ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ



«ΕΞΑΓΩΓΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ (ECG) ΚΑΙ ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ/ΠΡΟΒΛΕΨΗ ΜΕ ΤΗΝ ΒΟΗΘΕΙΑ ΝΕΥΡΩΝΙΚΟΥ ΔΙΚΤΥΟΥ»

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΤΗΣΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΝΙΚΟΛΑΪΔΗΣ ΣΩΚΡΑΤΗΣ

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Κ. ΚΑΛΑΪΤΖΑΚΗΣ (ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ)
ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ

Μ. ΖΕΡΒΑΚΗΣ
ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ

Κ. ΜΠΑΛΑΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ

ΧΑΝΙΑ, ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 2009

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία αναπτύχθηκε στα πλαίσια της απόκτησης του διπλώματος Ηλεκτρονικού Μηχανικού και Μηχανικού Ηλεκτρονικών Υπολογιστών

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον Επιβλέποντα Καθηγητή κ. Καλαϊτζάκη Κώστα για την συνολική βοήθεια που μου προσέφερε κατά την διάρκεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Επίσης, ευχαριστώ τόσο τον Καθηγητή κ. Ζερβάκη Μιχάλη για τις πολύτιμες κατευθύνσεις όσο και τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Μπάλα Κωνσταντίνο για την ανάγνωση της εργασίας.

Θα ήθελα ακόμη να εκφράσω τις ευχαριστίες μου προς το καρδιολογικό τμήμα του νοσοκομείου «Άγιος Σάββας» για την βοήθειά του στην συλλογή των καρδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία.

Τέλος αισθάνομαι για άλλη μια φορά την ανάγκη να ευχαριστήσω τόσο την οικογένειά μου όσο και τους φίλους μου για την αμέριστη υποστήριξη τους.

Περίληψη

Αντικείμενο της διπλωματικής αυτής εργασίας είναι η πρόβλεψη για τρία διαφορετικά καρδιογραφικά ευρήματα μέσω νευρωνικού δικτύου. Πιο συγκεκριμένα τα καρδιογραφικά ευρήματα που ασχοληθήκαμε στην παρούσα διπλωματική εργασία είναι τα παρακάτω: *Ταχυκαρδία*, *Αποκλεισμός Σκέλους* και *1^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός*. Στόχος της εργασίας αυτής είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος υποβοήθησης του καρδιολόγου για την όσο το δυνατόν σωστότερη πρόβλεψη. Αρχικά δημιουργήθηκε ένα πρόγραμμα το οποίο λαμβάνει ως είσοδο την ψηφιοποιημένη μορφή του καρδιογραφήματος και υπολογίζει τα διαστήματα/παραμέτρους του εκάστοτε καρδιογραφήματος (PQ, QRS, RR). Πιο συγκεκριμένα για την εύρεση των ζητούμενων διαστημάτων χρησιμοποιήθηκε η τεχνική εύρεσης τοπικών μεγίστων και ελαχίστων (local maxima/minima). Με τον τρόπο αυτό βρέθηκαν οι κορυφές R, η αρχή και το τέλος του συμπλέγματος QRS καθώς και η αρχή του κύματος P ενώ στην συνέχεια υπολογίστηκαν τα μεταξύ τους διαστήματα. Τα διαστήματα που εξήχθησαν από το παραπάνω πρόγραμμα χρησιμοποιούνται στην συνέχεια ως είσοδοι σε τεχνητό νευρωνικό δίκτυο που χρησιμοποιήθηκε για κατηγοριοποίηση (classification). Πιο αναλυτικά τα δεδομένα χωρίστηκαν σε επιμέρους σύνολα που χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση (50 %), για την δοκιμή (40 %) και για την επικύρωση (10 %). Τα αποτελέσματα που προέκυψαν κρίνονται αρκετά ικανοποιητικά καθώς το ποσοστό επιτυχούς πρόβλεψης αγγίζει το 87.5 %.

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή 1-7

2. Η καρδιά 2-9

2.1 Εισαγωγή 2-9

2.2 Η κυκλοφορία του αίματος 2-10

2.3 Ο καρδιακός κύκλος 2-11

2.4 Οι κοιλότητες της καρδιάς 2-13

3. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα 3-14

3.1 Εισαγωγή 3-14

3.2 Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος 3-14

3.3 Λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος 3-15

3.4 Το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί 3-15

3.5 Τι καταγράφεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα 3-16

3.6 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές 3-17

3.6.1 Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων 3-17

3.6.2 Οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων 3-19

3.6.3 Προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές 3-20

3.7 Ερμηνεία ηλεκτροκαρδιογραφήματος 3-21

3.7.1 Το κύμα P 3-21

3.7.2 Το κύμα T 3-22

3.7.3 Το κύμα U 3-23

3.7.4 Το διάστημα PQ 3-23

3.7.5 Το διάστημα QT 3-24

3.7.6 Το τμήμα ST 3-25

3.7.7 Το σύμπλεγμα QRS 3-26

3.7.8 Καρδιακή συχνότητα 3-27

4. Καρδιογραφικά ευρήματα που μελετήθηκαν 4-29

1. Ταχυκαρδία 4-29

4.1.1 Αίτια της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας 4-29

4.1.2 Διάγνωση της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας 4-30

4.1.3 Θεραπεία της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας 4-30
4.2 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 4-30
4.2.1 1ου Βαθμού Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 4-31
4.2.2 2ου Βαθμού Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός 4-32
4.2.3 Πλήρης Κολποκοιλιακός αποκλεισμός 4-34
4.3 Αίτια – Κλινική σημασία 4-35
4.4 Αποκλεισμός σκέλους 4-37
4.4.1 Αποκλεισμός Αριστερού σκέλους 4-37
4.4.2 Αποκλεισμός Δεξιού σκέλους 4-39
5. Τα νευρωνικά δίκτυα 5-42
5.1 Τα πρώτα βήματα 5-42
5.2 Το αντικείμενο της εκπαίδευσης 5-42
5.2.1 Εκπαίδευση με επίβλεψη 5-43
5.2.2 Μη εποπτευόμενη εκπαίδευση 5-43
5.2.3 Υπερεκπαίδευση 5-44
5.3 Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα και Ιατρική 5-45
5.4 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των ΤΝΔ 5-45
5.5 Εφαρμογές ΤΝΔ 5-46
5.6 Learning Vector Quantization (LVQ) τεχνική 5-47
6. Συνολική περιγραφή της διαδικασίας 6-49
6.1 Τα βήματα που ακολουθούνται 6-49
6.2 Ανάλυση της τεχνικής εύρεσης διαστήματος PQ, συμπλέγματος QRS και καρδιακής συχνότητας. 6-52
6.2.1 1ο στάδιο 6-52
6.2.2 2ο στάδιο 6-55
7. Αποτελέσματα 7-57
7.1 Αποτελέσματα προγράμματος εύρεσης διαστημάτων PQ, QRS και καρδιακής συχνότητας 7-57
7.2 Αποτελέσματα του φιλτραρίσματος 7-62
7.3 Αναπαράσταση κορυφών R, συμπλεγμάτων QRS, κυμάτων P και διαστημάτων PQ και RR 7-64
7.4 Ενδεικτικά καρδιογραφήματα ανά καρδιογραφικό εύρημα. 7-67

7.5 Τα αποτελέσματα του νευρωνικού δικτύου 7-69
8. Συμπεράσματα Μελλοντικές επεκτάσεις..... 8-84
9. Βιβλιογραφία 9-86

1. Εισαγωγή

Η ηλεκτροκαρδιογραφία χρησιμοποιείται εδώ και αρκετά χρόνια ως η κύρια μέθοδος για τη διάγνωση και την έγκαιρη ανίχνευση των στεφανιαίων καρδιακών νόσων, που είναι η κύρια αιτία θανάτου στις δυτικές χώρες. Το 1993, υπολογίστηκε ότι περισσότερα από 100 χιλιάδες κοινά ηλεκτροκαρδιογραφήματα καταγράφονται ετησίως στην Ευρωπαϊκή Κοινότητα για διαγνώσεις ρουτίνας και παρακολούθησης, με υπολογιζόμενο κόστος περίπου 1. 2 δις ECU το χρόνο.

Για πολλά χρόνια η μέθοδος της ηλεκτροκαρδιογραφίας που επικρατεί είναι το ΗΚΓ των 12 απαγωγών. Η συμβολή του είναι εξαίρετη στην άμεση διευκρίνιση και εκτίμηση διαταραχής του καρδιακού ρυθμού, εφόσον η εξέταση γίνεται κατά τη διάρκεια της αρρυθμίας, στη διάγνωση του οξέος εμφράγματος του μυοκαρδίου και άλλων κλινικών μορφών της στεφανιαίας νόσου, στην αποκάλυψη διαταραχών της αγωγής του ερεθίσματος, π.χ. αποκλεισμού σκέλους του δεματίου του His, και στη διάγνωση και εκτίμηση υπερτροφίας των κοιλιών ή των κόλπων. Επίσης σημαντική είναι η συμβολή του ΗΚΓ ηρεμίας στη διάγνωση της περικαρδίτιδας, τη μελέτη μυοκαρδιοπαθειών και την αποκάλυψη ηλεκτρολυτικών διαταραχών και τοξικής επιδράσεως της δακτυλίτιδας, της κινιδίνης και άλλων φαρμάκων στην καρδιά.

Η ερμηνεία των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων από υπολογιστή, αποτελεί ένα από τα πρώτα συστήματα στήριξης ιατρικής απόφασης, και γι’ αυτό το εύρος χρήσης της επεκτείνεται από τα διάφορα τμήματα καρδιολογίας στα νοσοκομεία, σε απλούς παθολόγους στην πρωτοβάθμια φροντίδα υγείας αλλά και σε πολλά κέντρα υγείας.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε προσπάθεια να εξαχθούν τόσο οι παράμετροι του ηλεκτροκαρδιογραφήματος μέσω της ανάλυσης των επαρμάτων και των διαστημάτων του, όσο και πρόβλεψη καρδιογραφικών ευρημάτων με την βοήθεια νευρωνικών δικτύων.

Τόσο στον τομέα της ανάλυσης των επαρμάτων και των διαστημάτων, όσο και στον τομέα των νευρωνικών δικτύων έχουν εφαρμοστεί ποικίλες τεχνικές. Πιο διαδεδομένες τεχνικές ανάλυσης του ΗΚΓ είναι αυτές του μετασχηματισμού Wavelet (wavelet transform)[1], του κινούμενου παραθύρου (moving window)[2], του μετασχηματισμού Hilbert (Hilbert transform)[3], της μεθόδου του κατωφλίου (threshold method)[4], της μεθόδου Pan and Tompkins (Pan and Tompkins method)[5], καθώς και της χρήσης τοπικών μεγίστων/ελαχίστων (local maxima/minima)[6].Στην παρούσα διπλωματική εργασία επιλέχθηκε η τελευταία μέθοδος σε συνδυασμό με την μέθοδο κατωφλίου βρίσκοντας έτσι την κορυφή R, την αρχή και το τέλος του QRS συμπλέγματος καθώς και την αρχή του κύματος P και υπολογίζοντας τις μεταξύ τους αποστάσεις.

Όσο αφορά τα νευρωνικά δίκτυα και εδώ έχουν εφαρμοστεί πολλά διαφορετικά μοντέλα για την πρόβλεψη καρδιογραφικών ευρημάτων, με πιο δημοφιλή τα MLP (Multilayer Percetron)[7][8], Backpropagation[9] και Linear Vector Quantization (LVQ)[10].

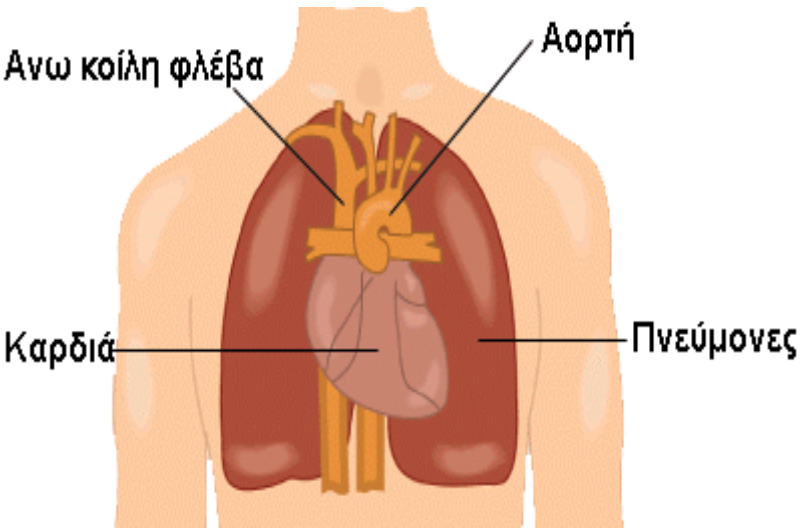
Στην παρούσα διπλωματική εργασία επιλέχθηκε η μέθοδος LVQ η οποία και ενδείκνυται για προβλήματα κατηγοριοποίησης (classification).

Στο **Κεφάλαιο 2** γίνεται μια σύντομη αναφορά στην καρδιά και τις λειτουργίες της. Στο **Κεφάλαιο 3** αναλύεται διεξοδικά το ηλεκτροκαρδιογράφημα ενώ στο **Κεφάλαιο 4** γίνεται αναφορά στα καρδιογραφικά ευρήματα που μελετήθηκαν. Στο **Κεφάλαιο 5** γίνεται εκτενής αναφορά στα νευρωνικά δίκτυα. Στο **Κεφάλαιο 6** παρουσιάζονται λεπτομερώς τα βήματα που ακολουθήθηκαν για την περάτωση της διπλωματικής εργασίας. Ακολουθεί το **Κεφάλαιο 7** στο οποίο παρατίθενται το σύνολο των αποτελεσμάτων ενώ τέλος στο **Κεφάλαιο 8** παρουσιάζονται τυχόν παρατηρήσεις και συμπεράσματα.

2. Η καρδιά

2.1 Εισαγωγή

Η καρδιά, είναι το **κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας**. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες και το ωθεί προς τις αρτηρίες. Η καρδιά βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο πνεύμονες. Το σχήμα της καρδιάς παρομοιάζεται με το σχήμα κώνου. Η κορυφή της αντιστοιχεί στο πέμπτο αριστερό μεσοπλεύριο διάστημα. Περιβάλλεται από ένα υμένα από δύο φύλλα, το περικάρδιο, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια λεπτή μεμβράνη, το ενδοκάρδιο. Ανάμεσα στο περικάρδιο και ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται μυοκάρδιο και αποτελείται από δυνατές μυϊκές ίνες.[11]

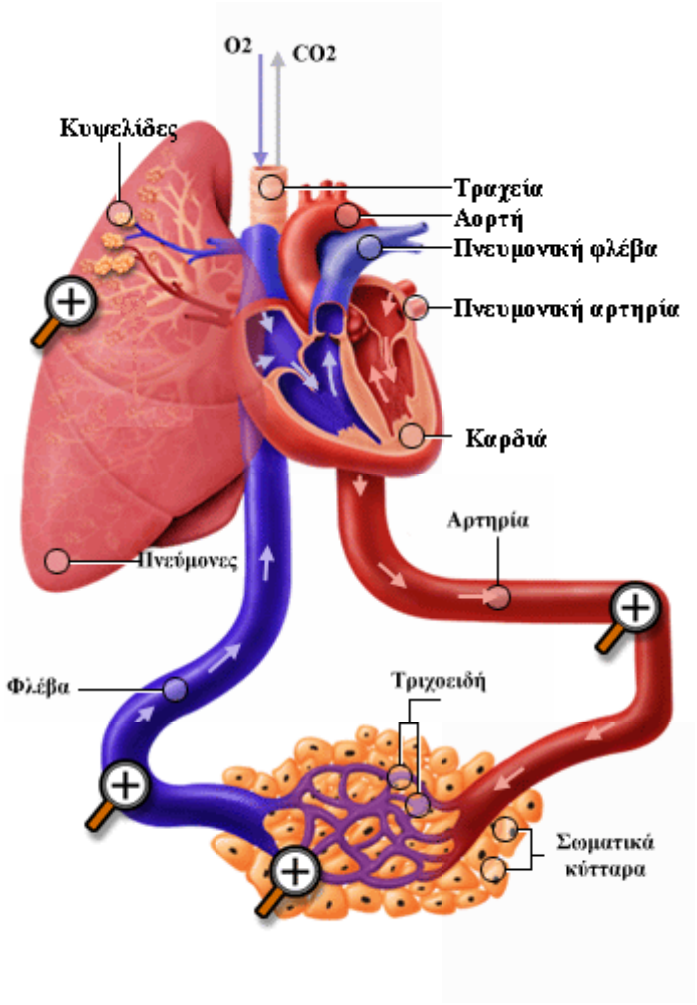


Σχήμα 1. Τα κύρια μέρη της καρδιάς.

2.2 Η κυκλοφορία του αίματος

Το φλεβικό αίμα, πού παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες από τα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού συγκεντρώνεται στην κάτω κοίλη φλέβα και την άνω κοίλη φλέβα οι οποίες εκβάλλουν χωριστά ή καθεμιά στο δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα περνά στη δεξιά κοιλία και από κει στην πνευμονική αρτηρία ή οποία και το μεταφέρει στους πνεύμονες. Εδώ το αίμα αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακος και εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Έτσι από φλεβικό γίνεται αρτηριακό, και μέσω των πνευμονικών φλεβών επιστρέφει στον αριστερό κόλπο και κατεβαίνει στην αριστερά κοιλία. Από εδώ, μέσω της αορτής, μεταφέρεται σε ολόκληρο το σώμα αφήνοντας το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες και παραλαμβάνοντας τα άχρηστα προϊόντα και το διοξείδιο του άνθρακος. Γίνεται δηλαδή ή ανταλλαγή της ύλης. Έπειτα το αίμα επιστρέφει σαν φλεβικό στις φλέβες και συγκεντρώνεται τελικά στην άνω και την κάτω κοίλη φλέβα. Και ο κύκλος αρχίζει και πάλι. [11][12]

Σχηματική αναπαράσταση της κυκλοφορίας του αίματος παρουσιάζεται στην επόμενη σελίδα.



Σχήμα 2. Η κυκλοφορία του αίματος.

2.3 Ο καρδιακός κύκλος

Η καρδιά για να επιτέλεση τη λειτουργία της σαν αντλία, πρέπει να διευρύνει τις κοιλότητές της, ώστε να γεμίσουν με αίμα και έπειτα να τις συμπιέσει, ώστε το αίμα να διοχετευθεί στις αρτηρίες. Η σύσπαση της καρδιάς ονομάζεται συστολή και η διεύρυνση διαστολή. Αλλά οι κινήσεις αυτές δεν γίνονται ταυτόχρονα σε όλες της κοιλότητες της καρδιάς.

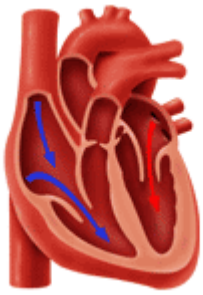
Ας παρακολουθήσουμε πως διαδέχεται η μία φάση την άλλη. Ο δεξιός κόλπος δέχεται το αίμα των κοίλων φλεβών και ο αριστερός κόλπος το αίμα των πνευμονικών φλεβών. Οι κόλποι συστέλλονται (κολπική συστολή) και το αίμα ωθείται προς τις κοιλίες. Το αίμα πού ωθείται, εξ αιτίας της κολπικής συστολής

στις κοιλίες, προκαλεί το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων οι οποίες κλείνουν μόλις τελειώσει ή κολπική συστολή.

Μετά συσπώνται οι κοιλίες και το αίμα ωθείται προς τις αρτηρίες (πνευμονική αρτηρία από τη δεξιά κοιλία, αορτή από την αριστερά κοιλία) αφού προηγουμένως έχουν ανοίξει οι μηνοειδείς βαλβίδες (πνευμονική και αορτική βαλβίδα). Κατά τη φάση αυτή είναι απαραίτητο το κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων γιατί αλλιώς το αίμα θα επανερχόταν στους κόλπους.

Όταν τελειώσει η κοιλιακή συστολή οι μηνοειδείς βαλβίδες κλείνουν, για να εμποδίσουν το αίμα να επανέλθει στις κοιλίες. Έτσι φθάνουμε στην τρίτη φάση, την καρδιακή ανάπαυλα πού είναι φάση ανασυγκροτήσεως, και κατά την οποία η καρδιά ξεκουράζεται. Σε ένα λεπτό γίνονται κατά μέσον όρο 80 καρδιακές συστολές. Ωστόσο, είναι γνωστό ότι ορισμένα άτομα έχουν σφυγμό λιγότερο γοργό (ο παλμός τον οποίο αισθανόμαστε στον σφυγμό δεν είναι άλλο παρά η καρδιακή συστολή) ενώ σε ορισμένες αρρώστιες, σε εμπύρετες καταστάσεις, στα παιδιά, η συχνότητα του σφυγμού είναι μεγαλύτερη.

Κατά την κολπική συστολή οι κοιλίες της καρδιάς βρίσκονται σε διαστολή και αντίστροφα. Η καρδιά, λοιπόν, συσπάται στο πάνω μισό μέρος (κόλποι) και διευρύνεται στο κάτω μισό (κοιλιές). Αυτό γίνεται κατά την πρώτη φάση, όταν δηλ. το αίμα περνά από τους κόλπους στις κοιλίες. Έπειτα (δεύτερη φάση: το αίμα περνά στις αρτηρίες και οι κόλποι δέχονται καινούργιο αίμα) γίνεται το αντίθετο, συσπάται το κάτω τμήμα, δηλ. οι κοιλίες και διευρύνεται το πάνω μισό μέρος, δηλ. οι κόλποι. [11][12]

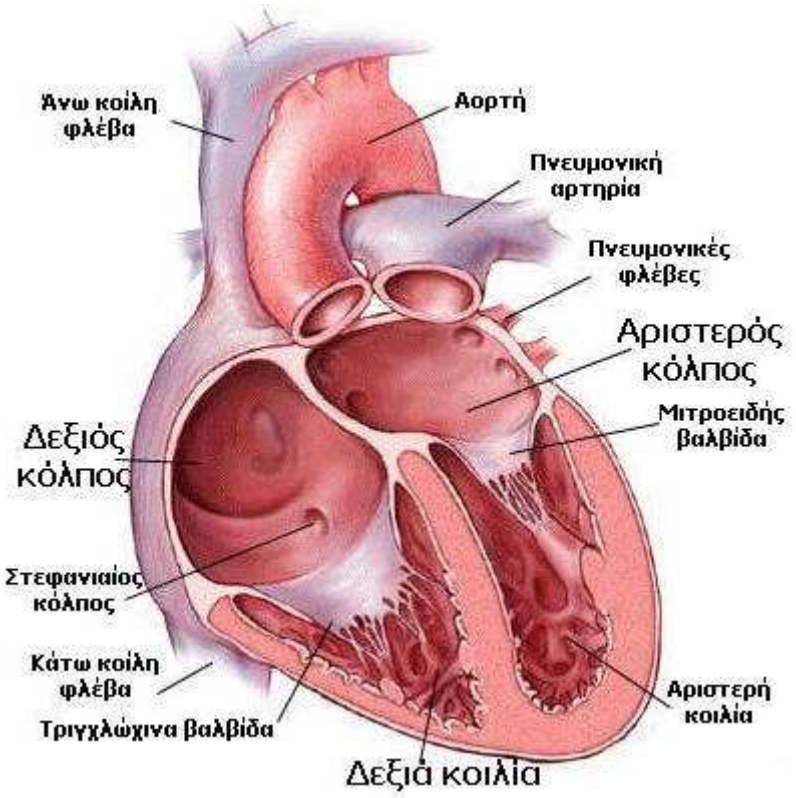


Σχήμα 3. Η συστολή και διαστολή της καρδιάς.

2.4 Οι κοιλότητες της καρδιάς

Η καρδιά χωρίζεται στις παρακάτω τέσσερις κοιλότητες:

- **Δεξιός κόλπος:** Ο δεξιός κόλπος δέχεται μη οξυγονωμένο αίμα από την άνω και κάτω κοίλη φλέβα, καθώς και από το στεφανιαίο κόλπο.
- **Αριστερός κόλπος:** Ο αριστερός κόλπος δέχεται οξυγονωμένο αίμα από τις πνευμονικές φλέβες.
- **Δεξιά κοιλία:** Η δεξιά κοιλία εξωθεί αίμα στην πνευμονική κυκλοφορία η οποία είναι κυκλοφορία χαμηλών πιέσεων. Το πάχος της είναι περί τα 3 mm.
- **Αριστερή κοιλία:** Η αριστερή κοιλία εξωθεί αίμα στη συστηματική κυκλοφορία η οποία είναι κυκλοφορία υψηλών πιέσεων. Το πάχος της είναι περί τα 9-10mm. [11, 12]



Σχήμα 3. Οι κοιλότητες της καρδιάς.

3. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα

3.1 Εισαγωγή

Κατά την επέκταση του επάρματος της καρδιακής διέγερσης στα διάφορα τμήματα αυτής, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από αυτή, ένα μικρό δε μέρος από αυτά φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από τη μια και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτή. Η καμπύλη που λαμβάνεται με αυτόν τον τρόπο ονομάζεται *ηλεκτροκαρδιογράφημα*.

Φυσιολογικά το πρώτο ηλεκτρικό δυναμικό της καρδιάς παράγεται στον φλεβόκομβο. Αυτό διαχέεται μετά στους κόλπους και γίνεται η συστολή αυτών. Μετά περνά τον κολποκοιλιακό κόμβο και διαχέεται στις κοιλίες, μέσω του αριστερού και δεξιού σκέλους του His, και γίνεται η συστολή των κοιλιών.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει τα ανωτέρω ηλεκτρικά δυναμικά, όπως φθάνουν στην επιφάνεια του σώματος, καθώς ταξιδεύουν από τον φλεβόκομβο στις κοιλίες. [13]

3.2 Χαρακτηριστικά του φυσιολογικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P, ένα «σύμπλεγμα» QRS και ένα έπαρμα T. Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κόλπων πριν από τη συστολή τους, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κοιλιών πριν από τη συστολή τους, δηλαδή, κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο

μυοκάρδιο των κοιλιών. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S. Κατά συνέπεια, τόσο το έπαρμα P, όσο και τα επάρματα που αποτελούν το σύμπλεγμα QRS, είναι επάρματα εκπόλωσης. Το έπαρμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0.25 ως 0.35 sec μετά την εκπόλωση, αυτό δε το έπαρμα χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης. Δηλαδή, το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης. [13]

3.3 Λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα γίνεται με ειδικό μηχάνημα που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος είναι ένα ευαίσθητο βολτόμετρο που καταγράφει μέσω ηλεκτροδίων τις διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του σώματος που προκύπτουν κατά την λειτουργία της καρδιάς.

Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο με 10 ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα 4 πρώτα συνδέονται από ένα στα χέρια και στα ποδιά και τα υπόλοιπα 6 μπροστά στο θώρακα. [13]

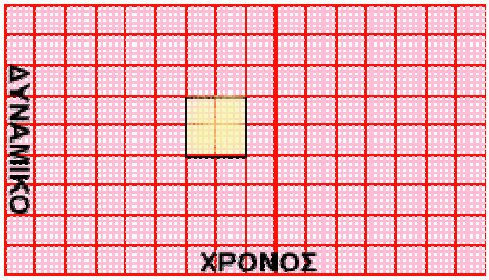


Σχήμα 4. Ο Ηλεκτροκαρδιογράφος.

3.4 Το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από την ακίδα του ηλεκτροκαρδιογράφου πάνω σε ένα μιλιμετρέ χαρτί. Το **ύψος** και **πλάτος** κάθε μικρού τετραγώνου είναι ίσο με **1 mm**. Το **πλάτος** υποδηλώνει **χρόνο** κι επειδή, κατά τη λήψη του ΗΚΓ, η **ταχύτητα κινήσεως της ταινίας**, που έχει επικρατήσει,

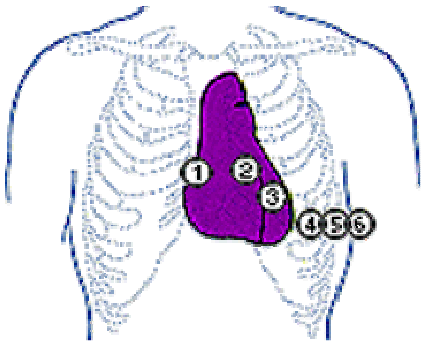
είναι **25 mm/sec**, το **πλάτος** του μικρού τετραγώνου ισούται με 0.04 sec. Το **ύψος** του μικρού τετραγώνου υποδηλώνει **δυναμικό**, το οποίο είναι ίσο με **0.1 mV**, επειδή συνήθως η ρύθμιση γίνεται έτσι ώστε, όταν διέρχεται από το γαλβανόμετρο ηλεκτρικό ρεύμα **με δυναμικό 1 mV**, να καταγράφεται **απόκλιση** της ηλεκτρικής καμπύλης ίση προς **1 cm**. Αυτή η ρύθμιση ονομάζεται **ευαισθησία** του ηλεκτροκαρδιογράφου και λαμβάνεται με πίεση ειδικού κουμπιού ή αυτομάτως σε κάθε ΗΚΓ. **Στην πράξη** σήμερα το **δυναμικό** μετριέται σε **mm** κι όχι σε mV. Επίσης, το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί έχει **παχύτερες** κάθετες κι οριζόντιες γραμμές, οι οποίες απέχουν μεταξύ τους **5 mm** δηλαδή σχηματίζουν μεγάλα τετράγωνα των οποίων το **πλάτος** υποδηλώνει **χρόνο** ίσο με **0.20 sec**, το δε **δυναμικό** ίσο με **0.5 mV**, εφόσον βέβαια η ταχύτητα κινήσεως της ταινίας κι η ευαισθησία του ηλεκτροκαρδιογράφου είναι οι προαναφερθείσες. [13]



Σχήμα 5. Το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί.

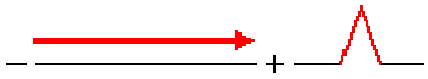
3.5 Τι καταγράφεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ΗΚΓ καταγράφεται σε ειδικό χαρτί. Αποτελείται από 12 απαγωγές. Οι πρώτες 6 ονομάζονται απαγωγές των ακρών (ή κλασικές) διότι καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά που φθάνουν στα άκρα. Συμβολίζονται κατά σειρά με I, II, III, aVR, aVL, aVF. Οι υπόλοιπες 6 καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από την πρόσθια επιφάνεια του θώρακος και ονομάζονται προκάρδιες απαγωγές. Συμβολίζονται δε ως V1, V2, V3, V4, V5, V6. [13]

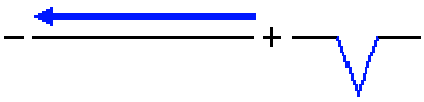


Σχήμα 6. Οι θέσεις των προκαρδίων απαγωγών.

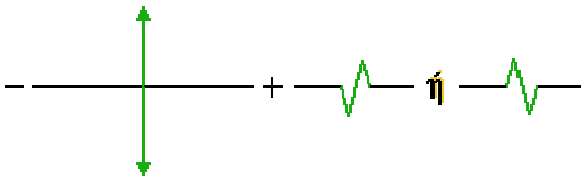
1. Όταν το κύμα εκπόλωσης οδεύει από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου, η γραφίδα κινείται προς τα πάνω και καταγράφει θετική απόκλιση.



2. Όταν το κύμα της εκπόλωσης οδεύει από το θετικό προς το αρνητικό ηλεκτρόδιο, η κίνηση της γραφίδας είναι προς τα κάτω.



3. Όταν το κύμα εκπόλωσης επεκτείνεται κάθετα προς μια απαγωγή θα καταγραφεί διφασική απόκλιση.



3.6 Ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

3.6.1 Οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων

Με τον όρο «διπολικές» υποδηλώνεται ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από δύο ειδικά ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο σώμα, και σ' αυτή την περίπτωση στα άκρα. Έτσι, η «απαγωγή» δεν συνίσταται από ένα απλό καλώδιο, με το οποίο συνδέεται το σώμα με το καταγραφικό όργανο,

αλλά από δύο καλώδια και από τα ηλεκτρόδιά τους, για να σχηματίζεται ένα πλήρες ηλεκτρικό κύκλωμα με τον ηλεκτροκαρδιογράφο.

Απαγωγή I

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

Απαγωγή II

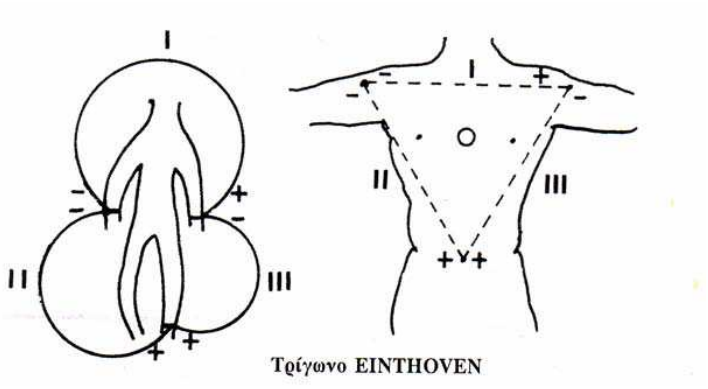
Κατά την καταγραφή με την απαγωγή II, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Κατά συνέπεια, όταν το δεξιό άνω άκρο είναι ηλεκτραρνητικό σε σχέση με το αριστερό κάτω άκρο, ο ηλεκτροκαρδιογράφος καταγράφει θετικό έπαρμα.

Απαγωγή III

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

Με προσεκτικές μετρήσεις, για οποιαδήποτε στιγμή, το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II, σύμφωνα με το νόμο του Einthoven. [14]

Οι θέσεις που καταλαμβάνουν στο σώμα οι τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων (I, II, III) εισήχθησαν από τον Einthoven όπως φαίνεται στο παρακάτω ισόπλευρο τρίγωνο (τρίγωνο Einthoven).



Σχήμα 7. Το τρίγωνο Einthoven.

Επειδή τα ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνονται με όλες τις διπολικές απαγωγές είναι όμοια μεταξύ τους, δεν έχει μεγάλη σημασία ποια απαγωγή χρησιμοποιείται, όταν επιδιώκεται η διάγνωση των διάφορων αρρυθμιών της καρδιάς, γιατί η διάγνωση των αρρυθμιών εξαρτάται, κατά κύριο λόγο, από τις χρονικές αλληλοσυσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων κυμάτων του καρδιακού παλμού. Από την άλλη μεριά, όταν απαιτείται η διάγνωση βλάβης στο μυοκάρδιο των κοιλιών ή των κόλπων, είτε στο σύστημα αγωγής των διεγέρσεων, ενδιαφέρει πάρα πολύ η απαγωγή που χρησιμοποιείται, γιατί οι ανωμαλίες που εμφανίζονται στο μυοκάρδιο μεταβάλλουν τη μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος κατά τρόπο σημαντικό σε ορισμένες απαγωγές, χωρίς να επηρεάζονται άλλες απαγωγές. [14]

3.6.2 Οι ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων

Ένα άλλο σύστημα απαγωγών σε ευρεία χρήση είναι η «ενισχυμένη μονοπολική απαγωγή άκρου». Στην απαγωγή αυτού του τύπου, δύο άκρα συνδέονται, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, ενώ το τρίτο άκρο συνδέεται με τον θετικό πόλο. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με δεξιό άνω άκρο, η απαγωγή ονομάζεται aVR, όταν συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVL και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVF.

Τα φυσιολογικά ηλεκτροκαρδιογράφημα που λαμβάνονται με τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων είναι όμοια με εκείνα των κλασικών

διπολικών απαγωγών των άκρων, εκτός από την απαγωγή aVR, στην οποία το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ανεστραμμένο. [14]

3.6.3 Προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές

Συχνά ηλεκτροκαρδιογραφήματα λαμβάνονται με το ένα ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα, σε έξι ξεχωριστά σημεία. Αυτό το ηλεκτρόδιο συνδέεται με τον θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφημα, ενώ το αρνητικό ηλεκτρόδιο, που ονομάζεται *αδιάφορο* ηλεκτρόδιο, συνδέεται συνήθως, με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξιό και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο. Συνήθως λαμβάνονται έξι διαφορετικές πρότυπες απαγωγές από το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα, με τη διαδοχική τοποθέτηση του θωρακικού ηλεκτροδίου στα έξι σημεία που σημειώνονται στο σχήμα 6.

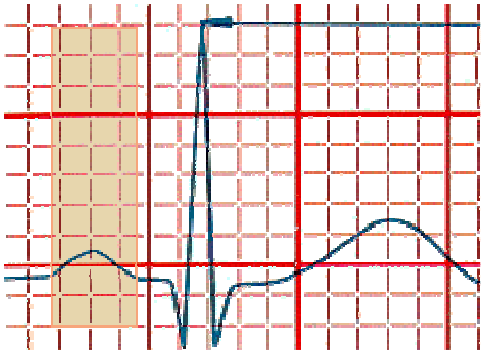
Επειδή οι διάφορες επιφάνειες της καρδιάς είναι πολύ κοντά στο θωρακικό τοίχωμα, με την κάθε μια προκάρδια απαγωγή καταγράφεται, κατά κύριο λόγο, το ηλεκτρικό δυναμικό του μυοκαρδίου, που βρίσκεται αμέσως κάτω από το ηλεκτρόδιο. Για αυτό το λόγο, σχετικά μικρές ανωμαλίες στις κοιλίες, και ιδιαίτερα στο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

Στις απαγωγές V1 και V2, το σύμπλεγμα QRS της φυσιολογικής καρδιάς είναι κατά το μεγαλύτερο μέρος του αρνητικό, γιατί στις απαγωγές αυτές το προκάρδιο ηλεκτρόδιο είναι πλησιέστερα στη βάση παρά στην κορυφή της καρδιάς, προς την οποία βάση είναι η κατεύθυνση της ηλεκτραρνητικότητας κατά τη διάρκεια του μεγαλύτερου μέρους της διεργασίας της εκπόλωσης των κοιλιών. Αντίθετα, το σύμπλεγμα QRS στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι, κατά το μεγαλύτερο μέρος του θετικό, γιατί το θωρακικό ηλεκτρόδιο σ’ αυτές τις απαγωγές είναι πλησιέστερα προς την κορυφή της καρδιάς, προς την κατεύθυνση της οποίας παρατηρείται ηλεκτροθετικότητα κατά το μεγαλύτερο μέρος της διάρκειας της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών. [14]

3.7 Ερμηνεία ηλεκτροκαρδιογραφήματος

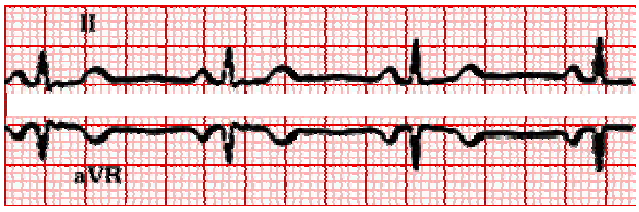
3.7.1 Το κύμα P

Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση (συστολή) των κόλπων. Είναι μία αμβλεία επαναλαμβανόμενη απόκλιση της ισοηλεκτρικής γραμμής, που προηγείται του συμπλέγματος QRS.



Σχήμα 8. Το κύμα P.

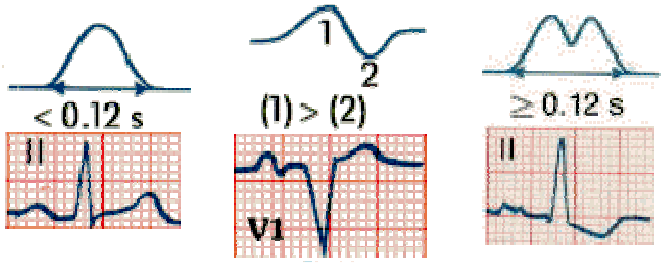
Στην απαγωγή II το P είναι πάντα θετικό και στην απαγωγή aVR πάντα αρνητικό όταν υπάρχει ο φυσιολογικός φλεβοκομβικός ρυθμός.



Σχήμα 9. Καρδιογράφημα απαγωγών II και aVR.

Φυσιολογικά η διάρκεια του P είναι μικρότερη από 0.12 sec (3 μικρά τετράγωνα), όταν η ταχύτητα καταγραφής είναι 25 mm/sec.

Το κύμα P φυσιολογικά είναι μονοκόρυφο, ενώ στην απαγωγή V1 μπορεί να έχει μικρό αρχικό σκέλος θετικό και ένα μικρό τελικό αρνητικό.

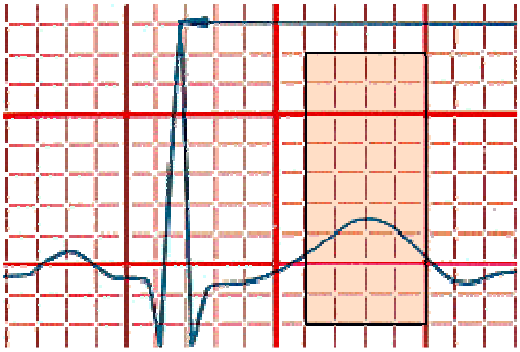


Σχήμα 10. Διάφορες μορφές κυμάτων P.

Σε διάταση του αριστερού κόλπου η διάρκεια του κύματος P είναι μεγαλύτερη από 0.12 sec και στην απαγωγή V1 έχει δικόρυφη μορφολογία με το δεύτερο αρνητικό σκέλος πιο ευρύ. Η παραπάνω μορφολογία του κύματος P ονομάζεται μιτροειδικό P. [14][15]

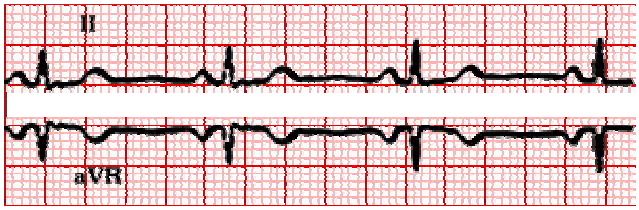
3.7.2 Το κύμα T

Το κύμα T ακολουθεί πάντα το σύμπλεγμα QRS και παριστάνει την πορεία της αναπόλωσης. Είναι αμβλεία απόκλιση της ισοηλεκτρικής γραμμής, που χωρίζεται από το QRS με ένα βραχύ περίπου οριζόντιο ισοηλεκτρικό τμήμα, το τμήμα ST. Η μετάβαση από το ST στο T είναι συχνά ασαφής.



Σχήμα 11. Το κύμα T.

Στην ίδια απαγωγή, εφόσον η μορφή του QRS είναι σταθερή, το κύμα T έχει την ίδια φορά με το QRS. [14, 16]



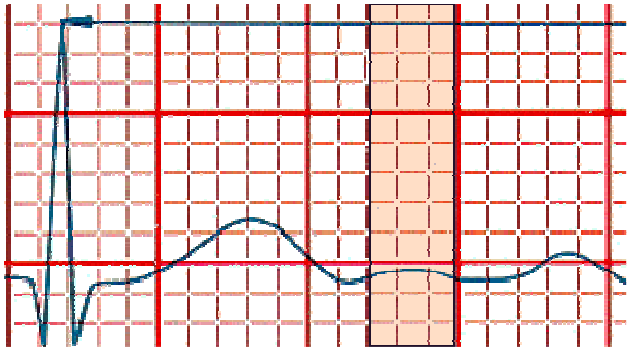
Σχήμα 12. Καρδιογράφημα απαγωγών II και aVR.

3.7.3 Το κύμα U

Το κύμα U εμφανίζεται περί το τέλος του T και έχει την ίδια φορά με αυτό. Η σημασία του είναι ασαφής.

Αρνητικοποίηση του επάρματος U είναι ενδεικτική παθολογικής κατάστασης (αρτηριακή υπέρταση, ισχαιμία μυοκαρδίου), ακόμα και εάν παρουσιάζεται σε ένα καρδιογράφημα χωρίς άλλα παθολογικά ευρήματα.

Φυσιολογικά, είναι πολύ μικρό, ορατό στις προκάρδιες κυρίως απαγωγές ή δεν φαίνεται καθόλου. Γίνεται ιδιαίτερα έκδηλο με την χρήση αντιαρρυθμικών (ομάδα κινιδίνης και αμιωδαρόνης) συμβάλλοντας στην επιμήκυνση του διαστήματος QT και στην υποκαλιαιμία. [14][17]

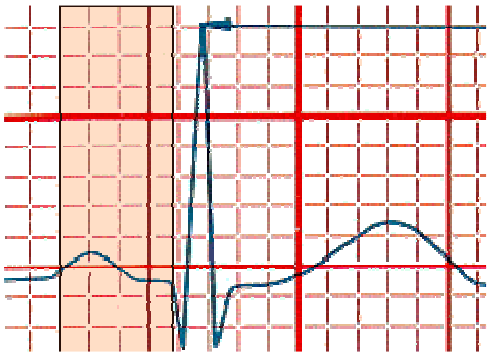


Σχήμα 13. Το κύμα U.

3.7.4 Το διάστημα PQ

Το διάστημα PQ είναι ο χρόνος που χρειάζεται το ερέθισμα να φθάσει από τον φλεβόκομβο στον κολποκοιλιακό κόμβο. Μετράται από την αρχή του κύματος P μέχρι την αρχή του συμπλέγματος QRS. Σε φυσιολογικά άτομα κυμαίνεται μεταξύ 0.12 και 0.20 sec.

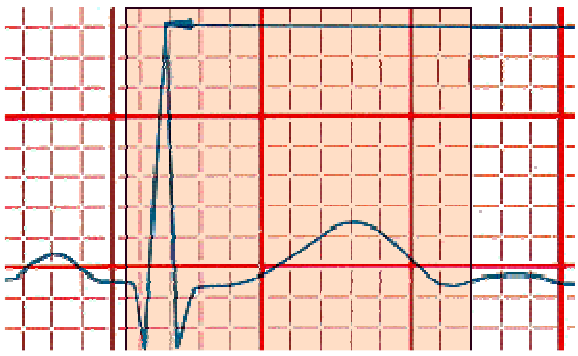
Διάστημα PQ βραχύτερο από 0.12 sec χαρακτηρίζει τα σύνδρομα προδιέγερσης, ενώ μεγαλύτερο από 0.20 sec χαρακτηρίζει συνήθως τους κολποκοιλιακούς αποκλεισμούς. [14][18]



Σχήμα 14. Το διάστημα PQ.

3.7.5 Το διάστημα QT

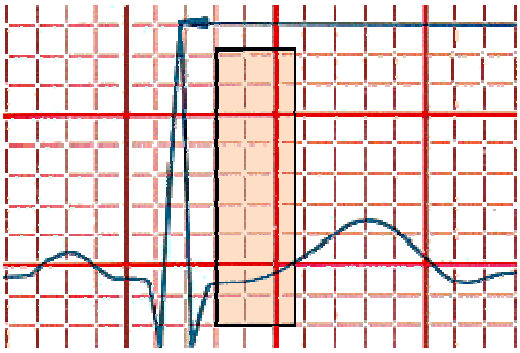
Το διάστημα QT αντιστοιχεί στην συνολική διάρκεια της κοιλιακής εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Μετράτε από την αρχή του QRS μέχρι το τέλος του επάρματος T. Η διάρκειά του είναι μεταξύ 0.35 και 0.44 sec και επηρεάζεται από την καρδιακή συχνότητα. Όσο αυξάνει η καρδιακή συχνότητα το QT διάστημα μικραίνει και το αντίστροφο. Γενικά όμως διάστημα QT μεγαλύτερο από το μισό δύο διαδοχικών RR επαρμάτων θεωρείται αυξημένο. Επιμήκυνση ή βράχυνση του QT μπορεί να παρατηρηθεί σε διάφορες καταστάσεις. [14, 19]



Σχήμα 15. Το διάστημα QT.

3.7.6 Το τμήμα ST

Το τμήμα ST αντιστοιχεί στο μεσοδιάστημα από την πλήρη εκπόλωση μέχρι την έναρξη της επαναπόλωσης. Μετράται από το τέλος του QRS μέχρι την αρχή του κύματος Τ. [14][20]



Σχήμα 16. Το διάστημα ST.

Το τμήμα ST είναι φυσιολογικά ισοηλεκτρικό. Μικρή ανάσπαση ή κατάσπαση του ST (μικρότερη του 1mm) μπορεί να εμφανίζεται σε φυσιολογικά άτομα. Ανάσπαση ή κατάσπαση του τμήματος ST πάνω από 1 mm είναι παθολογική.

