φθάνει στον φάρυγγα. Από εκεί φθάνει στο θώρακα, μπροστά από τον οισοφάγο χωρίζεται σε δύο κλάδους, κύριους βρόγχους, τον δεξιό και τον αριστερό που οδηγούν στους αντίστοιχους πνεύμονες.

Οι πνεύμονες αποτελούν το βασικό όργανο της αναπνοής. Διακρίνουμε σε αυτούς την **κορυφή**, που είναι το ανώτερο και κωνικό τμήμα του πνεύμονα, **τη βάση**, που είναι το κατώτερο τμήμα του πνεύμονα, η οποία είναι διαπλατυσμένη και ακουμπά στο διάφραγμα και τέλος **δύο επιφάνειες**, η μία εξωτερική ή πλευρική, που συνδέεται με το πλευρικό τοίχωμα και μια εσωτερική, τη μεσοπνευμονία. Οι πνεύμονες αποτελούνται από το βρογχικό δένδρο, την πνευμονική ουσία (πνευμονική λόβια) και από τα αγγεία και τα νεύρα τους. Οι βρόγχοι διαιρούνται σε μικρότερους κλάδους και καταλήγουν σε λοβιακούς βρόγχους στους οποίους κρέμονται τα πνευμονικά λόβια που αποτελούνται από τις κυψελίδες. Οι πνεύμονες έχουν ελαστική και μαλακή σύσταση και τρίζουν κατά την επαφή, λόγω της εξόδου φυσαλίδων αέρα από τις κυψελίδες. Ο όγκος των

πνευμόνων είναι διαφορετικός, ο δεξιός πνεύμονας έχει όγκο μεγαλύτερο κατά 1/5 από τον όγκο του αριστερού. Το βάρος τους κυμαίνεται ανάλογα με το αν έχουν αέρα ή όχι, αν δηλαδή έχουν αρχίσει να λειτουργούν. Χαρακτηριστικό τους είναι η ελαστικότητα τους. Κατά την εισπνοή ο πνεύμονας εκπτύσσεται και κατά την εκπνοή επανέρχεται στον αρχικό του όγκο.

Η έκπτυξη του θώρακα δημιουργεί αρνητική ενδοθωρακική πίεση και είσοδο του αέρα στους πνεύμονες. Σε κατάσταση ηρεμίας περίπου 8 λίτρα αέρα το λεπτό εισέρχονται στους πνεύμονες, αλλά δε φτάνει όλος ο αέρας στις κυψελίδες. Κατά την εκπνοή, η προς τα έξω έλξη του τοιχώματος των αεραγωγών ελαττώνεται. Στη μηχανική της αναπνοής ο όρος πίεση φέρει δύο σημασίες. Μια σημασία είναι η αναφορά σε μια τιμή όπως αυτή μετράται σε ένα συγκεκριμένο σημείο, όπως είναι η υπεζωκοτική πίεση, καθώς μπορεί να είναι και η διαφορά πίεσης μεταξύ δύο σημείων τα οποία συνήθων βρίσκονται εκατέρωθεν μιας δομής όπως είναι η διαπνευμονική πίεση. Η ενδοτικότητα είναι όρος που εκφράζει την διατασιμότητα των πνευμόνων, είναι η μεταβολή του όγκου των πνευμόνων που γίνεται για κάθε μεταβολή της διαπνευμονικής πίεσης. τα ανώτερα τμήματα έχουν μικρότερη ενδοτικότητα και δεκτικότητα στην είσοδο του αέρα κατά τη διάρκεια της εισπνοής¹⁵. Σημειώνεται ότι τοπικές διαφορές στην ενδοτικότητα και στην αντίσταση των αεραγωγών συμβαίνουν περισσότερο σε μεγαλύτερης έκτασης αναπνευστικής νόσου. (Bourke S.J 2002: 2-11)

Από το εύρος της κάθε αναπνοής (αναπνεόμενος όγκος), το ρυθμό της αναπνοής, την αντίσταση των αεραγωγών στη ροή του αέρα και την ενδοτικότητα (διατασιμότητα) των πνευμόνων εξαρτάται ο αερισμός των κυψελίδων. Ο αναπνεόμενος αέρας που παραμένει στους αεραγωγούς, περίπου το 1/4, και δεν είναι διαθέσιμος για ανταλλαγή αερίων ονομάζεται νεκρός χώρος. Ο αναπνεόμενος όγκος ισούται με 500ml και ο νεκρός όγκος ισούται με 150ml οπότε ο αέρας που φτάνει στις κυψελίδες ισούται με 350ml. η διαταραχή ισορροπίας μεταξύ αερισμού και αιμάτωσης πνευμόνων, η οποία είναι σχεδόν ίση με τον όγκο παλμού του δεξιού κόλπου, αποτελεί το βασικό χαρακτηριστικό

¹⁵ Η σχέση μεταξύ του ποσού C₂O που παράγεται από το σώμα και του ποσού O₂ που απορροφάται εξαρτάται από τη μεταβολική δραστηριότητα που ονομάζεται αναπνευστικό πηλίκιο (RQ) . Με άλλα λόγια αναπνευστικό πηλίκιο = παραγόμενο C₂O / δαπανώμενο O₂.

των αναπνευστικών νόσων. Η εξέταση αναπνευστικών νόσων πραγματοποιείται με τη σπιρομέτρηση.

Παράλληλα, οι μηχανικές ιδιότητες του αναπνευστικού συστήματος σχετίζονται με τη μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων του πνεύμονα και του θωρακικού τοιχώματος. Ο όρος στατική του πνεύμονα αναφέρεται στις μηχανικές ιδιότητες του πνεύμονα του οποίου ο όγκος παραμένει ίδιος ανεξάρτητα το χρόνο. Είναι ουσιαστικό να μπορούμε να μετρήσουμε τους πνευμονικούς όγκους και ιδιαίτερα την Ολική Πνευμονική Χωρητικότητα (TLC) διότι αυτές οι τιμές αυτές αντανακλούν τις φυσικές ιδιότητες του πνεύμονα. Η ενδοτικότητα συσχετίζεται με τις αλλαγές στον όγκο ενός κλειστού συστήματος με την αλλαγή στην πίεση που το διατείνει. Όταν λέμε ότι ένας πνεύμονας έχει μεγάλη ενδοτικότητα τότε διατείνεται εύκολα, ενώ όταν έχει μικρή ενδοτικότητα τότε είναι δύσκολο να διαταθεί. Εκφράζεται η πνευμονική ενδοτικότητα (C_1) με την αλλαγή του όγκου ανά μονάδα πίεσης. $C_1 = \Delta V$ (σε λίτρα) / ΔP (σε cm H₂O), όπου ΔV η διαφορά του όγκου και ΔP η διαφορά της πίεσης. (Δημητρούλης Ι, 2006 : 3- 5)

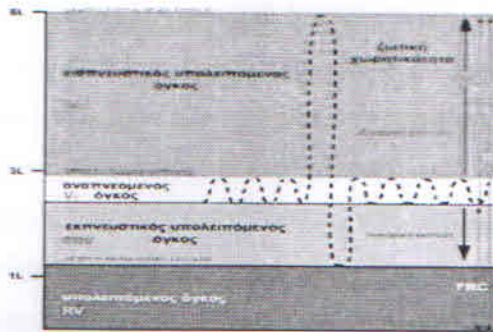
Επίσης για διαγνωστικούς λόγους είναι σημαντική η εκτίμηση των ελαστικών ιδιοτήτων του πνεύμονα. Η διατοιχωματική πίεση για τον πνεύμονα μόνο (P_{tp}) ονομάζεται διαπνευμονική πίεση και εκφράζει τη διαφορά πίεσης μεταξύ των κυψελίδων και της υπεζωκοτικής κοιλότητας (P_{pl}). Με άλλα λόγια διαπνευμονική πίεση εκφράζει τη διαφορά πίεσης μεταξύ των κυψελίδων και της υπεζωκοτικής κοιλότητας

$$P_{tp} = P_{alv} - P_{pl} \quad \text{Εξ. 2.1}$$

Από τις διαταραχές της μηχανικής του αναπνευστικού συστήματος ερμηνεύονται, εν μέρει, χαρακτηριστικά της οξείας αναπνευστικής ανεπάρκειας όπως είναι η κατακράτηση του διοξειδίου του άνθρακα και η υποξαιμία. Συνεχίζουμε τη σημασία της σπιρομέτρησης και τις δοκιμασίες ελέγχου της πνευμονικής λειτουργίας .

2.2. Η ουσία της σπιρομέτρησης

2.2.1. ιστορική αναδρομή



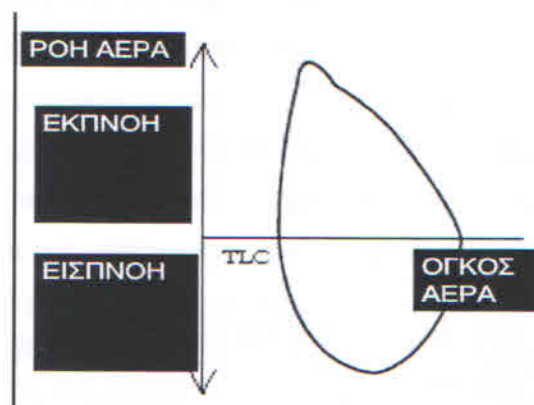
Εικόνα 2.1: Ολικός πνευμονικός όγκος

Ο John Hutchinson, χειρουργός, το 1846 παρουσίασε την πρώτη σπιρομετρική συσκευή και αναγνώρισε ότι ο όγκος αέρα που μπορεί να εκπνέεται από πλήρως φουσκωμένα είναι ένας δυναμικός δείκτης της μακροζωίας. Επινόησε ένα βαθμονομημένο κουδούνι το οποίο

αντιστρέφεται μέσα στο νερό, έτσι ώστε να έχει την ικανότητα να συλλάβει και να

μετρήσει τον όγκο του εκπνεόμενου αέρα από πλήρως φουσκωμένους πνεύμονες. Ταυτόχρονα επινόησε τον όρο ζωτική χωρητικότητα (Vital Capacity), δηλαδή την ικανότητα για ζωή, επειδή κατάλαβε ότι αυτή η κρίσιμη μέτρηση αποτελούσε προγνωστική για την πρόωγη θνησιμότητα. Έπειτα από συνεχείς παρατηρήσεις γίνεται αντιληπτό ότι, σε φυσιολογικά άτομα η ζωτική ικανότητα σχετίζεται με το ύψος και αντιστρόφως σχετίζεται με την ηλικία του κάθε ατόμου, ενώ το βάρος έχει μόνο μια μικρή αντίδραση. (Thomas L. Petty 2002 : 2198)

Με λίγα λόγια, η σπιρομέτρηση είναι μια απλή έκφραση μιας πολύπλοκης διαδικασίας. Έχει πολλές εφαρμογές και αποτελεί σημαντικό προγνωστικό δείκτη για όλα τα στάδια της Χρόνιας Αποφρακτικής Πνευμονοπάθειας (Χ.Α.Π.), θανάτους από καρδιακή προσβολή και για τον κίνδυνο καρκίνου του πνεύμονα. Όταν γεμίζουν οι πνεύμονες, μαζί με το θώρακα τεντώνονται στο μέγιστο δυνατό βαθμό. Ακολουθούμενη



Εικόνα 2.2: Φυσιολογική μέτρηση

από μια βίαιη εκπνοή οι πνεύμονες αδειάζουν, κάτω, προς τον υπολειμματικό όγκο, αφήνοντας μια μικρή ποσότητα αέρα στα ανώτατα τμήματα του πνεύμονα¹⁶. Αυτό συμβαίνει επειδή έχουν λιγότερη ελαστική ανάκρουση από το κατώτερο τμήμα των πνευμόνων. Το σπιδόγραμμα αντανακλά τη μυϊκή προσπάθεια για να ξεκινήσει η διαδικασία. (Thomas L. Petty 2002:

2208). Με την είσοδο αέρα κατά την εισπνοή, ο πνεύμονας εκπτύσσεται, με την εκπνοή επανέρχεται στον αρχικό του όγκο. Το σχήμα της Μέγιστης Καμπύλης ροής – όγκου MFVL (Maximum Flow – Volume Loop) το οποίο περιλαμβάνει αναγκαστικούς ελιγμούς εισπνοής μπορεί να είναι χρήσιμο για τον έλεγχο της ποιότητας και της ανίχνευσης της παρουσίας απόφραξης ανώτερου αεραγωγού¹⁷ (Miller MR 2005:326). Οι όγκοι του πνεύμονα σχετίζονται με το μέγεθος του σώματος και το ύψος σε όρθια θέση και αποτελούν την πιο σημαντική μεταβλητή. Ο έλεγχος της πνευμονικής λειτουργίας βοηθάει στον προσδιορισμό αναπνευστικών διαταραχών, στην εκτίμηση οποιασδήποτε

¹⁶ <http://thesis.ekt.gr/thesisBookReader/id/21326#page/41/mode/1up>

¹⁷ http://www.ethorax.gr/assets/files/synedriaseis/2010_11/1/Parousiash%20Xlwros.pdf

όσου¹⁸. Συνεχίζουμε, λοιπόν, με την ερμηνεία της σπιρομέτρησης, τις σπιρομετρικές μετρήσεις, τους πνευμονικούς όγκους και τις χωρητικότητες αυτών.

2.2.2. Σπιρομέτρηση

Η σπιρομέτρηση ή η μέτρηση της μέγιστης εκπνευστικής ροής (PEF) είναι μια φυσιολογική εξέταση που μετράει μεταβολές στον όγκο των πνευμόνων καταγράφοντας τις μεταβολές του όγκου του αέρα που διέρχεται από το άνοιγμα των αεραγωγών. Με άλλα λόγια η σπιρομέτρηση καταγράφει, πως ένα άτομο εισπνέει ή εκπνέει όγκους αέρα σε συνάρτηση με το χρόνο της δυναμικής εκπνοής : σπιρογράφημα δυναμικής εκπνοής. Ανάλογα με τις ελαστικές και μυϊκές δυνάμεις που ασκούνται πάνω στην αναπνευστική συσκευή καθορίζονται κάθε φορά και οι διαστάσεις αυτής. (Miller MR. 2005: 320). Κατά τη σπιρομέτρηση οι παράγοντες που επηρεάζουν τη ροή του αέρα είναι οι μηχανικές ιδιότητες των πνευμόνων (διατασιμότητα) και η αντίσταση των αεραγωγών, όσο πιο μικρή είναι η διάμετρος τους τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίσταση.

