ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Παπαδάκης Κώστας

Ανάπτυξη αλγορίθμου αυτόματης επισήμανσης κυμάτων σε καρδιογραφήματα, με χρήση μεθευρετικών αλγορίθμων και υλοποίηση αντίστοιχου λογισμικού

Μεταπτυχιακή Διατριβή

Εξεταστική Επιτροπή:

Καθηγητής Κωνσταντίνος Καλαϊτζάκης (επιβλέπων)

Επικ. Καθηγητής Ματίας Μπούχερ

Επικ. Καθηγητής Ευτύχιος Κουτρούλης

Χανιά 2010

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή κ. Κωνσταντίνο Καλαϊτζάκη για την συνεργασία, την υπομονή και την κατανόηση που έδειξε σε όλα τα στάδια συγγραφής της παρούσας εργασίας. Επίσης, τον Επικουρο Καθηγητή κ. Ματίας Μπούχερ και τον Επικ. Καθηγητή κ. Ευτύχιο Κουτρούλη για την ανάγνωση της διατριβής και την συμμετοχή τους στην εξεταστική επιτροπή.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω το προσωπικό και τον διευθυντή της καρδιολογικής πτέρυγας του Γενικού Νοσοκομείου Χανίων «Άγιος Γεώγιος» για τις συμβουλές και την καθοδήγηση τους.

Περίληψη

Η επιστήμη της καρδιολογίας έχει ωφεληθεί πάρα πολύ από την εξέλιξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών. Πλέον, υπάρχει η δυνατότητα πρόληψης ενός μεγάλου αριθμού καρδιακών παθήσεων. Ωστόσο, για να επιτευχθεί ακόμα καλύτερο ποσοστό διάγνωσης καρδιαγγειακών νοσημάτων, πρέπει να υπάρξουν κατάλληλα εργαλεία τα οποία θα αναλάβουν να διεκπεραιώσουν το χρονοβόρο έργο του εντοπισμού των ενδείξεων αυτών των νοσημάτων αυτόματα, απαλλάσοντας το ιατρικό προσωπικό από αυτήν την εργασία.

Στην παρούσα εργασία, υλοποιήθηκε ένα αυτόματο σύστημα επισήμανσης των κυμάτων τα οποία απαρτίζουν ένα καρδιογράφημα. Η διαδικασία εντοπισμού των κυμάτων αυτών πραγματοποιείται με μια ποικιλία μεθόδων, όπως η ταξινόμηση με χρήση πρακτόρων (Ant Colony Optimization) και τα Μείγματα Κανονικων Κατανομών (Gaussian Mixture Models). Υλοποιήθηκε λογισμικό διαχείρισης και αποθήκευσης καρδιογραφημάτων σε Βάση Δεδομένων. Επίσης υλοποιήθηκε βαθμίδα χειρισμού από ηλεκτρονικό υπολογιστή σε έναν καρδιογράφο και βαθμίδα ανάκτησης και φιλτραρίσματος των καρδιολογικών δεδομένων.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1.
Εισαγωγή

1.1 Η επιστήμη της καρδιολογίας

Η επιστήμη της καρδιολογίας μελετά την συμπεριφορά της καρδιάς, του πιο σημαντικού οργάνου στο ανθρώπινο σώμα. Η μελέτη αυτή αφορά τόσο την μηχανική λειτουργία της καρδιάς, όσο και την βιολογική της λειτουργία. Η εφεύρεση του γαλβανομέτρου από τον Ιταλό Luigi Galvani, αποτέλεσε την βάση για την εφεύρεση του καρδιογραφήματος. Η μετέπειτα βελτιωμένη έκδοση του γαλβανομέτρου από τον Einthovven έδωσε ακόμα καλύτερα αποτελέσματα. Με την πάροδο των ετών, εκτός από την απόδοση των καρδιογράφων, μειώθηκε και το μέγεθος τους δίνοντας στους ιατρούς την δυνατότητα να πραγματοποιούν καρδιογραφήματα και εκτός εργαστηρίου.

Η εξέλιξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών (ΗΥ), σε συνδυασμό με την δημιουργία του διαδικτύου, έδωσε στους ιατρούς την δυνατότητα να παρακολουθούν από απομακρυσμένες θέσεις τους ασθενείς τους, καταγράφοντας με μεγάλη ακρίβεια τον τρόπο λειτουργίας της καρδιάς τους. Καθώς οι ΗΥ έχουν εξελιχθεί σε πανίσχυρα εργαλεία ανάλυσης, είναι αναποφευκτη η χρήση τους στην εξέταση, κατηγοριοποίηση και αποθήκευση καρδιογραφημάτων. Πλέον, υπάρχουν Βάσεις Δεδομένων με καρδιογραφήματα στο διαδίκτυο οι οποίες παρέχουν ελεύθερη πρόσβαση σε καρδιολογικά ιατρικά δεδομένα.

Μετά την χρήση ΗΥ για καταγραφή και αποθήκευση καρδιογραφημάτων, το επόμενο λογικό βήμα είναι η ανάλυση και αυτόματη διάγνωση των πιθανών καρδιακών παθήσεων ενός ασθενή. Για αυτό τον σκοπό έχει δημιουργηθεί μια εκτενής βάση εφαρμογών καρδιολογίας, οι οποίες και είναι διαθέσιμες στο διαδίκτυο, με το μεγαλύτερο ποσοστό τους να παρέχεται σαν λογισμικό ανοιχτού κώδικα.

Στόχος αυτής της εργασίας είναι η δημιουργία ενός προγράμματος το οποίο θα αναγνωρίζει τα επιμέρους τμήματα ενός καρδιογραφήματος, εξάγοντας τα με αυτόματο τρόπο, έτσι ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν από εφαρμογές διάγνωσης καρδιακών παθήσεων.

1.2 Σχετικές προσεγγίσεις

Οι Engelse και Zeelenberg [1] παρουσίασαν έναν ανιχνευτή συμπλεγμάτων QRS και των επιμέρους κυμάτων, ο οποίος προβάλλε πληροφορίες σχετικές με την ποιότητα του καρδιογραφήματος. Υπολογίζεται ο ρυθμός παρουσίας πρόωρων καρδιακών σφίξεων και η όποια αυξητική ή μειωτική τάση στην καταγραφή του καρδιογραφήματος, δίνοντας έτσι ένα τρόπο ελέγχου της ορθής τοποθέτησης των ηλεκτροδίων στο σώμα του ασθενή.

Οι Pan και Tompkins [2] παρουσίασαν έναν ανιχνευτή συμπλεγμάτων QRS για ανάλυση, σε πραγματικό χρόνο, καρδιογραφημάτων. Η ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS γίνεται με επεξεργασία του σήματος του καρδιογραφήματος από ένα ζωνοπερατό φίλτρο, έναν τετραγωνιστή και έναν ολοκληρωτή κυρίως. Οι επιδόσεις του ανιχνευτή αυτού είναι πολύ υψηλές. Η μελέτη αυτή αποτελεί την βάση για πολλούς μεταγενέστερους ανιχνευτές, καθώς και μέτρο σύγκρισης για τις επιδόσεις τους.

Οι Hu και Tompkins [3] χρησιμοποίησαν τεχνητά νευρωνικά δίκτυα (ΤΝΔ) για να ανιχνεύσουν συμπλέγματα QRS σε καρδιογραφήματα τα οποία χωρίζονταν σε 12 διαφορετικές κατηγορίες, ανάλογα με την μορφολογία τους. Από την ανάλυση τους προκύπτει ότι τα ΤΝΔ έχουν πολύ καλές προοπτικές για την ανίχνευση των συμπλεγμάτων.

Οι Li, Zheng και Tai [4] χρησιμοποίησαν μετασχηματισμό κυματιδίων (Wavelet Transform) για να προσδιορίσουν τα διάφορα τμήματα του καρδιογραφήματος. Η προτεινόμενη μέθοδος είχε αρκετά μεγάλο ποσοστό επιτυχούς ανίχνευσης των συμπλεγμάτων QRS, ακόμα και με παρουσία θορύβου και κυμάτων P με μεγάλο πλάτος. Επίσης οι συγγραφείς αναφέρουν ότι η μέθοδος μπορεί να ανιχνεύσει και τα κύματα P και T, πέραν της ανίσχνευσης των συμπλεγμάτων QRS.

Οι Wu, Palready και Tompkins [5] παρουσίασαν ένα σύστημα αυτόματης κατάταξης καρδιακών παλμών το οποίο μπορεί να προσαρμοστεί σε κάθε ασθενή. Χρησιμοποιούνται δυο χωριστές Βάσεις Δεδομένων για την κατηγοριοποίηση καρδιογραφημάτων. Η πρώτη λαμβάνεται από τον ασθενή ενώ η δεύτερη αποτελείται από καρδιογραφήματα πολλών ασθενών. Κάθε Βάση καρδιογραφημάτων τροφοδοτεί ένα μοντελο ταξινόμησης και η απόφαση λαμβάνεται με κοινή γνωμοδότηση.

Οι Daskalov και Chistov [6] πρότειναν μια μεθοδολογία ανίχνευσης του τέλους του κύματος T χρησιμοποιώντας την $1^{η}$ παράγωγο του σήματος του καρδιογραφήματος για ένα διάστημα 16 σημείων, καθώς και κάποιους εμπειρικούς κανόνες που αφορούν την διάρκεια του διαστήματος QT και την γενική περιοχή μετά το σύμπλεγμα QRS στην οποία βρίσκεται το κύμα T. Επίσης, γίνονται παρατηρήσεις που αφορούν το κέρδος που χρησιμοποιείται κατά την λήψη του καρδιογραφήματος και την επίδραση του στα αποτελέσματα του αλγόριθμου.