Ανάσπαση

Ανάσπαση του τμήματος ST πάνω από 1 mm είναι παθολογική και μπορεί να εμφανισθεί στις παρακάτω καταστάσεις:

- Οξύ έμφραγμα μυοκαρδίου
- Στηθάγχη Prinzmetal
- Ανεύρυσμα αριστερής κοιλίας
- Περικαρδίτιδα

Κατάσπαση

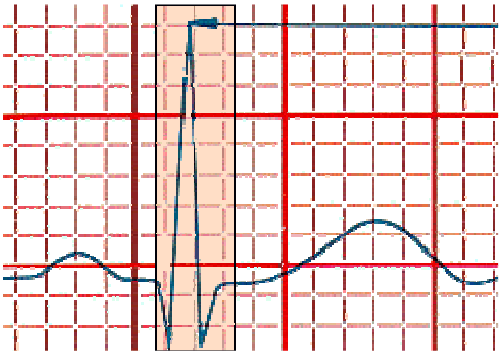
Κατάσπαση ST μεγαλύτερη του 1 mm είναι συνήθως παθολογική και μπορεί να εμφανισθεί στις παρακάτω περιπτώσεις:

- Ισχαιμία μυοκαρδίου
- Οξύ υπενδοκάρδιο έμφραγμα μυοκαρδίου

- Υπερτροφία μυοκαρδίου
- Χορήγηση δακτυλίτιδας

3.7.7 Το σύμπλεγμα QRS

Το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει την εκπόλωση του κοιλιακού μυοκαρδίου. Μετά την κάθοδο του ερεθίσματος δια του κολποκοιλιακού κόμβου και του δεματίου του His, αρχίζει η διέγερση των κοιλιών.



Σχήμα 17. Το σύμπλεγμα QRS.

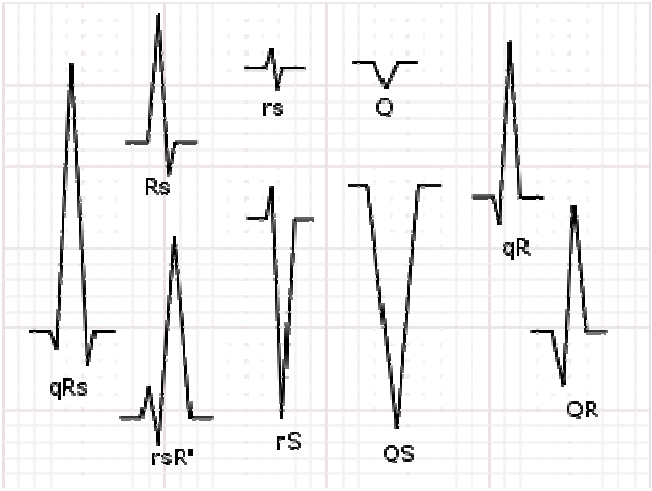
Φυσιολογικά, εφόσον οι δύο κοιλίες εκπολώνονται ταυτόχρονα η διάρκεια του QRS είναι ίση ή μικρότερη των 0.10 sec (2.5 μικρά κουτάκια στο ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί).

Διαδοχική διέγερση των κοιλιών αυξάνει την διάρκεια του QRS και παρατηρείται στις παρακάτω περιπτώσεις:

- Αποκλεισμό αριστερού ή δεξιού σκέλους
- Πρώιμη διέγερση μιας εκ των δύο κοιλιών (σύνδρομα προδιέγερσης)
- Έναρξη διέγερσης από την μια εκ των δύο κοιλιών (κοιλιακές συστολές)

Αξίζει να σημειωθεί ότι δεν είναι αναγκαίο σε κάθε περίπτωση ο σύνθετος κυματισμός να αποτελείται και από κύμα R και από κύμα Q και από κύμα S. [14][21]

Στην επόμενη σελίδα παρουσιάζονται διάφορα είδη QRS.



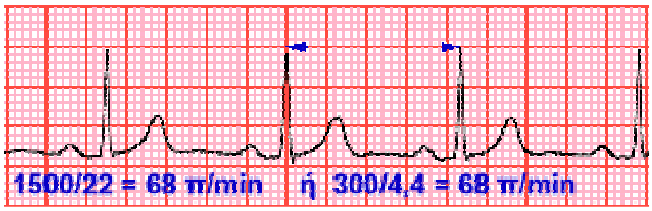
Σχήμα 18. Διάφοροι σχηματισμοί QRS συμπλέγματος.

3.7.8 Καρδιακή συχνότητα

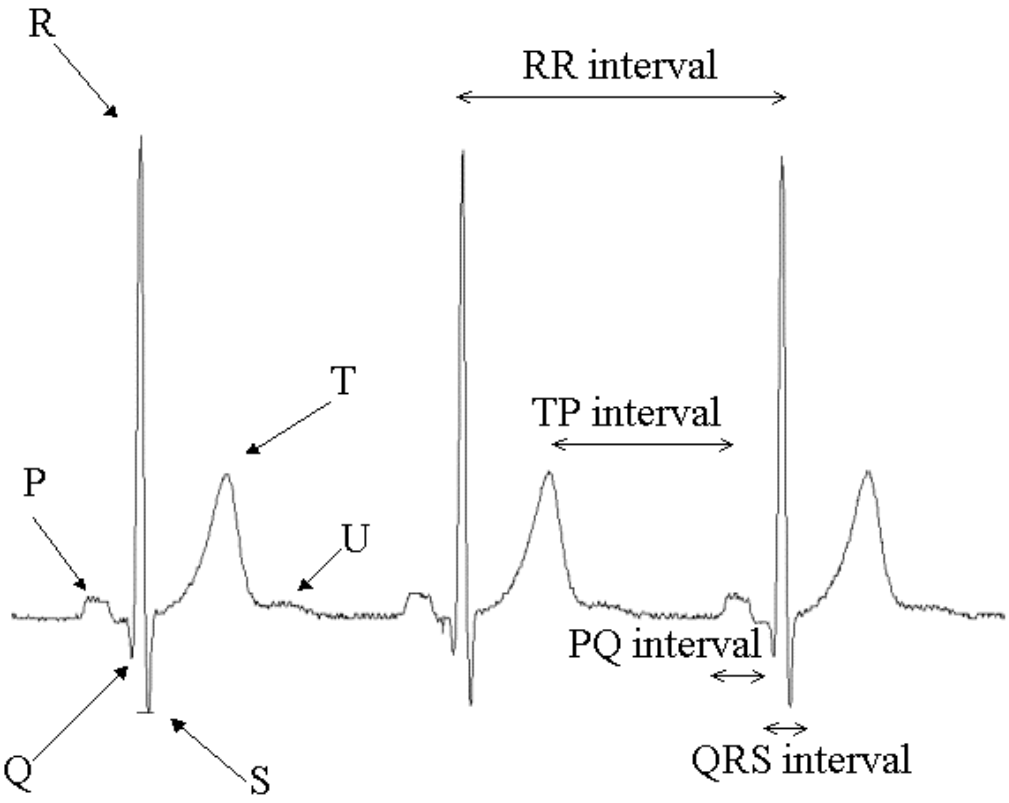
Από το ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορεί να υπολογισθεί η καρδιακή συχνότητα εφαρμόζοντας τους παρακάτω κανόνες: [22]

Επί ομαλού καρδιακού ρυθμού η συχνότητα αντιστοιχεί με το πηλίκο:

- του αριθμού 300 προς τον αριθμό των μεγάλων τετραγώνων μεταξύ δύο διαδοχικών QRS.
- του αριθμού 1500 προς τον αριθμό των μικρών τετραγώνων μεταξύ δύο διαδοχικών QRS.



Σχήμα 19. Εύρεση καρδιακής συχνότητας.

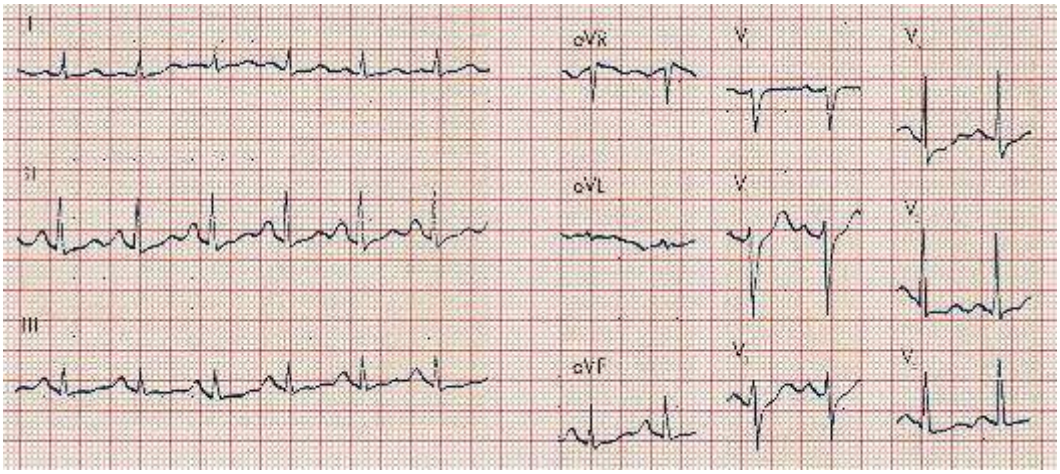


Σχήμα 20. Συνολική αναπαράσταση κορυφών και διαστημάτων ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

4. Καρδιογραφικά ευρήματα που μελετήθηκαν

1. Ταχυκαρδία

Φυσιολογικά ο φλεβόκομβος βηματοδοτεί την καρδιά με συχνότητα από 50-100 παλμούς ανά λεπτό. Εάν η συχνότητα υπερβεί τους 100 παλμούς ανά λεπτό τότε μιλάμε για φλεβοκομβική ταχυκαρδία.



Σχήμα 21. Καρδιογράφημα Ταχυκαρδιών.

4.1.1 Αίτια της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας

- Σωματική άσκηση.
- Άγχος, φόβος
- Επώδυνες καταστάσεις
- Φάρμακα

- Πυρετός
- Υπερθυρεοειδισμός
- Αναιμία
- Καρδιακή ανεπάρκεια

4.1.2 Διάγνωση της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας

Με το απλό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

4.1.3 Θεραπεία της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας

Πρώτα καταπολεμάται το αίτιο που την προκαλεί. Εάν είναι έντονη μπορεί να χορηγηθεί β-αναστολέας. [23][24][25][26]

4.2 Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός

Η μεταβίβαση του φλεβοκομβικού ερεθίσματος δια του κολπικού μυοκαρδίου γίνεται πολύ γρήγορα, εντός 0.03 sec, ενώ στη συνέχεια η κάθοδος αυτού δια του κολποκοιλιακού συστήματος αγωγής (κόμβος, δεμάτιο-σκέλη του His, ίνες Purkinje) απαιτεί πολύ μεγαλύτερο χρόνο, 0.09 - 0.17 sec ή περισσότερο, έτσι ώστε το φυσιολογικό διάστημα PR να κυμαίνεται από 0.12 έως 0.20 ή και 0.22 sec. Το μεγαλύτερο μέρος αυτού του χρόνου οφείλεται σε καθυστέρηση του ερεθίσματος στην περιοχή του κολποκοιλιακού κόμβου. Ο κολποκοιλιακός κόμβος θα μπορούσε να παρομοιασθεί με μία δίοδο ή στενωπό, που συνδέει τους χώρους των κόλπων και των κοιλιών. Φυσιολογικά από τη δίοδο αυτή περνούν όλα τα υπερκοιλιακά ερεθίσματα, εάν η συχνότητά τους είναι φυσιολογική ή μετρίως αυξημένη. Εάν όμως η συχνότητα αυτών είναι πολύ μεγάλη, όπως π.χ. στον πτερυγισμό ή την μαρμαρυγή των κόλπων, τότε η κολποκοιλιακή δίοδος αποδεικνύεται στενή για να περάσουν όλα τα υπερκοιλιακά ερεθίσματα προς τις κοιλίες. Έτσι δημιουργείται ένα είδος «λειτουργικού» και ταυτόχρονα προστατευτικού κολποκοιλιακού αποκλεισμού υπερκοιλιακών ερεθισμάτων, τα οποία δεν μπορούν να κατέβουν στις κοιλίες. Με τον τρόπο αυτό η κοιλιακή συχνότητα είναι πολύ μικρότερη από την κολπική και κατά κανόνα συμβατή με τη ζωή, γεγονός που δεν θα μπορούσε

να συμβεί, π.χ. επί μαρμαρυγής των κόλπων, εάν όλα τα κολπικά ερεθίσματα κατέβαιναν στις κοιλίες.

Η ανωτέρω κατάσταση του λειτουργικού αποκλεισμού πολλών κολπικών ερεθισμάτων από τη φυσιολογική δίοδο του κολποκοιλιακού συστήματος αγωγής δεν χαρακτηρίζεται ως πάθηση κολποκοιλιακού αποκλεισμού και δεν περιγράφεται ως κολποκοιλιακός αποκλεισμός. Η αναφορά σ' αυτή τη λειτουργική κατάσταση γίνεται περιγραφικά ως επί μέρους εκδήλωση μιας παθήσεως, π.χ. του πτερυγισμού ή της μαρμαρυγής των κόλπων.

Στην ιατρική ο όρος του κολποκοιλιακού αποκλεισμού χρησιμοποιείται για να χαρακτηρισθούν καταστάσεις στις οποίες η κολποκοιλιακή δίοδος έχει γίνει παθολογικά στενή ή και έχει αποφραχθεί, έτσι ώστε να δυσχεραίνεται ή και να αποκλείεται η κάθοδος υπερκοιλιακών ερεθισμάτων που θα έπρεπε, λόγω φυσιολογικής ή μετρίως αυξημένης συχνότητας αυτών, να κατέλθουν στις κοιλίες. Ο Schamroth υποστηρίζει ότι μέχρι 140 κολπικά ερεθίσματα ανά λεπτό, θα πρέπει φυσιολογικά να κατέρχονται όλα και χωρίς δυσκολία δια του κολποκοιλιακού συστήματος αγωγής στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Επομένως η διάγνωση του κολποκοιλιακού αποκλεισμού μπορεί να τίθεται εάν το ΗΚΓ δείχνει επάρματα P, συχνότητας φυσιολογικής ή μέχρι 140 κολπικά ερεθίσματα ανά λεπτό περίπου, και εικόνα διαταραχής της κολποκοιλιακής αγωγής.

Ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός διακρίνεται σε ατελή ή μερικό και πλήρη. Ο ατελής ή μερικός κολποκοιλιακός αποκλεισμός διαιρείται σε 1ου και 2ου βαθμού, ο δε πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός ονομάζεται και αποκλεισμός 3ου βαθμού. [[14][15][16]

4.2.1 1^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός

Χαρακτηρίζεται από αύξηση του διαστήματος PR πάνω από 0.20 – 0.22 sec. Το αυξημένο διάστημα PR παραμένει σταθερό, ώστε κάθε έπαρμα P να ακολουθείται από το σύμπλεγμα QRS-T.

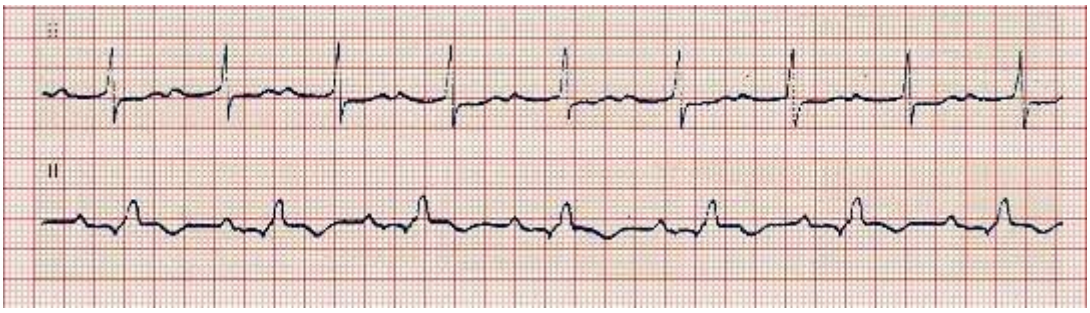
Εδώ το ερέθισμα παράγεται φυσιολογικά στο φλεβόκομβο και μεταδίδεται κανονικά στους κόλπους, αλλά η κάθοδός του στο κοιλιακό μυοκάρδιο

καθυστερεί στην περιοχή του κολποκοιλιακού κόμβου ή χαμηλότερα στο σύστημα αγωγής.

Σοβαρότερη είναι η κατάσταση και η πρόγνωση, εάν η διαταραχή της αγωγής εντοπίζεται χαμηλά στο στέλεχος ή τα σκέλη του δεματίου του His. Ισχυρή ένδειξη για τούτο έχουμε εάν το παρατεταμένο διάστημα PR συνδυάζεται με αποκλεισμό του αριστερού ή του δεξιού σκέλους.

Η διαταραχή της αγωγής του ερεθίσματος είναι ακόμη σοβαρότερη και συνήθως απαιτείται τοποθέτηση τεχνητού βηματοδότη για το φόβο συγκοπτικής κρίσης ή αιφνιδίου θανάτου από πλήρη κολποκοιλιακό αποκλεισμό, εάν το παρατεταμένο διάστημα PR συνδυάζεται με αποκλεισμό του δεξιού σκέλους και αριστερό πρόσθιο ή, σπανίως, αριστερό οπίσθιο ημιαποκλεισμό. Αυτή η ΗΚΓ εικόνα υποδηλώνει ότι η κάθοδος του ερεθίσματος από τη μία δέσμη του αριστερού σκέλους που απέμεινε γίνεται με δυσκολία (αύξηση του PR) και ονομάζεται τριδεσμικός αποκλεισμός.

Απλή αύξηση του διαστήματος PR χωρίς πρόσθετη ένδειξη αποκλεισμού σκέλους του δεματίου του His συνήθως είναι καλής προγνώσεως και δεν έχει ανάγκη θεραπείας. Ως συνηθέστερα αίτια αναφέρονται η στεφανιαία νόσος, ο ρευματικός πυρετός, η λήψη φαρμάκων όπως η δακτυλίτις, η βεραπαμίλη οι αναστολείς των β-αδρενεργικών υποδοχέων κ.ά. [24][25][26]



Σχήμα 23. Καρδιογράφημα 1^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακού αποκλεισμού.

4.2.2 2^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακός Αποκλεισμός

Το ΗΚΓ δείχνει ότι δεν κατέρχονται όλα τα φλεβοκομβικά ερεθίσματα στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Παρατηρείται ότι από τα 2, 3, 4 ή περισσότερα εν σειρά επάρματα P το ένα μόνο ακολουθείται από σύμπλεγμα QRS-T και τότε

υπάρχει κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2:1, 3:1, 4:1 κ.ο.κ. Άλλοτε η έκπτωση ενός κοιλιακού συμπλέγματος, δηλαδή η εμφάνιση P χωρίς τη σύζευξή του με το QRS-T, γίνεται πολύ αραιότερα, κάθε 3, 4, 5 ή περισσότερους καρδιακούς κύκλους, οπότε έχουμε κολποκοιλιακό αποκλεισμό 3:2, 4:3, 5:4 κ.ο.κ.

Όπως και στον κολποκοιλιακό αποκλεισμό 1^{ου} βαθμού, η διαταραχή της αγωγής του ερεθίσματος μπορεί να εντοπίζεται στον κολποκοιλιακό κόμβο ή χαμηλότερα, στο σύστημα αγωγής His-Purkinje. Ο ατελής κολποκοιλιακός αποκλεισμός που οφείλεται σε διαταραχή της αγωγής του κόμβου ονομάζεται και κολποκοιλιακός αποκλεισμός Mobitz I ή τύπου I, ενώ ο οφειλόμενος σε διαταραχή της αγωγής του δεματίου του His ή των σκελών του ονομάζεται κολποκοιλιακός αποκλεισμός Mobitz II ή τύπου II. Συχνότερος είναι ο Mobitz I.

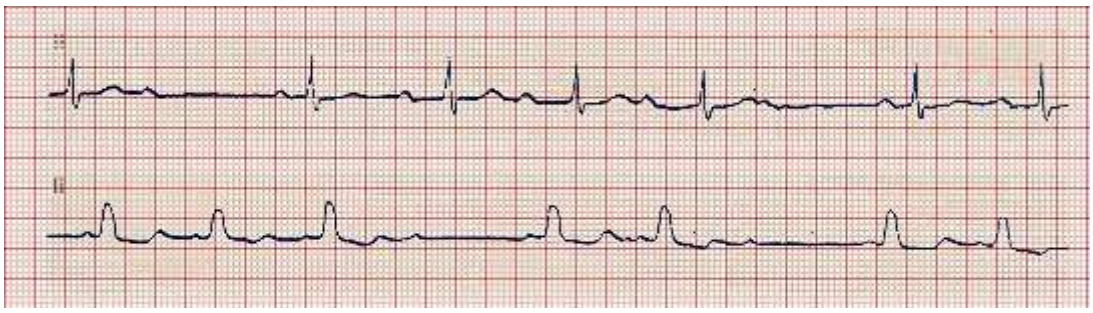
Ηλεκτροκαρδιογραφική ένδειξη του κολποκοιλιακού αποκλεισμού Mobitz I είναι η ποικίλλουσα διάρκεια του διαστήματος PR στους καρδιακούς κύκλους, στους οποίους το φλεβοκομβικό ερέθισμα άγεται στις κοιλίες. Επί πλέον με την ελαφρά σωματική άσκηση ο Mobitz I μπορεί να υποχωρήσει, ενώ ο Mobitz II επιμένει ή και επιδεινώνεται. Στον τύπο II το σύμπλεγμα QRS συχνά είναι διευρυμένο.

Στον Mobitz I η πρόγνωση είναι καλή και συνήθως δεν υπάρχει ανάγκη θεραπείας, διότι η διαταραχή της αγωγής του ερεθίσματος στον κόμβο συχνά οφείλεται σε παροδικούς μηχανισμούς, π.χ. παρασυμπαθητικοτονία κατά την οξεία φάση του εμφράγματος. Μερικές φορές οφείλεται σε λήψη φαρμάκων, όπως η δακτυλίτις, οι αναστολείς των β-αδρενεργικών υποδοχέων κ.ά., υποχωρεί δε με την διακοπή της χορηγήσεώς τους. Το φαινόμενο Wenckenbach είναι η κλασική μορφή του Mobitz I. Πρόκειται για την ηπιότερη μορφή του κολποκοιλιακού αποκλεισμού 2ου βαθμού, στην οποία υπάρχει προοδευτική αύξηση του διαστήματος PR και περιοδική εξαφάνιση ενός συμπλέγματος QRS-T που αναμενόταν μετά ένα κανονικό έπαρμα P.

Το φαινόμενο Wenckenbach συχνά παρατηρείται κατά το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, μετά από χορήγηση φαρμάκων και σπανιότερα σε χρόνιες καρδιοπάθειες.

Ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2^{ου} βαθμού Mobitz II έχει σοβαρή πρόγνωση, διότι η βλάβη του συστήματος αγωγής του His είναι οργανική, μόνιμη και συχνά εξελίσσεται σε πλήρη κολποκοιλιακό αποκλεισμό. Αρκετές φορές ο αποκλεισμός Mobitz II συνδυάζεται με διαλείποντα πλήρη κολποκοιλιακό αποκλεισμό, οπότε μπορεί να εκδηλώνεται με επεισόδια παροξυσμικής ζάλης ή συγκοπτικών κρίσεων. Ο κολποκοιλιακός αποκλεισμός 2ου βαθμού στο ΗΚΓ μπορεί να πάρει τη μορφή 2:1, 3:1, 4:1 κ.λ.π. με σταθερή διάρκεια του διαστήματος PR.

Στον Mobitz II συχνά υπάρχει ένδειξη τοποθετήσεως τεχνητού βηματοδότη, ιδίως εάν εκδηλώνεται με παροξυσμική ζάλη ή συγκοπτικές κρίσεις ή το ΗΚΓ εμφανίζει διαλείποντα πλήρη κολποκοιλιακό αποκλεισμό. [24][25][26]



Σχήμα 24. Καρδιογράφημα 1^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακού αποκλεισμού.

4.2.3 Πλήρης Κολποκοιλιακός αποκλεισμός

Οι κοιλίες διεγείρονται από ένα έκτοπο ιδιοκοιλιακό (τριτεύον) κέντρο με χαμηλή συχνότητα, επειδή τα υπερκοιλιακά ερεθίσματα δεν κατέρχονται στο κοιλιακό μυοκάρδιο λόγω οργανικής βλάβης του συστήματος αγωγής. Οι κόλποι διεγείρονται σε μεγαλύτερη, σχεδόν διπλάσια, συχνότητα από το φλεβόκομβο, ο οποίος συνήθως λειτουργεί φυσιολογικά.

Το ΗΚΓ παρουσιάζει αραιά και μάλλον ρυθμικά κοιλιακά συμπλέγματα QRS με συχνότητα συνήθως 30-40 κοιλιακά ερεθίσματα ανά λεπτό.