2.2.3. Πνευμονικοί όγκοι

Πνευμονικοί στατικοί όγκοι ονομάζονται οι όγκοι που μπορούν να μελετηθούν όταν δεν υπάρχει ροή αέρα, όταν βρισκόμαστε σε κατάσταση ακινησίας.

Ο Αναπνεόμενος Όγκος TV(Tidal Volume) είναι ο όγκος του αέρα που εισπνέεται ή εκπνέεται κατά τη διάρκεια μια ήρεμης αναπνοής. Ποικίλει ανάλογα τη θέση του σώματος, την άσκηση ή την ανάπαυση, αποτελεί φυσιολογικά το 10% της ολικής πνευμονικής χωρητικότητας TLC (Total Lung Capacity).

Ο Υπολειπόμενος Όγκος RV (Residual Volume) είναι ο όγκος αέρα που παραμένει στους πνεύμονες μετά από μια μέγιστη εκπνοή. Ο όγκος που δεν αποβάλλεται από τους πνεύμονες όσες προσπάθειες και αν γίνουν. Αποτελεί το 25% της TLC.

¹⁸«Είναι πολύ σημαντικό το ότι μόνο η σπιρομέτρηση μπορεί να ανιχνεύσει σε πολύ αρχικά στάδια και τα 2 νοσήματα της Χρόνιας Αποφρακτικής Πνευμονοπάθειας (Χ.Α.Π), από τα οποία πάσχει μεγάλος αριθμός ανθρώπων χωρίς να το γνωρίζει». Κοσμάς Ε, Κουλούρης Ν 2010: 'Σπιρομέτρηση Ακρογωνιαίος λίθος για τον έλεγχο των πνευμόνων' στο ένθετο Υγεία και Επιστήμη, Σάββατο 6 Νοεμβρίου 2010, Αθήνα : Ελευθεροτυπία

Ο Εισπνευστικός Εφεδρικός Όγκος IRV (Inspiratory Reverse Volume) είναι ο μέγιστος όγκος αέρα που εισπνέεται μετά το πέρας της εισπνοής. Είναι ο όγκος αέρα που αντιστοιχεί μεταξύ TV και TLC. Αποτελεί το 50% της TLC.

Ο Εκπνευστικός Εφεδρικός Όγκος ERV (Expiratory Reverse Volume) είναι ο μέγιστος όγκος αέρα που εκπνέεται μετά το πέρας της εκπνοής. Είναι ο όγκος αέρα μεταξύ FRC και RV. Αποτελεί το 15% της TLC.

2.2.4. Χωρητικότητες πνευμόνων.

Η Ολική Πνευμονική Χωρητικότητα TLC (Total Lung Capacity) είναι ο όγκος αέρα που περιέχεται στους πνεύμονες κατά τη μέγιστη εισπνευστική θέση. Είναι το άθροισμα των πνευμονικών όγκων

$$TLC = TV + RV + IRV + ERV. \quad \text{Εξ. 2.2}$$

Η Ζωτική Χωρητικότητα VC (Vital Capacity) είναι ο όγκος αέρα που εκπνέεται με μέγιστη εκπνοή από τη θέση της μέγιστης εισπνοής. Συχνά υπολογίζεται με το σπироγράφημα δυναμικής εκπνοής καθώς και με την βραδεία εκπνοή που ονομάζεται μερικές φορές και ως 'βραδεία' VC. Είναι το άθροισμα της εξίσωσης 2.3 και αποτελεί το 80% της Ολικής Πνευμονικής Χωρητικότητας.

$$TV + IRV + ERV = VC \quad \text{Εξ. 2.3}$$

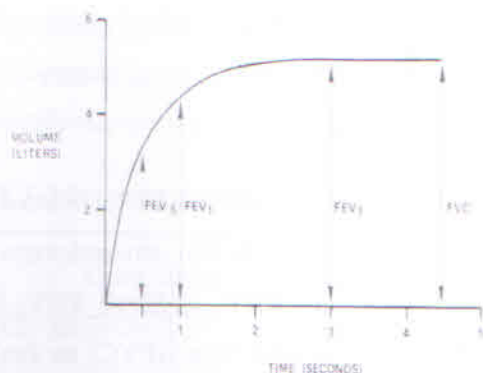
Η Εισπνευστική Χωρητικότητα IC (Inspiratory Capacity) είναι ο μέγιστος όγκος του αέρα που δύναται να εισπνευσθεί από τη θέση της ήρεμης εκπνοής (εξ. 2.4).

$$TV + IRV = IC. \quad \text{Εξ. 2.4}$$

Η Λειτουργική Υπολειπόμενη Χωρητικότητα FRC (Functional Residual Capacity) είναι ο όγκος του αέρα που παραμένει στους πνεύμονες στο τέλος μιας ήρεμης εκπνοής. Είναι το άθροισμα της εξ. 2.5 και αποτελεί το 40% της TLC.

$$ERV + RV = FRC \quad \text{Εξ. 2.5}$$

2.2.5. Δυναμικοί όγκοι

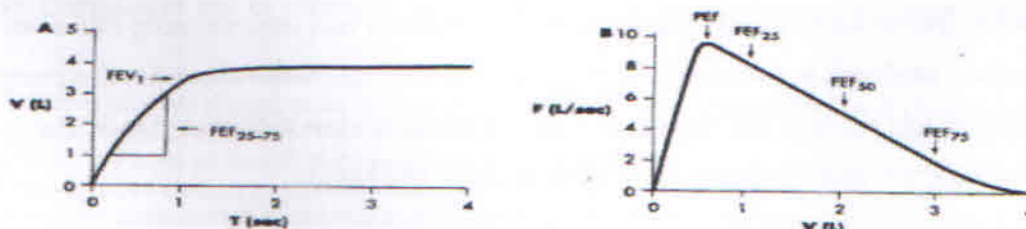


Εικόνα 2.3: Καμπύλη όγκου εκπνευόμενου αέρα ως προς το χρόνο της δυναμικής εκπνοής

Το σπιρόμετρο μετράει τις μεταβολές στον όγκο των πνευμόνων. Η σπιρομέτρηση περιορίζεται στον υπολογισμό της Ζωτικής Χωρητικότητας και των υποδιαίρέσεων της λόγω του ότι ο υπολειπόμενος όγκος δεν μπορεί να εκπνευσθεί. Μια από τις τεχνικές είναι η καταγραφή της καμπύλης του όγκου του εκπνευόμενου αέρα σε σχέση με το χρόνο της δυναμικής εκπνοής. Οι δυναμικοί όγκοι των πνευμόνων μελετώνται με τη

δυναμική σπιρομετρία¹⁹. Οι δυναμικοί χειρισμοί αερισμού μπορούν να απεικονιστούν με το σχεδιασμό της ροής όγκου, τόσο στην εκπνοή όσο και στην εισπνοή. (Bourke S.J 2002: 30-35). Οι δείκτες του εκπνευστικού σπιρογραφήματος είναι οι ακόλουθοι:

Η Δυναμική Ζωτική Χωρητικότητα FVC (Forced Vital Capacity) είναι ο μέγιστος όγκος αέρα που εκπνέεται στη διάρκεια μιας μέγιστης βίαιης εκπνευστικής προσπάθειας, εκφράζεται σε λίτρα βρίσκεται στη θερμοκρασία σώματος είναι πλήρως κορεσμένος σε υδρατμούς και υπόκειται στην πίεση του περιβάλλοντος (BTPS). Οι μέθοδοι καταγραφής της είναι δύο²⁰ και πραγματοποιούνται συγχρόνως από τον υπολογιστή του σπιρόμετρου. Η μια μέθοδος είναι η καμπύλη όγκου - χρόνου (V-T) και η δεύτερη η καμπύλη ροής- όγκου (F-V) η οποία όσο αναφορά την ερμηνεία αποτελεσμάτων είναι πιο εύχρηστη.



Εικόνα 2.4: Καταγραφή της δοκιμασίας. Α: Καμπύλη όγκου-χρόνου(V-T). Β: Καμπύλη ροής-όγκου(F-V)

¹⁹ http://www.efhorax.gr/assets/files/synedriaseis/2010_11/1/Parousiash%20Xlwros.pdf

²⁰ <http://thesis.ekt.gr/thesisBookReader/id/21017#page/26/mode/1up>

Ο **Δυναμικά Εκπνεόμενος όγκος αέρα στο πρώτο δευτερόλεπτο FEV₁** (Forced Expiratory Volume in 1sec) είναι ο όγκος του αέρα που εκπνέεται κατά το πρώτο δευτερόλεπτο μιας μέγιστης δυναμικής εκπνοής από την θέση της μέγιστης εισπνοής. Μειώνεται σε κάθε κατάσταση που προκαλεί μείωση της VC, ιδιαίτερα μειώνεται σε διάχυτη απόφραξη των αεραγωγών, εκφράζεται σε λίτρα σε BTPS.

Ο **Δυναμικά Εκπνεόμενος όγκος αέρα σε έξι δευτερόλεπτα FEV₆** (Forced Expiratory Volume in 6sec) ολοένα και περισσότερο θεωρείται αξιόπιστο υποκατάστατο της FVC και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη ομαλοποίηση του FEV₁. Ο λόγος FEV₁ / FVC, εκφράζει το ποσοστό (%) της Δυναμικής Ζωτικής Χωρητικότητας (FVC) σε ένα δευτερόλεπτο. Σε φυσιολογικές συνθήκες σε φυσιολογικά άτομα, κατά την τεχνική της δυναμικής εκπνοής, εκπνέεται κατά το πρώτο δευτερόλεπτο τουλάχιστον το 75% του αέρα. Ο λόγος είναι $FEV_1 / FVC = 0,75$. Όταν ο λόγος $FEV_1 / FVC < 0,75$, σε διάχυτη απόφραξη των αεραγωγών ο FEV₁ επηρεάζεται σε μεγαλύτερο βαθμό από τη FVC, τότε παρουσιάζεται τύπος βλάβης που ονομάζεται αποφρακτική βλάβη.

Η **Μέγιστη Μεσοεκπνευστική Ροή FEF_{25-75%}** (Maximal Mid- Expiratory Flow) είναι η μέση τιμή της ροής του αέρα στο τμήμα που περιλαμβάνεται από τη στιγμή που έχει εκπνευστεί το 25% της FVC μέχρι το σημείο που έχει εκπνευστεί το 75% της FVC. Η FEF_{25-75%} αντικατοπτρίζει τις αλλαγές στους μικρότερους περιφερειακούς αεραγωγούς, ενώ οι PEF και FEV₁ επηρεάζονται κυρίως από διάχυτες διαταραχές των αεραγωγών μεσαίου και μεγάλου, μεγέθους.

Η **Μέγιστη Εκπνευστική Ροή PEF ή PEFR** (Peak Expiratory Flow Rate) είναι η μεγαλύτερη τιμή ροής, η οποία επιτυγχάνεται κατά τη διάρκεια απότομης δυναμικής εκπνοής από τη θέση της μέγιστης εισπνοής. Ως αποδεκτή τιμή μέγιστης ροής PEF είναι συνήθως αποδεκτή η καλύτερη από τις τρεις προσπάθειες. Κατά κύριο λόγο, η τιμή εξαρτάται από το εύρος των αεραγωγών, που σημαίνει ότι είναι ενδεικτική της διάχυσης απόφραξης των αεραγωγών και εκφράζεται σε λίτρα ανά λεπτό.

Η καμπύλη που λαμβάνεται με το σπιρόμετρο παρουσιάζει τον όγκο σε συνάρτηση με το χρόνο, ως εναλλακτική έκφραση καμπύλης όγκου-χρόνου (Volume-Time)(FRC-t) παρουσιάζεται και η καμπύλη ροής – όγκου (Flow-Volume). Οι

περισσότεροι πνευμονικοί όγκοι μπορούν να μετρηθούν απευθείας με το σπιρόμετρο. Ωστόσο για τη μέτρηση του RV (Υπολειπόμενου Όγκου) και της TLC (Ολικής Πνευμονικής Χωρητικότητας), με άλλα λόγια της FRC (Λειτουργικής Υπολειπόμενης Χωρητικότητας) χρησιμοποιούνται οι μέθοδοι της αραιώσης με ήλιο²¹ ή με πληθυσμογραφικές μεθόδους²².

2.3. Μέγιστες στατικές εισπνευστικές και εκπνευστικές πιέσεις²³

Ο πιο απλός τρόπος για την εκτίμηση των αναπνευστικών μυών είναι η μέτρηση των μέγιστων εισπνευστικών (P_{imax}) και εκπνευστικών (P_{emax}) πιέσεων. Οι τιμές των πιέσεων που μετρώνται αντιστοιχούν στο άθροισμα των πιέσεων που αναπτύσσονται από τους αναπνευστικούς μύες (P_{mus}) και από την ελαστική δύναμη επαναφοράς του αναπνευστικού συστήματος (P_{rs}). Σε γραφική παράσταση στον κάθετο άξονα είναι οι τιμές όγκου ως ποσοστό της ζωτικής χωρητικότητας και στον οριζόντιο άξονα η κυψελιδική πίεση. Σε παθητική FRC η P_{rs} είναι μηδέν με συνέπεια η κυψελιδική πίεση να αντιπροσωπεύει την P_{mus}. Για να μετρήσουμε την P_{imax} ζητάμε από τον ασθενή να εκπνεύσει τελείως οπότε η μέτρηση γίνεται σε RV. Ενώ η P_{emax} μετράται σε TLC. Βάση μελετών οι P_{imax} και P_{emax}, ελαττώνονται με την ηλικία.