Οι Sun, Chan και Krishnan [7] χρησιμοποίησαν μια διαφορετική διατύπωση της παράγωγου για να υπολογίσουν τα σημεία στα οποία αλλάζει μονοτονία το σήμα του καρδιογραφήματος. Κατόπιν, με χρήση κατωφλίων, προσδιορίζεται αν αντιστοιχεί σε κάποιο κύμα η κορυφή αυτή και ο τύπος του κύματος, εφόσον αυτό ισχύει. Ο ανιχνευτής είχε αρκετά καλές επιδόσεις για τα συμπλέγματα QRS, με μεγαλύτερα σφάλματα στην ανίχνευση των κυμάτων P και T.

Οι Dubois, Maison-Blanche, Quenet και Dreyfus [8] χρησιμοποίησαν Gaussian mesa Functions για να κάνουν πλήρη ανάλυση καρδιογραφημάτων και να προσδιορίσουν τα ακριβή χαρακτηριστικά κάθε κύματος του καρδιακού κύκλου. Τα αποτελέσματα αυτής της ανάλυσης κρίνονται πολύ ικανοποιητικά. Οι συγγραφείς δηλώνουν ότι η μεθοδολογία που παρουσίασαζουν είναι γενική και μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε παθήσεις διαφορετικου είδους.

Οι Jeong και Yoon και Yu [9] κατασκεύασαν μια φορητή συσκευή παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας σε πραγματικό χρόνο. Η λειτουργία αυτής της συσκευής είναι να παρακολουθεί την καρδιακή δραστηριότητα και να αποστέλλει μη φυσιολογικά δεδομένα σε έναν υπολογιστή για ανάλυση. Για την ανίχνευση μη φυσιολογικών καρδιακών κύκλων χρησιμοποιείται , εκτός από την πληροφορία για τα συμπλέγματα QRS, και το διάστημα ST μέσα στο καρδιογράφημα.

1.3 Η προτεινόμενη μεθοδολογία

Η μεθοδολογία η οποία αναπτύχθηκε στα πλαίσια αυτής της εργασίας έχει σκοπό την κατάταξη των επιμέρους κυμάτων που αποτελούν το καρδιογράφημα. Για να επιτευχεί αυτός ο στόχος, δεν σαρώνεται απλά το καρδιογράφημα. Αντιθέτως, η πληροφορία η οποία χρησιμοποιείται αντιστοιχεί σε όλη την διαθέσιμη διάρκεια του καρδιογραφήματος. Επίσης, στην παρούσα εργασία γίνεται μια προσπάθεια να εντοπιστούν με πολλαπλούς τρόπους τα συμπλέγματα QRS που υπάρχουν στο καρδιογράφημα. Αυτό επιτυγχάνεται με χρήση του μεθευρετικου αλγόριθμου Ant Colony Optimization, του αλγορίθμου K-means και των Gaussian Mixture Models. Ο εντοπισμός των κυμάτων πραγματοποιείται ως εξής:

- Πρώτα εντοπίζονται τα συμπλέγματα QRS
- Κατόπιν εντοπίζεται το διάστημα ανάμεσα σε δυο διαδοχικά κύματα T και P στο καρδιογράφημα.
- Τέλος εντοπίζεται η κορυφή των κυμάτων T και P.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος λαμβάνει υπόψην του την μετατόπιση της βασικής γραμμής του καρδιογραφήματος, καθώς και τον πιθανό θόρυβο σε αυτό.

Κατά την υλοποίηση του αλγορίθμου, δόθηκε μεγάλη έμφαση στη δυνατότητα επεξεργασίας πολλών διαφορετικών τύπων ηλεκτρικων καρδιακών σημάτων. Για αυτό τον λόγο, κατά τον σχεδιασμό της μεθοδολογίας, εξετάστηκαν καρδιογραφήματα από πολλές διαφορετικές παθήσεις και απαγωγές, έτσι ώστε να εξασφαλιστεί ότι το εύρος των παθήσεων στις οποίες απευθύνεται είναι όσο πιο ευρύ γίνεται.

1.4 Η δομή της εργασίας

Η παρούσα εργασία αποτελείται από τις εξής ενότητες:

Το 2ο κεφάλαιο αναφέρεται αρχικά στην λειτουργία της καρδιάς και τα επιμέρους τμήματα της. Κατόπιν παρουσιάζεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα και τα κύματα από τα οποία αυτό αποτελείται καθώς και η θέση τους στον καρδιακό κύκλο.

Το 3ο κεφάλαιο αναφέρεται στις μεθόδους ταξινόμησης δεδομένων οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία. Περιγράφονται οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιήθηκαν για την ταυτοποίηση των επιμέρους κυμάτων του καρδιογραφήματος καθώς και οι παράμετροι της παρούσας υλοποίησης.

Στο 4ο κεφάλαιο περιγράφονται και αναλύονται τα βήματα της προτεινόμενης μεθοδολογίας για την ανιχνεύση των τμημάτων ενός καρδιογραφήματος.

Στο 5ο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του προτεινόμενου αλγορίθμου σε καρδιογραφήματα από Βάσεις Δεδομένων Καρδιογραφημάτων. Επίσης γίνεται σύγκριση με δυο προγράμματα επισήμανσης καρδιογραφημάτων.

Στο 6ο κεφάλαιο παρουσιάζεται ο καρδιογράφος ο οποίος αφού υπέστη μετατροπές χρησιμοποιήθηκε για αυτόματη λήψη καρδιογραφημάτων, καθώς και το λογισμικό που υλοποιήθηκε για αυτό τον σκοπό. Επίσης, παρουσιάζονται αποτελέσματα εφαρμογής του προτεινόμενου αλγόριθμου σε καρδιογραφήματα που λήφθηκαν με τον καρδιογράφο αυτό.

Στο 7ο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την εργασία αυτή και προτείνονται μελλοντικές βελτιώσεις και προσθήκες.

Βιβλιογραφία 1ου Κεφαλαίου

[1] Engelse, W.A.H., Zeelenberg, C., "SINGLE SCAN ALGORITHM FOR QRS-DETECTION AND FEATURE EXTRACTION." (1979) Computers in Cardiology, pp. 37-42.

[2] Pan J, Tompkins WJ., "A real-time QRS detection algorithm.", IEEE Trans Biomed Eng. 1985 Mar;32(3):230-6.

[3] Hu YH, Tompkins WJ, Urrusti JL, Afonso VX., "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification.", J Electrocardiol. 1993;26 Suppl:66-73.

[4] Cuiwei Li, Chongxun Zheng, Changfeng Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms",IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Issue Date: Jan. 1995, Volume: 42 Issue:1, On page(s): 21 – 28

[5] Yu Hen Hu, Palreddy, S., Tompkins, W.J.,"A patient-adaptable ECG beat classifier using a mixture of experts approach",IEEE Transactions on Biomedical Engineering,1997, Volume 44, Issue 9, pp 891 - 900

[6] Daskalov, I. and Christov, I.,"Automatic detection of the electrocardiogram T-wave end", Journal of Medical and Biological Engineering and Computing, Springer Berlin / Heidelberg,1999, volume 37, issue 3, pp 348-353.

[7] Sun, Y., Chan, K.L., Krishnan, S.M., "Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform" (2005) BMC Cardiovascular Disorders, 5, art. no. 28, 10 p.

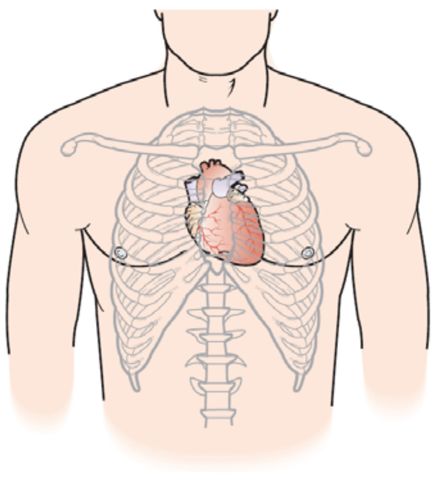
[8] Remi Dubois, Pierre Maison-Blanche, Brigitte Quenet, Gerard Dreyfus, "Automatic ECG wave extraction in long-term recordings using Gaussian mesa function models and nonlinear probability estimators",computer methods and programs in biomedicine 88 (2007),pp 217–233

[9] Jeong, G.-Y., Yoon, M.-J., Yu, K.-H., "Ambulatory ECG monitoring device with ST-segment analysis", (2009) ICCAS-SICE 2009 - ICROS-SICE International Joint Conference 2009, Proceedings, art. no. 5334319, pp. 509-513.

2. Η Λειτουργία της Ανθρώπινης Καρδιάς και το Ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.1 Εισαγωγή

Η ανθρώπινη καρδιά, η οποία βρίσκεται στο μεσοθωράκιο, αποτελεί το κύριο όργανο του καρδιαγγειακού συστήματος. Η θέση αυτή περικλείεται από το στέρνο προσθίως, την σπονδυλική στήλη οπισθίως και τα πλευρά.