Σε ακραίες περιπτώσεις η συχνότητα των QRS μπορεί να είναι μικρότερη των 20 κε/λ ή μεγαλύτερη των 50 κε/λ. Τα συμπλέγματα QRS δεν έχουν καμιά χρονική σχέση με τα επάρματα P, τα οποία είναι συχνότερα και συνήθως έχουν φυσιολογική μορφολογία. Ως επί το πλείστον τα QRS είναι ανώμαλα και

διευρυμένα, όπως ακριβώς το QRS μίας έκτακτης κοιλιακής συστολής, επειδή συνηθέστερα το έκτοπο τριτεύον κέντρο βρίσκεται χαμηλά στη δεξιά ή την αριστερή κοιλία και η εξάπλωση του ερεθίσματος γίνεται βραδέως δια του μυϊκού ιστού και όχι δια της ταχείας οδού του συστήματος αγωγής. Εάν το έκτοπο κέντρο βρίσκεται ψηλά στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα, κοντά στο δεμάτιο του His, τότε η εξάπλωση του ερεθίσματος γίνεται δια της φυσιολογικής οδού και τα συμπλέγματα είναι φυσιολογικά ή γενικότερα με τη μορφολογία που είχαν πριν από την εγκατάσταση του πλήρους κολποκοιλιακού αποκλεισμού. Στην τελευταία περίπτωση η συχνότητα των QRS είναι κάπως μεγαλύτερη, πολλές φορές άνω των 40/λ, διότι το έκτοπο κέντρο-βηματοδότης βρίσκεται ψηλότερα, προς τον κολποκοιλιακό κόμβο. Όταν η κολπική συστολή συμπίπτει με την κοιλιακή, τότε το σύμπλεγμα QRS παρουσιάζει πρόσθετη παραμόρφωση από τη σύμπτωση του επάρματος P. Τα επάρματα T είναι παθολογικά με κατεύθυνση αντίθετη του R όταν το σύμπλεγμα QRS είναι διευρυμένο.

Διαγνωστικές δυσκολίες παρουσιάζει το ΗΚΓ όταν ο πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός συνδυάζεται με μαρμαρυγή των κόλπων, οπότε δεν υπάρχουν επάρματα P και η μακρά ισοηλεκτρική γραμμή μεταξύ των κοιλιακών συμπλεγμάτων QRS-T καλύπτεται από τα μαρμαρυγικά κύματα. Στην περίπτωση αυτή η διάγνωση θα γίνει από την χαμηλή συχνότητα (30-40 κε/λ), τη ρυθμικότητα και την ανώμαλη μορφολογία των συμπλεγμάτων QRS, καθώς επίσης και από τη μηδαμινή αύξηση της συχνότητας των QRS κατά τη σωματική άσκηση ή μετά τη χορήγηση ατροπίνης, επειδή το δεμάτιο του His και τα σκέλη του δεν νευρώνονται από το παρασυμπαθητικό.

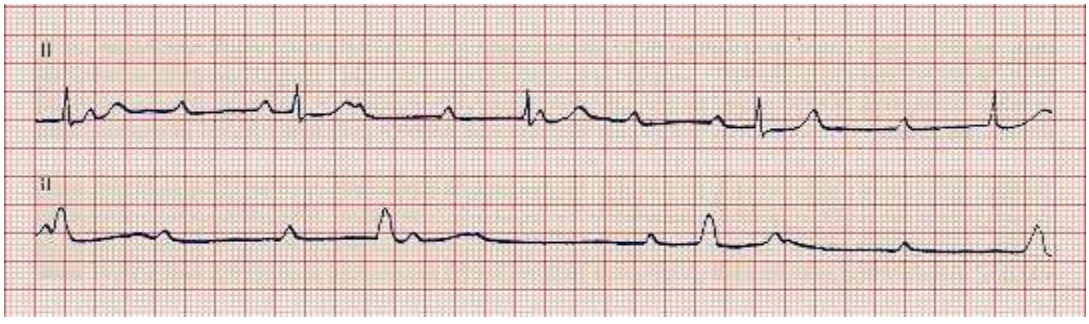
4.3 Αίτια – Κλινική σημασία

Ο πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός συνήθως είναι επίκτητος και σε λίγες περιπτώσεις συγγενής. Ο επίκτητος αποκλεισμός πιο συχνά οφείλεται σε χρόνιες εκφυλιστικές αλλοιώσεις του δεματίου του His και των σκελών του (νόσος του Lenegre). Για το λόγο αυτό, προ της εγκαταστάσεώς του, το ΗΚΓ πολλές φορές δείχνει διαταραχές αγωγής του ερεθίσματος τύπου μονοδεσμικού (π.χ. αποκλεισμό δεξιού σκέλους) ή διδεσμικού αποκλεισμού ή διαταραχές αγωγής Mobitz I. Ο χρόνιος αυτός πλήρης κολποκοιλιακός

αποκλεισμός αποτελεί κλασική ένδειξη τοποθέτησης τεχνητού βηματοδότη. Το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου είναι μια δεύτερη και όχι σπάνια αιτία πλήρους κολποκοιλιακού αποκλεισμού. Εδώ το έμφραγμα συνηθέστερα είναι οπισθιοκατώτερο, συχνά το κέντρο διαφυγής βρίσκεται ψηλά προς τον κολποκοιλιακό κόμβο, ο δε αποκλεισμός κατά κανόνα είναι παροδικός. Προ της εγκαταστάσεως αυτού του αποκλεισμού το ΗΚΓ μπορεί να δείξει 2^{ου} βαθμού κολποκοιλιακό αποκλεισμό, συνηθέστερα δε περιόδους του φαινομένου Wenckenbach. Συνιστάται προσωρινή τεχνητή βηματοδότηση εάν τα κοιλιακά συμπλέγματα QRS είναι διευρυμένα, αραιά, κάτω από 38-40 κε/λ, ιδίως όταν συνυπάρχει αρτηριακή υπόταση ή έχει συμβεί συγκοπτική κρίση.

Άλλοτε ο πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός οφείλεται σε οξύ έμφραγμα του προσθίου τοιχώματος. Εδώ η διαταραχή της αγωγής οφείλεται σε βλάβη των σκελών του συστήματος αγωγής του His από την εκτεταμένη μυοκαρδιακή προσβολή. Στο πρόσθιο έμφραγμα, προ της εγκαταστάσεως του πλήρους κολποκοιλιακού αποκλεισμού, το ΗΚΓ μπορεί να δείξει αποκλεισμό του σκέλους του δεματίου του His ή διαταραχές αγωγής Mobitz II.

Ο επίκτητος πλήρης κολποκοιλιακός αποκλεισμός συνήθως χαρακτηρίζεται από κέντρο διαφυγής που βρίσκεται ψηλά προς το δεμάτιο του His και τον κολποκοιλιακό κόμβο. Τούτο αποτελείται από αυτοματικά κύτταρα με βηματοδοτική σταθερότητα και συχνότητα εκπομπής σχετικά υψηλή, 40-50 κε/λ ή μεγαλύτερη. Τα συμπλέγματα QRS δεν είναι διευρυμένα. Ο συγγενής κολποκοιλιακός αποκλεισμός σπανίως εκδηλώνεται με συγκοπτικές κρίσεις ή άλλα συμπτώματα, αλλά παρ' όλα αυτά, είναι φρόνιμο να εμφυτεύεται μόνιμος βηματοδότης, επειδή σε μερικές περιπτώσεις υπάρχει κίνδυνος αιφνιδίου θανάτου. [24][25][26]



Σχήμα 25. Καρδιογράφημα Πλήρους Κολποκοιλιακού αποκλεισμού.

4.4 Αποκλεισμός σκέλους

Υπάρχουν διάφοροι τύποι βλαβών της κοιλιακής αγωγής. Ο αποκλεισμός ενός σκέλους είναι μια ανωμαλία του ΗΚΓ που έχει σαν αποτέλεσμα την αποτυχία της αγωγής του ερεθίσματος είτε στο δεξιό σκέλος είτε στη κύρια διαίρεση του αριστερού σκέλους. Ο ημιαποκλεισμός είναι ένας τύπος ΗΚΓ που σχετίζεται με αποτυχία αγωγής μέσω μιας από τις δύο δεσμίδες του αριστερού σκέλους.

4.4.1 Αποκλεισμός Αριστερού σκέλους

Επί διακοπής της αγωγής του ερεθίσματος στους δύο κλάδους ή το στέλεχος του αριστερού σκέλους αλλάζει η εκπόλωση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος.

Το ηλεκτρικό ερέθισμα δια του δεξιού σκέλους φθάνει πρώτα στη δεξιά πλευρά του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Έτσι η εκπόλωση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος είναι βραδεία, δηλαδή γίνεται σε μεγαλύτερο χρόνο και έχει κατεύθυνση από δεξιά προς τ' αριστερά. Στο διάστημα αυτό εκπολώνεται γρήγορα (με φυσιολογική ταχύτητα) και η δεξιά κοιλία δια των ινών του δεξιού σκέλους που καταλήγουν στο τοίχωμά της. Τελευταία εκπολώνεται η αριστερής κοιλία και με βραδύ ρυθμό, διότι το ερέθισμα φθάνει εις αυτή μόνο δια του μυϊκού ιστού.

Σε αποκλεισμό του αριστερού σκέλους παρατηρούνται οι ακόλουθες ηλεκτροκαρδιογραφικές μεταβολές:

- Αύξηση του εύρους του συμπλέγματος QRS πάνω από 0, 12 sec, δηλαδή αύξηση της διάρκειας εκπολώσεως του κοιλιακού μυοκαρδίου, επειδή η ταχύτητα εξαπλώσεως αυτής στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα και την αριστερή κοιλία είναι πολύ μικρή.

- Στις απαγωγές V1, V2 της δεξιάς κοιλίας ευρύ αρνητικό σύμπλεγμα QS ή rS (ελάχιστο το r, βαθύτατο το S), με μικρή κόμβωση ή οδόντωση του κατιόντος σκέλους τούτου, οφειλόμενη στη διέγερση της δεξιάς κοιλίας.

- Στις απαγωγές V5, V6 της αριστερής κοιλίας εξαφάνιση του αρχικού επάρματος q, και ευρεία κόμβωση (σαν M) ή σχήμα οροπεδίου του

επάρματος R. Η εξαφάνιση του αρχικού q, οφειλόμενη στην αντίστροφη διέγερση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, αποτελεί διαγνωστικό σημείο του αποκλεισμού του αριστερού σκέλους. Παρουσία q στις απαγωγές αυτές επί αποκλεισμού του αριστερού σκέλους υποδηλώνει. έμφραγμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Η κόμβωση ή οδοντοειδής εγκοπή του R οφείλεται στην ταχεία διέγερση της δεξιάς κοιλίας. Το έπαρμα R συνήθως δεν ακολουθείται από S, διότι, όπως τονίσθηκε, η αριστερή κοιλία εκπολώνεται τελευταία και οι κατ΄ αυτό το χρόνο παραγόμενες ηλεκτρικές δυνάμεις κατευθύνονται προς τις θέσεις των V5 και V6.

- Δευτεροπαθείς διαταραχές της αναπολώσεως. Έτσι οι απαγωγές με παθολογικό R, όπως οι V5, V6, παρουσιάζουν πτώση του ST και αρνητικό T, ενώ οι απαγωγές με βαθύ S, όπως οι V1, V2, ανάσπαση του ST και θετικό T.

Σε ορισμένες περιπτώσεις ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους είναι διαλείπων, μπορεί δε να εμφανίζεται επί αυξήσεως ή και ελαττώσεως της καρδιακής συχνότητας (rate dependent). Σε μία περίπτωση παρατηρήσαμε εμφάνιση αυτού του αποκλεισμού κάθε φορά που ζητείτο από τον ασθενή βαθιά εισπνοή.

Η θέση της καρδιάς είναι συνήθως οριζόντια και οι απαγωγές I και aVL, επειδή τότε βλέπουν την αριστερή κοιλία, παρουσιάζουν τις περιγραφείσες μεταβολές των αριστερών προκαρδίων V5 και V6. Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς στρέφεται προς τ’ αριστερά ή παραμένει εντός των φυσιολογικών ορίων.

Η εικόνα του αποκλεισμού του αριστερού σκέλους δεν επιτρέπει την ηλεκτροκαρδιογραφική εμφάνιση του επάρματος Q νεκρώσεως του ελεύθερου τοιχώματος της αριστερής κοιλίας, παρά μόνο εάν η νέκρωση αφορά το μεσοκοιλιακό διάφραγμα

Κλινική σημασία

Ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους συνήθως οφείλεται σε οργανική πάθηση της καρδιάς και συνηθέστερα σε στεφανιαία νόσο, μυοκαρδιοπάθειες, παθήσεις με σοβαρή συστολική υπερφόρτωση της αριστερής κοιλίας, όπως η

στένωση της αορτής, η αρτηριακή υπέρταση κ.α. Πάντως υπάρχουν και άτομα στα οποία ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους δεν συνδυάζεται με άλλα κλινικά ή εργαστηριακά ευρήματα οργανικής καρδιοπάθειας.

Η πρόγνωση εξαρτάται κυρίως από την υποκείμενη οργανική πάθηση της καρδιάς. Η εμφάνιση αυτής της ηλεκτρικής ανωμαλίας σε ισχαιμική καρδιοπάθεια αποτελεί σημείο σοβαρής προγνώσεως. Το ίδιο ισχύει και για τη βαλβιδική στένωση της αορτής και άλλες παθήσεις με συστολική υπερφόρτωση της αριστερής κοιλίας, φαίνεται δε ότι η πρόγνωση είναι σοβαρότερη όσο μεγαλύτερου εύρους είναι το σύμπλεγμα QRS. Η πρόγνωση είναι πολύ καλύτερη εάν ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους εμφανίζεται σε άτομα χωρίς κλινική ένδειξη ισχαιμικής ή άλλης καρδιακής παθήσεως. Πάντως και στα άτομα αυτά αναφέρεται αύξηση των αιφνιδίων θανάτων συγκριτικά με το γενικό πληθυσμό, ιδίως κατά τα πρώτα έτη μετά την εγκατάσταση του αποκλεισμού του αριστερού σκέλους.

Εάν ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους συνδυάζεται με αύξηση του διαστήματος PR, δηλαδή με $1^{ου}$ βαθμού κολποκοιλιακό αποκλεισμό, τότε υπάρχει πιθανότητα εγκαταστάσεως πλήρους κολποκοιλιακού αποκλεισμού. Στην περίπτωση αυτή εμφυτεύεται τεχνητός βηματοδότης εάν υπάρχουν συμπτώματα όπως η παροξυσμική ζάλη και οι συγκοπτικές κρίσεις. Σοβαρότερη βέβαια είναι η κατάσταση και ενδείκνυται τεχνητή βηματοδότηση εάν συνυπάρχει 2ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός ή ο αποκλεισμός του αριστερού σκέλους εναλλάσσεται με αποκλεισμό του δεξιού σκέλους. [24][25][26]

4.4.2 Αποκλεισμός Δεξιού σκέλους

Επί διακοπής της αγωγής του ερεθίσματος στο δεξιό σκέλος καθυστερεί η διέγερση της δεξιάς πλευράς του μεσοκοιλιακού διαφράγματος και του ελεύθερου τοιχώματος της δεξιάς κοιλίας. Το υπόλοιπο κοιλιακό μυοκάρδιο, δηλαδή το αριστερό τμήμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος και το ελεύθερο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας διεγείρονται φυσιολογικά.

Συνεπώς η κοιλιακή εκπόλωση στο αρχικό της μέρος διατρέχει φυσιολογικά (γρήγορα) το μεσοκοιλιακό διάφραγμα και την αριστερή κοιλία και στο δεύτερο

μέρος εξαπλώνεται με πολύ μικρή ταχύτητα στη δεξιά κοιλία. Χαρακτηριστικό είναι ότι οι παραγόμενες ηλεκτρικές δυνάμεις κατά τη διέγερση της δεξιάς κοιλίας δεν εξουδετερώνονται από τις αντίστοιχες της αριστεράς, επειδή ακριβώς η διέγερση της τελευταίας έχει προηγηθεί. Έτσι οι ηλεκτρικές δυνάμεις της δεξιάς κοιλίας κατευθύνονται προς τα εμπρός και δεξιά παρασύροντας συχνά και τον ηλεκτρικό άξονα ολόκληρης της κοιλιακής εκπολώσεως προς τα δεξιά.

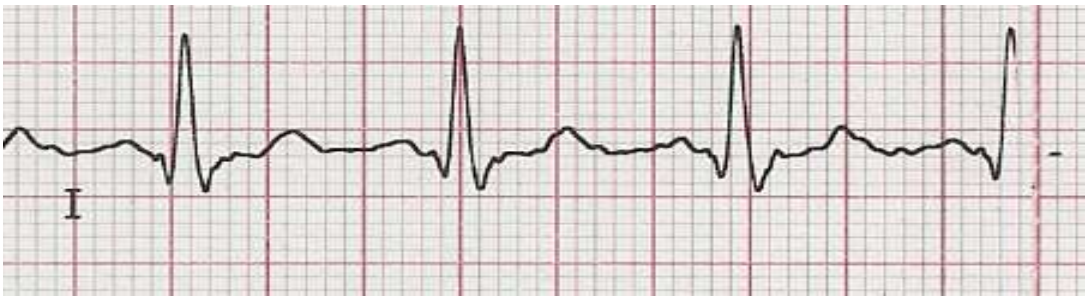
Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα οι ανωτέρω μεταβολές της κοιλιακής εκπολώσεως επί πλήρους αποκλεισμού του δεξιού σκέλους απεικονίζονται ως εξής:

- Διεύρυνση του QRS άνω των 0.11 sec.
- Κοιλιακό σύμπλεγμα rSR’ στις απαγωγές V1, V2. Το πρώτο έπαρμα r είναι μικρό και οφείλεται στην φυσιολογική εξ αριστερών προς τα δεξιά εκπόλωση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Το αρνητικό S μπορεί να είναι και αυτό μικρό και να καταγράφεται σαν κόμβωση, και οφείλεται στην εκπόλωση της αριστερής κοιλίας. Το R’ είναι ψηλό και ευρύ, παραγόμενο από την βραδεία εκπόλωση της δεξιάς κοιλίας. Πολλές φορές το σύμπλεγμα QRS στις V1, V2 μοιάζει με κεφαλαίο M.
- Στις απαγωγές V5, V6 σύμπλεγμα qRS. Εδώ το S είναι βαθύ και κυρίως ευρύ, λόγω της βραδείας διέγερσης της δεξιάς κοιλίας.
- Συχνά δεξιά απόκλιση του ηλεκτρικού άξονα μέχρι +1200 με βαθύ, ευρύ S στην I και ψηλό, ευρύ R στην III.
- Συνήθως κατάσπαση του ST και αρνητικό T στις δεξιές προκάρδιες απαγωγές V1, V2.

Κλινική σημασία

Ο αποκλεισμός του δεξιού σκέλους ως μεμονωμένο εύρημα συχνά παρατηρείται σε φυσιολογικά άτομα, χωρίς καμία ένδειξη καρδιοπάθειας και έχει πολύ καλή πρόγνωση. Άλλοτε όμως αποτελεί εκδήλωση οργανικής καρδιοπάθειας. Πολλές φορές αποτελεί την ηλεκτροκαρδιογραφική εικόνα συγγενών καρδιοπαθειών, π.χ. μεσοκολπικής επικοινωνίας, τετραλογία του

Fallot κ.ά. πριν από και συχνότερα μετά τη χειρουργική θεραπεία. Εξάλλου μπορεί να εμφανισθεί σε απότομη συστολική υπερφόρτωση της δεξιάς κοιλίας μετά πνευμονική εμβολή. Επίσης μπορεί να συμβεί κατά την οξεία φάση προσθιοδιαφραγματικού εμφράγματος του μυοκαρδίου και τότε είναι κακό προγνωστικό σημείο. Τέλος, ο συνδυασμός αποκλεισμού του δεξιού σκέλους με αποκλεισμό του προσθίου ή οπίσθιου κλάδου του αριστερού σκέλους δυνατόν να προμηνύει την εγκατάσταση πλήρους κολποκοιλιακού αποκλεισμού. [24][25][26]



Σχήμα 26. Καρδιογράφημα Αποκλεισμού σκέλους.

5. Τα νευρωνικά δίκτυα

5.1 Τα πρώτα βήματα

Στα πρώτα χρόνια της ανάπτυξης των νευρωνικών δικτύων οι ερευνητές προσπάθησαν να αντιγράψουν τον τρόπο οργάνωσης του εγκεφάλου όταν σκέπτονταν τον τρόπο της ρύθμισης και τους αλγόριθμους που έπρεπε να τους διέπουν. Όμως οι γνώσεις πάνω στην λειτουργία του εγκεφάλου ήταν περιορισμένες, όπως και σήμερα, έτσι οι ερευνητές έπρεπε να ξεπεράσουν τις γνώσεις αυτές και να βρουν δομές που να εκτελούν χρήσιμες λειτουργίες. Οι υποθέσεις, τελικά που κάνανε δεν επέτρεψαν την δημιουργία τέτοιων τεχνητών νευρωνικών δικτύων. Όμως ο συνεχιζόμενος παραλληλισμός με τον ανθρώπινο εγκέφαλο έκανε τους ερευνητές να προσπαθήσουν να οδηγήσουν τις λειτουργίες των ΤΝΔ στην ανθρώπινη συνείδηση. Αυτό θα οδηγούσε, όμως στον τερματισμό της έρευνας στον τομέα των ΤΝΔ το 1960 αν δεν αναχαιτίζονταν αυτός ο τρόπος σκέψεις για την ανάπτυξη των ΤΝΔ. [27]

5.2 Το αντικείμενο της εκπαίδευσης

Ένα δίκτυο εκπαιδεύεται έτσι ώστε η εφαρμογή ενός σετ από εισόδους δίνει το επιθυμητό σετ από εξόδους. Κάθε τέτοιο σετ από εισόδους ή εξόδους αναφέρεται σαν vector (διάνυσμα). Η εκπαίδευση πετυχαίνεται με συνεχή εφαρμογή από διανύσματα εισόδου καθώς τα βάρη του δικτύου προσαρμόζονται με βάση μια προκαθορισμένη διαδικασία. Κατά την διάρκεια της εκπαίδευσης τα βάρη του δικτύου σταδιακά συγκλίνουν σε τιμές έτσι ώστε το κάθε διάνυσμα εισόδου να δίνει το επιθυμητό διάνυσμα εξόδου. [27]

5.2.1 Εκπαίδευση με επίβλεψη

Οι αλγόριθμοι εκπαίδευσης είναι χωρισμένοι σε αυτούς που εποπτεύονται και σε αυτούς που δεν εποπτεύονται. Η εποπτευόμενη εκπαίδευση απαιτεί το ζευγάρωμα το κάθε διανύσματος εισόδου με το διάνυσμα στόχο που αντιπροσωπεύει την επιθυμητή έξοδο, μαζί ονομάζονται training pair (ζευγάρι εκπαίδευσης). Για να εκπαιδευτεί ένα δίκτυο χρειάζεται κάποιος αριθμός τέτοιων ζευγαριών. Ένα διάνυσμα εισόδου εφαρμόζεται, η έξοδος του δικτύου υπολογίζεται και συγκρίνεται με το αντίστοιχο διάνυσμα στόχο και η διαφορά (λάθος) τροφοδοτείται πίσω διαμέσου του δικτύου και τα βάρη αλλάζουν σύμφωνα με ένα αλγόριθμο που τείνει να ελαττώσει το λάθος. Τα διανύσματα εισόδου εφαρμόζονται συνεχώς, και τα λάθη υπολογίζονται και τα βάρη προσαρμόζονται για το κάθε διάνυσμα μέχρι το λάθος ολόκληρου του σετ εκπαίδευσης να είναι σε ένα αποδεκτό χαμηλό επίπεδο. [27]

5.2.2 Μη εποπτευόμενη εκπαίδευση

Παρά την επιτυχία μερικών εφαρμογών, η εποπτευόμενη εκπαίδευση έχει κατηγορηθεί ότι είναι βιολογικά αδύνατη, είναι δύσκολο να συλλάβει κανείς ένα μηχανισμό εκπαίδευσης στον εγκέφαλο που συγκρίνει της επιθυμητές και της ενεργές εξόδους, που να εκτελεί διαδικασίες διόρθωσης ανατροφοδοτώντας διαμέσου του δικτύου. Αν ίσχυε αυτό, τότε τίθεται το ερώτημα από πού αυτός ο μηχανισμός του εγκεφάλου θα είχε το πρότυπο της επιθυμητής εξόδου. Η μη εποπτευόμενη εκπαίδευση είναι πολύ περισσότερο εύλογη σαν μοντέλο της μάθησης στα βιολογικά συστήματα. Αναπτύχθηκε από τον Kohonen (1984) και πολλούς άλλους, δεν απαιτεί διανύσματα στόχους για την έξοδο και γι’ αυτό δεν γίνεται σύγκριση με κάποια προκαθορισμένη ιδανική απόκριση. Το σετ εκπαίδευσης αποτελείται μόνο από διανύσματα εισόδου. Στον τύπο αυτό της μάθησης το δίκτυο μεταβάλλει τοπικά τις παραμέτρους ώστε να ικανοποιήσει κάποια συνάρτηση, η οποία είναι χαρακτηριστική του δικτύου και ανεξάρτητη του προβλήματος, δηλαδή των δεδομένων εισόδου. Τελικά, το δίκτυο κατηγοριοποιεί τα δεδομένα εκπαίδευσης με βάση κάποια ομοιότητα, την οποία εκείνο «ανακαλύπτει» αυτόνομα από τα δεδομένα. Εφαρμόζοντας ένα διάνυσμα από δοσμένη τάξη στη είσοδο θα παράγει συγκεκριμένο διάνυσμα εξόδου, αλλά δεν υπάρχει

κανένας τρόπος ώστε να καθοριστεί πριν από την εκπαίδευση ποιο συγκεκριμένο πρότυπο εξόδου θα παραχθεί από δοσμένη τάξη διανύσματος εισόδου. Για αυτό οι έξοδοι ενός τέτοιου δικτύου πρέπει, γενικά, να μετατραπούν σε μια κατανοητή μορφή που είναι επακόλουθο της διαδικασίας εκπαίδευσης. Αυτό δεν είναι σοβαρό πρόβλημα. Είναι συνήθως απλό το θέμα της αναγνώρισης της σχέσης εισόδου-εξόδου, που έχει εγκαθιδρυθεί από το δίκτυο. [27]

5.2.3 Υπερεκπαίδευση

Αν τώρα το μοντέλο είναι αρκετά πιο περίπλοκο από ότι χρειάζεται για να μάθει τα δεδομένα εκπαίδευσης τότε είναι πολύ πιθανό να κάνει την εμφάνισή του το φαινόμενο της υπερεκπαίδευσης (overtraining) του δικτύου, το οποίο καταστρέφει την ικανότητά του για γενίκευση. Το δίκτυο μαθαίνει πάρα πολύ καλά μόνο τα δεδομένα εκπαίδευσης και δεν αποδίδει καθόλου καλά σε δεδομένα που δεν έχει εκπαιδευτεί.