2.4. Η διόρθωση σε BTPS

Όλες οι τιμές της σπιρομετρησης πρέπει να αναφέρονται σε BTPS, από οποιαδήποτε μέθοδο (μέτρηση θερμοκρασίας και βαρομετρική πίεση) είναι αποδεκτή από τον κατασκευαστή. Οι απαραίτητες διορθώσεις γίνονται διότι ο αέρας που εκπνέεται μέσα στο σπιρόμετρο ψυχραίνεται με συνέπεια σύμφωνα με το νόμο του Charle το αέριο να συστέλλεται και οι υδρατμοί να συμπυκνώνονται με αποτέλεσμα να μειώνεται ο

²¹ Το ήλιο είναι ένα αδρανές αέριο, το οποίο ούτε απορροφάται ούτε μεταβολίζεται, με συνέπεια ο όγκος του αερίου στους πνεύμονες να υπολογίζεται από την αραιώση του (ηλίου). Σε αυτή τη τεχνική αραιώσης με ήλιο, ένα αέριο με γνωστή συγκέντρωση ηλίου εισπνέεται μέσω ενός κλειστού κυκλώματος. Με τον τρόπο αυτό υπολογίζεται το αέριο που επικοινωνεί με τους αεραγωγούς τείνοντας να υποτιμάει την ολική πνευμονική χωρητικότητα σε ασθενείς με βαριά απόφραξη αεραγωγών, όπου υπάρχουν φτωχά αεριζόμενες εμφυσηματικές φυσαλίδες. (Bourke S.J 2002: 37-39).

²² Ο πληθυσμογράφος σώματος είναι ένα αεροστεγές μεγάλο κουτί που επιτρέπει ταυτόχρονο καθορισμό των σχέσεων πίεσης-όγκου του θώρακος του ασθενούς που βρίσκεται μέσα στον πληθυσμογράφο. Όταν σφραγιστεί, οι μεταβολές του όγκου αντιστοιχούν στην αύξηση πίεσης μέσα στον πληθυσμογράφο. (Bourke S.J 2002: 39)

²³ Σιαφάκας Ν.Μ., Γαβρηλίδης Γ.Π. 2006 :Κινητικότητα του θωρακικού τοιχώματος. (186-187)

όγκος του εμπνεόμενου αέρα. Όταν ένα 'θέμα' παρουσιάζει έναν ελιγμό στην FVC (Δυναμική Ζωτική Χωρητικότητα) ο αέρας που μένει στους πνεύμονες είναι περίπου 33 - 35⁰ C κορεσμένος με υδρατμούς. Εάν το αέριο που έχει λήξει υποθέσουμε ότι είναι σε BTPS, τότε καταλήγει να έχει ένα σφάλμα 1%. Το σφάλμα θα αυξηθεί εάν ο αισθητήρας ροής είναι μακριά από το στόμα και λαμβάνεται περισσότερη ψύξη. Η συμπυκνώση του νερού εντός ή επί των επιφανειών ενός αισθητήρα ροής μπορεί να τροποποιήσει και τη βαθμονόμηση του. Ανεξάρτητα από την τεχνική που χρησιμοποιείται για την διόρθωση των BTPS, η θερμοκρασία του περιβάλλοντος πρέπει να καταγράφεται πάντα με ακρίβεια στους $\pm 1^0 C^{24}$. Η ανίχνευση της στένωσης των αεραγωγών κατέστη δυνατή, όταν οι Tiffeneau και Pinelli πρότειναν την μέτρηση των παραμέτρων: του Δυναμικά Εκπνεόμενου Όγκου αέρα στο 1^ο δευτερόλεπτο (Forced Expired Volume in 1 sec (FEV₁)) και του λόγου FEV₁/FVC, %. (Miller MR. 2005: 332-333).

Έχοντας σκιαγραφήσει τους πνευμονικούς όγκους, τη χωρητικότητα τους, τους δυναμικούς όγκους, τις μέγιστες στατικές εισπνευστικές και εκπνευστικές πιέσεις, τη διόρθωση των τιμών της σπιρομέτρησης, συνεχίζουμε, τονίζοντας τη σημασία του ελέγχου των πνευμονικών λειτουργιών. Ο έλεγχος των πνευμονικών λειτουργιών παρέχει ουσιαστικές απαντήσεις στις παθοφυσιολογικές διαταραχές που προκαλούν παθήσεις του αναπνευστικού συστήματος. Μεγάλη σημασία αποτελεί ο προσδιορισμός των φυσιολογικών ορίων στη σπιρομέτρηση, ως σημείο εκκίνησης για γνώση μετά των τιμών, παθολογικού φαινομένου.

2.5. Ενδείξεις Σπιρομέτρησης, διαγνωστική προσέγγιση ασθενών.

Ξεκινάμε, αναφέροντας ότι η ερμηνευτική ικανότητα των εξετάσεων ελέγχου αναπνευστικής λειτουργίας εξαρτάται από το βαθμό το οποίο αποτυπώνεται αντικειμενικά η μέση 'φυσιολογική' κατάσταση, που επικρατεί στον πληθυσμό το οποίο ανήκει ο εξεταζόμενος. Γεγονός που αποτελεί πρόβλημα στον καθορισμό του τυπικού αντιπροσωπευτικού δείγματος και κατά επέκταση στον καθορισμό του 'μέσου

²⁴ http://pneumonologia.gr/articlefiles/20080417_Koulouris_spirometrisi.pdf

φυσιολογικού' κάποιας πληθυσμιακής ομάδας. Αναφέραμε ότι η σπιρομέτρηση αποτελεί καιρίαια εξέταση και τα αποτελέσματα της συνδέονται με τη νοσηρότητα ασθενών. Με τη χρήση των ηλεκτρονικών υπολογιστών, εξετάσεις πνευμονικής λειτουργίας αποτελούν εξετάσεις καθημερινότητας.

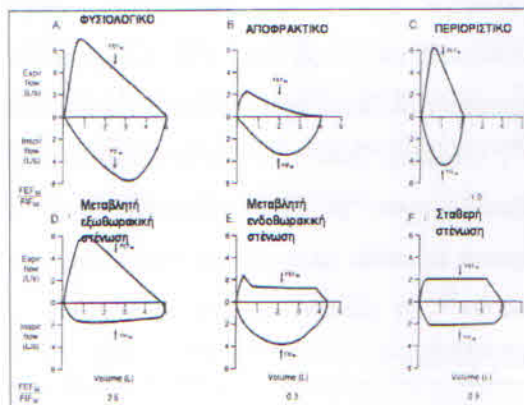
Οι ενδείξεις της σπιρομέτρησης είναι διαγνωστικές: η εκτίμηση συμπτωμάτων (δύσπνοια, συριγμός, ορθόπνοια, βήχας, θωρακικό άλγος), κλινικών σημείων (παθολογικοί ρόγχοι, υπερδιάταση, παράταση εκπνοής, κυάνωση, παραμορφώσεις θωρακικού κλωβού) και παθολογικών εργαστηριακών ευρημάτων (υποξेमία, υπερκαπνία, πολυερυθραιμία,). Η εκτίμηση της λειτουργικής βλάβης του αναπνευστικού που προκαλεί η νόσος και κινδύνου για εμφάνιση πνευμονοπαθειών. Επίσης σχετίζονται και με την παρακολούθηση και θεραπευτική εκτίμηση: Θεραπευτικών παρεμβάσεων (βρογχοδιαστολή, αντιμετώπιση καρδιακής ανεπάρκειας), για την σταδιοποίηση της βαρύτητας της νόσου που προσβάλλει την αναπνευστική λειτουργία (Πνευμονοπάθειες: Χ.Α.Π., Καρδιοπάθειες: καρδιακή ανεπάρκεια, Νευρομυικές νόσοι: σύνδρομο Guillien-Bare), για παρακολούθηση παρενεργειών από το αναπνευστικό, χορηγούμενων φαρμάκων. Για την όσο το δυνατό μεγαλύτερη αξιοπιστία των λειτουργικών αναπνευστικών δοκιμασιών απαιτούνται και προϋποθέσεις, όπου τόσο η ATS (American Thoracic Society) και η ERS (European Respiratory Society) έχουν θεσπίσει παρόμοια κριτήρια για την αποδοχή κάθε εξέτασης²⁵. (Αράπης 2006: 207-208) Ουσιαστικής σημασίας αποτελεί η συνεργασία του εξεταζόμενου με τον εξεταστή ώστε η σπιρομέτρηση να καταστιστεί άρτια. Προβλήματα τα οποία μπορούν να παρουσιαστούν είναι ο βήχας, η μη αναπαραγώγιμη δοκιμασία²⁶, η μεταβαλλόμενη προσπάθεια – πρώιμος τερματισμός, η διαφυγή αέρα και η αργή έναρξη.

²⁵ Ενδεικτικά αναφέρονται οι συστάσεις επιλογής σπιρομέτρων

Ελάχιστες προϋποθέσεις	FVC & FEV1 (BTPS)	PEF (BRPS)
Εύρος μετρήσεων	0,5-8 lit	0,6 -850 lit/sec
Ακρίβεια	±5% ή 0,100 lit	±10% ή 20 lit/s
Αντίσταση	<2,5 cm H ₂ O/lit/s	
Ευαισθησία	±3% ή ± 0.050 lit	

²⁶ <http://www.slideboom.com/presentations/37888/Spirometrisi>

Συνεπώς, για την δοκιμασία του αναπνευστικού ελέγχου και τη αποδεκτή σπιρομέτρηση πραγματοποιούνται τεχνικές προδιαγραφές όπως είναι : να πραγματοποιούνται τρεις αποδεκτές προσπάθειες με μέγιστη αναπνευστική προσπάθεια πριν την έναρξη, χωρίς διακοπή από τα όποια προβλήματα, χωρίς διαρροές, να διαρκεί τουλάχιστον 6 sec, οι FVC, FEV₁ να έχουν αποτελέσματα με 5% διαφορά μέγιστων τιμών ως 100ml και επιλέγεται η υψηλότερη τιμή FVC, FEV₁ ανεξάρτητα από την χρησιμοποιημένη προσπάθεια καθώς και στον υπολογισμό ροής χρησιμοποιούμε τη δοκιμασία με την καλύτερη FVC, FEV₁. Ο λόγος FEV₁ / FVC φυσιολογικά κυμαίνεται από μεταξύ 75% -85% , ανάλογα με την ηλικία ελαττώνεται, ενώ στα παιδιά ενδέχεται να είναι μεγαλύτερος από 90%. Ο ελαττωμένος λόγος FEV₁ / FVC αποδεικνύει αποφρακτικό σύνδρομο. Όταν όμως οι τιμές FVC, FEV₁ είναι ελαττωμένες ενώ ο λόγος FEV₁ / FVC είναι φυσιολογικός τότε είναι ένδειξη περιοριστικού συνδρόμου όπως η πνευμονική ίνωση. Όταν ο λόγος FEV₁ / FVC είναι ελαττωμένος και ελαττωμένη η τιμή FEV₁ το γεγονός συνδέεται με δοκιμασίες απόφραξης αεραγωγών. (Αράπης 2006: 219-220)



Εικόνα 2.5: Διαγράμματα ροής-όγκου σε διάφορα πνευμονικά νοσήματα

Από τη διαμόρφωση του διαγράμματος, της καμπύλης της FVC F/V, του δυναμικού εκπνευστικού σπιρογραφήματος διεξάγονται σημαντικά αποτελέσματα. Σε περιπτώσεις όπου παρατηρείται περιοριστική διαταραχή αερισμού, ο ασθενής έχει πνευμονική ίνωση. Για τον εξεταζόμενο η FVC είναι 2 lit λιγότερη από την προβλεπόμενη για εκείνον τιμή και ο λόγος FEV₁ / FVC

ισούται με 87% . σε περιπτώσεις όπου παρατηρείται αποφρακτική διαταραχή αερισμού, ο λόγος FEV₁ / FVC είναι ελαττωμένος και ισούται με 43% . Ταυτόχρονα στη σπιρομέτρηση μετρώνται ροές εισπνευστικές , όπως τις εκπνευστικές. Ο εξεταζόμενος εκτελεί βίαιη εκπνοή από τη θέση TLC και αμέσως εισπνέει γρήγορα , μέχρι τη θέση μέγιστης εισπνοής, με αποτέλεσμα τη λήψη εισπνευστικών καμπυλών. Η πιο σημαντική

ένδειξη των καμπυλών F/V είναι η ανίχνευση βλαβών στους μεγάλους αεραγωγούς. (εικόνα 2.5).

Ολοκληρώνοντας το δεύτερο μέρος του θεωρητικού μας πλαισίου, γίνεται αντιληπτό ότι η επίγνωση των φυσιολογικών τιμών της σπιρομέτρησης μας βοηθάει να αναγνωρίσουμε τις μεταβολές αυτών, οι οποίες σχετίζονται με σημεία αναπνευστικών παθήσεων. Η δυνατότητα ελέγχου τόσο των καρδιακών όσο και αναπνευστικών νοσημάτων, η απεικόνιση και η καταγραφή τους σε συσκευές αποτύπωσης Ηλεκτροκαρδιογραφημάτων και Σπιρομετήσεων αντίστοιχα αποτελούν σημείο εκκίνησης, οι διορθώσεις των τιμών, οι επεξηγήσεις των όρων που σχετίζονται με το Ηλεκτροκαρδιογράφημα και τη Σπιρομέτρηση καθιστούν δυνατή την παρουσίαση τους μέσω Ηλεκτρονικού Υπολογιστή. Συνεχίζουμε με το μέρος της επεξεργασίας που αφορά και το πρακτικό κομμάτι της παρούσας μελέτης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3⁰

3. Λογισμικό κομμάτι της εφαρμογής

Το λογισμικό μέρος της εφαρμογής αποτελείται από το διαδικτυακό κομμάτι. Το συγκεκριμένο κομμάτι απευθύνεται σε εξειδικευμένο προσωπικό στο οποίο του παρέχει την ευελιξία για προβολή ηλεκτροκαρδιογραφήματος και σπιρομέτρησης, καθώς και κάποια εργαλεία για επεξεργασία. Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να συνδεθεί από απομακρυσμένο υπολογιστή αξιοποιώντας όλες τις δυνατότητες της εφαρμογής.