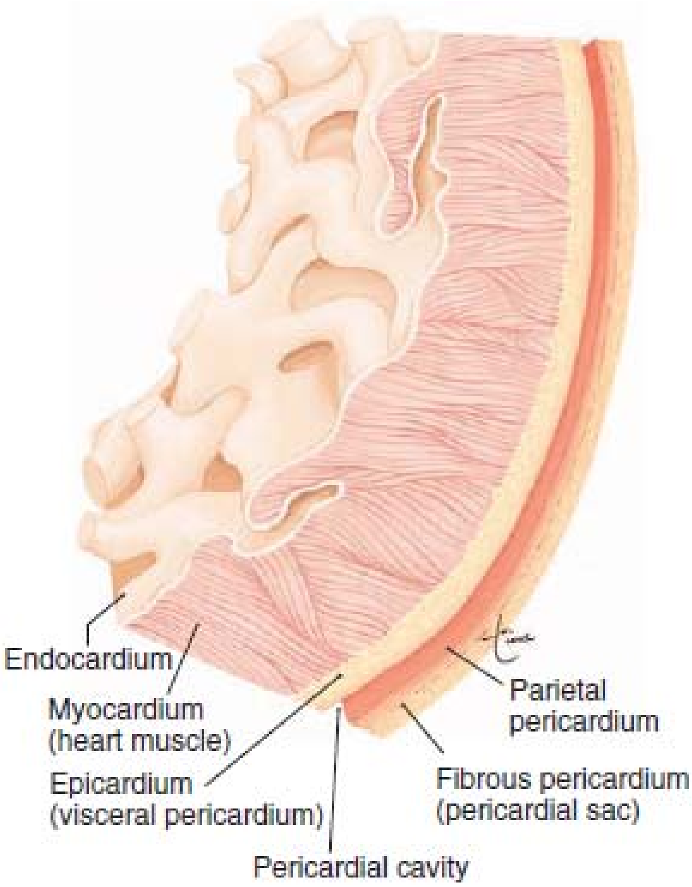


Σχήμα 2-1. Η θέση της καρδιάς στο ανθρώπινο σώμα και τα οστά που την περιβάλλουν.

Το σχήμα της καρδιάς είναι κωνικό. Η κορυφή της καρδιάς βρίσκεται επάνω από το διάφραγμα και αριστερά από το κέντρο του στέρνου. Η θέση αυτή της καρδιάς δίνει την αίσθηση ότι η καρδιά βρίσκεται στο αριστερό τμήμα του στέρνου καθώς από εκεί ακούγεται πιο δυνατά.[1]

Η καρδιά αποτελείται από στρώσεις μυϊκού ιστού. Ξεκινώντας από το εσωτερικό στρώμα της καρδιάς προς το εξωτερικό, απαντώνται οι εξής μυϊκές ομάδες:

- Το ενδοκάρδιο
- Το μυοκάρδιο
- Το επικάρδιο
- Το σπλαγχνικό επικάρδιο
- Το τοιχωματικό επικάρδιο, το οποίο χωρίζεται από το σπλαγχνικό επικάρδιο με μια κοιλότητα που περιέχει ένα λιπαντικό υγρό για να διευκολύνει τις καρδιακές σφίξεις
- Το ινώδες επικάρδιο, το οποίο περικλείει την καρδιά



Σχήμα 2-2. Τα είδη μυών από τα οποία αποτελείται η καρδιά.

Η διάταξη με την οποία συναντώνται οι καρδιακοί μύες, δημιουργεί δυο κοιλίες και δυο κόλπους, σχηματισμοί οι οποίοι βρίσκονται τοποθετημένοι σε ζεύγη, εκατέρωθεν του κάθετου άξονα συμμετρίας της καρδιάς και δεν ενώνονται άμεσα μεταξύ τους. Η ροή του αίματος από και προς την καρδιά ελέγχεται από βαλβίδες, κατάλληλα τοποθετημένες γύρω και μέσα σε αυτήν. Αυτές οι βαλβίδες, καθώς και ο ρόλος τους στον κύκλο μιας καρδιακής σφίξης, είναι οι εξής:

- Η αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα, η οποία είναι μονόδρομη από τον αριστερό κόλπο στην αριστερή κοιλία. Κατά την σύσπαση της αριστερής κοιλίας, η βαλβίδα αυτή κλείνει για να αποφευχθεί η επιστροφή του αίματος στον αριστερό κόλπο.

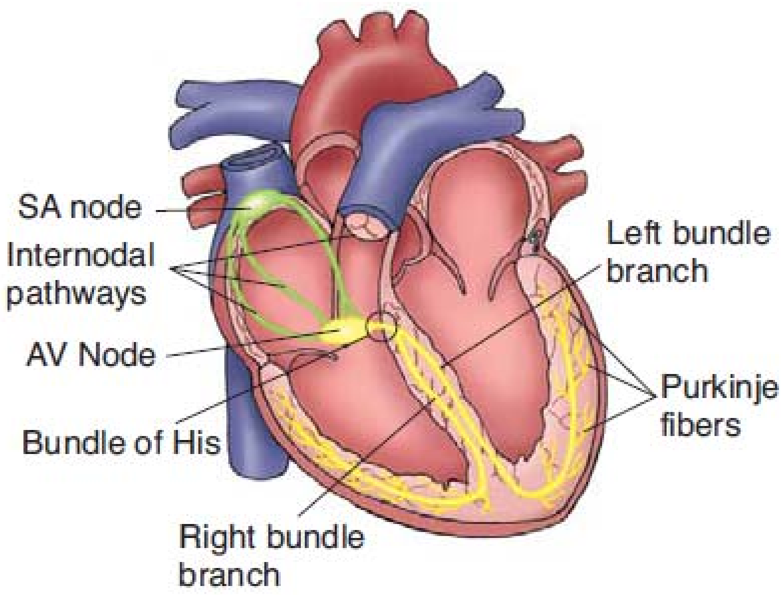
- Η πνευμονική ημισεληνοειδής βαλβίδα, η οποία ελέγχει την έξοδο του οξυγονωμένου αίματος από την αριστερή κοιλία προς την αορτή, και από αυτήν στο υπόλοιπο σώμα.

- Η δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα παραλαμβάνει το μη οξυγονωμένο αίμα από την ανώτερη και την κατώτερη κοίλη φλέβα και το προωθεί στον δεξί κόλπο της καρδιάς.

Ο κύκλος της καρδιακής δραστηριότητας σε μια σφίξη, ολοκληρώνεται όταν το αίμα το αίμα περνάει από τον δεξιό κόλπο στους πνεύμονες μέσω των πνευμονικών φλεβών, οξυγονώνεται και ο κύκλος ξεκινά από την αρχή.

2.2 Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Η ηλεκτρική εκκένωση η οποία εκκινεί τον κύκλο μιας καρδιακής σφίξης, ξεκινάει από μια ειδική περιοχή στον δεξί κόλπο, η οποία ονομάζεται φλεβοκολπικός κόμβος (Sinoatrial node). Κατόπιν, αυτή εξαπλώνεται μέσω των ινών του μυϊκού ιστού που περικλείει τον κόλπο. Λόγω διαφορετικής αγωγιμότητας των μυϊκών ιστών, παρατηρείται μια καθυστέρηση καθώς η ηλεκτρική εκκένωση μεταδίδεται από τον φλεβοκολπικό κόμβο στον κολποκοιλιακό κόμβο (Atrioventricular node). Από εκεί το ηλεκτρικό ρεύμα μεταφέρεται πολύ γρήγορα μέσω ενός ειδικού, εξαιρετικά αγώγιμου μονοπατιού από ιστό που ονομάζεται το δεμάτιο του His (Bundle of His). Από το δεμάτιο του His και φτάνοντας στο διάφραγμα ανάμεσα στις δυο κοιλιές, διακλαδώνεται στο δεξί και το αριστερό σκέλος (left / right bundle branch). Η μετάδοση της εκκένωσης μέσω στον μυϊκό ιστό που περιβάλλει τις κοιλίες γίνεται μέσω ειδικών σχηματισμών ιστού που ονομάζονται «ίνες Purkinje» (Purkinje Fibers). Οι κόλποι συσπώνται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μετά το τέλος του καρδιακού κύκλου. Στο Σχήμα 2-3 σημειώνονται οι θέσεις αυτών των σημείων στην καρδιά. [2]

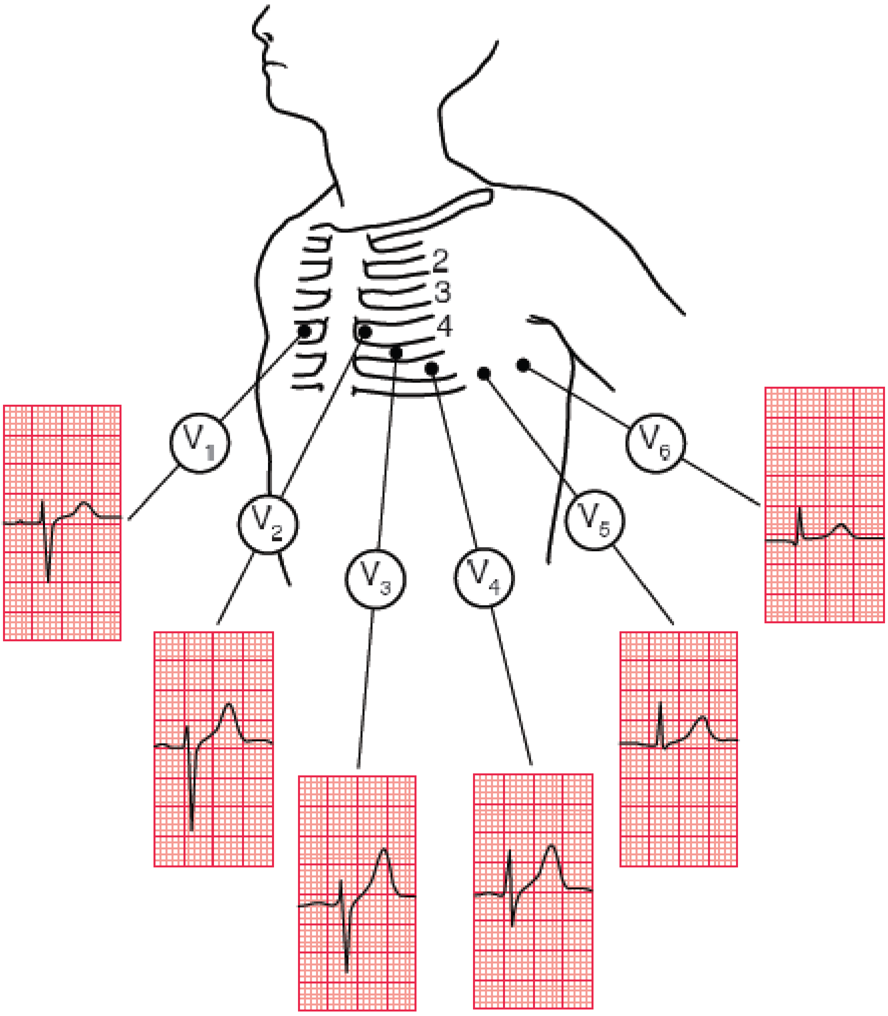


Σχήμα 2-3. Το ηλεκτρικό διάγραμμα της καρδιάς.