Είναι πολύ σημαντικό, λοιπόν να αποφευχθεί αυτό το αρνητικό φαινόμενο. Για το σκοπό αυτό υπάρχουν δύο κυρίως τεχνικές:

- Με τη χρησιμοποίηση όσο το δυνατόν απλούστερου μοντέλου. Αυτό μπορεί να γίνει λιγοστεύοντας τον αριθμό των νευρώνων στο κρυμμένο επίπεδο, μιας και ο αριθμός των νευρώνων στην είσοδο και την έξοδο εξαρτώνται συνήθως από τις απαιτήσεις του προβλήματος. Επίσης μπορούμε να αναγκάσουμε το δίκτυο να χρησιμοποιεί μόνο τον απαραίτητο αριθμό βαρών και κατωφλίων επιβάλλοντας στην εκπαίδευση, όχι μόνο να ελαχιστοποιεί το σφάλμα, αλλά και να μειώνει τον αριθμό και την τιμή των βαρών που χρησιμοποιούνται.

- Με το έγκαιρο σταμάτημα της εκπαίδευσης (early stopping). Για το λόγο αυτό κρατείται ένα μέρος των δεδομένων που διατίθενται για εκπαίδευση, τα οποία δεν παρουσιάζονται στο δίκτυο κατά τη φάση της εκπαίδευσης αλλά χρησιμοποιούνται για να ελέγχεται η απόδοση του δικτύου σε άγνωστα δεδομένα μετά το τέλος κάθε εποχής. Όταν αρχίσει να μειώνεται η απόδοση του δικτύου στο σετ αυτό των δεδομένων, το οποίο

ονομάζεται σετ επαλήθευσης (validation set), τότε τερματίζεται η εκπαίδευση.

5.3 Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα και Ιατρική

Τα **τεχνητά νευρωνικά δίκτυα** εισήχθησαν κατά τη δεκαετία του 1970 στο χώρο της πρόβλεψης (time series forecasting), αναγνώρισης προτύπων (pattern matching), αυτομάτου ελέγχου (automatic control), και έκτοτε βρίσκουν πληθώρα εφαρμογών και στο χώρο της ιατρικής.

Στην περίπτωση του τεχνητού νευρωνικού δικτύου, η γνώση αναπαρίσταται στις τιμές των συντελεστών βαρύτητας. Το δίκτυο μαθαίνει «επαγωγικά» (by induction), μεταβάλλοντας τους συντελεστές του ώστε η έξοδός του να ταιριάζει με την επιθυμητή. Ο δημοφιλέστερος αλγόριθμος μεταβολής των συντελεστών βαρύτητας του δικτύου είναι αυτός της οπισθοδιάδοσης (backpropagation), αν και αρκετοί άλλοι έχουν προταθεί. Πρότερη –a priori– γνώση μπορεί να ενσωματωθεί σε ένα νευρωνικό δίκτυο με αρχικοποίηση των συντελεστών βαρύτητας όχι τυχαία, αλλά προκατειλημμένη προς συγκεκριμένες τιμές. Εκτός από το feedforward δίκτυο, έχουν προταθεί αρχιτεκτονικές δικτύων όπως τα αυτό-οργανούμενα συστήματα – SOM (Self Organizing Feature Maps), ή Kohonen models, τα οποία πραγματοποιούν ανταγωνιστική εκμάθηση (competitive learning) χωρίς ανάγκη εποπτείας (unsupervised). Ο αριθμός των εφαρμογών των νευρωνικών δικτύων στην ιατρική είναι τόσο μεγάλος, ώστε μπορούμε να απαριθμήσουμε μόνο μερικά γνωστικά αντικείμενα, όπως αναγνώριση και κατηγοριοποίηση ανατομικών δομών σε εικόνες μαστογραφίας, συμπίεση θορύβου σε εικόνες και βιο–σήματα, ταξινόμηση χρωμοσωμάτων, ταίριασμα προτύπων, έλεγχο και υποστήριξη διάγνωσης κτλ. [28]

5.4 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των ΤΝΔ

Τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των νευρωνικών δικτύων σε σχέση με τις κλασικές μεθόδους υπολογισμού δεν είναι πλήρως καθορισμένα, γιατί τα ΤΝΔ αποτελούν ένα σχετικά πρόσφατο μοντέλο υπολογισμού. Οι προσδοκίες είναι μεγάλες αν και η αντίληψη ότι τα ΤΝΔ μπορούν να λύσουν όλα τα προβλήματα αυτόματης απόκτησης γνώσης είναι μη ρεαλιστική.

Κάποια από τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα που έχουν ήδη αποσαφηνισθεί είναι τα ακόλουθα: [29]

Πλεονεκτήματα:

- Έμφυτος παραλληλισμός.
- Ανοχή σε βλάβες (λόγω του παραλληλισμού).
- Σχεδιασμός ώστε να είναι προσαρμοσμένα.
- Δεν υπάρχει η ανάγκη για χαρακτηρισμό του προβλήματος πέρα από το σύνολο των προτύπων εκπαίδευσης.

Μειονεκτήματα:

- Δεν υπάρχουν σαφείς κανόνες για την ανάπτυξη ενός ΤΝΔ για οποιαδήποτε εφαρμογή.
- Δεν υπάρχει γενικός τρόπος ερμηνείας της εσωτερικής λειτουργίας του δικτύου.
- Η εκπαίδευση μπορεί να είναι δύσκολη ή πολύ χρονοβόρα.
- Η ικανότητα γενίκευσης είναι δύσκολα προβλέψιμη.

Παρ' όλα αυτά τα νευρωνικά δίκτυα έχουν φθάσει σε ένα υψηλό επίπεδο ανάπτυξης και θα συνεχίσουν να αναπτύσσονται προς διάφορες κατευθύνσεις συνδυαζόμενα με ασαφή συστήματα, αλλά και με άλλες τεχνικές ανάλυσης και σχεδίασης ευφυών συστημάτων.

5.5 Εφαρμογές ΤΝΔ

Η διαρκώς αναπτυσσόμενη τεχνολογία των ΤΝΔ περιλαμβάνει ένα ευρύ σύνολο τεχνικών, το οποίο προσφέρει μια πρακτική προσέγγιση, εναλλακτική των συμβατικών και σε πολλές περιπτώσεις παρέχει τη δυνατότητα αντιμετώπισης δύσκολων προβλημάτων. Αυτό επιτυγχάνεται γιατί τα Νευρωνικά Δίκτυα είναι εργαλεία, ικανά να μαθαίνουν από το περιβάλλον τους και να βρίσκουν εξαρτήσεις μη εμφανείς μεταξύ δεδομένων. Πολλά προβλήματα που χαρακτηρίζονται από τον πολυδιάστατο χώρο τους, την

πολυπλοκότητά τους και τις άγνωστες συσχετίσεις μεταξύ των μεταβλητών τους, έχουν πολύ καλά αποτελέσματα χρησιμοποιώντας ΤΝΔ. Μερικά από αυτά είναι: [29]

- Προβλήματα αναγνώρισης (π.χ. αναγνώριση φωνής, εικόνας κλπ.).
- Προβλήματα ελέγχου των οποίων τα δεδομένα είναι ελλιπή, ασαφή και στοχαστικά.
- NP-complete προβλήματα τα οποία περιλαμβάνουν προβλήματα δρομολόγησης, αναζήτησης κλπ.

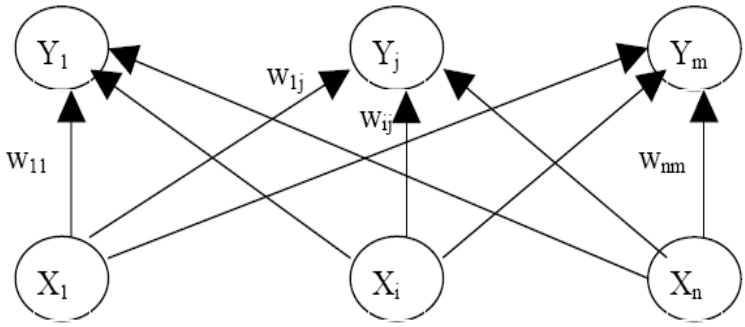
Παρακάτω αναφέρονται ορισμένοι τομείς, στους οποίους παρουσιάζονται αυτά τα προβλήματα και άρα η χρήση της μεθόδου των ΤΝΔ μπορεί να αποβεί ιδιαίτερα χρήσιμη:

- Επεξεργασία εικόνας και μηχανική όραση.
- Επεξεργασία σήματος (ανάλυση και μορφολογία σεισμικού σήματος).
- Αναγνώριση Προτύπων (εξαγωγή χαρακτηριστικών, ανάλυση και κατηγοριοποίηση σήματος radar, αναγνώριση φωνής, κειμένου, ταυτότητας).
- Ιατρική (ανάλυση ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ιατρική διάγνωση και επεξεργασία ιατρικής εικόνας).
- Αμυντικά Συστήματα.
- Οικονομία.
- Δυναμικά εξελισσόμενα συστήματα, πρόβλεψη χρονοσειρών.
- Επικοινωνία ανθρώπου-υπολογιστή.

5.6 Learning Vector Quantization (LVQ) τεχνική

Η Learning vector quantization (LVQ) τεχνική είναι μια τεχνική κατηγοριοποίησης με εποπτευόμενο τρόπο στην οποία κάθε μονάδα εξόδου αναπαριστά και μια συγκεκριμένη κλάση-ομάδα. Ένα ανταγωνιστικό στρώμα (competitive layer) μαθαίνει αυτόματα να κατηγοριοποιεί τα διανύσματα

εισόδου (input vectors). Παρόλα αυτά, οι κλάσεις που βρίσκει το ανταγωνιστικό στρώμα εξαρτώνται αποκλειστικά από την απόσταση των διανυσμάτων εισόδου. Αν δύο διανύσματα εισόδου μοιάζουν αρκετά τότε το ανταγωνιστικό στρώμα πιθανότατα τα κατατάσσει στην ίδια ομάδα. Δεν υπάρχει αυστηρός μηχανισμός που να ξεκαθαρίζει αν δυο οποιαδήποτε διανύσματα εισόδου ανήκουν στην ίδια ομάδα ή όχι. Υπάρχει όμως από την άλλη η δυνατότητα να μάθει το LVQ δίκτυο να κατηγοριοποιεί τα διανύσματα εισόδου σε ομάδες στόχους (target classes) δοσμένες από τον χρήστη. [30]



Σχήμα 27. Learning Vector Quantization νευρωνικό δίκτυο.

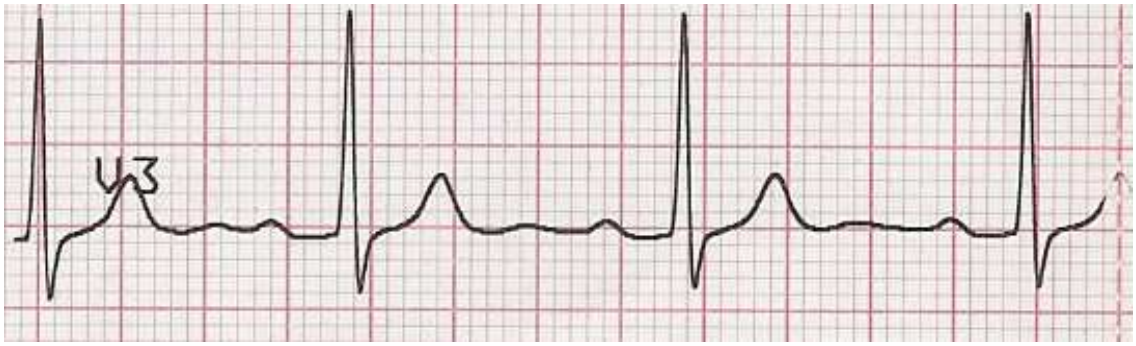
6. Συνολική περιγραφή της διαδικασίας

6.1 Τα βήματα που ακολουθούνται

ΒΗΜΑ 1ο:

Σάρωση του συνόλου των δεδομένων-ηλεκτροκαρδιογραφημάτων. Από το κάθε ηλεκτροκαρδιογράφημα λαμβάνεται υπόψη μια από τις συνολικά δώδεκα απαγωγές (12 lead ECG) καθώς οι παράμετροι που μας ενδιαφέρουν (διάστημα PQ, σύμπλεγμα QRS, διάστημα RR) είναι ίδιες και στις υπόλοιπες απαγωγές.

Παρακάτω παρουσιάζεται ένα ενδεικτικό καρδιογράφημα (απαγωγή V3).



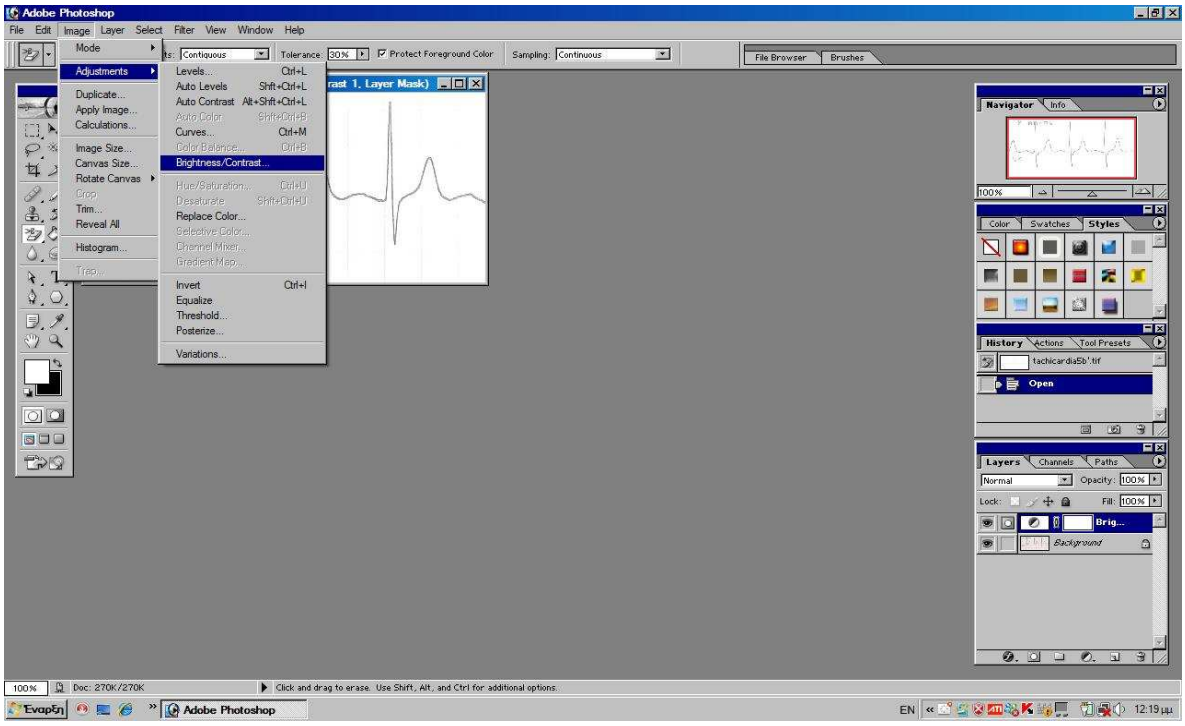
Σχήμα 28. Καρδιογράφημα απαγωγής V3.

ΒΗΜΑ 2ο:

Απαλοιφή υποβάθρου (background) από το καρδιογράφημα με την βοήθεια κατάλληλου προγράμματος (πχ. Photoshop).

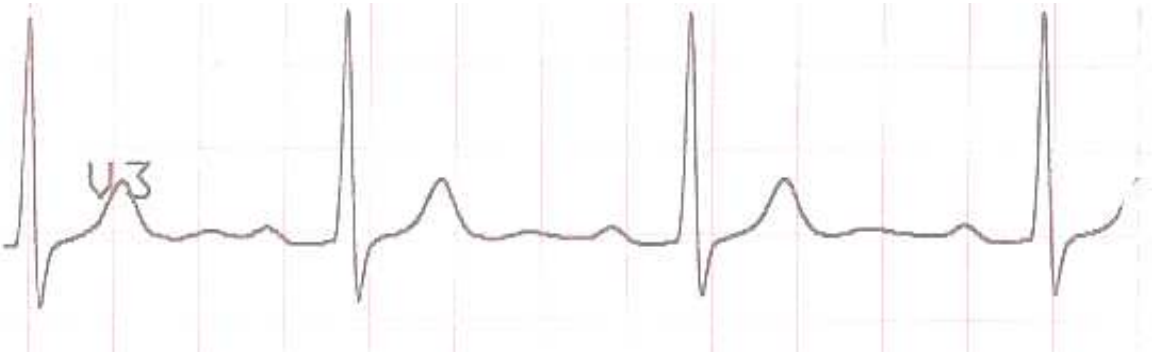
Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιείται η εντολή New Adjustment Layer και τροποποιείται η φωτεινότητα και η αντίθεση της εικόνας μέσω της επιλογής

Brightness/Contrast. Αποθηκεύεται τέλος η νέα εικόνα σε μορφή TIFF καθώς τέτοια αρχεία αναγνωρίζει ως είσοδο το πρόγραμμα CISMM Plot Extractor. [31]



Σχήμα 29. Το πρόγραμμα Adobe Photoshop.

Παρακάτω παρουσιάζεται ένα ενδεικτικό καρδιογράφημα (απαγωγή V3) επεξεργασμένο στο Photoshop.



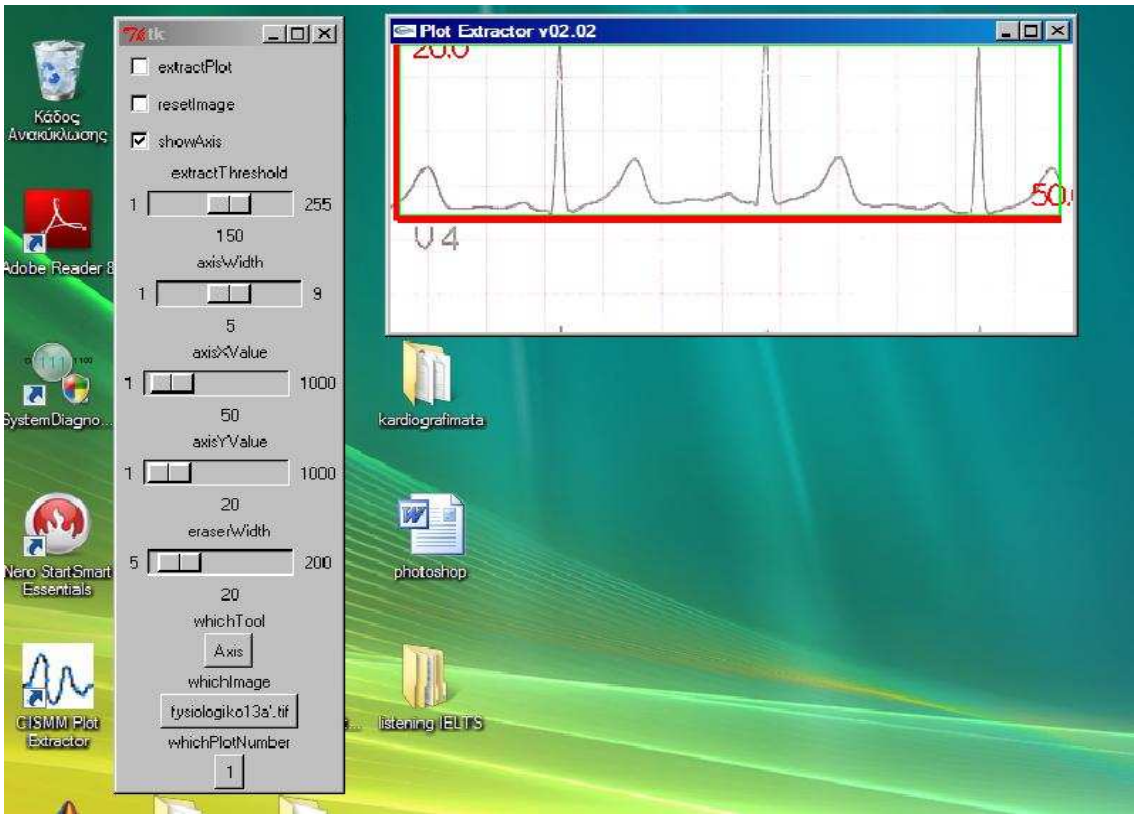
Σχήμα 30. Επεξεργασμένο καρδιογράφημα απαγωγής V3.

ΒΗΜΑ 3ο:

Εξαγωγή αριθμητικών τιμών από τα επεξεργασμένα στο Photoshop καρδιογραφήματα με την βοήθεια κατάλληλου προγράμματος (πχ. CISMM

Plot Extractor). Με την βοήθεια του προγράμματος αυτού και κατάλληλη επεξεργασία αποθηκεύονται οι τιμές του κάθε καρδιογραφήματος σε αρχεία excel δύο στηλών. Η πρώτη στήλη αναπαριστά τα σημεία του x άξονα ενώ η δεύτερη αυτά του y άξονα.

Παρακάτω παρουσιάζεται μια ενδεικτική εικόνα του CISMM Plot Extractor.



Σχήμα 31. Το πρόγραμμα CISMM Plot Extractor.

ΒΗΜΑ 4ο:

Δημιουργία κώδικα σε περιβάλλον Matlab. Ο κώδικας χωρίζεται σε δύο στάδια. Το πρώτο στάδιο περιλαμβάνει κώδικα υπεύθυνο για την εύρεση των διαστημάτων (RR, PQ) και του συμπλέγματος QRS ενώ το δεύτερο σχετίζεται με την κατασκευή νευρωνικού δικτύου για αυτόματη πρόβλεψη των προαναφερθέντων καρδιογραφικών ευρημάτων (Κεφάλαιο 4). Περισσότερες λεπτομέρειες για την κατασκευή του κώδικα παρατίθενται παρακάτω.

ΒΗΜΑ 5^{ο}:

Αντιγραφή όλων των αρχείων excel που προέκυψαν στο 3^{ο} βήμα στον φάκελο που είναι εγκατεστημένο το πρόγραμμα Matlab ώστε να είναι εφικτή η αναγνώρισή τους από το συγκεκριμένο περιβάλλον.