3.1. Διαδικτυακό μέρος

Για την υλοποίηση του διαδικτυακού μέρους της εφαρμογής χρησιμοποιήθηκαν οι php, JavaScript, MySQL, Ajax και JQuery. Οι ρυθμίσεις που απαιτούνται για την σύνδεση της πλευράς client με τον εξυπηρετητή φαίνονται στην εικόνα 3.1.

```
<?php
mysql_db_hostname = "host name";
mysql_db_user = "Username";
mysql_db_password = "Password";
mysql_db_database = "Database Name";

$conn = mysql_connect(mysql_db_hostname, mysql_db_user, mysql_db_password) or die("Could not connect database");
mysql_select_db(mysql_db_database, $conn) or die("Could not select database");
?>
```

Εικόνα 3.1: Ρυθμίσεις σύνδεσης με βάση δεδομένων

Όπως παρατηρούμε στην παραπάνω εικόνα, οι πρώτες τέσσερις γραμμές που ορίζουμε σαν μεταβλητές είναι κατά σειρά, το όνομα του Host, το username, το password και το όνομα της βάσης δεδομένων. Παρακάτω ορίζουμε τη σύνδεση με τη βάση δεδομένων χρησιμοποιώντας τις μεταβλητές που έχουμε ορίσει προηγουμένως. Εφόσον είναι σωστές γίνεται σύνδεση, αν πάει κάτι στραβά εμφανίζεται το μήνυμα "Could not connect database". Σε αυτό το κομμάτι αξίζει να επισημάνουμε πως η εντολή "mysql_connect", αναφέρεται σε προγενέστερες εκδόσεις της php. Από την έκδοση php 5.5.0 και έπειτα χρησιμοποιείται η εντολή "mysqli_connect". Το ίδιο συμβαίνει και για την επόμενη εντολή του κώδικα "mysql_select_db" σε "mysqli_select_db". Με αυτή την εντολή επιλέγουμε τη βάση δεδομένων, εάν δεν υπάρχει επιστρέφει το μήνυμα λάθους "Could not select database".

3.2 Αρχεία καταγραφής συμβάντων

Τα αρχεία καταγραφής συμβάντων είναι αρχεία τα οποία έχουν ληφθεί από εξωτερική συσκευή με βάση το πρότυπο SCP_ECG, για την ομαλή ανάγνωση από πλήθος ηλεκτρονικών συσκευών.

3.2.1. Το πρότυπο SCP-ECG

Στο χώρο της πληροφορικής στον τομέα της υγείας, υπάρχει μια σειρά από πρότυπα που ισχύουν για την διαδραστική λειτουργία των Ηλεκτροκαρδιογραφικών συσκευών. Εντούτοις, το πρότυπο SCP-ECG αναπτύχθηκε ώστε να επιτρέψει την παροχή πλήρους διαδραστικής λειτουργίας μεταξύ Ηλεκτροκαρδιογραφικών συσκευών και συστημάτων υπολογιστών, τυποποιώντας την επικοινωνία και την μορφή των δεδομένων. Το πρότυπο SCP-ECG είναι αποτέλεσμα της υποστήριξης του έργου από την Ευρωπαϊκή Ένωση, όπου Ευρωπαίοι, Αμερικανοί και Ιάπωνες κατασκευαστές και χρήστες δούλεψαν μαζί και συμφώνησαν. Το SCP-ECG (Standard Communications Protocol for Computer-Assisted Electrocardiography - πρότυπο πρωτόκολλο επικοινωνίας για τη 'βοήθεια υπολογιστή' ηλεκτροκαρδιογραφήματος) - είναι πρότυπο με συγκεκριμένη μορφή σχεδιασμένο από την Ευρωπαϊκή Ένωση, όπου από το 1993 αποτελεί νέο εργαλείο εργασίας στην IEC TC / SC 62 WG1 και ISO TC215. Ωστόσο, λίγοι κατασκευαστές μέχρι τώρα έχουν υιοθετήσει αυτό το πρότυπο. Η πλειοψηφία των κατασκευαστών χρησιμοποιεί ακόμη ίδιες λύσεις, οι οποίες εμποδίζουν την ενσωμάτωση των Ηλεκτροκαρδιογραφικών συσκευών στη διαχείριση της υγείας και της συνεχούς παροχής φροντίδας. (Chronaki CE, Chiarugi F 2002:285-286)

Ταυτόχρονα μόνο το πρότυπο SCP-ECG ασχολείται με την επικοινωνία με τον Ηλεκτροκαρδιογράφο, τη συμπίεση και την αποθήκευση των ΗΚΓ. Το SCP-ECG έχει αναπτυχθεί ειδικά για τη συμπίεση και τη μετάδοση ΗΚΓ. Σε κατάσταση ηρεμίας σε 24ωρη βάση, μπορεί να αντιμετωπίσει τις ανάγκες δοκιμασίας ΗΚΓ κοπώσεως. Παράλληλα με τη χρήση του συστήματος Holter, μπορεί να παρέχει περισσότερες ώρες ηλεκτροκαρδιογραφικής παρακολούθησης. Τέλος δίδεται η δυνατότητα παρακολούθησης του ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο. Το 1989 έλαβε χώρα το πρώτο πρότυπο SCP-ECG συνέδριο, το οποίο ασχολήθηκε με θέματα επικοινωνίας συσκευών, αποθήκευσης δεδομένων και συμπίεσης. Το μικρό μέγεθος ενός αρχείου ΗΚΓ

μορφοποιημένου σύμφωνα με το πρότυπο SCP-ECG επιτρέπει τη γρήγορη και αξιόπιστη ανταλλαγή του και μπορεί να αποτελέσει μέρος ενός HL7 ή XML μηνύματος. (Chronaki CE, Chiarugi F 2002:286)

Συνεχίζοντας, αναφέρουμε ότι η πύλη OpenECG είναι τόσο μια συλλογική προσπάθεια αποφυγής των εμποδίων που υπάρχουν στη διαλειτουργικότητα των ΗΚΓ, όσο και διευκόλυνσης ενσωμάτωσης των ψηφιακών ΗΚΓ ως μέρος του ηλεκτρονικού φακέλου ασθενούς. Αποστολή της OpenECG είναι η προώθηση της χρήσης, της μορφής και της επικοινωνίας προτύπων για την μηχανογραφημένη Ηλεκτροκαρδιογραφία. Η πύλη OpenECG παρέχει δωρεάν βοήθεια για την επικύρωση της συμμόρφωσης και τον έλεγχο της διαλειτουργικότητας. Το OpenECG σκοπεύει να δημιουργήσει ένα φόρουμ για τη συζήτηση των προβλημάτων και την ανταλλαγή εμπειριών στο πλαίσιο των προσπαθειών της διαλειτουργικότητας που αφορούν το πρότυπο SCP-ECG. Με την έκδοση των μηχανογραφικών προδιαγραφών ΗΚΓ το OpenECG θα φέρει σε επαφή όλους τους ενδιαφερόμενους και θα τονώσει περαιτέρω την υιοθέτηση των ηλεκτρονικών προτύπων του ΗΚΓ. Ο μακροπρόθεσμος στόχος του δικτύου είναι να επεκταθεί σταδιακά το επίκεντρο για την από κοινού χρησιμοποίηση των προτύπων σε άλλες εξετάσεις καρδιολογίας, όπως τονίσαμε το ΗΚΓ, Holter και παρακολούθηση ΗΚΓ.

3.2.2. Μορφή αρχείου ΗΚΓ

Το καταγεγραμμένο αρχείο έχει επέκταση .ecg και έχει την μορφή, όπως εμφανίζεται στην εικόνα 3.2.

```
1 (TRANSMISSION HEADER)
2 Version=2.5.6.9
3 DeviceSoftwareCode=
4 SampleRate=250
5 DynamicRange=6
6 EventsNumber=1
7 SamplesNumberInEvent=2500
8 PostEventInSec=0
9 (HEADER Event1)
10 EventDate=11/12/2012
11 EventTime=16:51
12 DataTimeOfRecording=No
13 EventAuto=No
14 MonitorSerialNumber=0
15 (ECG Event1)
16 35
17 36
18 34
19 33
20 36
21 37
22 37
23 36
24 37
25 37
26 42
27 47
28 42
29 39
30 40
31 40
32 39
33 42
34 43
35 43
36 42
37 42
38 34
39 33
40 39
41 42
```

Εικόνα 3.2: Μορφή .ecg αρχείου 1 απαγωγής

Σε κάθε αρχείο ΗΚΓ παρουσιάζονται κεφαλίδες οι οποίες περιέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την εξέταση. Παρακάτω αναφέρονται σημαντικοί παράμετροι οι οποίοι είναι κοινοί και για τα δύο αρχεία.

- DeviceSoftwareCode: Αντιστοιχεί στο ID της συσκευής όπου καταγράφηκε το ΗΚΓ
- SampleRate: Συχνότητα της δειγματοληψίας
- EventsNumber: Αριθμός απαγωγών (1 ή 12).
- SamplesNumberInEvent: Δηλώνει τον αριθμό δειγμάτων του ΗΚΓ. Εάν πρόκειται για 12 απαγωγές το πρώτο event ενώ εάν πρόκειται για 1 απαγωγή, τον ολικό αριθμό των δειγμάτων.
- EventDate: Ημερομηνία καταγραφής του ΗΚΓ
- EventTime: Ώρα καταγραφής του ΗΚΓ

Για καταγραφή 12 απαγωγών η μορφή του αρχείου είναι ελαφρώς διαφορετική(εικόνα 3.3). Για λόγους εξοικονόμησης χώρου αναφέρονται ως δείγμα μόνο τα δύο πρώτα Header του αρχείου.

- SampleRate: Ρυθμός δειγματοληψίας
- Παρακάτω παρουσιάζονται κάποια πλαίσια όπου περιέχουν ενδεικτικές τιμές, οι οποίες έχουν αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο(FVC, FEV1, κλπ).
- Flow Data και Volume Data: Είναι η καταγραφή των δειγμάτων της εξέτασης.

3.3. Μέθοδος προσπέλασης των δειγμάτων

Σε αυτό το κομμάτι θα αναλύσουμε τον τρόπο με το οποίο έγινε η προσπέλαση των καταγεγραμμένων δειγμάτων για την προβολή τους. Για την προσπέλαση των αρχείων έγινε χρήση php, MySQL. Στο παρακάτω κομμάτι κώδικα(εικόνα 3.5) φαίνεται ένα μέρος από την πλευρά του Server.

```

44 $result = mysql_query($con, "SELECT * FROM Ecg WHERE ecg_id='".$Sc."'");
45
46 while($row = mysql_fetch_array($result))
47 |
48 | $kardiografima = $row['ecg_name'];
49 |
50 |
51 $fp = fopen("uploads/" . $kardiografima . ".", "r") or die ("Το αρχείο $kardiografima δεν είναι ταυτίο");
52 |
53 |
54 |
55 |
56 |
57 |
58 |
59 |
60 |
61 |
62 |
63 |
64 |
65 |
66 |
67 |
68 |
69 |
70 |
71 |
72 |
73 |
74 |
75 |
76 |
77 |
78 |
79 |
80 |
81 |
82 |
83 |
84 |
85 |
86 |
87 |
88 |
89 |
90 |
91 |
92 |
93 |
94 |
95 |
96 |
97 |
98 |
99 |
100 |

```

Εικόνα 3.5: Προσπέλαση αρχείου .ecg με php

Εφόσον έχουν προηγηθεί οι απαραίτητες ρυθμίσεις για σύνδεση με τη βάση δεδομένων, δημιουργείται ένα ερώτημα στη γραμμή 44, το οποίο αναζητεί στα κελιά για το συγκεκριμένο ΗΚΓ. Αυτό γίνεται με την αίτηση που έχει κάνει από πλευράς Client ο χρήστης μέσω Ajax και έχουμε ορίσει σαν μεταβλητή για το μοναδικό id ως "Sc". Έπειτα στη γραμμή 46 γίνεται ένα while loop και αποθηκεύουμε το όνομα του προηγούμενου αποτελέσματος ως \$kardiografima. Παρακάτω στη γραμμή 51 επιχειρούμε να ανοίξουμε το αρχείο από τον φάκελο στον οποίο έχει καταχωρηθεί. Εφόσον υπάρχει το αρχείο με αυτό το όνομα, ανοίγει για ανάγνωση με το όρισμα "r", αλλιώς επιστρέφει μήνυμα λάθους. Στη γραμμή 55 με ένα ακόμα while loop γίνεται μια ολοκληρωτική σάρωση του αρχείου και πέρασμα κάθε γραμμής σε πίνακα \$table. Στη γραμμή 60 με ένα for loop χρησιμοποιούμε τις πρώτες γραμμές του κειμένου αποθηκεύοντας τις σε μεταβλητές για μετέπειτα χρήση. Αφού προηγηθούν όλα τα παραπάνω ακολουθεί η γεννήτρια XML αρχείου, όπου αντιλαμβάνεται το μέγεθος των απαγωγών, χωρίζει τις κεφαλίδες και παράγει το αρχείο data.xml για περαιτέρω επεξεργασία.

3.4. Δένδρο εγγράφου XML

Για τη διευκόλυνση της ανταλλαγής δεδομένων μεταξύ του εξυπηρετητή και του πελάτη εμφανίζεται η γλώσσα XML, όπου εμπεριέχει όλα τα στοιχεία που θα μας φανούν χρήσιμα. Η γλώσσα XML αποτελεί το νέο πρότυπο για την παραπάνω διαδικασία, στο διαδίκτυο. Επιτρέπει αρχικά την καταγραφή και διευθέτηση της πληροφορίας τόσο ως προς το περιεχόμενό της όσο και ως προς δομή της. Το μοντέλο δεδομένων της XML εμφανίζεται στη γενική περίπτωση με τη μορφή γράφου, ωστόσο υπό συγκεκριμένες προϋποθέσεις έχει τη μορφή δένδρου. Πολλοί κόμβοι του παγκόσμιου ιστού προσφέρουν πληροφορίες στο χρήστη ταξινομημένες σε θεματικές δενδρικές ιεραρχίες χρησιμοποιώντας το πρότυπο της XML.