Η σύσπαση των καρδιακών μυών συνοδεύεται από αλλαγή του ηλεκτρικού δυναμικού τους. Αυτή η αλλαγή, η οποία ονομάζεται «αποπόλωση», μπορεί να ανιχνευτεί με ηλεκτρόδια κατάλληλα τοποθετημένα πάνω στο σώμα. Καθώς, εκτός από τους καρδιακούς μύες, στο σώμα υπάρχουν και άλλοι μύες, είναι σημαντικό ο ασθενής να μην κινείται και να είναι πλήρως χαλαρωμένος για να ελαχιστοποιηθεί η ύπαρξη «μυϊκού θορύβου» στην καταγραφή της καρδιακής δραστηριότητας. Η σωστή καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας στην καρδιά αποτελεί σημαντικό εφόδιο για την διάγνωση καρδιακών παθήσεων.

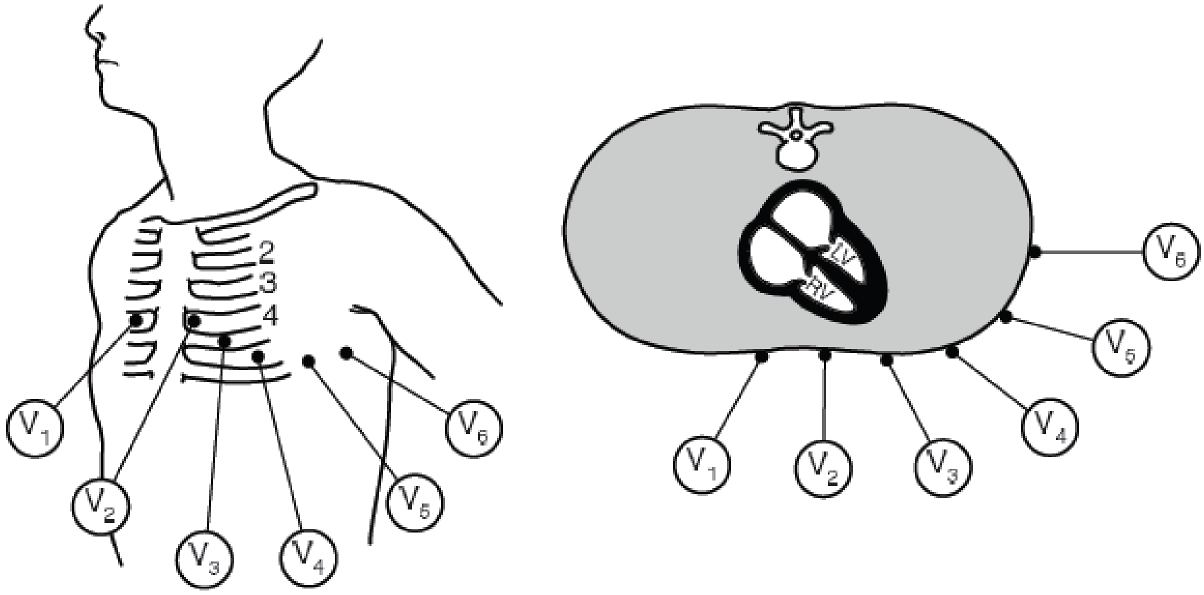
2.3 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Η καταγραφή των μεταβολών του ηλεκτρικού δυναμικού της καρδιάς ονομάζεται Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Η καταγραφή αυτή πραγματοποιείται μέσω ηλεκτροδίων τοποθετημένων πάνω στο ανθρώπινο σώμα. Ανάλογα με το ηλεκτρόδιο το οποίο χρησιμοποιείται, η κυματομορφή που καταγράφεται είναι διαφορετική. Αυτό οφείλεται στο ότι η ηλεκτρική δραστηριότητα παρατηρείται από άλλη «γωνία». Ένα παράδειγμα αυτής της διαφοροποίησης φαίνεται στο Σχήμα 2-4, όπου η ηλεκτρική δραστηριότητα έχει καταγραφεί χρησιμοποιώντας 6 διαφορετικά ηλεκτρόδια. Η σχετική θέση του ηλεκτρικού άξονα της καρδιάς σε σχέση με το κάθε ηλεκτρόδιο αλλάζει.



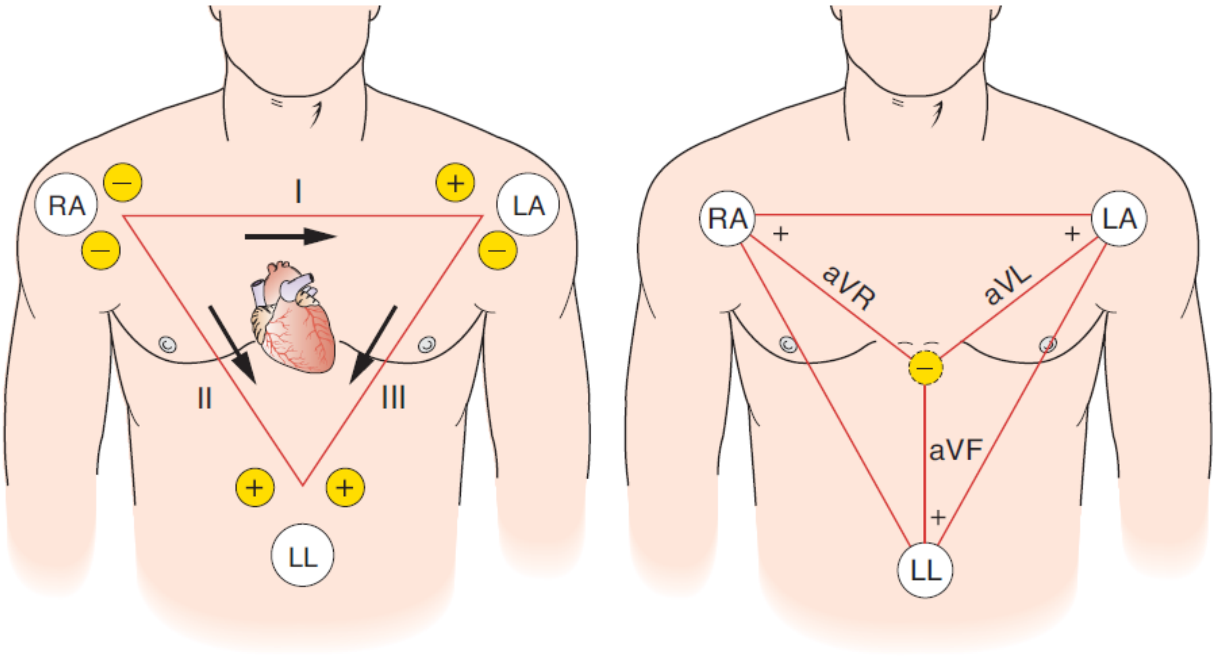
Σχήμα 2-4. Το καρδιογράφημα όπως καταγράφεται από 6 διαφορετικά ηλεκτρόδια.

Σε ένα πλήρες καρδιογράφημα καταγράφονται συνολικά 12 κυματομορφές, με χρήση 10 ηλεκτροδίων. Κάθε κυματομορφή ονομάζεται «απαγωγή». Τα ηλεκτρόδια χωρίζονται σε δυο ομάδες: Τα 6 «προκάρδια» ηλεκτρόδια και τα 4 «ηλεκτρόδια των άκρων». Συγκεκριμένα τα προκάρδια ηλεκτρόδια, τα οποία ονομάζονται V1 έως και V6 τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις του θώρακα γύρω από την καρδιά, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2-5. Στην αριστερή εικόνα φαίνονται οι θέσεις γύρω από τα πλευρά που πρέπει να μπουν τα ηλεκτρόδια ενώ στην δεξιά εικόνα φαίνεται η κάτοψη του σώματος. Κάθε απαγωγή που προκύπτει από αυτά έχει ταυτόσημο όνομα με το προκάρδιο ηλεκτρόδιο από το οποίο καταγράφεται.