ΒΗΜΑ 6^{ο}:

Στο περιβάλλον του Matlab μέσω της εντολής Import Data φορτώνεται το excel αρχείο που περιέχει την ψηφιακή μορφή του καρδιογραφήματος (x, y άξονες) και επιλέγεται το αρχείο του Workspace που μόλις φορτώθηκε. Επιλέγοντας το αρχείο εμφανίζονται οι τιμές του excel αρχείου που φορτώθηκαν (Array Editor). Τέλος κάνοντας δεξί κλικ στις κορυφές των δύο στηλών και διαλέγοντας την επιλογή Create Variable From Selection εναποτίθεται το σύνολο των τιμών της πρώτης στήλης στην μεταβλητή x_value ενώ αυτό της δεύτερης στην μεταβλητή y_value. Έτσι, κάνοντας plot τις δύο αυτές μεταβλητές λαμβάνεται το καρδιογράφημα που είχαμε αρχικά ψηφιοποιήσει.

6.2 Ανάλυση της τεχνικής εύρεσης διαστήματος PQ, συμπλέγματος QRS και καρδιακής συχνότητας.

6.2.1 1^{ο} στάδιο

Φιλτράρισμα:

Χρησιμοποιείται η μέθοδος smooth average, μια μέθοδος η οποία φιλτράρει τα δεδομένα υπολογίζοντας τον μέσο όρο. Οι ομαλές περιοχές της εικόνας, χωρίς μεγάλες μεταβολές, αντιστοιχούν σε χαμηλές συχνότητες. Αντίθετα οι περιοχές που παρουσιάζουν μεγάλες μεταβολές (π.χ. ακμές, ή όρια διαφορετικών περιοχών της εικόνας) αντιστοιχούν σε ψηλές συχνότητες. Κατά συνέπεια, για να ομαλοποιηθούν οι περιοχές της εικόνας θέλουμε να εξαλείψουμε τις υψηλές συχνότητες, δηλαδή να χρησιμοποιήσουμε ένα lowpass φίλτρο. Αυτό ακριβώς το πράγμα γίνεται μέσω της μεθόδου smooth average. Πιο συγκεκριμένα, η μέθοδος αυτή εξομαλύνει τα δεδομένα αντικαθιστώντας κάθε σημείο με ένα νέο το οποίο έχει τιμή της συντεταγμένης του ίση με τον μέσο όρο των τιμών των γειτονικών του σημείων που έχουν

καθοριστεί πόσα θα είναι με ένα αριθμό που ονομάζεται span. Αυτή τη διαδικασία αποδίδεται υπολογιστικά με την εξής εξίσωση:

$$y_s(i) = \frac{1}{2N+1}(y(i+N) + y(i+N-1) + ... + y(i-N) \quad (1)$$

όπου **ys(i)** είναι η ομαλή τιμή για το i σημείο, N είναι ο αριθμός των γειτονικών σημείων σε κάθε πλευρά του **ys(i)** και **2N+1** είναι ο αριθμός Span που ορίζουμε εμείς. Για παράδειγμα υποθέτουμε ότι χρησιμοποιούμε το Moving average filter για κάποια σημεία έχοντας ορίσει το span να είναι ίσο με 5. Χρησιμοποιώντας τον παραπάνω τύπο για τα 5 πρώτα δεδομένα θα έχουμε τις εξής τιμές για την συντεταγμένη y του καθενός.

$$\begin{aligned} y_s(1) &= y(1) \\ y_s(2) &= (y(1) + y(2) + y(3)/3 \\ y_s(3) &= (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)/5 \\ y_s(4) &= (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)/5 \end{aligned} \quad (2)$$

Εύρεση R κορυφών (R peaks):

Αφού φιλτραριστούν τα δεδομένα γίνεται προσπάθεια να βρεθούν οι R κορυφές. Αυτό το στάδιο είναι το ευκολότερο καθώς οι κορυφές R διαφέρουν κατά πολύ από τις άλλες κορυφές όσον αφορά το ύψος τους. Για την εύρεση των κορυφών αυτών χρειάζεται να γίνει συνδυασμός της μεθόδου των τοπικών μεγίστων (local maxima) με την μέθοδο του κατωφλίου (threshold method). Βρίσκονται δηλαδή όλα τα τοπικά μέγιστα που ξεπερνούν ένα συγκεκριμένο κατώφλι που ορίστηκε.

Εύρεση P κορυφών (P peaks):

Ακολούθως σαρώνεται το σήμα από την αρχή μέχρι την πρώτη κορυφή R και έτσι βρίσκεται η κορυφή P που προηγείται αυτής. Η εύρεση της κορυφής P υλοποιείται με την μέθοδο των τοπικών μεγίστων. Η ίδια διαδικασία ακολουθείται και για τις επόμενες P κορυφές οι οποίες και βρίσκονται ενδιάμεσα των R κορυφών που ακολουθούν. Μετά την τελευταία R κορυφή δεν χρειάζεται να γίνει ανίχνευση για έπαρμα P καθώς η τελευταία R κορυφή δεν ακολουθείται από τέτοιο.

Εύρεση ελαχίστου κύματος Q (Q wave):

Το ελάχιστο του κύματος Q βρίσκεται βασιζόμενοι στο γεγονός ότι συνήθως κάθε R κορυφή έχει προηγουμένως ένα κύμα Q. Πιο συγκεκριμένα σαρώνεται το σήμα από την αρχή μέχρι την πρώτη κορυφή R και έτσι βρίσκεται το τελευταίο τοπικό ελάχιστο το οποίο και αποτελεί το ζητούμενο σημείο (ελάχιστο κύματος Q). Για τα υπόλοιπα ελάχιστα του κύματος Q που προηγούνται των υπόλοιπων R σαρώνεται το σήμα στα διαστήματα ενδιάμεσα των κορυφών R ψάχνοντας για τα πρώτα τοπικά ελάχιστα τα οποία και αποτελούν τα ζητούμενα σημεία.

Εύρεση ελαχίστου κύματος S (S wave):

Το ελάχιστο του κύματος S βρίσκεται βασιζόμενοι στο γεγονός ότι συνήθως κάθε R κορυφή ακολουθείται από μια ένα κύμα S. Πιο συγκεκριμένα σαρώνεται το σήμα στα διαστήματα ενδιάμεσα των κορυφών R ψάχνοντας για τα τελευταία τοπικά ελάχιστα τα οποία και αποτελούν τα ζητούμενα σημεία (ελάχιστα κύματος S). Για το ελάχιστο του τελευταίου κύματος S αρκεί να σαρωθεί το σήμα από την τελευταία κορυφή R μέχρι το τέλος του σήματος ψάχνοντας για τοπικό ελάχιστο.

Εύρεση αρχής κύματος P (P wave):

Για τον εντοπισμό του 1^{ου} Βαθμού Κολποκοιλιακού Αποκλεισμού χρειάζεται η εύρεση του διαστήματος PQ. Για τον λόγο αυτό χρειάζεται να βρεθεί η αρχή του επάρματος P. Για να επιτευχθεί αυτό σαρώνεται το σήμα μας από την αρχή μέχρι την πρώτη κορυφή P προσπαθώντας να βρεθεί το σημείο εκείνο το οποίο θα είναι μικρότερο του επόμενου σημείου και ίσο με το προηγούμενο. Για την εύρεση της αρχής και των υπολοίπων επαρμάτων P γίνονται ακριβώς οι ίδιοι έλεγχοι σαρώνοντας το σήμα από την αρχή των R κορυφών μέχρι την επόμενη P κορυφή που ακολουθεί.

Εύρεση αρχής κύματος Q και τέλους κύματος S:

Έχοντας βρει το ελάχιστο του κύματος Q σαρώνεται το σήμα από την αρχή μέχρι την πρώτο ελάχιστο του κύματος Q ψάχνοντας το σημείο εκείνο το οποίο θα είναι μεγαλύτερο από το επόμενο σημείο και ίσο με το προηγούμενο.

Για την εύρεση της αρχής και των υπολοίπων κυμάτων Q γίνονται ακριβώς οι ίδιοι έλεγχοι σαρώνοντας το σήμα από την αρχή των S κορυφών μέχρι την επόμενη Q κορυφή που ακολουθεί.

Για την εύρεση του τέλους του κύματος S ακολουθείται ότι και παραπάνω με μόνη διαφορά τους ελέγχους, καθώς εδώ ζητούμενο είναι το σημείο εκείνο το οποίο θα είναι μεγαλύτερο από το προηγούμενο και ίσο με το επόμενο.

Εύρεση συμπλέγματος QRS:

Έχοντας βρει τις αρχές των κυμάτων Q και τα τέλη των κυμάτων S που προηγούνται και έπονται αντίστοιχα των κορυφών R υπολογίζεται το QRS, που δεν είναι άλλο από την απόσταση μεταξύ της αρχής του κύματος Q και του τέλους του κύματος S.

Εύρεση διαστήματος PQ:

Έχοντας βρει την αρχή του επάρματος P και την αρχή του κύματος Q υπολογίζεται το διάστημα PQ.

Εύρεση συχνότητας:

Υπολογίζονται οι αποστάσεις μεταξύ των R κορυφών και βρίσκεται ο μέσος όρος τους. Έπειτα για να βρεθεί πόσα κουτάκια αντιστοιχούν στον μέσο όρο διαιρείται ο μέσος όρος αυτός με τον αριθμό 40 που είναι το πλάτος κάθε μικρού κουτιού. Όπως και οι καρδιολόγοι έτσι και εδώ για την εύρεση της συχνότητας διαιρείται ο αριθμός 1500 με τον αριθμό των κουτιών.

Π.χ. αν έχουμε 24 μικρά κουτάκια, δηλαδή RR=960 ms (40 ms το καθένα) τότε Heart Rate=1500/24=62.5 π/min

6.2.2 $2^{ο}$ στάδιο

Υλοποίηση νευρωνικού δικτύου:

Εκτενής αναφορά στα νευρωνικά δίκτυα έχει γίνει στο κεφάλαιο 5. Εκεί έχει γίνει και η ανάλυση της μεθόδου που χρησιμοποιείται που δεν είναι άλλη από την Learning Vector Quantization (LVQ). Στο σημείο αυτό θα δοθούν περισσότερες πληροφορίες για το νευρωνικό δίκτυο που υλοποιείται.

Πιο συγκεκριμένα κατασκευάζεται νευρωνικό δίκτυο βασισμένο στην μη επιβλεπόμενη μέθοδο LVQ αποτελούμενο από 40 κρυφούς νευρώνες (hidden neurons). Το δίκτυο εκπαιδεύεται με την συνάρτηση learnlv1 και ρυθμό μάθησης (learning rate) 0.01 για 45 εποχές και 10 περάσματα.

Οι είσοδοι του νευρωνικού δικτύου δεν είναι άλλες από τα διαστήματα που βρέθηκαν στο $1^{ο}$ στάδιο (διάστημα PQ και διάστημα QRS) καθώς και την καρδιακή συχνότητα (Heart Rate).

Στην κατηγοριοποίηση θεωρούνται οι παρακάτω τέσσερις ομάδες στις οποίες δίνονται και συγκεκριμένες δυαδικές τιμές στόχοι:[7][32][33][34]

Πίνακας 1. Αντιστοίχηση καρδιογραφικών ευρημάτων με δυαδικές τιμές κωδικοποίησης.

# ομάδας	**Καρδιογραφικό εύρημα**	**Στόχος**
1	Φυσιολογικά	0001
2	Ταχυκαρδία	1000
3	$1^{ου}$ βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός	0100
4	Αποκλεισμός σκέλους	0010

Αποτελέσματα, σχόλια και παρατηρήσεις παρατίθενται σε επόμενο εδάφιο.

7. Αποτελέσματα

7.1 Αποτελέσματα προγράμματος εύρεσης διαστημάτων PQ, QRS και καρδιακής συχνότητας

Για την ταχυκαρδία ελέγχεται αν η συχνότητα ξεπερνά τους 100 παλμούς ανά λεπτό. Για τον 1ου βαθμού κολποκοιλιακό αποκλεισμό ελέγχεται αν το διάστημα PQ βρίσκεται πάνω από τα 200 ms. Τέλος για τον Αποκλεισμό σκέλους ελέγχεται αν το QRS σύμπλεγμα είναι μεγαλύτερο των 120 ms. Όταν η συχνότητα είναι μεταξύ των 50 π/min και των 100, το PQ είναι μεταξύ των 120 ms και των 200 και το QRS δεν ξεπερνά τα 100 ms τότε μιλάμε για φυσιολογικό καρδιογράφημα.

Τα παραπάνω περικλείονται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 2. Κριτήρια εντοπισμού καρδιογραφικών ευρημάτων			
Καρδιακή συχνότητα (παλμοί/min)	**PQ (ms)**	**QRS (ms)**	**Καρδιογραφικό εύρημα**
> 100	>= 120 && <= 200	<= 100	Ταχυκαρδία
>= 50 && <= 100	> 200	<= 100	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμό
>= 50 && <= 100	>= 120 && <= 200	> 120	Αποκλεισμός σκέλους
>= 50 && <= 100	>= 120 && <= 200	<= 100	Φυσιολογικό

Από το σύνολο των δώδεκα απαγωγών του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (12 lead ECG) χρησιμοποιήθηκε για μελέτη μόνο μια καθώς τα διαστήματα παραμένουν περίπου τα ίδια σε όλες τις απαγωγές είτε αυτές είναι προκάρδιες (V1, V2, V3, V4, V5, V6) είτε είναι απαγωγές των άκρων (I, II, III, aVL, aVR, aVF).

Τόσο για την ταχυκαρδία όσο και για τον $1^{ου}$ βαθμού κολποκοιλιακό αποκλεισμό δεν υπάρχει συγκεκριμένη απαγωγή η οποία να προτιμάται των άλλων κατά την διαδικασία της διάγνωσης. Αντίθετα στον αποκλεισμό σκέλους προτιμώνται για μελέτη οι απαγωγές I, V1 και V6.

Τα αποτελέσματα όσον αφορά την εύρεση των διαστημάτων είναι αρκετά ικανοποιητικά όπως θα φανεί και στις απεικονίσεις των καρδιογραφημάτων που ακολουθούν.

Παρακάτω παρουσιάζονται όλες οι παράμετροι που εξήχθησαν από το πρόγραμμα εύρεσης διαστημάτων. Πιο συγκεκριμένα εμφανίζονται κατά σειρά οι τιμές HR PQ και QRS καθώς και το καρδιογραφικό εύρημα στο οποίο αντιστοιχεί το κάθε ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Πίνακας 3. Σύνολο δεδομένων ανά καρδιογραφικό εύρημα.			
HR	PQ	QRS	Καρδιογραφικό εύρημα
84.64	219.56	72.87	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
84.44	125.25	69.46	Φυσιολογικό
107.93	153.42	92.55	Ταχυκαρδία
108.22	166.1	96.78	Ταχυκαρδία
105.11	150.15	98.69	Ταχυκαρδία
102.34	138.32	97.03	Ταχυκαρδία
99.84	212.75	70.16	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
108.3	157.63	61.68	Ταχυκαρδία
108.5	164.6	60.35	Ταχυκαρδία
113.6	151.43	58.14	Ταχυκαρδία
105.88	139.62	83.43	Ταχυκαρδία
101.9	160.63	96.5	Ταχυκαρδία
95.01	121.83	91.6	Φυσιολογικό
96.15	150.15	125.53	Αποκλεισμός σκέλους
74.31	136.34	121.99	Αποκλεισμός σκέλους
74.50	139.28	147.61	Αποκλεισμός σκέλους
61.96	186.3	166.57	Αποκλεισμός σκέλους
59.39	160.07	155.49	Αποκλεισμός σκέλους
60.0	176.38	96.56	Φυσιολογικό
77.97	151.72	99.69	Φυσιολογικό
73.59	180.79	99.6	Φυσιολογικό
62.86	161.93	68.42	Φυσιολογικό
77.57	145.15	121.32	Αποκλεισμός σκέλους
112.04	152.36	59.62	Ταχυκαρδία
114.78	148.73	58.2	Ταχυκαρδία
88.11	161.3	257.74	Αποκλεισμός σκέλους
90.75	192.82	166.89	Αποκλεισμός σκέλους
75.43	109.3	85.76	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
63.34	145.33	95.21	Φυσιολογικό
73.67	116.93	91.87	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
101.6	198.48	85.26	Ταχυκαρδία
56.5	206.93	94.08	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός

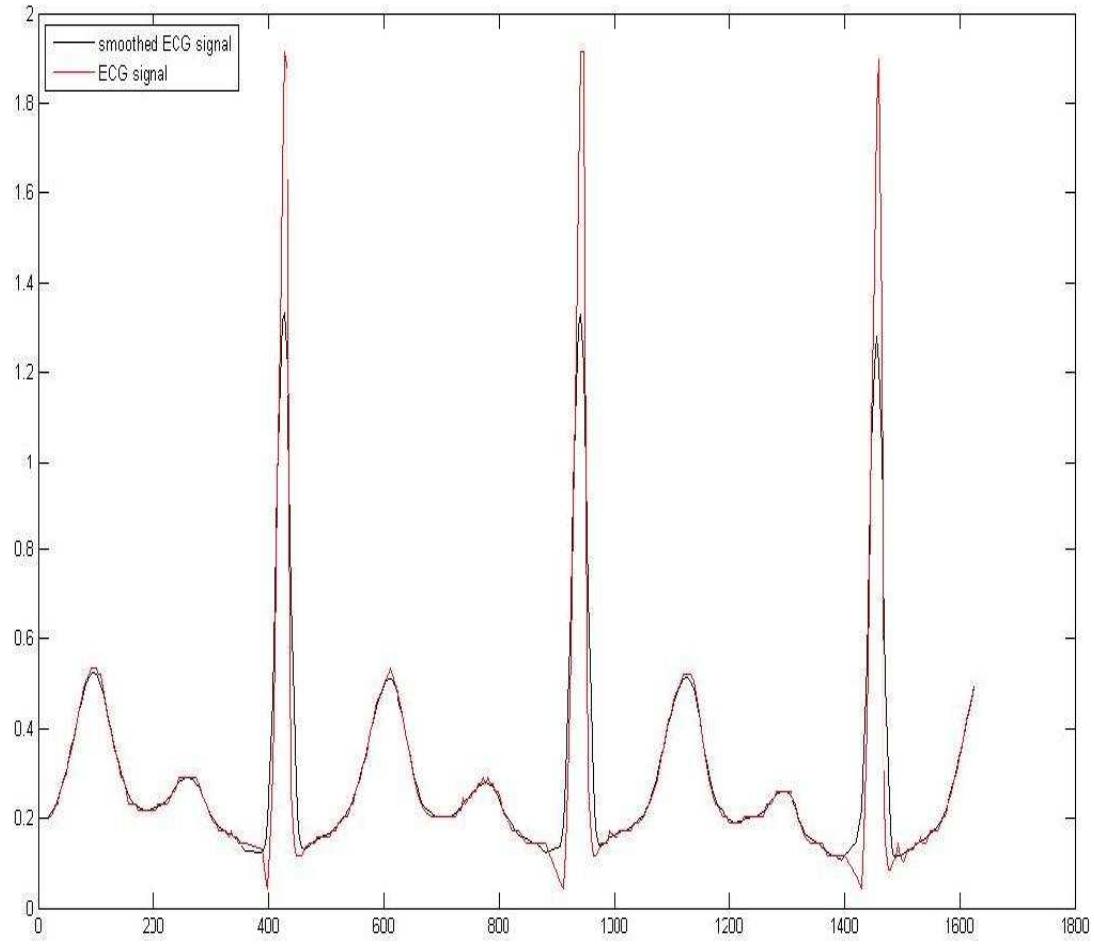
74.32	136.98	79.9	Φυσιολογικό
69.95	140.85	77.13	Φυσιολογικό
64.56	154.89	78.75	Φυσιολογικό
85.17	163.27	123.22	Αποκλεισμός σκέλους
96.2	173.18	170.45	Αποκλεισμός σκέλους
93.72	214.31	92.37	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
71.29	195.47	132.12	Αποκλεισμός σκέλους
91.61	219.24	94.5	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
83.98	239.17	93.0	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
60.69	216.88	87.42	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
57.5	210.14	89.44	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
76.07	230.13	96.66	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
85.98	151.68	123.13	Αποκλεισμός σκέλους
92.41	161.86	90.42	Φυσιολογικό
90.33	163.72	126.51	Αποκλεισμός σκέλους
70.54	171.45	93.73	Φυσιολογικό
77.2	145.0	90.0	Φυσιολογικό
78.66	154.38	90.61	Φυσιολογικό
58.9	152.2	83.75	Φυσιολογικό
81.0	136.8	91.25	Φυσιολογικό
91.41	148.74	99.31	Φυσιολογικό
89.29	194.76	123.94	Αποκλεισμός σκέλους
74.95	185.91	97.05	Φυσιολογικό
81.19	152.16	96.96	Φυσιολογικό
110.61	133.62	99.02	Ταχυκαρδία
103.9	186.11	95.72	Ταχυκαρδία
111.03	193.36	72.94	Ταχυκαρδία
118.38	183.91	74.13	Ταχυκαρδία
61.99	128.57	137.5	Αποκλεισμός σκέλους
113.26	199.86	82.65	Ταχυκαρδία
110.85	127.38	100.0	Ταχυκαρδία
90.38	241.39	91.55	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
94.68	230.42	96.48	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
116.96	186.53	86.2	Ταχυκαρδία

96.39	225.85	89.29	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
92.82	234.54	92.72	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
113.92	191.11	75.55	Ταχυκαρδία
78.42	101.68	82.3	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
68.01	150.37	77.69	Φυσιολογικό
66.82	159.78	96.37	Φυσιολογικό
71.57	124.3	208.13	Αποκλεισμός σκέλους
68.87	162.92	99.22	Φυσιολογικό
70.45	168.97	99.69	Φυσιολογικό
102.0	193.0	91.62	Ταχυκαρδία
69.65	152.69	76.34	Φυσιολογικό
68.84	141.53	89.39	Φυσιολογικό
95.26	176.0	128.66	Αποκλεισμός σκέλους
59.41	172.94	122.73	Αποκλεισμός σκέλους
57.29	205.29	95.03	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
61.34	191.66	122.91	Αποκλεισμός σκέλους
68.91	178.43	123.52	Αποκλεισμός σκέλους
65.39	202.45	99.8	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
76.17	193.33	123.0	Αποκλεισμός σκέλους
83.9	192.29	122.18	Αποκλεισμός σκέλους
65.7	201.73	96.9	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
69.32	220.9	99.9	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
57.94	212.81	90.73	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
65.29	201.39	91.18	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
62.13	207.16	178.2	Αποκλεισμός σκέλους
78.0	208.74	99.0	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
88.26	163.93	132.78	Αποκλεισμός σκέλους
122.52	132.25	79.15	Ταχυκαρδία
115.25	190.88	99.54	Ταχυκαρδία
90.53	254.71	98.11	1ου βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
63.59	143.49	138.11	Αποκλεισμός σκέλους
102.57	189.3	93.60	Ταχυκαρδία
129.68	189.33	100.0	Ταχυκαρδία
88.58	131.62	137.69	Αποκλεισμός σκέλους

7.2 Αποτελέσματα του φιλτραρίσματος

Δυσκολίες παρατηρήθηκαν στην αρχή καθώς το καρδιογράφημα που πάρθηκε σαν αποτέλεσμα από τον CISMM plot extractor (βλ. βήμα 3 Κεφάλαιο 6) εμπεριείχε αρκετό θόρυβο πράγμα που είχε σαν αποτέλεσμα να εμφανίζει πολύ μεγάλη τραχύτητα το σήμα. Χρησιμοποιώντας φιλτράρισμα με την μέθοδο smooth average επιτυγχάνεται μια σχετική ομαλοποίηση του σήματος που όμως δεν είναι αρκετή για να σωστή εύρεση των κορυφών. Για τον λόγο αυτό εφαρμόζεται μια πρακτική που έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία σχετικά με το φιλτράρισμα κινούμενου μέσου όρου (moving average). [35] Είναι η πρακτική της πολλαπλής εφαρμογής του φίλτρου πάνω στο ίδιο σήμα. [35][36] Με την πολλαπλή εφαρμογή του φίλτρου πάνω στο σήμα πετυχαίνεται πρώτα από όλα καλύτερη απόκριση συχνότητας του φίλτρου και εξασθένιση στη ζώνη αποκοπής, καθώς και συνολικά καλύτερη εξομάλυνση χωρίς σημαντική αλλοίωση στο πλάτος του.