3.4.1. Μορφή XML 1 απαγωγής

```
- <chart>
  - <series>
    <name>ECG_20121112_155032.ecg</name>
    - <data>
      <point>38 </point>
      <point>36 </point>
      <point>34 </point>
      <point>33 </point>
      <point>36 </point>
      <point>37 </point>
      <point>37 </point>
      <point>36 </point>
      <point>37 </point>
      <point>42 </point>
      <point>47 </point>
      <point>42 </point>
      <point>39 </point>
      <point>40 </point>
      <point>40 </point>
      <point>39 </point>
      <point>42 </point>
      <point>43 </point>
      <point>43 </point>
      <point>43 </point>
      <point>42 </point>
      <point>34 </point>
      <point>33 </point>
      <point>35 </point>
      <point>42 </point>
      <point>39 </point>
      <point>36 </point>
      <point>36 </point>
```

Εικόνα 3.6: Δένδρο εγγράφου XML 1 απαγωγής

Όπως παρατηρούμε στην παραπάνω εικόνα εμφανίζονται κάποια πλαίσια τα οποία εμπεριέχουν δεδομένα. Το συγκεκριμένο XML αρχείο είναι για 1 απαγωγή και οι παράμετροι που ορίζουν την όλη εικόνα αναλύονται ως εξής. Το πλαίσιο **chart** είναι η ρίζα του δένδρου και περιέχει όλα τα στοιχεία για τη δημιουργία του γραφήματος. Το πλαίσιο **series** είναι το πρώτο κλαδί του **chart** και περιέχει δύο ακόμα κλαδιά, το **name** και το **data**. Το **name** αναφέρεται στο όνομα του αρχείου που έχει προσπελαστεί προηγουμένως. Το **data** περιέχει μια σειρά από κλαδιά με όνομα **point** όπου εκεί περιέχονται όλες οι τιμές του ΗΚΓ.

3.4.2. Μορφή XML 12 απαγωγών

```
<chart>
  <series>
    <name>I</name>
    <data></data>
  </series>
  <series>
    <name>II</name>
    <data></data>
  </series>
  <series>
    <name>III</name>
    <data>
      <event3>56 </event3>
      <event3>54 </event3>
      <event3>57 </event3>
      <event3>67 </event3>
      <event3>77 </event3>
      <event3>80 </event3>
      <event3>78 </event3>
      <event3>68 </event3>
      <event3>45 </event3>
      <event3>9 </event3>
      <event3>-36 </event3>
      <event3>-74 </event3>
      <event3>-92 </event3>
      <event3>-93 </event3>
      <event3>-74 </event3>
      <event3>-43 </event3>
      <event3>-9 </event3>
      <event3>19 </event3>
      <event3>38 </event3>
      <event3>46 </event3>
      <event3>48 </event3>
    </data>
  </series>
</chart>
```

Εικόνα 3.7: Μορφή δένδρου XML 12 απαγωγών

Όπως παρατηρούμε και στην εικόνα 3.7, το δένδρο εγγράφου XML για 12 απαγωγές είναι παρόμοιο με αυτό για 1 απαγωγή. Η πρώτη εκ των δύο διαφορών μεταξύ των, είναι ότι εμπεριέχονται 12 πλαίσια με το όνομα **series** όπου είναι κλαδιά της ρίζας **chart**. Η δεύτερη είναι ότι σε κάθε πλαίσιο με το όνομα **data**, το κάθε κλαδί με όνομα **point**, όπου περιέχει τις τιμές του ΗΚΓ, μετονομάζεται στο εκάστοτε event του αρχείου.

3.5. Highcharts

Η απεικόνιση των γραφημάτων έγινε με τη χρήση της βιβλιοθήκης Highcharts 3.0. Η συγκεκριμένη βιβλιοθήκη είναι γραμμένη σε HTML5/JavaScript, και προσφέρει διαισθητικά, διαδραστικά γραφήματα για εφαρμογές web. Η Highcharts υποστηρίζει ένα πλήθος γραφημάτων. Προς το παρόν αυτά είναι: γραμμή, spline, περιοχή, areaspline, στήλη, μπαρ, πίτα, διασποράς, γωνιακή μετρητές, arearange, areasplinerange, columnrange, φούσκα, οικόπεδο κουτί, ράβδοι σφάλματος, χωνί, καταρράκτη και τύπους γραφημάτων σε πολικές συντεταγμένες.

Μερικές από τις επιλογές που μας προσφέρει η βιβλιοθήκη και που εφαρμόσαμε στην αναπαράσταση του γραφήματος φαίνονται στην εικόνα 3.8.


```

var options = {
  chart: {
    renderTo: 'container',
    backgroundColor: 'transparent',
    type: 'line',
    margin: [5, 0, 0, 0],
    height: 200,
    zoomType: 'x',
  },
  credits: {
    enabled: false
  },
  title: {
    text: ''
  },
  xAxis: {
  },
  yAxis: {
    gridLineColor: 'false'
  },
  plotOptions: {
    series: {
      marker: {
        enabled: false
      }
    }
  },
  series: [ ]
}

```

Εικόνα 3.8: Επιλογές Highcharts 3.0

Όπως προαναφέραμε η βιβλιοθήκη μας προσφέρει τη δυνατότητα να επεξεργαστούμε την τελική μορφή που θέλουμε να έχει το γράφημα. Παραπάνω απεικονίζεται ένα κομμάτι κώδικα που χρησιμοποιείται για αυτή τη δουλειά. Στο πλαίσιο **chart** δημιουργείται ένα αντικείμενο όπου περιέχει διάφορες επιλογές. Το **renderTo** αφορά το div όπου θα εμφανίζεται το γράφημα, το **backgroundColor** αφορά το χρώμα που θα έχει το φόντο, το **type** αφορά τον τύπο από το πλήθος γραφημάτων που προσφέρονται. Το **margin** αφορά τα περιθώρια, το **height** αφορά το ύψος σε pixel και το **zoomType** αφορά τον τύπο του zoom που θέλουμε να κάνουμε στους καρτεσιανούς άξονες. Τα παρακάτω αντικείμενα που δημιουργούνται αφορούν την εκλεπτυσμένη οπτική του γραφήματος.

3.6. Επεξεργασία των δεδομένων με γρήση XML

Εφόσον έχουμε τελειοποιήσει τα προηγούμενα κομμάτια, τώρα είμαστε έτοιμοι για την αναπαράσταση του ΗΓΚ, σε μορφή γραφήματος. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με την ανάλυση των δεδομένων από το XML αρχείο που έχουμε δημιουργήσει. Στο παρόν κομμάτι έγινε χρήση Ajax, JQuery. Παρακάτω στην εικόνα 3.9 φαίνεται ένα κομμάτι κώδικα.

```

101 // Load the data from the XML file
102 $.get('data.xml', function(xml) {
103   // Call the load
104   var $xml = $(xml);
105
106   // Find series
107   $xml.find('series').each(function(i, series) {
108     var seriesOptions = {
109       name: $(series).find('name').text(),
110       data: [ ]
111     };
112     // Find data points
113     $(series).find('data point').each(function(i, point) {
114       seriesOptions.data.push(
115         $(point).text()
116       );
117     });
118     // Add it to the options
119     options.series.push(seriesOptions);
120   });
121
122   var chart = new Highcharts.Chart(options);

```

Εικόνα 3.9: Φόρτωση δεδομένων από το XML αρχείο

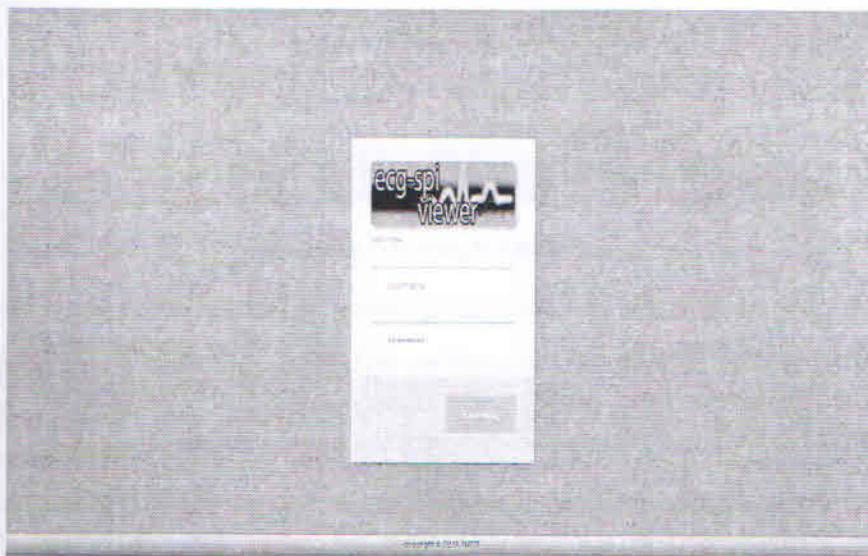
Όπως παρατηρούμε στην παραπάνω εικόνα η \$.get είναι μια μέθοδος JQuery Ajax όπου παίρνει τα δεδομένα από το data.xml αρχείο. Εφόσον υπάρχει το αρχείο δημιουργείται μια ανώνυμη συνάρτηση η οποία περιέχει τα δεδομένα. Καθώς προχωράμε προς τα κάτω βρίσκουμε τα απαραίτητα πλαίσια και τα προωθούμε στα κατάλληλα κελιά. Τέλος δημιουργούμε ένα νέο αντικείμενο όπου περιέχει τις ιδιότητες του γραφήματος καθώς και τις επιλογές της εμφάνισης για να παρουσιάζει το τελικό κομμάτι.

3.7. Διαχείριση ECG-SPI Viewer

Το όνομα της εφαρμογής προήλθε από το θέμα της διπλωματικής εργασίας. Οι λειτουργίες που παρέχονται είναι οι ίδιες για κάθε χρήστη. Ο κάθε χρήστης θα μπορεί να έχει ένα δικό του κατάλογο με εξεταζόμενους, καθώς και τα αρχεία καταγραφής συμβάντων που αντιστοιχούν σε κάθε εξεταζόμενο.

3.7.1 Ασφαλής σύνδεση-αποσύνδεση

Κατά την έναρξη της εφαρμογής ο χρήστης θα πρέπει να κάνει ασφαλή είσοδο με το ενδεικτικό username και password.



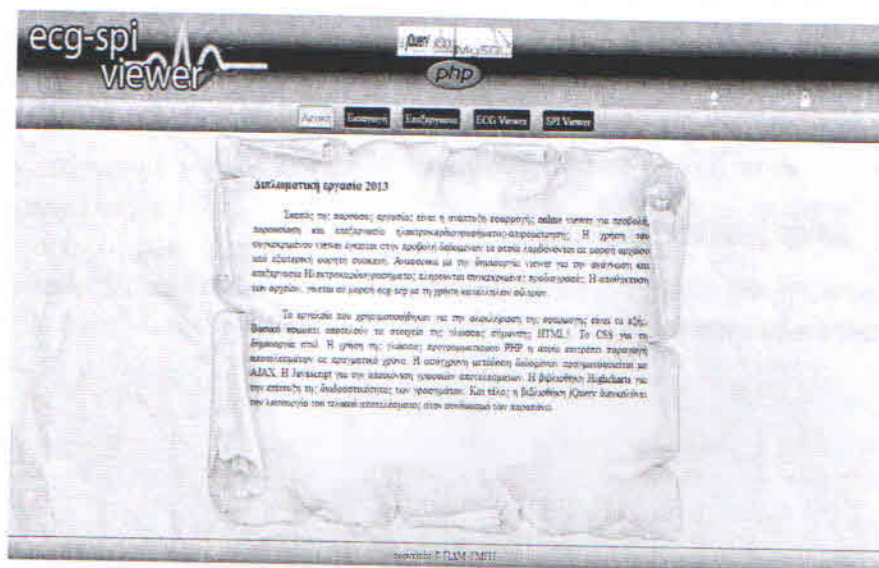
Εικόνα 3.10 : Πεδία εισαγωγής στοιχείων ασφαλούς εισόδου

Εφόσον έχουν δοθεί τα ακριβή στοιχεία η εφαρμογή οδηγεί το χρήστη στην αρχική σελίδα. Εάν δοθούν ανακριβή στοιχεία, η εφαρμογή επιστρέφει μήνυμα λάθους και επανάληψη εισαγωγής των στοιχείων. Η ασφαλής είσοδος δημιουργεί Sessions όπου επιτρέπουν στο χρήστη να πλοηγηθεί σε βασικές πληροφορίες. Κατά την αποσύνδεση τα Sessions που έχουν δημιουργηθεί καταστρέφονται και ο χρήστης οδηγείται πάλι στη

φόρμα εισαγωγής στοιχείων. Με αυτό τον τρόπο μπορεί να διασφαλιστεί η μοναδικότητα του χρήστη στο να έχει πρόσβαση σε βασικές πληροφορίες που έχουν αποθηκευτεί.