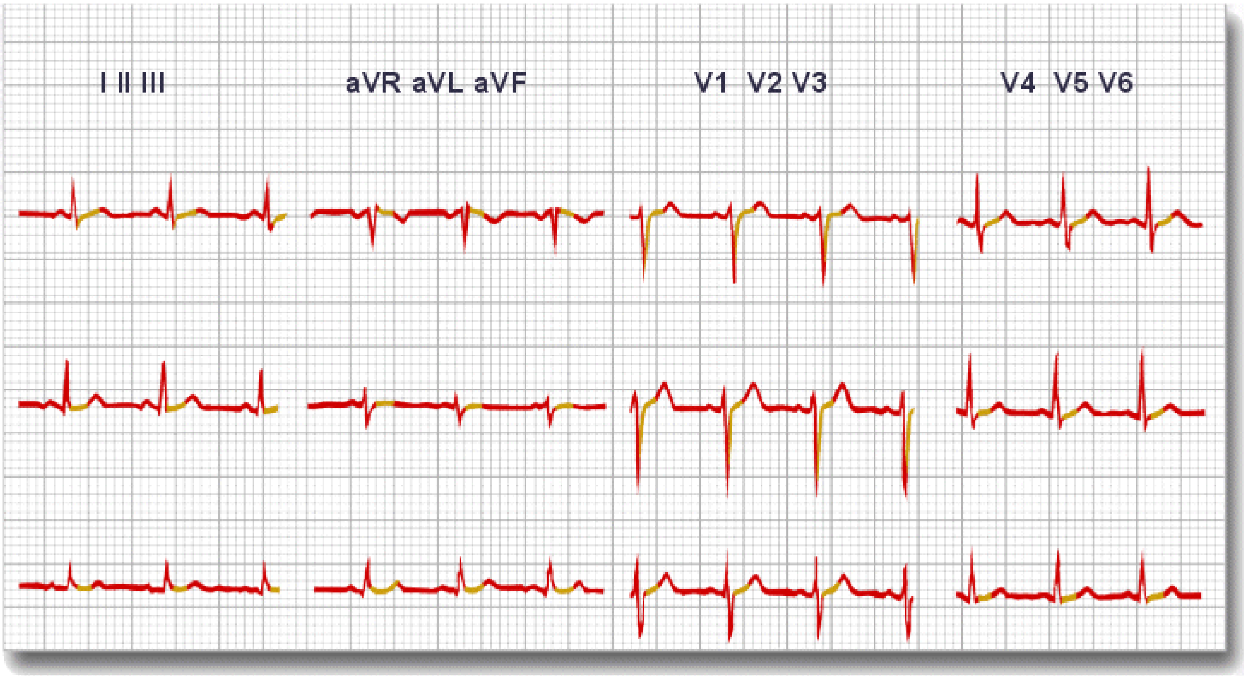
Σχήμα 2-5. Τα σημεία τοποθέτησης των προκάρδιων ηλεκτροδίων [3] .

Τα 4 ηλεκτρόδια των άκρων τοποθετούνται στα χέρια και τα πόδια του ασθενή. Αν τα ηλεκτρόδια του δεξιού χεριού (RA) και του αριστερού ποδιού (LL) και χεριού (LA) ληφθούν ανά ζεύγη, δημιουργούνται οι απαγωγές I, II και III. Χρησιμοποιώντας το ηλεκτρόδιο του δεξιού ποδιού (RL) ως ηλεκτρόδιο αναφοράς, δημιουργούνται οι επαυξημένες απαγωγές aVR, aVL και aVF. Τα ζεύγη που δημιουργούν την κάθε απαγωγή φαίνονται στο Σχήμα 2-6.



Σχήμα 2-6. Οι απαγωγές I,II,III,aVR,aVL και aVF.

Η απαγωγή II λέγεται και απαγωγή παρακολούθησης καθώς παρέχει πληροφορίες για τον καρδιακό ρυθμό, το αν αυτός είναι κανονικός, το χρόνο αγωγής του ηλεκτρικού ρεύματος στην καρδιά και τις έκτακτες σφίξεις που ενδέχεται να υπάρχουν. Ωστόσο, για να γίνει μια πλήρη διάγνωση, όπως π.χ. στην περίπτωση ασθενή με οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, απαιτούνται και οι 12 απαγωγές.



Σχήμα 2-7. Ένα πλήρες καρδιογράφημα 12 απαγωγών.

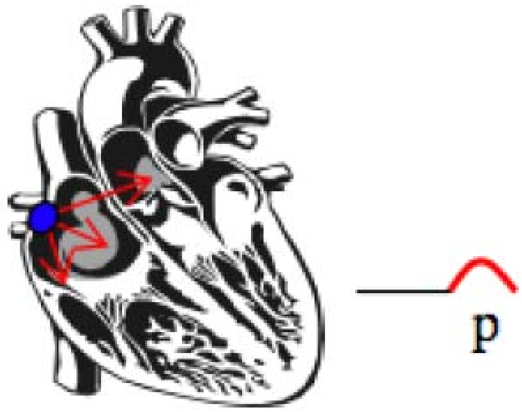
Όλες οι αποκλίσεις πάνω σε ένα καρδιογράφημα ονομάζονται «**κύματα**». Η γνώση της διάρκειας και του πλάτους των κυμάτων και των διαστημάτων είναι πολύ σημαντική για την σωστή διάγνωση μιας πάθησης.

2.3.1 Μορφολογία του ΗΚΓ

Ένα ΗΚΓ αποτελείται από ένα σύνολο κυμάτων και συμπλεγμάτων. Αυτά είναι, με την σειρά με την οποία εμφανίζονται σε ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα:

Το κύμα P:

Το κύμα P είναι το πρώτο κύμα που απαντάται σε ένα καρδιακό κύκλο. Είναι κοίλο προς τα επάνω (θετικό) και εμφανίζεται κατά την αποπόλωση και την σύσπαση των κόλπων. Η διάρκεια του κύματος P έχει τυπική τιμή 0.12 sec [4]. Η παρουσία του κύματος P στο καρδιογράφημα υποδεικνύει ότι ο αρχικός ερεθισμός προέρχεται από τον φλεβοκολπικό κόμβο. Η απουσία του ή η παρουσία του αλλά ανεστραμμένο υποδεικνύει ότι ο καρδιακός ρυθμός δίνεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο. Ο κολποκοιλιακός κόμβος μπορεί να υποκαταστήσει τον φλεβοκολπικό κόμβο, σε περίπτωση που αυτός δεν μπορεί να αποπολώσει την αριστερή κοιλιά [5].

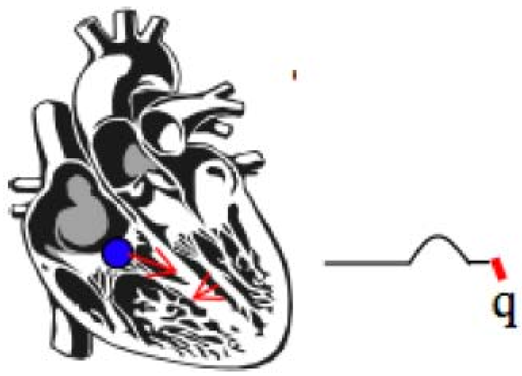


Σχήμα 2-8. Το κύμα P.

Η απουσία ή αναστροφή του κύματος P ενδέχεται να υποδεικνύει δυσλειτουργία του φλεβοκολπικού κόμβου, η οποία είναι εμφανής από μια σταδιακή επιβράδυνση του καρδιακού ρυθμού. Σε νεαρούς ανθρώπους, παρατηρούνται περίοδοι κατά τις οποίες απουσιάζει ο φλεβοκολπικός ρυθμός, χωρίς ωστόσο να απαιτείται κάποια θεραπεία.

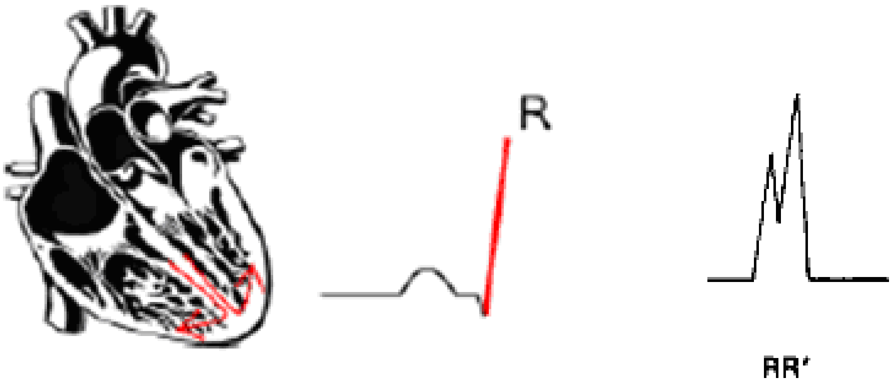
Το σύμπλεγμα QRS:

Μετά από το κύμα P, στο καρδιογράφημα εμφανίζονται 3 κύματα: το κύμα Q, το κύμα R και το κύμα S. Το κύμα Q, εμφανίζεται σε κάποιες από τις απαγωγές σαν το πρώτο αρνητικό έπαρμα μετά το κύμα P ενώ στις υπόλοιπες σαν το πρώτο θετικό έπαρμα, όπου δεν ονομάζεται «Q» αλλά «r». Ενδέχεται να μην καταγραφεί κύμα Q στο καρδιογράφημα. Το κύμα Q αντιστοιχεί στην αποπόλωση του διαφράγματος ανάμεσα στους δυο κόλπους.



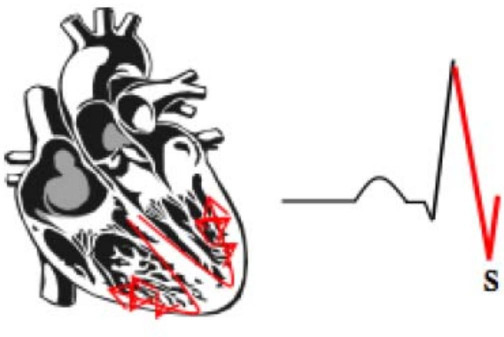
Σχήμα 2-9. Το κύμα Q.