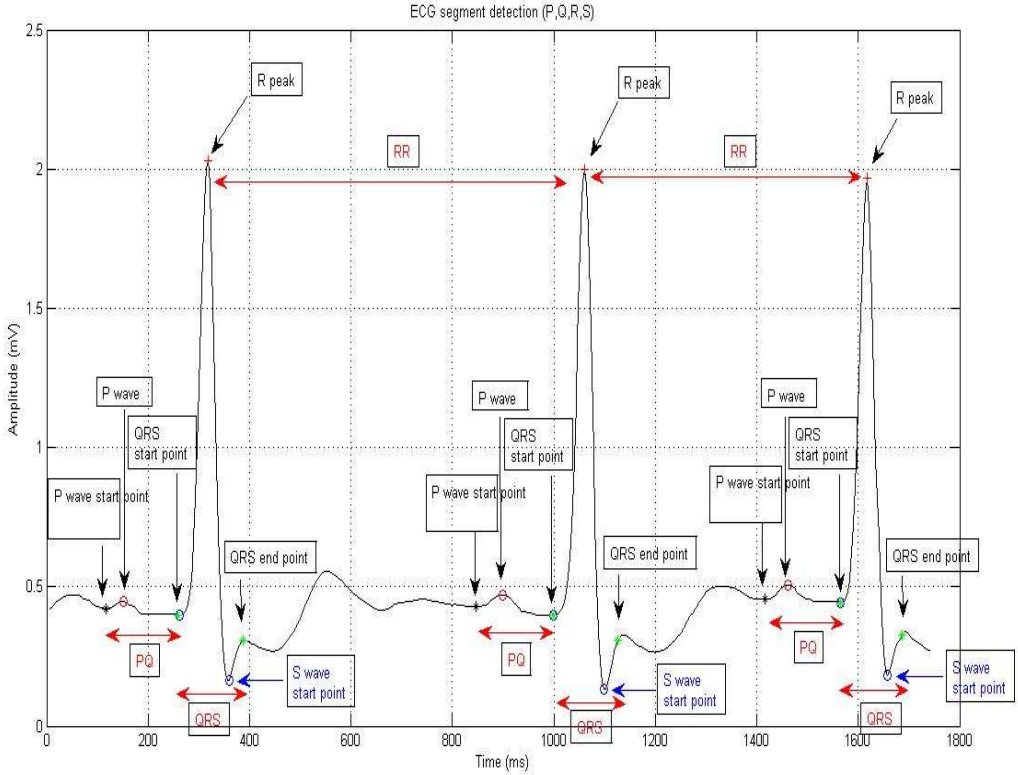
Βασιζόμενοι λοιπόν στα παραπάνω πραγματοποιείται και δεύτερη φορά φιλτράρισμα, πάλι με την μέθοδο smooth average και τα αποτελέσματα είναι αρκετά ικανοποιητικά όπως θα φανεί και στα παρακάτω γραφήματα.



Σχήμα 32. Η μορφή του παραπάνω καρδιογραφήματος που έχει υποστεί φιλτράρισμα.

Κατά το πολλαπλό φιλτράρισμα παρατηρείται ομαλοποίηση του καρδιογραφήματος με ταυτόχρονη ελαφρά μείωση του πλάτους. Το τελευταίο δεν εμπόδισε καθόλου στην εξαγωγή των σωστών αποτελεσμάτων καθώς μας ενδιαφέρει το καρδιογράφημα στο μήκος του και όχι στο πλάτος του. Το φιλτραρισμένο καρδιογράφημα κατά μήκος έχει πάρα πολύ καλή προσέγγιση με το αρχικό όπως δείχνει και η παραπάνω εικόνα όπου φαίνεται σαν να συμπίπτει το ένα πάνω στο άλλο.

7.3 Αναπαράσταση κορυφών R, συμπλεγμάτων QRS, κυμάτων P και διαστημάτων PQ και RR



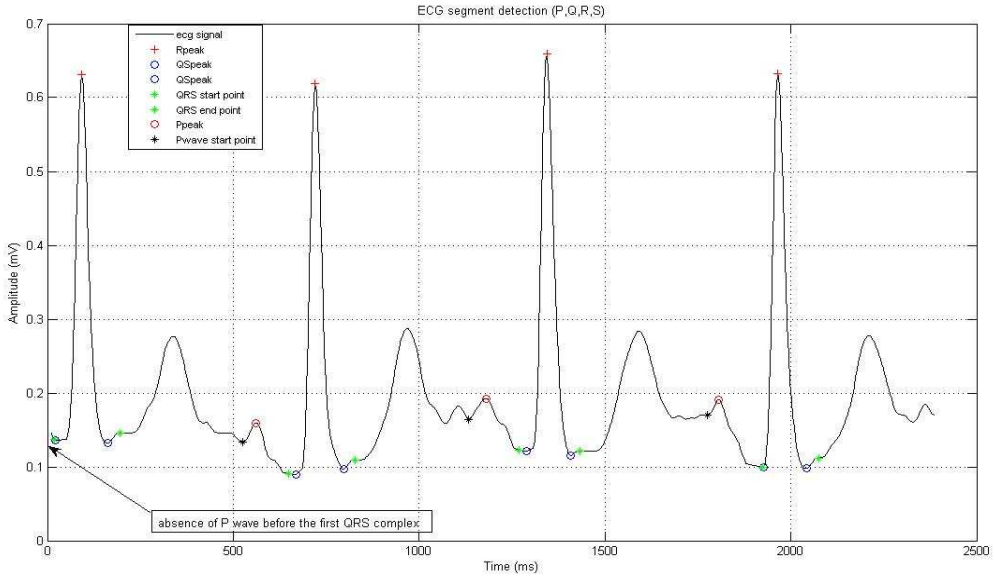
Σχήμα 33. Ενδεικτική μορφή καρδιογραφήματος με σημειωμένα τα κύματα και τα διαστήματα που βρέθηκαν εκτελώντας τον αλγόριθμο που υλοποιήθηκε.

Στις προδιαγραφές στην φάση του προγραμματισμού λαμβάνεται υπόψη ότι σε μερικές απαγωγές κάποιων καρδιογραφημάτων μπορεί η εκκίνηση της λήψης του καρδιογραφήματος να έπεται της συστολής των κόλπων που εκφράζεται μέσω του κύματος P. Πιο συγκεκριμένα είναι πιθανό να μην καταγραφεί στο καρδιογράφημα συστολή των κόλπων πριν από την πρώτη εκπόλωση του κοιλιακού μυοκαρδίου, δηλαδή να μην εμφανιστεί κύμα P πριν από το πρώτο σύμπλεγμα QRS όπως θα ήταν αναμενόμενο. Το παραπάνω ισχύει μόνο για το πρώτο σύμπλεγμα QRS καθώς στα επόμενα αναμένεται φυσιολογικά η εμφάνιση κύματος P πριν από το σύμπλεγμα QRS.

Ακολουθεί ένα παράδειγμα τέτοιου καρδιογραφήματος για την προκάρδια απαγωγή V6:



Σχήμα 34. Καρδιογράφημα απαγωγής V6.



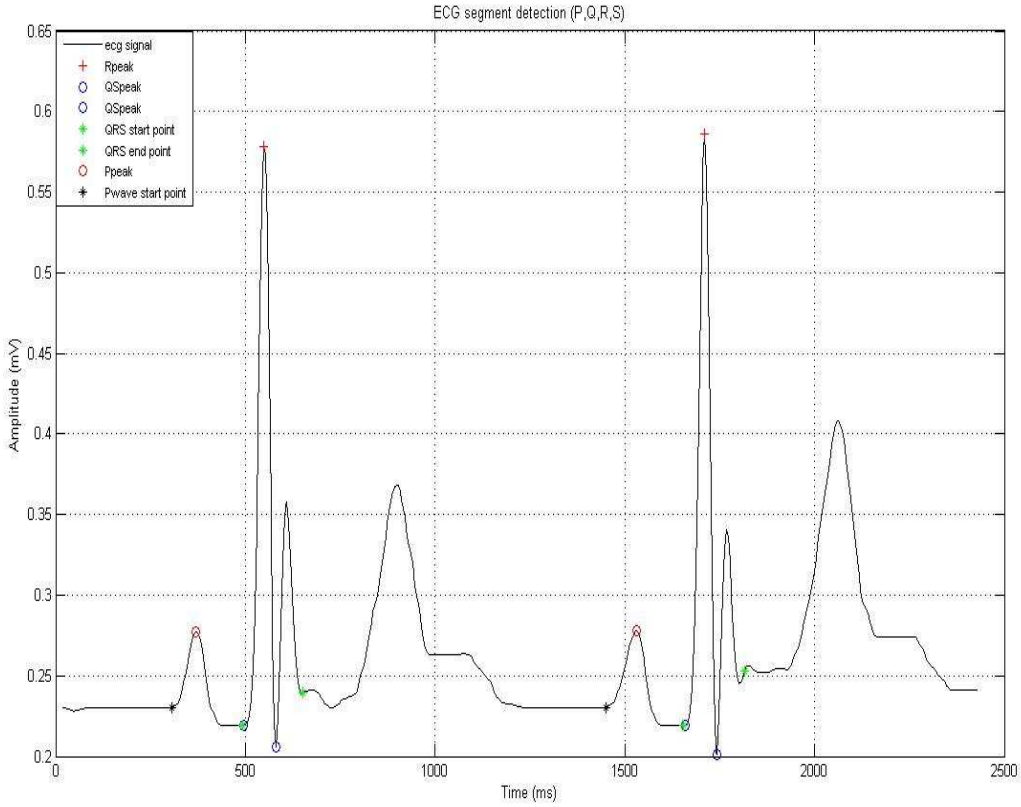
Σχήμα 35. Η μορφή του καρδιογραφήματος με σημειωμένες τις κορυφές που βρέθηκαν εκτελώντας τον αλγόριθμο που υλοποιήθηκε.

Συνήθως στα καρδιογράφημα που χρησιμοποιήθηκαν για μελέτη παρατηρήθηκαν QRS συμπλέγματα είτε με Q, R και S κυματισμούς είτε μόνο με R και Q κυματισμούς είτε με R και S κυματισμούς είτε μόνο με R κύμα.

Όλες οι προαναφερθείσες περιπτώσεις QRS είναι συνηθισμένες και για αυτό δεν κρίνεται απαραίτητη περαιτέρω αναφορά.

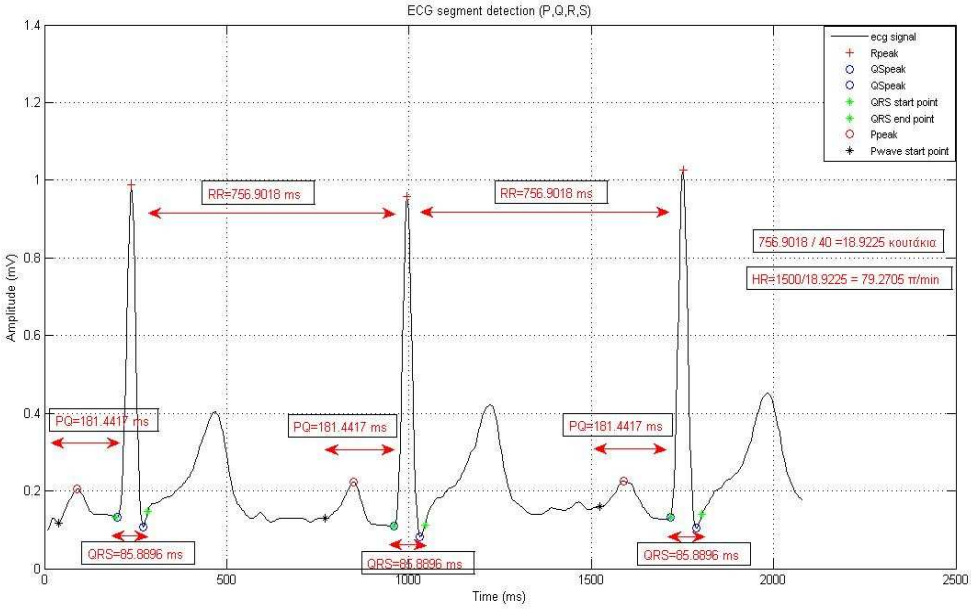
Ξεχωριστή αλλά και σπάνια περίπτωση QRS είναι το RSR’ το οποίο αποτελείτε από R και S κύματα αλλά και ένα ακόμα, το R’. Τέτοια μορφή

συναντήθηκε μια φορά στο σύνολο των δεδομένων και λόγω της ιδιαιτερότητάς της παρατίθεται παρακάτω:

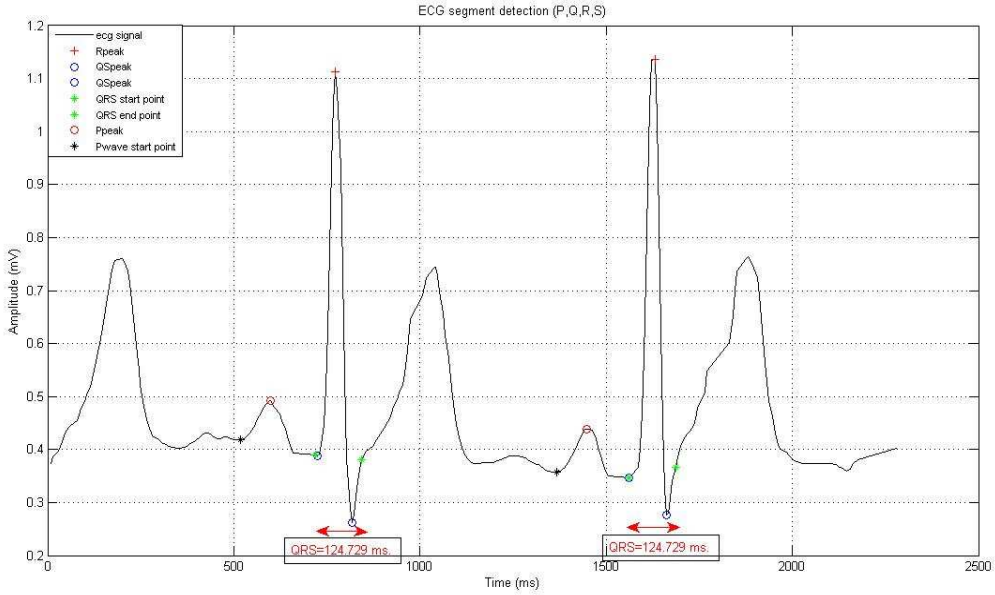


Σχήμα 36. Ειδική κατηγορία QRS συμπλέγματος.

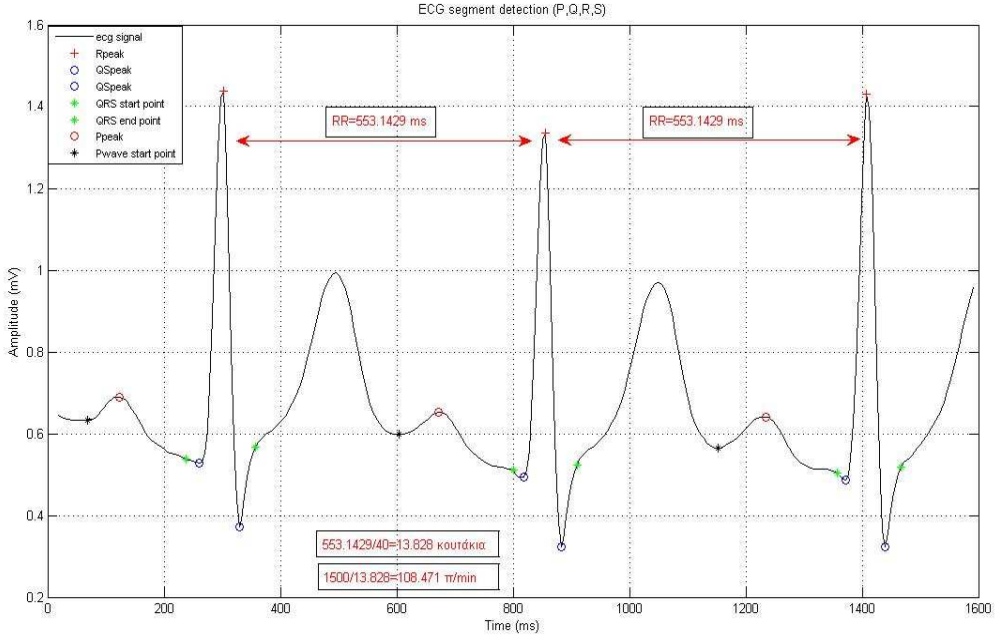
7.4 Ενδεικτικά καρδιογραφήματα ανά καρδιογραφικό εύρημα.



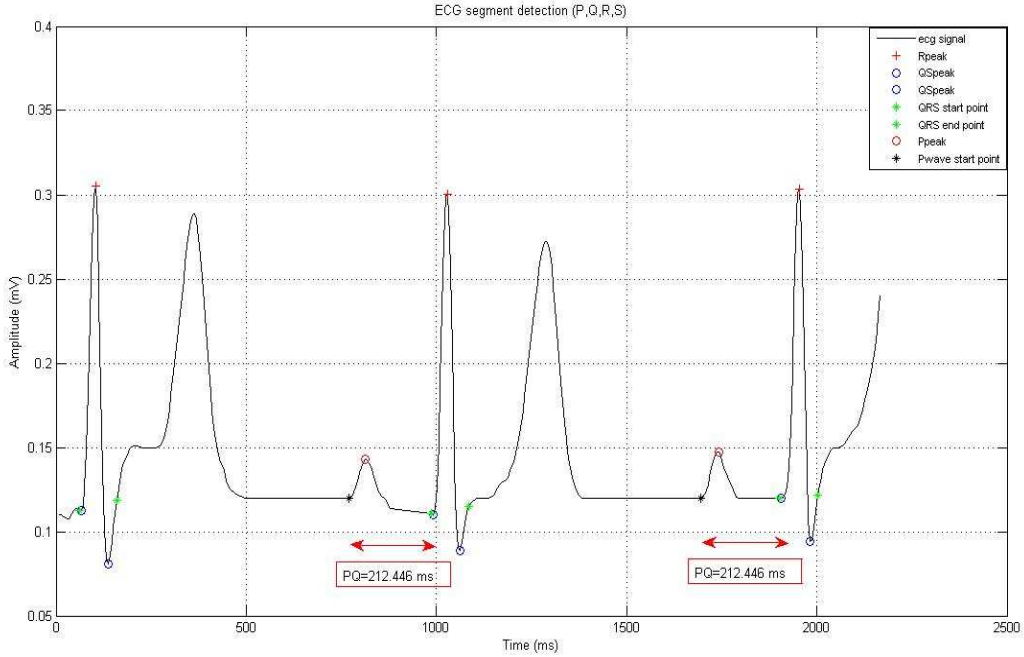
Σχήμα 37. Ενδεικτικό φυσιολογικό καρδιογράφημα.



Σχήμα 38. Ενδεικτικό καρδιογράφημα που καταδεικνύει Αποκλεισμό σκέλους.



Σχήμα 39. Ενδεικτικό καρδιογράφημα που καταδεικνύει Ταχυκαρδία.



Σχήμα 40. Ενδεικτικό καρδιογράφημα που καταδεικνύει 1^{ου} Βαθμού κολποκοιλιακό αποκλεισμό.

7.5 Τα αποτελέσματα του νευρωνικού δικτύου

Στα νευρωνικά δίκτυα μεγάλη σημασία έχει η σωστή επιλογή των παραμέτρων που θα δοθούν ως είσοδοι στο δίκτυο. Εδώ επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθούν σαν είσοδοι τα HR, PQ και QRS όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο (βλ Κεφάλαιο 6).

Τα καρδιογραφήματα που χρησιμοποιήθηκαν για μελέτη ανήκουν στις παρακάτω τέσσερις κατηγορίες:

- 25 % Φυσιολογικά
- 25 % Ταχυκαρδία
- 25 % 1^{ου} βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός
- 25 % Αποκλεισμός σκέλους

Παρατηρώντας τις παραπάνω κατηγορίες βλέπουμε ότι κάθε κατηγορία καταλαμβάνει το ίδιο ποσοστό επί των συνολικών καρδιογραφημάτων. Αυτό έγινε σκόπιμα καθώς έτσι θα επιτευχθούν καλύτερα αποτελέσματα κατά την εκπαίδευση του δικτύου.

Δυσκολία παρατηρήθηκε στην σταθεροποίηση του νευρωνικού δικτύου καθώς κάθε φορά που εκτελούνταν είχε και διαφορετικά αποτελέσματα. Οι μικρές κατά τα άλλα διαφορές οφείλονται στο γεγονός ότι το νευρωνικό δίκτυο ξεκινά με τυχαία αρχικά βάρη.

Για την αντιμετώπιση του προβλήματος αυτού χρησιμοποιείται η εντολή seed με τον τρόπο που φαίνεται παρακάτω:

```
rand ('seed', 491218382)
```

Ακολουθεί το σύνολο των δεδομένων καθώς και η ομάδα στόχος που ανήκει το καθένα.

Πίνακας 4. Σύνολο δεδομένων.			
HR	PQ	QRS	Στόχος
84.64	219.56	72.87	0100
84.44	125.25	69.46	0001
107.93	153.42	92.55	1000
108.22	166.1	96.78	1000
105.11	150.15	98.69	1000
102.34	138.32	97.03	1000
99.84	212.75	70.16	0100
108.3	157.63	61.68	1000
108.5	164.6	60.35	1000
113.6	151.43	58.14	1000
105.88	139.62	83.43	1000
101.9	160.63	96.5	1000
95.01	121.83	91.6	0001
96.15	150.15	125.53	0010
74.31	136.34	121.99	0010
74.50	139.28	147.61	0010
61.96	186.3	166.57	0010
59.39	160.07	155.49	0010
60.0	176.38	96.56	0001
77.97	151.72	99.69	0001
73.59	180.79	99.6	0001
62.86	161.93	68.42	0001
77.57	145.15	121.32	0010
112.04	152.36	59.62	1000
114.78	148.73	58.2	1000
88.11	161.3	257.74	0010
90.75	192.82	166.89	0010
75.43	109.3	85.76	0100
63.34	145.33	95.21	0001
73.67	116.93	91.87	0100
101.6	198.48	85.26	1000
56.5	206.93	94.08	0100

74.32	136.98	79.9	0001
69.95	140.85	77.13	0001
64.56	154.89	78.75	0001
85.17	163.27	123.22	0010
96.2	173.18	170.45	0010
93.72	214.31	92.37	0100
71.29	195.47	132.12	0010
91.61	219.24	94.5	0100
83.98	239.17	93.0	0100
60.69	216.88	87.42	0100
57.5	210.14	89.44	0100
76.07	230.13	96.66	0100
85.98	151.68	123.13	0010
92.41	161.86	90.42	0001
90.33	163.72	126.51	0010
70.54	171.45	93.73	0001
77.2	145.0	90.0	0001
78.66	154.38	90.61	0001
58.9	152.2	83.75	0001
81.0	136.8	91.25	0001
91.41	148.74	99.31	0001
89.29	194.76	123.94	0010
74.95	185.91	97.05	0001
81.19	152.16	96.96	0001
110.61	133.62	99.02	1000
103.9	186.11	95.72	1000
111.03	193.36	72.94	1000
118.38	183.91	74.13	1000
61.99	128.57	137.5	0010
113.26	199.86	82.65	1000
110.85	127.38	100.0	1000
90.38	241.39	91.55	0100
94.68	230.42	96.48	0100
116.96	186.53	86.2	1000

96.39	225.85	89.29	0100
92.82	234.54	92.72	0100
113.92	191.11	75.55	1000
78.42	101.68	82.3	0100
68.01	150.37	77.69	0001
66.82	159.78	96.37	0001
71.57	124.3	208.13	0010
68.87	162.92	99.22	0001
70.45	168.97	99.69	0001
102.0	193.0	91.62	1000
69.65	152.69	76.34	0001
68.84	141.53	89.39	0001
95.26	176.0	128.66	0010
59.41	172.94	122.73	0010
57.29	205.29	95.03	0100
61.34	191.66	122.91	0010
68.91	178.43	123.52	0010
65.39	202.45	99.8	0100
76.17	193.33	123.0	0010
83.9	192.29	122.18	0010
65.7	201.73	96.9	0100
69.32	220.9	99.9	0100
57.94	212.81	90.73	0100
65.29	201.39	91.18	0100
62.13	207.16	178.2	0010
78.0	208.74	99.0	0100
88.26	163.93	132.78	0010
122.52	132.25	79.15	1000
115.25	190.88	99.54	1000
90.53	254.71	98.11	0100
63.59	143.49	138.11	0010
102.57	189.3	93.60	1000
129.68	189.33	100.0	1000
88.58	131.62	137.69	0010

Από το σύνολο των δεδομένων χρησιμοποιείται το 50 % για εκπαίδευση (training), το 40 % για test και το 10 % για validation.

Το νευρωνικό δίκτυο που κατασκευάστηκε (βλ. Κεφάλαιο 6) αποσκοπεί στην κατηγοριοποίηση των καρδιογραφημάτων στην σωστή κατηγορία. Δίνοντας δηλαδή ο χρήστης ένα καρδιογράφημα σαν είσοδο θα πρέπει το δίκτυο να μπορεί επιτυχώς να το κατατάξει στην σωστή κατηγορία βάση των παραμέτρων του.