3.7.2. Πλοήγηση εφαρμογής

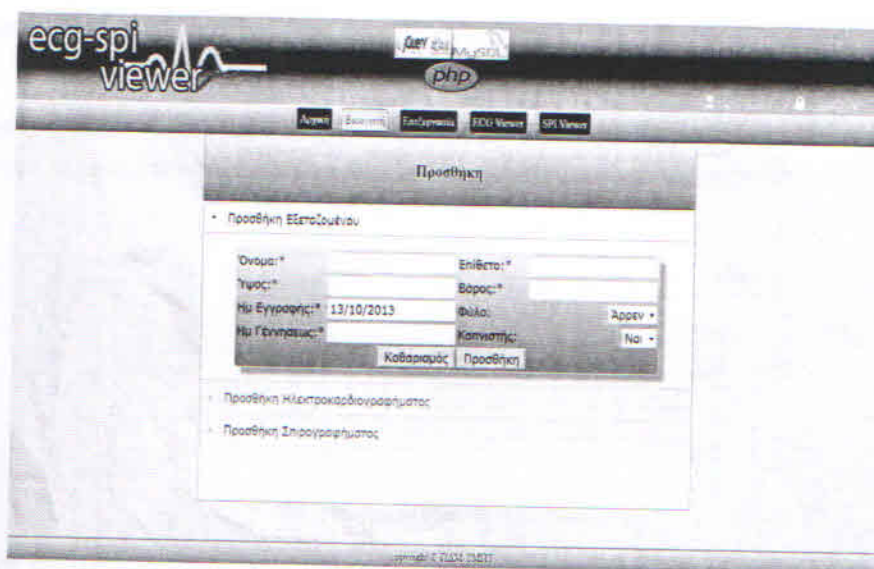
Αρχική: Έπειτα αφού έχει κάνει επιτυχή σύνδεση οδηγείτε στο μενού επιλογών. Αυτόματα εμφανίζεται η αρχική σελίδα όπου περιέχει ένα σύντομο κείμενο με τις πληροφορίες της εφαρμογής.



Εικόνα 3.11 : Αρχική σελίδα

Εισαγωγή: Η βασική ενέργεια που καλείτε να επιλέξει αρχικά είναι η εισαγωγή, στην οποία καταγράφονται α) προσθήκη εξεταζομένου β) προσθήκη αρχείου ηλεκτροκαρδιογραφήματος και γ) προσθήκη αρχείου σπυρομέτρησης.

Η πρώτη επιλογή στο μενού accordion **προσθήκη εξεταζομένου**, οδηγεί το χρήστη σε μία φόρμα, στην οποία έχει τη δυνατότητα να προσθέσει προσωπικά στοιχεία των εξεταζομένων. Η συμπλήρωση των παραπάνω είναι υποχρεωτική για την ομαλή αρχειοθέτηση των εξεταζομένων. Σε περίπτωση που κάποιο πεδίο παραμείνει κενό η σελίδα επιστρέφει μήνυμα λάθους, προωθώντας το χρήστη να επιστρέψει και να το συμπληρώσει.



Εικόνα 3.12: Εισαγωγή

Η δεύτερη επιλογή στο μενού accordion **προσθήκη αρχείου ηλεκτροκαρδιογραφήματος**, οδηγεί το χρήστη στην φόρτωση του αρχείου .ecg²⁷ για την περαιτέρω ανάγνωσή του.

• Προσθήκη Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Επιλογή Εξεταζόμενου: ▾

Αναζήτηση... Δεν επιλέχθηκε αρχείο. Καθαρισμός Προσθήκη

Εικόνα 3.13: Προσθήκη αρχείου .ecg

Σε αυτό το πλαίσιο αρχικά ο χρήστης καλείται να επιλέξει ανάμεσα στα ήδη αποθηκευμένα στοιχεία των εξεταζομένων από το drop-down μενού. Εφόσον επιλέξει έναν από τους εξεταζόμενους, έπειτα θα πρέπει να αναζητήσει από την αρχειοθήκη του ένα αρχείο με κατάληξη .ecg. Η κατάληξη αυτή είναι απαραίτητη για να μπορέσει να συνεχίσει σε αυτή την επιλογή. Τα πεδία είναι υποχρεωτικά, εάν κάποιο παραμείνει κενό εμφανίζεται μήνυμα λάθους έως ότου να συμπληρωθεί. Με την συμπλήρωση των πεδίων δίδεται η δυνατότητα καθαρισμού σε περίπτωση που έχει προστεθεί κάτι λάθος και η προσθήκη για συνέχεια. Με την επιλογή της προσθήκης εμφανίζεται μήνυμα αποτελέσματος εισαγωγής του αρχείου. Εφόσον έχουν καλυφθεί οι περιορισμοί το αρχείο έχει ανέβει επιτυχώς στη βάση δεδομένων, με δευτερεύον κλειδί²⁸ ίδιο με το πρωτεύον του εξεταζομένου που έχει επιλεχθεί προηγουμένως. Στην περίπτωση που δεν

²⁷ Για τα αρχεία .ecg .spi γίνεται αναφορά σε προηγούμενο παράρτημα.

²⁸ Η αποθήκευση των στοιχείων γίνεται με ξεχωριστά κλειδιά για κάθε εγγραφή στη βάση δεδομένων.

έχουν καλυφθεί οι περιορισμοί εμφανίζεται μήνυμα σφάλματος. Μετά το πέρας του τελικού μηνύματος, ο χρήστης οδηγείται αυτόματα στην αρχική σελίδα.

Η τρίτη επιλογή στο μενού accordion **προσθήκη αρχείου σπιρομέτρησης**, οδηγεί το χρήστη στην αντίστοιχη φόρμα φόρτωσης του αρχείου .spi για την περαιτέρω ανάγνωσή του.

• Προσθήκη Σπιρογραφήματος



Εικόνα 3.14: Προσθήκη αρχείου .spi

Στο παρόν πλαίσιο όπως και προηγουμένως, ο χρήστης καλείται να επιλέξει ανάμεσα στις ήδη αποθηκευμένες εγγραφές εξεταζομένων, από το drop-down μενού. Εφόσον επιλέξει μία εγγραφή θα πρέπει να αναζητήσει από την αρχειοθήκη του ένα αρχείο με κατάληξη .spi. Η κατάληξη αυτή είναι απαραίτητη για να μπορέσει να συνεχίσει σε αυτή την επιλογή. Και στην παρούσα φόρμα τα πεδία είναι υποχρεωτικά, εάν κάποιο παραμείνει κενό εμφανίζεται μήνυμα λάθους έως ότου να συμπληρωθεί. Με την συμπλήρωση των πεδίων δίδεται η δυνατότητα καθαρισμού σε περίπτωση που έχει προστεθεί κάτι λάθος και η προσθήκη για συνέχεια. Με την επιλογή της προσθήκης εμφανίζεται μήνυμα αποτελέσματος εισαγωγής του αρχείου. Εφόσον έχουν καλυφθεί οι περιορισμοί το αρχείο έχει ανέβει επιτυχώς στη βάση δεδομένων, με δευτερεύον κλειδί ίδιο με το πρωτεύον του εξεταζομένου που έχει επιλεγεί προηγουμένως. Στην περίπτωση που δεν έχουν καλυφθεί οι περιορισμοί εμφανίζεται μήνυμα σφάλματος. Μετά το πέρας του τελικού μηνύματος, ο χρήστης οδηγείται αυτόματα στην αρχική σελίδα.

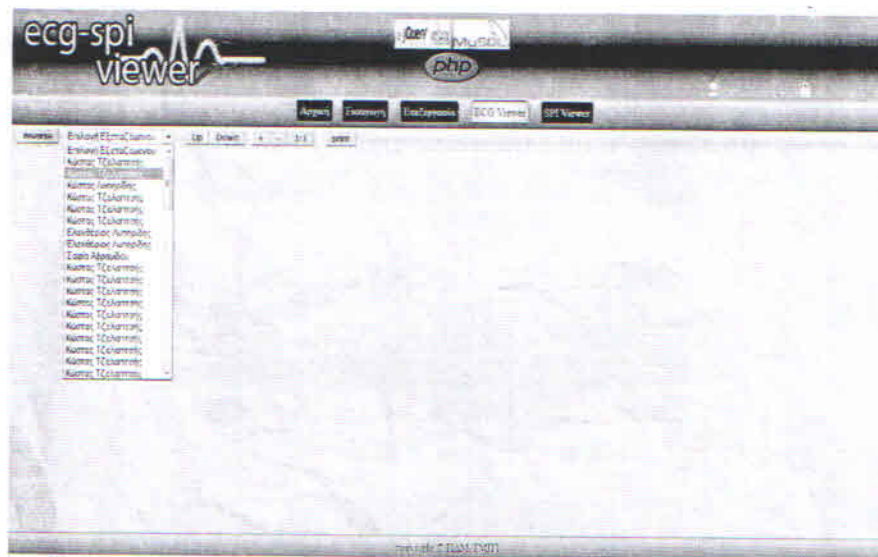
Επεξεργασία: Σε αυτό το πλαίσιο εμφανίζεται η λίστα με τα εγγεγραμμένα πρόσωπα. Ο χρήστης μπορεί να περιηγηθεί, να επεξεργαστεί καθώς και να διαγράψει τις ήδη υπάρχουσες εγγραφές του. Στον παρακάτω πίνακα της εικόνας 3.14 αναπαρίστανται τα στοιχεία κάθε εγγραφής. Αρχικά το ID είναι ο μοναδικός αριθμός με τον οποίο έγινε εγγραφή στη βάση δεδομένων. Έπειτα στις άλλες στήλες ακολουθούν τα προσωπικά στοιχεία, αυτά είναι το όνομα, το επίθετο καθώς και ειδικές πληροφορίες που αντιστοιχούν στο συγκεκριμένο άτομο. Εάν οι εγγραφές ξεπερνούν τις δέκα, για την καλαισθησία και την ευχρηστία της εφαρμογής, εμφανίζεται η επιλογή σελίδας κάτω από τον πίνακα. Στα δεξιά ο χρήστης έχει τις δύο επιλογές οι οποίες είναι:

ID	Όνομα	Επώνυμο	Ύψος	Βάρος	Ημερ. Εγγραφής	Φύλο	Διαταραχές	Ημερ. Έκδοσης
1	Κασιός	Πελακιστής	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	10.12.2012
12	Κασιός	Πελακιστής	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
13	Κασιός	Αντωνίου	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
17	Κασιός	Πελακιστής	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
18	Κασιός	Πελακιστής	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
19	Κασιός	Πελακιστής	173	72	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
21	Ευαγγελάκης	Αντωνίου	155	73	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
22	Ευαγγελάκης	Αντωνίου	155	73	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
23	Σωτός	Αθανασίου	160	60	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013
24	Σωτός	Αθανασίου	160	60	11.06.2013	Μαζο	Yes	06.12.2013

Εικόνα 3.15: Λίστα εξεταζομένων

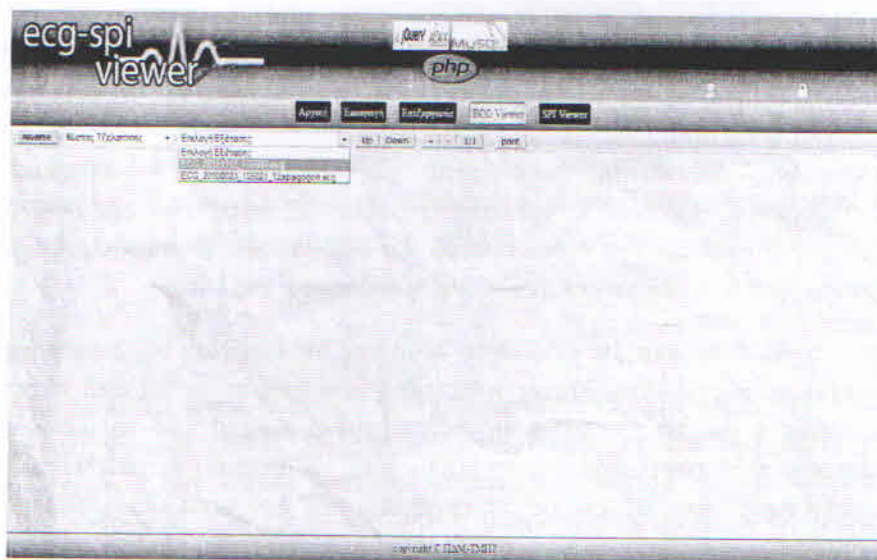
- **Επεξεργασία:** Δίνεται η δυνατότητα για διόρθωση των στοιχείων εγγεγραμμένων προσώπων. Εφόσον ο χρήστης επιλέξει αυτό το κομμάτι εμφανίζεται μια φόρμα με τα στοιχεία της εγγραφής. Εκεί υπάρχει η δυνατότητα να αλλάξει κάποια χαρακτηριστικά και να αποθηκεύσει εκ νέου την εγγραφή. Όπως και σε προηγούμενες φόρμες, έτσι κι εδώ τα πεδία είναι υποχρεωτικά, εάν κάποιο παραμείνει κενό υπάρχει περιορισμός και ο χρήστης δε μπορεί να συνεχίσει. Για τη διαγραφή ενός εξεταζομένου ο χρήστης θα πρέπει να στραφεί προς την επόμενη επιλογή.
- **Διαγραφή:** Δίνεται η δυνατότητα για διαγραφή των στοιχείων ενός εξεταζομένου. Εφόσον ο χρήστης στραφεί σε αυτή την επιλογή, όλα τα υπάρχοντα στοιχεία του εξεταζομένου, θα διαγραφούν. Ουσιαστικά εμφανίζεται το ενημερωτικό μήνυμα και ακολουθεί η ανανέωση της λίστας.