Μετά το κύμα Q, ακολουθεί μια έντονη θετική μεταβολή. Αυτή αντιστοιχεί στο κύμα R. Το κύμα R αντιστοιχεί στην πρώτη φάση αποπόλωσης των μυϊκών ιστών στις κοιλίες. Το κύμα R βρίσκεται πάντα στο σημείο όπου παρουσιάζεται το πρώτο θετικό έπαρμα μετά το κύμα P. Κατά την λήψη του καρδιογραφήματος ενδέχεται να εμφανιστεί και ένα δεύτερο κύμα R. Αυτό σημειώνεται ως R' και είναι αυτό το οποίο θα χρησιμοποιηθεί στην ανίχνευση των διαστημάτων RR. Το κύμα R' αναφέρεται ως πρωτεύον κύμα R [6]. Ένα παράδειγμα συμπλέγματος QRS που συμπεριλαμβάνει κύμα R’ φαίνεται στο Σχήμα 2-10.



Σχήμα 2-10. Το κύμα R (RR’).

Τελευταίο κύμα στο σύμπλεγμα είναι το κύμα S. Το κύμα S αντιστοιχεί στο πρώτο θετικό έπαρμα μετά το κύμα R., ακολουθεί μια έντονη θετική μεταβολή. Αυτή αντιστοιχεί στο κύμα S. Το κύμα R αντιστοιχεί στην τελική φάση αποπόλωσης των μυϊκών ιστών στις κοιλίες. Στο σύμπλεγμα QRS ενδέχεται να απουσιάζει κάποιο κύμα. Κατά σύμβαση όμως όλα τα συμπλέγματα ονομάζονται QRS. Το τέλος του κύματος S βρίσκεται στο σημείο όπου η καρδιά επανέρχεται σε ηλεκτρική ισορροπία, λίγο πριν το κύμα T. Αυτό το σημείο λέγεται σημείο J. [7]



Σχήμα 2-11. Το κύμα S.

Το κύμα T:

Το κύμα T είναι το τελευταίο κύμα που δημιουργείται σε ένα καρδιακό κύκλο. Είναι κοίλο προς τα επάνω (θετικό) και εμφανίζεται κατά την επαναπόλωση των κοιλιών και των κόλπων, μέχρι την στιγμή που η καρδιά έρθει σε κατάσταση ηλεκτρικής ισορροπίας. Ενδέχεται να παρατηρηθεί και αρνητικό T, ειδικά στην απαγωγή aVR. Η παρουσία ανεστραμμένων κυμάτων T σε πλήθος απαγωγών είναι μια ασθενής ένδειξη για αστάθεια ηλεκτρολυτών στην καρδιά, ισχαιμία ή χρήση φαρμακευτικής αγωγής. Η ένδειξη αυτή πρέπει να αξιολογείται σε συνδυασμό με άλλα ευρήματα [7].

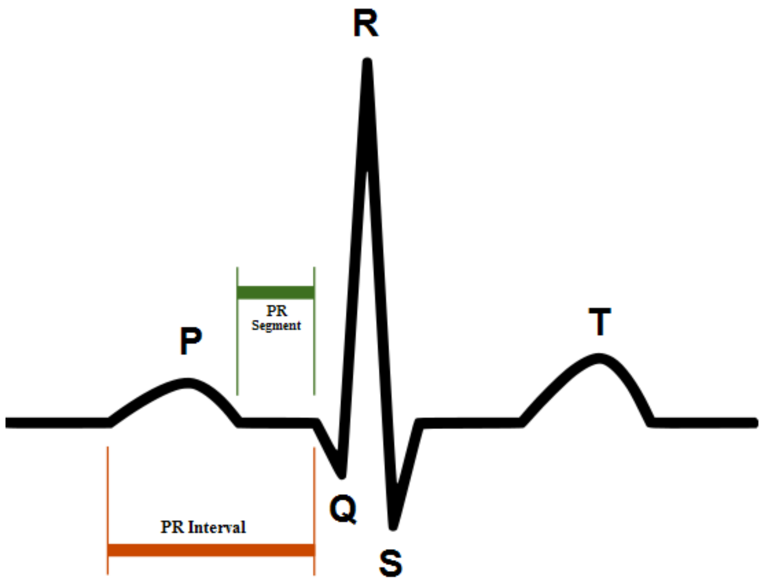
Το κύμα U:

Το κύμα U εμφανίζεται μετά το κύμα T, αν και η απουσία του θεωρείται φυσιολογική. Αντιστοιχεί στην επαναφορά σε ηλεκτρική ισορροπία των ινών Purkinje και είναι πιο εμφανές σε ασθενείς με βραδυκαρδία. Η έντονη παρουσία του κύματος U σε ένα ΗΚΓ οφείλεται συνήθως σε υποκαλιαιμία, φαρμακευτική αγωγή και μυοκαρδιακή ισχαιμία [8].

Εκτός των κυμάτων, σε ένα καρδιογράφημα ορίζονται και κάποια συγκεκριμένα διαστήματα και τμήματα, τα οποία παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την κατάσταση της καρδιάς του ασθενή. Συγκεκριμένα αυτά είναι [8]:

Το διάστημα PR:

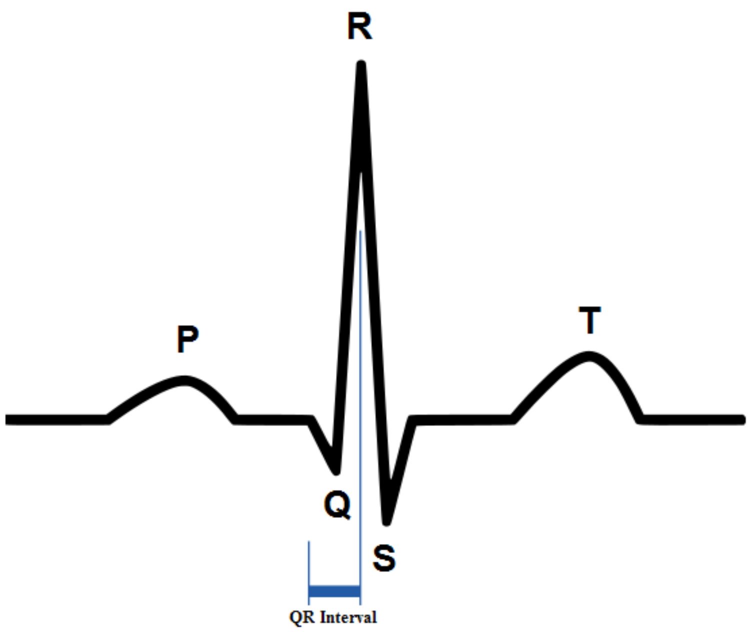
Το διάστημα PR ξεκινάει από την αρχή του κύματος P και ολοκληρώνεται πριν το σύμπλεγμα QRS. Αποτελείται από το κύμα P και το τμήμα PR. Διαρκεί από 120 έως 200 msec στους ενήλικες. Αν το διάστημα PR είναι μεγαλύτερο από 180 msec σε ένα παιδί ή μεγαλύτερο από 200 msec σε έναν ενήλικα τότε υπάρχει ισχυρή ένδειξη για κολποκοιλιακό έμφραγμα 1^{ου} βαθμού.



Σχήμα 2-12. Το διάστημα PR σε ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα.

Το διάστημα QR:

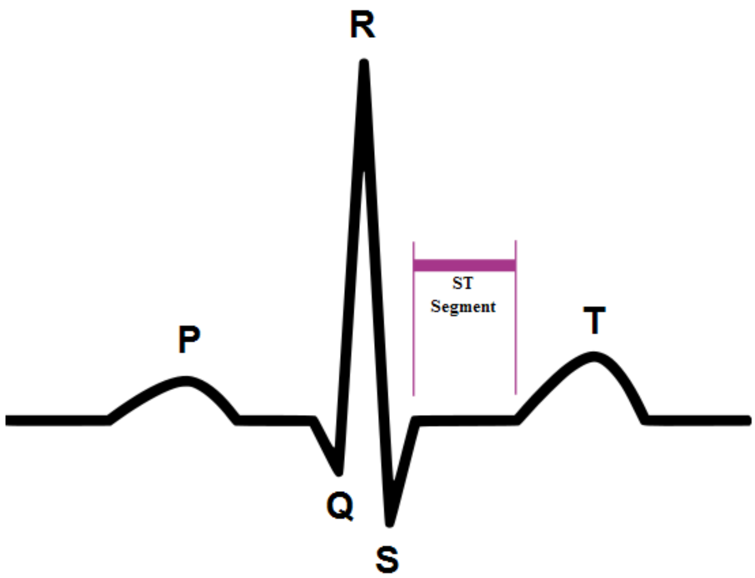
Το διάστημα QR ξεκινάει από την αρχή του συμπλέγματος QRS και ολοκληρώνεται στο υψηλότερο σημείο του κύματος R ή S, ανάλογα με την απαγωγή από την οποία λαμβάνεται το καρδιογράφημα. Αποτελεί ένα μέτρο του χρόνου ενεργοποίησης της δεξιάς κοιλίας. Αν παρατηρείται διάστημα QR μεγαλύτερο από 45 msec, αυτό οφείλεται σε καθυστερημένη ή μη λειτουργία του αριστερού κλάδου του δεματίου του HIS.



Σχήμα 2-13. Το διάστημα QR σε ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα.