Έτσι, αν για παράδειγμα εισαχθεί ένα καρδιογράφημα με τις παρακάτω παραμέτρους:

HR= 84.64 π/min

PQ= 219.56 ms

QRS= 72.87 ms

τότε θα πρέπει να καταταγεί στην ομάδα του $1^{ου}$ βαθμού κολποκοιλιακού Αποκλεισμού. Σε κάθε άλλη περίπτωση το αποτέλεσμα κρίνεται εσφαλμένο.

Θα πρέπει δηλαδή να βγάλει στην έξοδο την τιμή 0100 που όπως επισημάνθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο συνιστά την ομάδα του $1^{ου}$ βαθμού κολποκοιλιακού Αποκλεισμού. Ακολουθούν τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται στο νευρωνικό δίκτυο:

Πίνακας 5. Δεδομένα για εκπαίδευση. (training data)		
HR	PQ	HR
107.93	153.42	92.55
108.22	166.1	96.78
105.11	150.15	98.69
108.3	157.63	61.68
108.5	164.6	60.35
105.88	139.62	83.43
114.78	148.73	58.2
110.61	133.62	99.02
103.9	186.11	95.72
111.03	193.36	72.94
113.92	191.11	75.55
115.25	190.88	99.54
102.57	189.3	93.6
129.68	189.33	100.0
99.84	212.75	70.16
56.5	206.93	94.08
93.72	214.31	92.37
91.61	219.24	94.5
76.07	230.13	96.66
94.68	230.42	96.48
96.39	225.85	89.29
92.82	234.54	92.72
78.42	201.68	82.3
57.29	205.29	95.03
69.32	220.9	99.9
57.94	212.81	90.73
78.0	208.74	99.0
74.5	139.28	147.61
61.96	186.3	166.57
77.57	145.15	121.32

88.11	161.3	257.74
85.98	151.68	123.13
90.33	163.72	126.51
71.57	124.3	208.13
83.9	192.29	122.18
63.59	143.49	138.11
88.58	131.62	137.69
84.44	125.25	69.46
95.01	121.83	91.6
60.0	176.38	96.56
73.59	180.79	99.6
70.54	171.45	93.73
77.2	145.0	90.0
58.9	152.2	83.75
81.0	136.8	91.25
91.41	148.74	99.31
81.19	152.16	96.96
68.01	150.37	77.69
68.87	162.92	99.22
70.45	168.97	99.69

Πίνακας 6. Δεδομένα για έλεγχο. (test data)		
HR	PQ	QRS
102.34	138.32	97.03
113.6	151.43	58.14
101.9	160.63	96.5
112.04	152.36	59.62
101.6	198.48	85.26
113.26	199.86	82.65
110.85	127.38	100.0
116.96	186.53	86.2
102.0	193.0	91.62
122.52	132.25	79.15
84.64	219.56	72.87
73.67	216.93	91.87
83.98	239.17	93.0
60.69	216.88	87.42
90.38	241.39	91.55
65.39	202.45	99.8
65.7	201.73	96.9
90.53	254.71	98.11
96.15	150.15	125.53
74.31	136.34	121.99
90.75	192.82	166.89
85.17	163.27	123.22
96.2	173.18	170.45
71.29	195.47	132.12
89.29	194.76	123.94
61.99	128.57	137.5
95.26	176.0	128.66
59.41	172.94	122.73
61.34	191.66	122.91
62.13	197.16	178.2

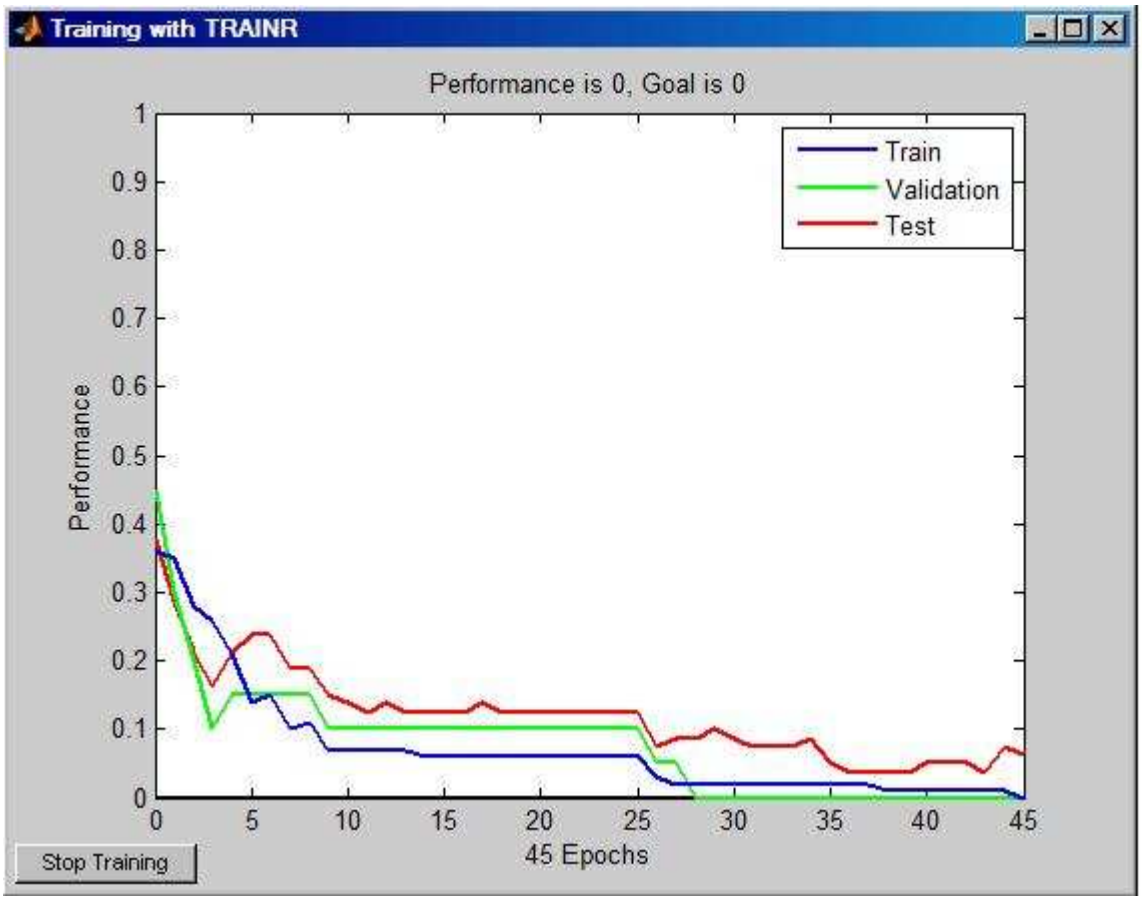
88.26	163.93	132.78
63.34	145.33	95.21
69.95	140.85	77.13
64.56	154.89	78.75
92.41	161.86	90.42
78.66	154.38	90.61
74.95	185.91	97.05
66.82	159.78	96.37
69.65	152.69	76.34
68.84	141.53	89.39

Πίνακας 7. Δεδομένα για επικύρωση. (validation data)		
HR	PQ	QRS
118.38	183.91	74.13
75.43	209.3	85.76
57.5	210.14	89.44
65.29	201.39	91.18
59.39	160.07	155.49
68.91	178.43	123.52
76.17	193.33	123.0
77.97	151.72	99.69
62.86	161.93	68.42
74.32	136.98	79.9

Έχοντας πλέον τα δεδομένα για εκπαίδευση (training data), τα δεδομένα για έλεγχο (test data) και τα δεδομένα για επικύρωση (validation data) είναι έτοιμο το νευρωνικό δίκτυο να εκπαιδευτεί.

Το σύνολο των δεδομένων για επικύρωση (validation data) χρησιμοποιείται για να μετρηθεί η απόδοση του δικτύου κατά την διάρκεια της εκπαίδευσης και να σταματήσει αν είναι απαραίτητο. (βλ 5.2.3)

Τα δεδομένα για έλεγχο δεν χρησιμοποιούνται καθόλου στην εκμάθηση του δικτύου με αποτέλεσμα να αποτελούν ανεξάρτητο κριτήριο για τον έλεγχο της απόδοσής του.



Σχήμα 41. Εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου.

Το νευρωνικό δίκτυο κρίνεται αρκετά επιτυχημένο αφού το ποσοστό σωστής πρόβλεψης φτάνει το 87.5 %.

Το πρόγραμμα που αναπτύχθηκε, εκτός από το συνολικό ποσοστό σωστής πρόβλεψης, εξάγει και το ποσοστό επιτυχούς πρόβλεψης ανά ξεχωριστό καρδιογραφικό εύρημα.

Όσον αφορά την πρόβλεψη ανά καρδιογραφικό εύρημα, παρατηρήθηκαν πολύ καλά αποτελέσματα τόσο για τα φυσιολογικά καρδιογραφήματα, τα καρδιογραφήματα Ταχυκαρδίας και τα καρδιογραφήματα $1^{ου}$ Βαθμού κολποκοιλιακού αποκλεισμού όσο και για αυτά του Αποκλεισμού σκέλους.

Συγκεντρωτικά τα ποσοστά επιτυχούς πρόβλεψης ανά κατηγορία παρουσιάζονται παρακάτω:

Πίνακας 8.Ποσοστά επιτυχούς πρόβλεψης ανά κατηγορία.	
Καρδιογραφικό εύρημα	**Ποσοστό επιτυχίας (%)**
Φυσιολογικό	88.89
$1^{ου}$ Βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός	100.00
Αποκλεισμός σκέλους	84.62
Ταχυκαρδία	80.00

Ακολουθεί η αναλυτική παρουσίαση των δεδομένων εισόδου και των αποτελεσμάτων του νευρωνικού δικτύου. Με έντονα μαύρα γράμματα παρουσιάζονται οι επιτυχημένες προβλέψεις ενώ με έντονα κόκκινα οι λανθασμένες.

Πίνακας 9. Δεδομένα εισόδου και αποτελέσματα νευρωνικού δικτύου.				
HR	**PQ**	**QRS**	**Επιθυμητός στόχος**	**Έξοδος νευρωνικού δικτύου**
102.34	138.32	97.03	1000	0001
113.6	151.43	58.14	1000	1000
101.9	160.63	96.5	1000	1000
112.04	152.36	59.62	1000	1000
101.6	198.48	85.26	1000	1000
113.26	199.86	82.65	1000	1000
110.85	127.38	100.0	1000	0001
116.96	186.53	86.2	1000	1000
102.0	193.0	91.62	1000	1000
122.52	132.25	79.15	1000	1000
84.64	219.56	72.87	0100	0100
73.67	216.93	91.87	0100	0100
83.98	239.17	93.0	0100	0100
60.69	216.88	87.42	0100	0100
90.38	241.39	91.55	0100	0100
65.39	202.45	99.8	0100	0100
65.7	201.73	96.9	0100	0100
90.53	254.71	98.11	0100	0100
96.15	150.15	125.53	0010	0010
74.31	136.34	121.99	0010	0010
90.75	192.82	166.89	0010	0001
85.17	163.27	123.22	0010	0010
96.2	173.18	170.45	0010	1000
71.29	195.47	132.12	0010	0010
89.29	194.76	123.94	0010	0010
61.99	128.57	137.5	0010	0010
95.26	176.0	128.66	0010	0010
59.41	172.94	122.73	0010	0010
61.34	191.66	122.91	0010	0010
62.13	207.16	178.2	0010	0010
88.26	163.93	132.78	0010	0010

63.34	**145.33**	**95.21**	**0001**	**0001**
69.95	**140.85**	**77.13**	**0001**	**0001**
64.56	**154.89**	**78.75**	**0001**	**0001**
92.41	**161.86**	**90.42**	**0001**	**0001**
78.66	**154.38**	**90.61**	**0001**	**0001**
74.95	**185.91**	**97.05**	**0001**	**0100**
66.82	**159.78**	**96.37**	**0001**	**0001**
69.65	**152.69**	**76.34**	**0001**	**0001**
68.84	**141.53**	**89.39**	**0001**	**0001**

Από τα 40 καρδιογραφήματα που αποτέλεσαν το σύνολο των δεδομένων για δοκιμή (test data) υπήρξαν 35 σωστές κατηγοριοποιήσεις και 5 λανθασμένες. Πιο συνηθισμένη ομάδα κατάταξης κατά την λανθασμένη κατηγοριοποίηση είναι η ομάδα των φυσιολογικών (0001) καθώς σε αυτή την ομάδα κατατάχθηκαν τόσο καρδιογραφήματα που κανονικά θα έπρεπε να ανήκουν στην κατηγορία του Αποκλεισμού σκέλους όσο και καρδιογραφήματα που θα έπρεπε να ανήκουν στην κατηγορία της Ταχυκαρδίας. Πιο συγκεκριμένα ένα καρδιογράφημα Αποκλεισμού σκέλους κατατάχθηκε λανθασμένα στα φυσιολογικά και δύο καρδιογραφήματα Ταχυκαρδίας κατατάχθηκαν επίσης στα φυσιολογικά. Κατά τα άλλα ένα καρδιογράφημα που κανονικά θα έπρεπε να ανήκει στα φυσιολογικά κατατάχθηκε στην ομάδα του 1^{ου} Βαθμού κολποκοιλιακού Αποκλεισμού ενώ ένα καρδιογράφημα Αποκλεισμού σκέλους κατατάχθηκε λανθασμένα στην κατηγορία της Ταχυκαρδίας.

Στον πίνακα που ακολουθεί περιγράφονται αναλυτικά τα παραπάνω.

Πίνακας 10. Συσχέτιση επιθυμητής εξόδου με την έξοδο του νευρωνικού δικτύου				
Επιθυμητή έξοδος Έξοδος νευρωνικού δικτύου	**Φυσιο-λογικό (0001)**	**1ου Βαθμού κολπο-κοιλιακός αποκλεισμός (0100)**	**Αποκλει-σμός σκέλους (0010)**	**Ταχυκαρδία (1000)**
Φυσιολογικό (0001)	8	0	1	2
$1^{ου}$ Βαθμού κολποκοιλιακός αποκλεισμός (0100)	1	8	0	0
Αποκλεισμός σκέλους (0010)	0	0	11	0
Ταχυκαρδία (1000)	0	0	1	8

Παρατηρώντας τον παραπάνω πίνακα καταλήγουμε ότι το άθροισμα όλων των κουτιών αντιστοιχεί στο σύνολο των δεδομένων (40) ενώ το άθροισμα της διαγωνίου ισούται με το σύνολο των καρδιογραφημάτων που υπέστησαν επιτυχημένη κατηγοριοποίηση (35).

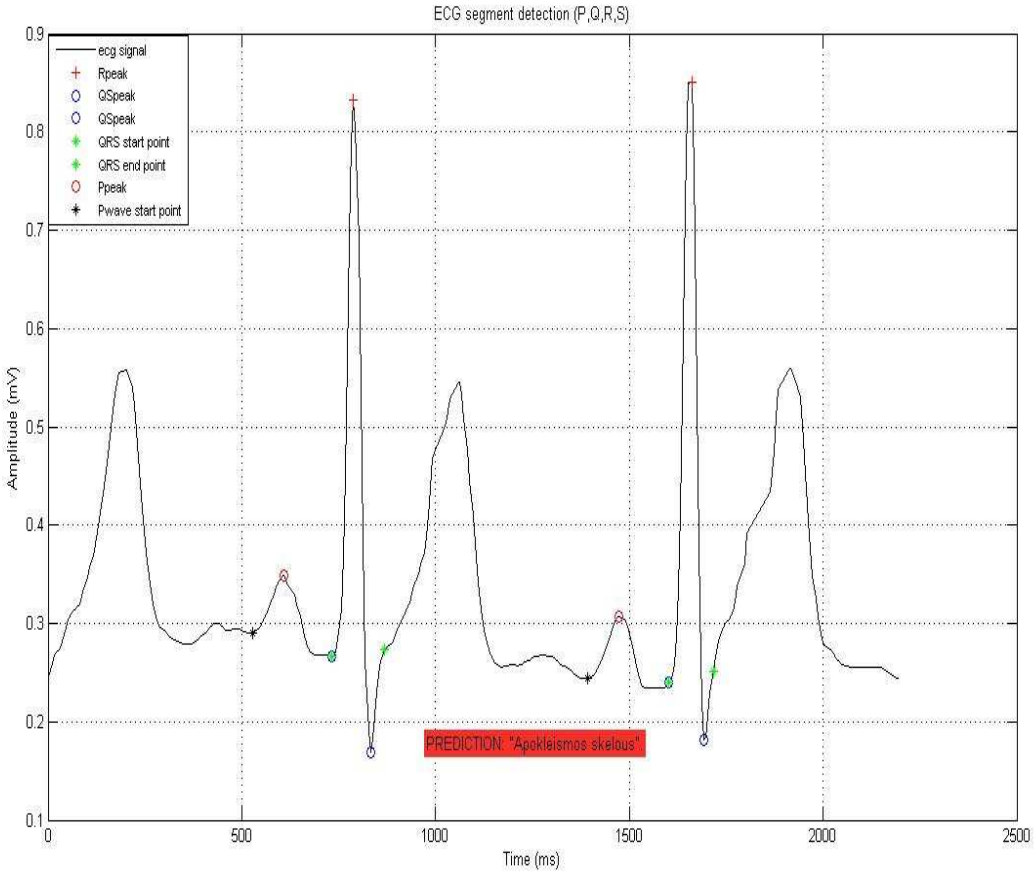
Έχει οριστεί στο πρόγραμμα όταν βλέπει έξοδο νευρωνικού δικτύου 0001, δηλαδή την ομάδα κατάταξης των φυσιολογικών καρδιογραφημάτων να κάνει πρόβλεψη για φυσιολογικό ασθενή. Ομοίως όταν βλέπει 0010 να κάνει πρόβλεψη για Αποκλεισμό σκέλους, όταν βλέπει 1000 να κάνει πρόβλεψη για Ταχυκαρδία ενώ όταν βλέπει 0100 να κάνει πρόβλεψη για 1^{ου} βαθμού κολποκοιλιακό Αποκλεισμό.

Παρακάτω εμφανίζεται το αποτέλεσμα της πρόβλεψης για ένα ενδεικτικό καρδιογράφημα που καταδεικνύει Αποκλεισμό σκέλους. Για το εν λόγω ηλεκτροκαρδιογράφημα εξήχθησαν οι παρακάτω παράμετροι:

HR=68.6575 π/min

PQ=195.774 ms

QRS=127.021 ms



Σχήμα 43. Αποτέλεσμα πρόβλεψης για Αποκλεισμό σκέλους.

8. Συμπεράσματα Μελλοντικές επεκτάσεις

Η μέθοδος επεξεργασίας του καρδιογραφήματος για την πρόβλεψη καρδιογραφικών ευρημάτων έγινε με χρήση δύο βασικών εργαλείων: το πρόγραμμα εύρεσης διαστημάτων και καρδιακής συχνότητας (PQ, QRS, Heart Rate) καθώς και των Νευρωνικών Δικτύων.

Τα αποτελέσματα τόσο στην εύρεση των παραμέτρων του καρδιογραφήματος όσο και στην κατηγοριοποίησή του ανά καρδιογραφικό εύρημα κρίνονται αρκετά ικανοποιητικά. Ο λόγος αυτός καθιστά την μέθοδο που αναπτύχθηκε μια δυνητικά αξιόπιστη μέθοδο πρόβλεψης της ταχυκαρδίας, του 1^{ου} βαθμού κολποκοιλιακού αποκλεισμού και του Αποκλεισμού σκέλους και ένα επιπλέον εργαλείο στο πεδίο της καρδιολογίας.

Η μελλοντική εφαρμογή της μεθόδου σε κλινικές περιπτώσεις προϋποθέτει την αύξηση του συνολικού ποσοστού επιτυχούς πρόβλεψης. Η συγκέντρωση μεγαλύτερου αριθμού δεδομένων και αρχείων με καρδιογραφήματα καθώς και η χρήση κατάλληλων μηχανημάτων που παράγουν καρδιογραφήματα υψηλής ανάλυσης είναι παράγοντες που μπορούν να συντελέσουν στη περαιτέρω βελτίωση της αποδοτικότητας μίας τέτοιας μεθόδου.

Ενδιαφέρον θα είχε η μελέτη και δοκιμή και άλλων μεθόδων κατηγοριο-ποίησης πέρα από αυτήν που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία. (LVQ)

Επίσης θα είχε ενδιαφέρον να ελεγχθεί κατά πόσο η προτεινόμενη μέθοδος είναι αποδοτική και για περισσότερα καρδιογραφικά ευρήματα.

Τέλος, ενδιαφέρουσα προσπάθεια θα αποτελούσε η επέκταση της προτεινόμενης μεθόδου από την μελέτη της μιας απαγωγής του ΗΚΓ σε όλες.

9. Βιβλιογραφία

[1] http://www.eso.org/sci/data-processing/software/esomidas//doc/user/98NOV/volb/node308.html

[2] A Moving Average based Filtering System with its Application to Real-time QRS Detection HC Chen, SW Chen

[3] A new QRS Detection Algorithm Based on the Hilbert Tranform, DS Benitez, PA Gaydecki, A Zaidi, AP Fitzpatrick

[4] Auto threshold peak detection in physiological signals, Jacobson

[5] QRS Detection and Delineation Techniques for ECG Based Robust Clinical Decision Support System Design Fayyaz A. Afsar and M. Arif

[6] Automatic Detection Algorithm for Physiologic Pressure Signal Components, M. Aboy, C. Crespo, J. McNames, B. Goldstein

[7] ECG beat classifier designed by combined neural network model, Inan Guler, Elif Derya

[8] Methodology for classification and analysis of neonate and adult ECG, Palodeto Marquez

[9] AN ECG CLASSIFIER DESIGNED USING MODIFIED DECISION BASED NEURAL NETWORK, Simon and Eswaran

[10] Prediction of Ventricular Tachyarrhythmia in Electrocardiograph Signal using Neuro-Wavelet Approach Rahat Abbas, Wajid Aziz, Muhammad Arif

[11] http://www.incardiology.gr/KARDIA/KARDIA.HTM

[12] http://en. wikipedia.org/wiki/Heart

[13] http://www.incardiology.gr/exetaseis/hkg.htm

[14] ΠΑΥΛΟΥ Κ. ΤΟΥΤΟΥΖΑ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ Ηλεκτρονική Έκδοση κεφάλαιο 2

[15] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/p111.htm

[16] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/t111.htm

[17] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/u111.htm

[18] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/pq111.htm

[19] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/qt111.htm

[20] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/st111.htm

[21] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/qrs.htm

[22] http://www.incardiology.gr/exetaseis/ecg/kadiaki_syxnotis.htm

[23] http://en.wikipedia.org/wiki/Sinus_tachycardia

[24] ΠΑΥΛΟΥ Κ. ΤΟΥΤΟΥΖΑ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ Ηλεκτρονική έκδοση κεφάλαιο 5

[25] Electrocardiograms, James Lamberg

[26] http://www.incardiology.gr/pathiseis_arrithmies/arrithmies_yperkoilιakes.htm

[27] http://egnatia.ee.auth.gr/~imatz/ann_chapter1.htm

[28] Ιατρική της πληροφορικής Τόμος ‘Α ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΔΕΛΗΜΠΑΣΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΙΚΗΦΟΡΙΔΗΣ

[29] Σύστημα Επεξεργασίας και Κατηγοριοποίησης ψηφιακής μαστογραφίας ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ των ΣΟΦΙΑΣ Ν. ΕΞΑΡΧΟΥ και ΜΑΡΙΑΣ Χ ΚΕΡΚΙΔΟΥ

[30] Matlab Tutorial

[31] http://www.cs.unc.edu/Research/nano/cismm/

[32] Prediction of Ventricular Tachyarrhythmia in Electrocardiograph Signal using Neuro-Wavelet Approach Rahat Abbas, Wajid Aziz, Muhammad Arif

[33] An introduction to Neural Networks, English edition, November1996 Ben Krose Patrick van der Smagt

[34] Χριστοδούλου Μανώλης Σημειώσεις μαθήματος «Νευρωνικά δίκτυα και εφαρμογές»Τμήμα ΗΜΜΥ, Πολυτεχνείο Κρήτης

[35] Moving Average Filters', The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, Chapter 15

[36] Μέθοδοι προσδιορισμού του 11ετούς ηλιακού κύκλου και άλλων περιοδικοτήτων με τη χρήση υπολογιστικού προγράμματος (Matlab). Αθανάσιος Κουλουμβάκος Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Φυσικής