ECG Viewer: Αυτό το πλαίσιο αφορά το λόγο της δημιουργίας της εφαρμογής. Εδώ παρουσιάζεται σε μορφή γραφήματος η εξέταση που έχει παραχθεί από ηλεκτρονική συσκευή. Μόλις ο χρήστης επιλέξει το συγκεκριμένο κουμπί από το μενού αμέσως εμφανίζεται η μπάρα εργαλείων για το ΗΚΓ. Από το drop down μενού καλείται να επιλέξει ένα όνομα από το κελί με τα εγγεγραμμένα πρόσωπα όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



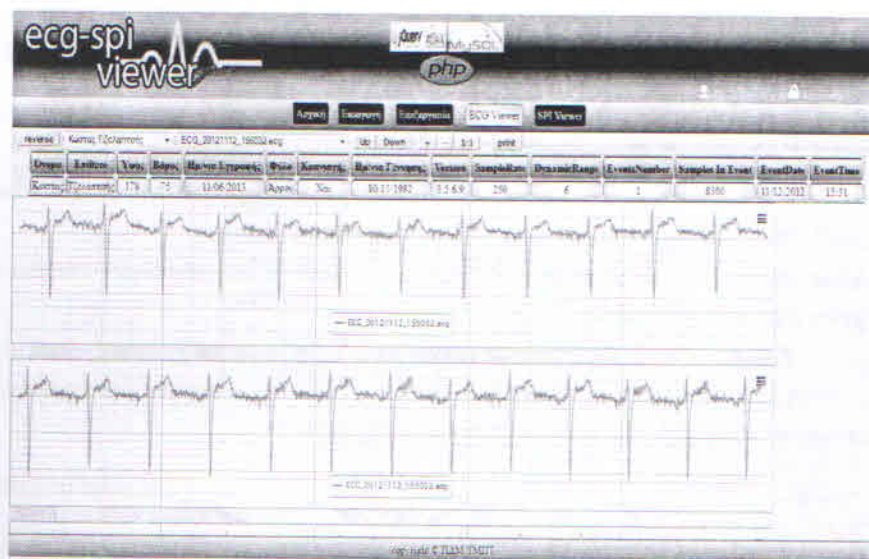
Εικόνα 3.16: Drop Down μενού εξεταζομένων

Όπως επιλέξει ένα από τα ονόματα, απευθείας εμφανίζεται ένα δεύτερο drop down μενού, με τα χαρακτηριστικά ΗΚΓ που έχουν καταγραφεί για το συγκεκριμένο πρόσωπο. Εκεί καλείται να επιλέξει ένα όνομα αρχείου που επιθυμεί να εξετάσει όπως φαίνεται στην εικόνα 3.16.



Εικόνα 3.17: Drop Down μενού ΗΚΓ

Μόλις επιλέξει και ένα από τα ΗΚΓ, η εφαρμογή αρχίζει και φορτώνει το τελικό αποτέλεσμα, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.17.

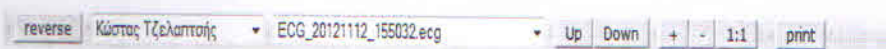


Εικόνα 3.18: Προβολή ΗΚΓ 1 απαγωγής

Όπως φαίνεται και στην παραπάνω εικόνα τα αποτελέσματα τα οποία έχουν παραχθεί είναι τα εξής:

- Ένας πίνακας με τα στοιχεία του εξεταζομένου καθώς και τα στοιχεία του συγκεκριμένου ΗΚΓ. Εδώ αξίζει να αναφερθεί πως οι πρώτες από αριστερά στήλες του πίνακα, αντιστοιχούν στα στοιχεία της εγγραφής έτσι όπως τα έχει ορίσει ο χρήστης. Στις υπόλοιπες στήλες αναγράφονται τα στοιχεία εκείνα έτσι όπως έχουν παραχθεί από την ηλεκτρονική συσκευή. Πιο αναλυτικά η στήλη "Version" αναφέρεται στην έκδοση της συσκευής, η επόμενη στο ρυθμό δειγματοληψίας, έπειτα το δυναμικό εύρος, ο αριθμός των απαγωγών, τα δείγματα κάθε εξέτασης, η ημερομηνία και τελευταία η ώρα.
- Έπειτα εφόσον το ΗΚΓ είναι 12 απαγωγών εμφανίζονται 12 διαφορετικά αποτελέσματα. Εάν η απαγωγή είναι μία, τότε εμφανίζεται ένα αποτέλεσμα χωρισμένο σε 4 γραφήματα των 8 δευτερολέπτων. Συνολικά η εξέταση μίας απαγωγής χρονομετρείται στα 32 δευτερόλεπτα.

Πάνω σε αυτά τα αποτελέσματα ο χρήστης μπορεί να επέμβει δυναμικά από τη μπάρα εργαλείων(εικόνα 3.18).



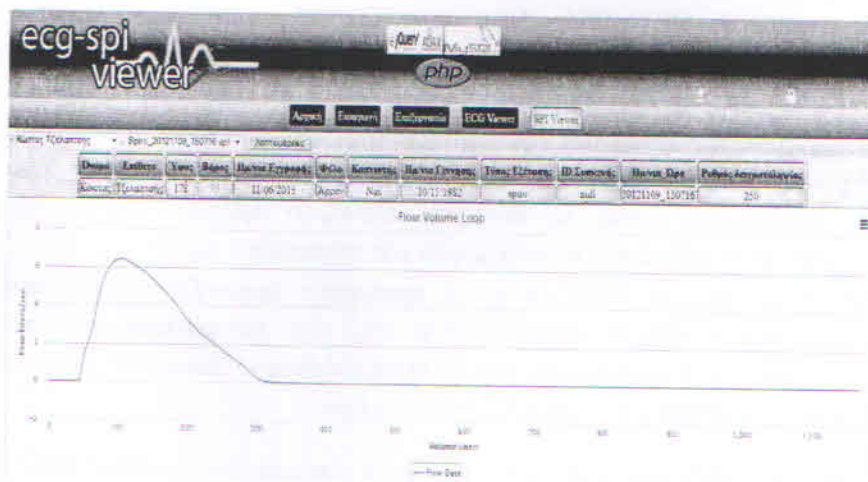
Εικόνα 3.19: Μπάρα εργαλείων

Οι δυνατότητες που προσφέρουν τα κουμπιά στο χρήστη είναι οι εξής:

- **Reverse:** Περιστρέφει το γράφημα κατά 180° έτσι ώστε να φαίνεται ανάποδα.

- **Up-Down:** Μετακινεί κάποια Pixel το γράφημα στον άξονα των y.
- **“+ , - , 1:1”:** zoom in, zoom out και επαναφορά στο αρχικό μέγεθος
- **Φίλτρα:** Καθαρισμός του σήματος από τυχόν θορύβους.
- **Print:** Δυνατότητα για εκτύπωση του γραφήματος σε εκτυπωτή.
- **☰:** Σε κάθε γράφημα επάνω δεξιά υπάρχει ένα κουμπί για την αποθήκευση του γραφήματος σε διάφορες μορφές (pdf, jpeg, κλπ).
- **Μαρκάρισμα:** Σε κάθε γράφημα μπορεί ο χρήστης να μαρκάρει κάποιο σημείο για να εστιάσει καλύτερα.
- **Reset Zoom:** Το κουμπί αυτό εμφανίζεται εφόσον ο χρήστης έχει επιλέξει μαρκάρισμα σε κάποιο σημείο για να μπορεί να επαναφέρει το γράφημα στην αρχική του μορφή.

SPI Viewer: Σε αυτό το πλαίσιο γίνεται η αναπαράσταση μιας εξέτασης σπιρομέτρησης σε μορφή γραφήματος. Η λειτουργία του είναι παρόμοια με αυτή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Ο χρήστης καλείται να επιλέξει από τη λίστα με τους εξεταζόμενους. Αμέσως εμφανίζεται η επόμενη λίστα με τα αρχεία των εξετάσεων. Εφόσον επιλέξει εξέταση η εφαρμογή φορτώνει τα δεδομένα του αρχείου και τα μετατρέπει σε γράφημα.



Εικόνα 3.20: Σπιρομέτρηση

Στον πίνακα που εμφανίζεται παρουσιάζονται τα στοιχεία του εξεταζόμενου και τα στοιχεία της εξέτασης όπως έχουν καταγραφεί από την συσκευή. Αναλυτικά αναγράφονται ο τύπος της εξέτασης, το ID της συσκευής, η ημερομηνία/ ώρα και ο ρυθμός της δειγματοληψίας. Σε αυτό το σημείο ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να εμφανίσει περισσότερες λεπτομέρειες της εξέτασης πατώντας το αντίστοιχο πλήκτρο.

Παράγοντας	Μονάδα	Μέτρηση
FVC	L	3.7128243446350098
FEV1	L	3.6841092109680176
FEV1toFVC	%	99.22659595495044
FEV3	L	3.7089695930480957
FEV3toFVC	%	99.89617737794453
PEF	L/S	6.4358110427856445
FEF25%	L/S	2.0093243741989135
FEF50%	L/S	3.1522229512532554
FEF75%	L/S	3.5930241958515063
FEF2575%	L/S	5.5319158806520345

Εικόνα3.21: Λεπτομέρειες Σπυρομέτρησης

3.8. Βάση δεδομένων

Για την αποθήκευση, επεξεργασία και διαγραφή δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό ανοικτού κώδικα phpMyAdmin καθώς και το σχεσιακό μοντέλο MySQL. Το συγκεκριμένο λογισμικό είναι γραμμένο σε PHP με κύριο γνώμονα τη διαχείριση της MySQL στο διαδίκτυο. Παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας βάσης δεδομένων στην οποία εμπεριέχονται πίνακες για την ομαλή ταξινόμηση δεδομένων μέσω των SQL ερωτημάτων.

Συγκεκριμένα η MySQL είναι ένα σύστημα διαχείρισης το οποίο παρέχει την πρόσβαση πληθώρας χρηστών σε ένα σύνολο σχεσιακών βάσεων δεδομένων. Είναι πάρα πολύ χρήσιμη και αυτό αποτυπώνεται στο μέγεθος των εγκαταστάσεων που έχει λάβει ανά τον κόσμο. Ιστορικά έχει λάβει το όνομα της από την κόρη του Μόντυ Βιντένιους, Μάι.

Μια ορθά δομημένη βάση δεδομένων είναι το αλατοπίπερο σε μία ιστοσελίδα. Για την επίτευξη ενός άριστου αποτελέσματος θα πρέπει να συμπεριληφθούν υπόψη οι ανάγκες και οι απαιτήσεις του χρήστη στον οποίο θα απευθύνεται. Έτσι ο χρήστης θα έχει την ευχέρεια να εξοικειωθεί στο σύστημα σε μικρό χρονικό διάστημα, για τον περαιτέρω έλεγχο των εγγραφών του.

Στο συγκεκριμένο σύστημα η βάση δεδομένων είναι έτσι κατασκευασμένη, ώστε να δώσει στο χρήστη τις απαραίτητες πληροφορίες σχετικά με τους εξεταζόμενους και τα αρχεία καταγραφής συμβάντων. Μέσα στη βάση εμπεριέχονται 4 πίνακες όπου καταγράφουν δεδομένα.

- **Πίνακας χρηστών:**

Κάθε χρήστης θα πρέπει να έχει τα δικά του ατομικά στοιχεία για είσοδο στο σύστημα. Αυτά περιλαμβάνονται στη μοναδικότητα του ID, το όνομα, το επίθετο, username και password.

- **Πίνακας εξεταζομένων:**

Κάθε εξεταζόμενος περιλαμβάνει το μοναδικό ID, το όνομα, το επίθετο, το ύψος, το βάρος, την ημερομηνία εγγραφής, το φύλο, αν είναι καπνιστής και την ημέρα γενεθλίων. Επίσης το user_id όπου αντιστοιχεί στον χρήστη.

- **Πίνακας Αρχείων καταγραφής συμβάντων ecg:**

Κάθε πίνακας αρχείων περιλαμβάνει ένα μοναδικό ID, το όνομα του αρχείου, τον τίτλο, το μέγεθος και την ημερομηνία που έχει γίνει η αποθήκευση. Επίσης το person id σαν δευτερεύων κλειδί που αντιστοιχεί στον εξεταζόμενο.

- **Πίνακας Αρχείων καταγραφής συμβάντων spi:**

Κάθε πίνακας αρχείων περιλαμβάνει ένα μοναδικό ID, το όνομα του αρχείου, τον τίτλο, το μέγεθος και την ημερομηνία που έχει γίνει η αποθήκευση. Επίσης το person id σαν δευτερεύων κλειδί που αντιστοιχεί στον εξεταζόμενο.

Καταλήγοντας οι πίνακες όπως προκύπτουν από τις παραπάνω απαιτήσεις έχουν την εξής μορφή:

Users

<u>user_id</u>	user_name	user_lastname	username	password
----------------	-----------	---------------	----------	----------

Πίνακας 3.1 πίνακας χρηστών.

Persons

<u>person_id</u>	name	lastname	height	weight	register_date	sex	smoke	birthday	<u>user_id</u>
------------------	------	----------	--------	--------	---------------	-----	-------	----------	----------------

Πίνακας 3.2 πίνακας εξεταζομένων

Ecg

<u>ecg_id</u>	ecg_name	ecg_title	ecg_size	uploaded_date	<u>person_id</u>
---------------	----------	-----------	----------	---------------	------------------

Πίνακας 3.3 πίνακας αρχείων ΗΚΓ

Spi

<u>spi_id</u>	spi_name	spi_title	spi_size	uploaded_date	<u>person_id</u>
---------------	----------	-----------	----------	---------------	------------------

Πίνακας 3.3 πίνακας αρχείων σπιρομέτρησης

Στους παραπάνω πίνακες αποτυπώνεται η μορφή της βάσης δεδομένων. Τα πρωτεύοντα κλειδιά είναι υπογραμμισμένα με συνεχόμενη γραμμή ενώ τα δευτερεύοντα με διακεκομμένη.

3.9. jQuery

Η jQuery είναι μια javascript βιβλιοθήκη όπου χρησιμοποιείται ευρέως στους περιηγητές για να διευκολύνει την πλευρά πελάτη. Είναι λογισμικό ανοικτού κώδικα και προσφέρεται κυρίως για τη δημιουργία κινούμενων αντικειμένων, χειρισμό γεγονότων και ανάπτυξη εφαρμογών AJAX.