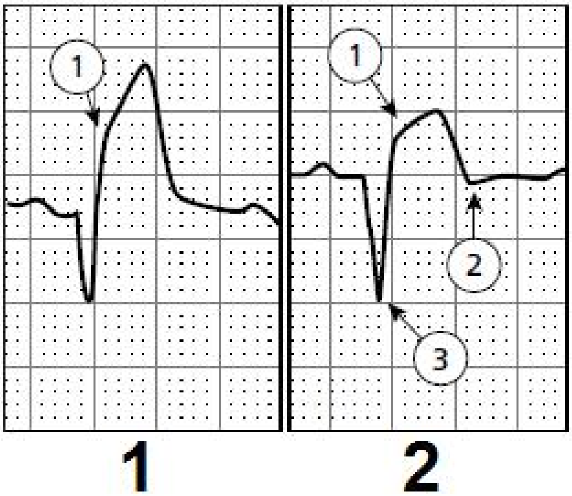
Το τμήμα ST:

Το τμήμα ST ξεκινάει από το τέλος του συμπλέγματος QRS και ολοκληρώνεται πριν το κύμα T. Το διάστημα ST σε φυσιολογικά καρδιογραφήματα αντιστοιχεί σε κατάσταση ηλεκτρικής ηρεμίας στην καρδιά αλλά μπορεί να είναι ελαφρώς ανυψωμένο έως 0.1 mV στις προκάρδιες απαγωγές και έως 0.2 mV στις απαγωγές των άκρων.



Σχήμα 2-14. Το τμήμα ST σε ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα.

Οποιαδήποτε παραμόρφωση του τμήματος ST πρέπει να θεωρείται μη φυσιολογική και μπορεί να οφείλεται σε ισχαιμία ή σε οξύ κάταγμα του μυοκαρδίου, χωρίς να αποκλείονται άλλες παθολογικές αιτίες. Στο Σχήμα 2-15 φαίνεται η μεταβολή στο τμήμα ST σε ασθενή με οξύ κάταγμα του μυοκαρδίου [9]. Στο Σχήμα 2-15 (1) φαίνεται η ανύψωση του τμήματος ST ενώ στο 2-15 (2) σημειώνονται με αριθμούς διαδοχικά η αλλοίωση του κύματος ST, η αναστροφή του κύματος T και η ύπαρξη κύματος Q.



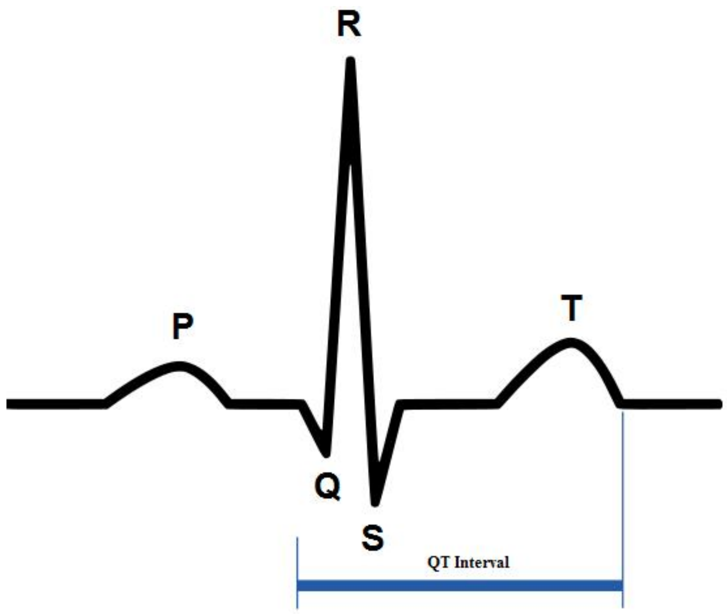
Σχήμα 2-15. Το τμήμα ST σε ασθενείς με οξύ κάταγμα του μυοκαρδίου.

Το διάστημα QT:

Το διάστημα QT ξεκινάει από την αρχή του συμπλέγματος QRS και ολοκληρώνεται στο τέλος του κύματος T. Το διάστημα QT διορθώνεται με βάση τον καρδιακό ρυθμό και ονομάζεται διάστημα QTc. Οι φυσιολογικές τιμές για το διάστημα QTc φαίνονται στον Πίνακα 2-1.

Πίνακας 2-1. Φυσιολογικές Τιμές του διαστήματος QTc	
Καρδιακός ρυθμός (BPM)	Διάρκεια QTc (msec)
40	490-500
50	450-460
60	420-430
70	390-400
80	370-380
90	350-360
100	330-340
110	320-330
120	310-320

Η επιμήκυνση του διαστήματος QT παρατηρείται σε συγγενή σύνδρομα παρατεταμένου QT (Romano–Ward, Jervell και Lange–Nielson), μυοκαρδίτιδα, μυοκαρδιακή ισχαιμία, ηλεκτρολυτική ανισορροπία και σε ασθενείς που λαμβάνουν συγκεκριμένη φαρμακευτική περίθαλψη. Οι γυναίκες έχουν, υπό φυσιολογικές συνθήκες, πιο παρατεταμένα διαστήματα QT από τους άντρες.



Σχήμα 2-16. Το διάστημα QT σε ένα φυσιολογικό καρδιογράφημα.

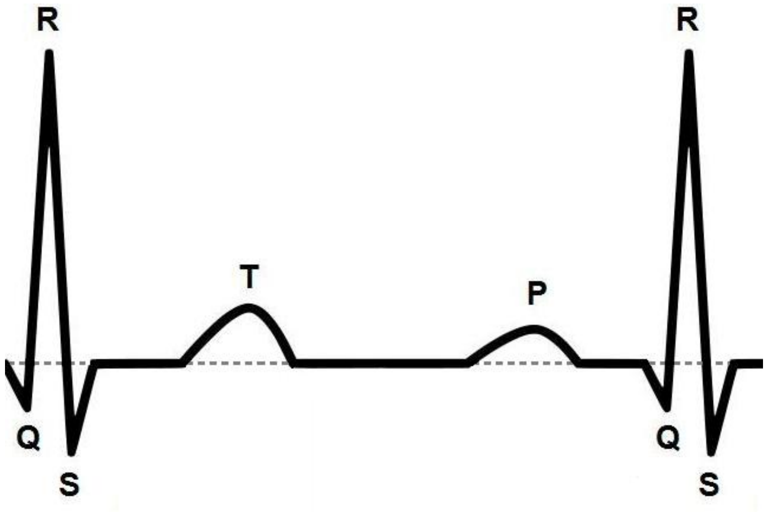
Το διάστήμα PP:

Το διάστημα PP αντιστοιχεί στον χρόνο που μεσολαβεί από το κύμα P ενός παλμού μέχρι το κύμα P του επόμενου παλμού και χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του κολπικού ρυθμού και της κανονικότητας του. Αντίστοιχα, το διάστημα RR αντιστοιχεί στον χρόνο που μεσολαβεί ανάμεσα σε 2 διαδοχικά συμπλέγματα QRS και χρησιμοποιείται για την εύρεση του κοιλιακού ρυθμού και της κανονικότητας του.

Ένα σημαντικό στοιχείο του καρδιογραφήματος είναι η ισοηλεκτρική γραμμή. Η ισοηλεκτρική γραμμή είναι η νοητή γραμμή που ξεκινάει από το τέλος του κύματος T ενός παλμού και ενώνεται με την αρχή του κύματος P του επόμενου παλμού. Αντιστοιχεί στα χρονικά διαστήματα του καρδιακού ρυθμού στα οποία δεν υπάρχει ηλεκτρική δραστηριότητα στην καρδιά.

Η ισοηλεκτρική γραμμή μεταβάλλεται είτε λόγω προβλημάτων στον εξοπλισμό (κακή αγωγιμότητα στα ηλεκτρόδια, λάθος τοποθετημένα ηλεκτρόδια, προβληματική καλωδίωση προς τον καρδιογράφο) είτε εξαιτίας μετακίνησης του ασθενή (κίνηση λόγω αναπνοής, μετακίνηση των άκρων του ασθενή). Ειδικά για την περίπτωση της αναπνοής του ασθενή, παρατηρείται μετατόπιση ολόκληρου του καρδιογραφήματος, η οποία ακολουθεί τον ρυθμό αναπνοής του ασθενή [10].

Στο Σχήμα 2-17, η γκρι διακεκομμένη γραμμή αντιστοιχεί στην ισοηλεκτρική γραμμή.



Σχήμα 2-17. Η ισοηλεκτρική γραμμή του καρδιογραφήματος.

Πρέπει να τονιστεί ότι το καρδιογράφημα είναι ένα εργαλείο μελέτης της ηλεκτρικής δραστηριότητας στην καρδιά. Δεν φανερώνει μηχανικές βλάβες ούτε μπορεί να υποδείξει την συνολική κλινική κατάσταση της καρδιάς.

2.3.2 Το ΗΚΓ με αριθμούς

Ο χρόνος που διαρκεί κάθε κύμα, τμήμα και διάστημα του καρδιογραφήματος, καθώς και τα πλάτη αυτών όπου υπάρχουν τυπικές τιμές, σημειώνονται συνοπτικά στον παρακάτω πίνακα. Η στήλη «Κατεύθυνση» αφορά στον προσανατολισμό του κύματος. Αν αυτός είναι ανοδικός, σημειώνεται «+», καθοδικός σημειώνεται «-» ενώ αν το κύμα είναι διφασικό σημειώνεται «±». Το σύμπλεγμα QRS ενδέχεται να παρουσιάσει και τους τρεις προσανατολισμούς, ανάλογα με την απαγωγή η οποία καταγράφεται.