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή η χρήση της βιβλιοθήκης βοήθησε στο να επιτευχθούν λειτουργίες με πολύ λιγότερο κώδικα. Η ενσωμάτωση της έγινε με script tags και src την τελευταία έκδοση.

```
<script src="http://code.jquery.com/jquery-1.9.1.js"></script>
```

Εικόνα 3.22 : Βιβλιοθήκη jQuery

Ο συνδυασμός jQuery AJAX ανανεώνει μέρη της ιστοσελίδας χωρίς να χρειαστεί να φορτώσει ξανά ολόκληρη με θεαματικό τρόπο. Η διαδικασία είναι εξαιρετικά απλή, από την πλευρά πελάτη δημιουργείται ένα ερώτημα και αποστέλλεται στη πλευρά του εξυπηρετητή. Εκεί επεξεργάζεται και στέλνονται πίσω τα αποτελέσματα του ερωτήματος. Με τη μέθοδο .ajaxStart Και .ajaxStop προσθέτουμε τις ενέργειες που επιθυμούμε να συμβαίνουν καθώς ξεκινάει και τελειώνει ένα ερώτημα.

```
$(document).ajaxStart( function() {  
    $("#loader").remove();  
    $("#container").prepend("<div id='loader' style='margin-top:200px auto;'><span align='center'><img src='images/loader.gif' height='20'><br>loading...</span></div>");  
});  
  
$(document).ajaxStop(function() {  
    $("#loader").remove();  
});
```

Εικόνα 3.23: Μέθοδος ajaxStart-Stop

Στο παραπάνω παράδειγμα κάθε φορά που στέλνεται ένα ερώτημα προς την πλευρά του εξυπηρετητή, εμφανίζεται η εικόνα loading έτσι ώστε να δείχνει πως βρίσκεται σε εξέλιξη η διαδικασία. Με το που ολοκληρωθεί η διαδικασία η εικόνα θα εξαφανιστεί από το container της σελίδας και θα φανεί το αποτέλεσμα του ερωτήματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4⁰

4. ΦΙΛΤΡΑ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΗΣ ΚΡΟΥΣΤΙΚΗΣ ΑΠΟΚΡΟΥΣΗΣ

FIR (Finite Impulse Response)

Με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα καταγράφεται μέσω του ΗΚΓ η ηλεκτρική- αναλογική δραστηριότητα της καρδιάς, ένα σήμα. Η επεξεργασία των σημάτων είναι σημαντική και ο σχεδιασμός ψηφιακών φίλτρων έχει ως συνέπεια τη δυνατότητα βελτίωσης της ποιότητας τους, την μείωση ή και εξάλειψη θορύβων (μυϊκή συστολή, αναπνοή, παράσιτα λόγω κίνησης, η επαφή του ηλεκτροδίου με το σώμα), την εξαγωγή σήματος από θόρυβο, την αποθήκευση και μετάδοσης αυτών. Η ψηφιακή επεξεργασία του ΗΚΓ παρέχει πληροφορίες, ωφέλιμες, σχετικά με τη συχνότητα των κυμάτων και διαστημάτων. Η ανάλυση των σημάτων μέσα στο φασματικό πεδίο πραγματοποιείται μέσω του μετασχηματισμού του Fourier, το σήμα θεωρείται ως ένα άθροισμα ημιτόνων και συνημίτονων. Το σήμα της καρδιάς είναι διακριτό στο χρόνο εξ. 3.1 (Κουτσούρης Δ, κά 2003: 50:60).

$$t = n * T_s \quad \text{Εξ. 4.1}$$

Στην παρούσα εργασία θα χρησιμοποιήσουμε τα γραμμικά ψηφιακά φίλτρα πεπερασμένης χρονικής διάρκειας εξαιτίας των χαρακτηριστικών του, που είναι τα ακόλουθα : 1 και 2 είναι οι χαρακτηριστικές εξισώσεις των φίλτρων Fir.

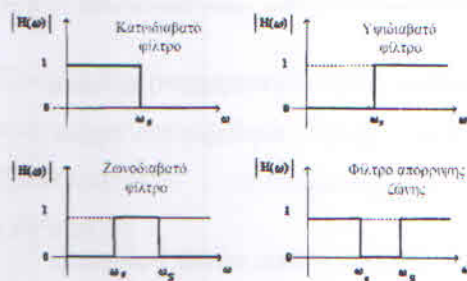
$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad \text{Εξ. 4.2}$$

περιγράφει το φίλτρο Fir στην μη αναδρομική μορφή του. Το τρέχον δείγμα της εξόδου $y(n)$ είναι συνάρτηση μόνο παρελθοντικών και παροντικών τιμών της εισόδου $x(n)$. Εάν τα φίλτρα εφαρμοστούν σε αυτή την φόρμα τότε είναι πάντα σταθερά.

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)z^{-k} \quad \text{Εξ. 4.3}$$

(το $-k$ είναι εκθέτης του z^{-k}), όπου $h(k)$ είναι ο συντελεστής απόκρισης του φίλτρου, $H(z)$ ο συντελεστής μεταφοράς του φίλτρου, N είναι το μήκος του φίλτρου, το πλήθος των όρων της κρουστικής απόκρισης.

Επίσης, παρουσιάζουν ευστάθεια (ένα φίλτρο είναι ευσταθές μόνο όταν $\sum |h(k)| < \infty$, $k = -\infty, \infty$, $h(n) =$ κρουστική απόκριση αποτελείται από ένα πλήθος μη μηδενικών τιμών) και γραμμικής απόκριση. Τα φίλτρα FIR είναι βέλτιστα στην αίσθηση ότι το πλάτος της ζώνης μετάβασης μεταξύ ζώνης διέλευσης και ζώνης αποκοπής είναι ελάχιστο για δεδομένες τιμές από τη ζώνη διέλευσης και τον κυματισμό ζώνης αποκοπής καθορίζοντας τη ζώνη διέλευσης και τις συχνότητες της ζώνης αποκοπής.



Εικόνα 4.1: Ιδανικά φίλτρα

Τα βασικά είδη φίλτρων FIR είναι το Κατωδιαβατό (Low pass), το Υψιδιαβατό (High pass), το Ζωνοδιαβατό (Band pass) και το φίλτρο Απόρριψης ζώνης (Band reject). Στην μελέτη μας, για την ψηφιακή προσέγγιση του ΗΚΓ και την επεξεργασία

του σήματος είναι σημαντικό να διατηρήσουμε χαμηλές συχνότητες με τη

βοήθεια των κατωδιαβατών φίλτρων για την αναγνώριση των διαστημάτων ST και η διατήρηση υψηλών συχνοτήτων για την αναγνώριση των συμπλεγμάτων QRS θα χρησιμοποιήσουμε τα υψιδιαβατά φίλτρα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5⁰

5. Συμπεράσματα και μελλοντικές βελτιώσεις

Στην παρούσα διπλωματική εργασία έπειτα από έρευνα στα εργαλεία ανάπτυξης διαδικτυακών εφαρμογών και χρήση των κατάλληλων για την επίτευξη του τελικού αποτελέσματος, παρουσιάστηκε ο σχεδιασμός και η υλοποίηση ενός ηλεκτρονικού viewer παρουσίασης ηλεκτροκαρδιογραφημάτων και σπιρομετρήσεων.

Η απαραίτητη γνώση στον κλάδο της υγείας, με την ανάγκη για γρήγορη μετάδοσή της σε συνδυασμό της ανάπτυξης των τηλεπικοινωνιακών μέσων εκκολάπτουν ένα γνώριμο τομέα. Η δημιουργία τέτοιου είδους εφαρμογών συμβάλει στην ανάπτυξη της τηλεϊατρικής. Η τηλεϊατρική συμβάλει με τη σειρά της στην αντιμετώπιση προβλημάτων οργάνωσης, στις απομακρυσμένες και χωρίς πολλούς πόρους μονάδες πρωτοβάθμιας φροντίδας υγείας.

Εφαρμογές τέτοιου είδους υπάρχουν σε ευρεία βάση. Στην συγκεκριμένη εργασία παραθέτουμε μια μέθοδο για την ανάλυση των αρχείων ecg, spi , πέρασμα των τιμών τους σε XML και τέλος απεικόνισή τους σε μορφή γραφήματος.

Στον τομέα των μηχανικών, ποτέ μια εφαρμογή δεν είναι τέλεια, πάντα υφίσταται κάποιας βελτίωσης. Μερικές από αυτές τις βελτιώσεις παραθέτονται παρακάτω.

- Αποδοτικότερο προγραμματισμό για λιγότερες απαιτήσεις στους πόρους του συστήματος,
- Εισαγωγή υψιπερατών και βαθυπερατών φίλτρων για την αποφυγή αλλοίωσης του σήματος από θορύβους.
- Περισσότερα εργαλεία διαχείρισης και επεξεργασίας ενός σήματος.
- Δυνατότητα απευθείας καταγραφής συμβάντων από τη συσκευή
- Αυτόματη διάγνωση της εξέτασης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Ελληνική βιβλιογραφία

Αράπης Ι.Α 2006: Στατική και Δυναμική Σπιρομετρία – Flow Volume, στο 'Φυσιολογία του αναπνευστικού συστήματος', επιμ. Αναγνωστοπούλου, Κατής κ.α. Αθήνα: Ελληνική πνευμονολογική εταιρεία. (207-223)

Δημητρούλης Ιωαν. 2006 : Μηχανικές ιδιότητες του αναπνευστικού συστήματος, στο 'Φυσιολογία του αναπνευστικού συστήματος', επιμ. Αναγνωστοπούλου, Κατής κ.α. Αθήνα: Ελληνική πνευμονολογική εταιρεία. (3-10)

ιστοσελίδα : http://www.hts.org.gr/assets/files/biblia_epe/Fysiologia_Anapnevstikou.pdf
(7/6/2013)

Hampton R. John 2002: Ταχεία ερμηνεία Ηλεκτροκαρδιογραφήματος, Μετ: Ματούλης Ε. και Μαλιάγκα Αικ. Αθήνα : Πασχαλίδης Π.Χ.

Κοσμάς Επ, Κουλούρης Ν 2010: 'Σπιρομέτρηση Ακρογωνιαίος λίθος για τον έλεγχο των πνευμόνων' στο ένθετο Υγεία και Επιστήμη, Σάββατο 6 Νοεμβρίου 2010, Αθήνα : Ελευθεροτυπία . ιστοσελίδα: <http://www.enet.gr/?i=news.el.article&id=220675>
(30/5/2013)

Κουτσούρης Δ, Παυλόπουλος Σ., Πρέντζα Α 2003: Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων, Αθήνα: Τζιόλα

Μάλλιος Δ. Κωνσταντίνος 2011: Επιμήκυνση του διαστήματος QTc από μη καρδιολογικά φάρμακα Εγκυκλοπαίδεια Υγείας

Ιστοσελίδα http://www.hygeia.gr/page.aspx?p_id=667(29/03/2013)

Πάπυρος Λαρούς Μπριτάνικα 1988:Εγκυκλοπαίδεια, Τομ 34ος, Αθήνα.

Σιαφάκας Ν.Μ , Γαβριηλίδης Γ.Π. 2006 :Κινητικότητα του θωρακικού τοιχώματος στο 'Φυσιολογία του αναπνευστικού συστήματος', επιμ. Αναγνωστοπούλου, Κατής κ.α. Αθήνα: Ελληνική πνευμονολογική εταιρεία. (177-191)

ιστοσελίδα : http://www.hts.org.gr/assets/files/biblia_epe/Fysiologia_Anapneystikou.pdf (7/6/2013)

Ξενόγλωσση Βιβλιογραφία

Antoni Bayés de Luna, Velislav N. Batchvarov and Marek Malik 2005: The Morphology of

TheElectrocardiogram

(http://www.blackwellpublishing.com/content/BPL/Images/Content_store/Sample_chapter/9781405126953/9781405126953_4_001.pdf) (26/03/2013)

Bourke, S.J. Brewis, R.A.L 2002: Νόσοι του αναπνευστικού συστήματος, μετ. Πολίτη, Μαρία

Ρούσου, Τριάνθη, έκδ 5η, Αθήνα : Παρισιάνου

CE Chronaki, F Chiarugi, PJ Lees, M Bruun-Rasmussen, F Conforti, R Ruiz Fernandez, C Zywiets 2002 : “ *OpenECG: a European Project to Promote the SCP-ECG Standard, a Further Step Towards Interoperability in Electrocardiography* ” Computers in Cardiology , v 29:285-288

Edhouse June, R K Thakur, Jihad M Khalil 2002 : Conditions affecting the left side of the heart, ABC of clinical electrocardiography, clinical review, V. 324 BMJ (British Medical Journal)<http://www.uthsc.edu/cardiology/articles/LAE%20LVE.pdf> (1/05/2013)

Jenkins Dean and Gerred Stephen 2009: ECG Library

http://www.ecglibrary.com/1_qt.html (29/03/2013)

J Ng, Av Sahakian, S Swiryn 2001: The effect of Body Position o P-wave axis, computers in cardiology, v.28, 313-316, USA: Northwestern University Evanston.
<http://cinc.mit.edu/archives/2001/pdf/313.pdf> (1/05/2013)

Levis M. Kathryn 2000: Sensible analysis of the 12- Lead ECG. Ed: Handal A Kathleen.
Canada: Thomson Learning

(<http://books.google.gr/books?id=l9TFyeWSItIC&pg=PR4&dq=thomson+learning+ecg&hl=el&sa=X&ei=FwdYUZyaJYKYPZGzgOgO&ved=0CDYQ6AEwAA#v=onepage&q=thomson%20learning%20ecg&f=true>) (26/03/2013)

M.R. Miller, J. Hankinson et al.. 2005: «Standardisation of spirometry» σε SERIES “ATS/ERS TASK FORCE: STANDARDISATION OF LUNG FUNCTION TESTING” Επιμ.V. Brusasco, R. Crapo and G. Viegi , V 26, EUROPEAN RESPIRATORY JOURNAL 319–338 ιστοσελίδα : <http://www.ersj.org.uk/content/26/2/319.full.pdf+html> (27/5/2013)

Thomas L. Petty 2002 : *CHEST*, 121 : 2195–2235, University of Colorado
<http://www.getsurfedenver.com/drtompetty/wpcontent/uploads/2011/12/JohnHutchinsonsMysteriousMachineRevisited.pdf> (20/5/2013)

Titomir LI 2000 :The remote past and near future of electrocardiology: Viewpoint of a biomedical engineer : Bratisl Lek Listy, 101 (5): 272.279

Ηλεκτρονική αναζήτηση

<http://www.openecg.net/>

http://www.blackwellpublishing.com/content/BPL/Images/Content_store/Sample_chapter/9781405126953/9781405126953_4_001.pdf