Πίνακας 2-2. Τυπικές Τιμές των Μερών του ΗΚΓ

Κύματα	Διάρκεια (sec)	Κατεύθυνση	Πλάτος(mV)
P	< 0.11	+	
Q	< 0.04	+,-	< 25% του κύματος R
QRS	< 0.11	+,-,±	> 1
T	0.10 ως 0.25	+	< 5
U		+	< 2

Διαστήματα/Τμήματα	Διάρκεια (sec)
PR	0.12 ως 0.20
QT	< 50% του διαστήματος RR
QR	< 0.035
ST	Αντιστρόφως ανάλογη του καρδιακού ρυθμού

Βιβλιογραφία 2ου Κεφαλαίου

[1] Shirley A. Jones, «ECG Notes - Interpretation & Management Guide», F. A. Davis Company, 2005, σελ.7

[2] John R. Hampton, «EGC Made Easy», 6th edition, Churchill Livingston Publications, σελ. 2

[3] John R. Hampton, «EGC Made Easy», 6th edition, Churchill Livingston Publications, σελ. 11

[4] Παπαζάχος Γεώργιος, Επίκ. Καθηγητής Καρδιολογίας, «Το ηλεκτροκαρδιογράφημα στην κλινική πράξη» ,5η έκδοση, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα, 2006, σελ. 44

[5] Shirley A. Jones, «ECG Success- Exercises in ECG Interpretation», F. A. Davis Company, 2008, σελ. 47

[6] Johnson, Richard, «A Simplified Approach to ElectroCardioGraphy», W.B. Saunders Company, 1986, σελ. 21

[7] Nursecom Educational Technologies, «Six Second ECG Guidebook», 2003

[8] Abedin Zainul, Conner Robert, «ECG Interpretation - The Self-Assessment Approach», Blackwell Futura, 2008, Chapter 1

[9] Abedin Zainul, Conner Robert, «ECG Interpretation - The Self-Assessment Approach», Blackwell Futura, 2008, Chapter 5

[10] Shirley A. Jones, «ECG Success- Exercises in ECG Interpretation», F. A. Davis Company, 2008, σελ. 40

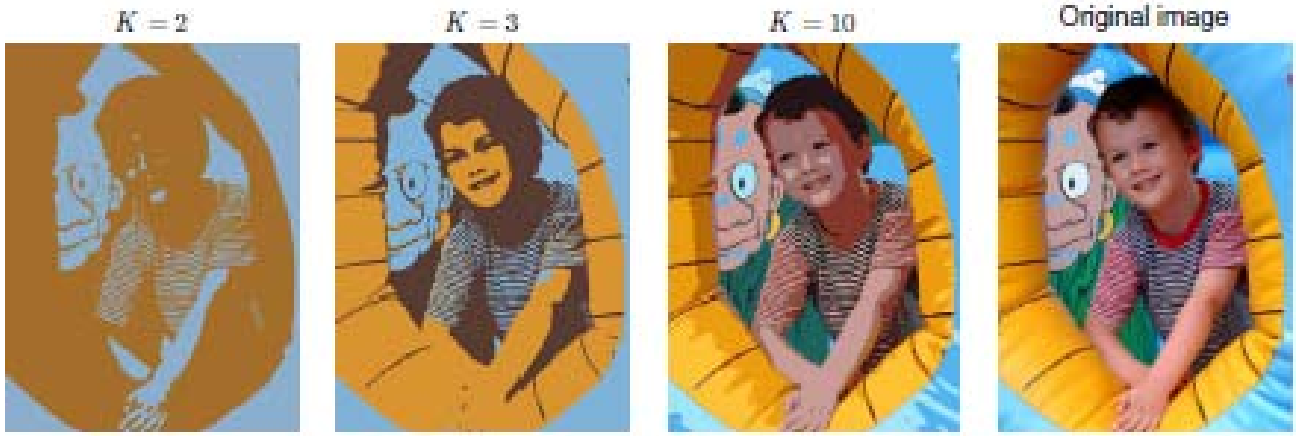
3.
Μέθοδοι Ταξινόμησης Δεδομένων

3.1 Εισαγωγή

Η διαδικασία της ταξινόμησης ενός πληθυσμού δεδομένων αποσκοπεί στην οργάνωση τους με τέτοιο τρόπο ώστε τα μέλη των ομάδων που σχηματίστηκαν να έχουν όσο ποιο όμοια χαρακτηριστικά γίνεται. Οι αλγόριθμοι ταξινόμησης ανήκουν στην κατηγορία των μοντέλων τα οποία μαθαίνουν *χωρίς επίβλεψη (unsupervised models)*, καθώς τα δεδομένα δεν αποτελούνται από ζευγάρια εισόδων και εξόδων. Οι αλγόριθμοι ταξινόμησης έχουν χρησιμοποιηθεί σε ένα πολύ μεγάλο εύρος επιστημονικών πεδίων, όπως στην αναγνώριση προτύπων και στην ανάλυση εικόνας. Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας μελετήθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν τρείς αλγόριθμοι ταξινόμησης δεδομένων: ο K-Means, ο Ant Colony Optimization Clustering (ACOC) και η ταξινόμηση με χρήση μείγματος κανονικών κατανομών (Gaussian Mixture Model, GMM).

3.2 K-Means

Ο αλγόριθμος K-means είναι ένας δημοφιλής αλγόριθμος κατηγοριοποίησης που έχει πολλές εφαρμογές σε διάφορα επιστημονικά πεδία όπως την συμπίεση και την κατάτμηση εικόνων [1], την ανάλυση δεδομένων γονιδίων [2] και τα συστήματα υποστήριξης αποφάσεων [3].



Σχήμα 3-1. Η εφαρμογή του K-Means σε κατάτμηση εικόνας.

Στο Σχήμα 3-1 φαίνεται το αποτέλεσμα της κατάτμησης μιας εικόνας με χρήση του K-Means. Οι 3 πρώτες εικόνες είναι το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου για 2,3 και 10 ομάδες αντίστοιχα. Στην πρώτη εικόνα η εικόνα χωρίζεται σε 2 ομάδες, οι οποίες αναπαρίστανται με 2 χρώματα αντίστοιχα. Το ίδιο συμβαίνει για την 2^{η} και την 3^{η} εικόνα όπου οι ομάδες είναι 3 και 10 αντίστοιχα. Η 4^{η} εικόνα είναι η αρχική εικόνα.

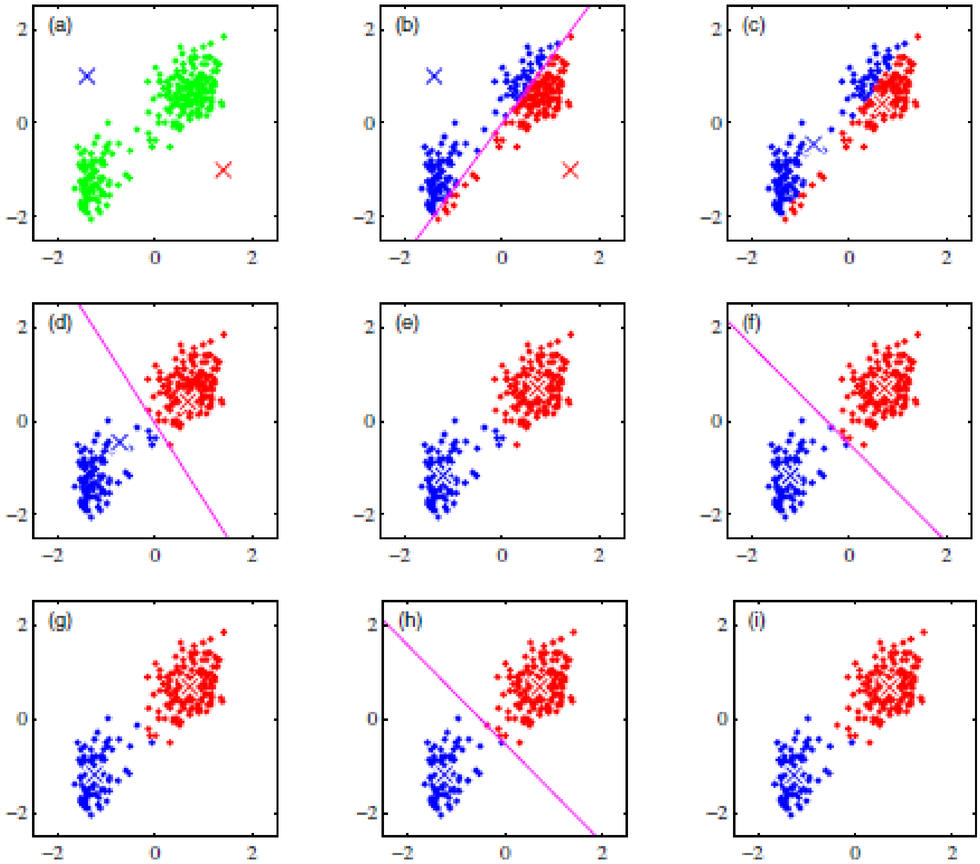
Ο K-Means είναι αλγόριθμος μερικά επιβλεπόμενος (semi-supervised) με την έννοια ότι ο αριθμός **K** των κατηγοριών στις οποίες ανήκουν τα N δεδομένα πρέπει να δοθεί από τον χρήστη. Κάθε ομάδα δεδομένων που θα δημιουργηθεί έχει ένα κεντροειδές το οποίο είναι η μέση τιμή των σημείων που ανήκουν σε αυτήν την ομάδα. Ο K-Means εκτελείται σύμφωνα με τα παρακάτω βήματα [4]:

1. Τα **K** αρχικά κέντρα των **K** κατηγοριών επιλέγονται τυχαία από τα **N** σημεία προς ταξινόμηση.

2. Τα σημεία υπόλοιπα **N-K** σημεία αντιστοιχίζονται σε κάποιο από τα **K** κέντρα. Αυτή η αντιστοίχιση γίνεται βρίσκοντας την απόσταση των σημείων από κάθε κέντρο και επιλέγοντας αυτό με τη μικρότερη. Η συνάρτηση απόστασης μπορεί να είναι οποιαδήποτε, ανάλογα με τη φύση των δεδομένων.

3. Τα καινούργια κέντρα των κατηγοριών υπολογίζονται ως ο μέσος όρος όλων των σημείων που ανήκουν σε κάθε κατηγορία.

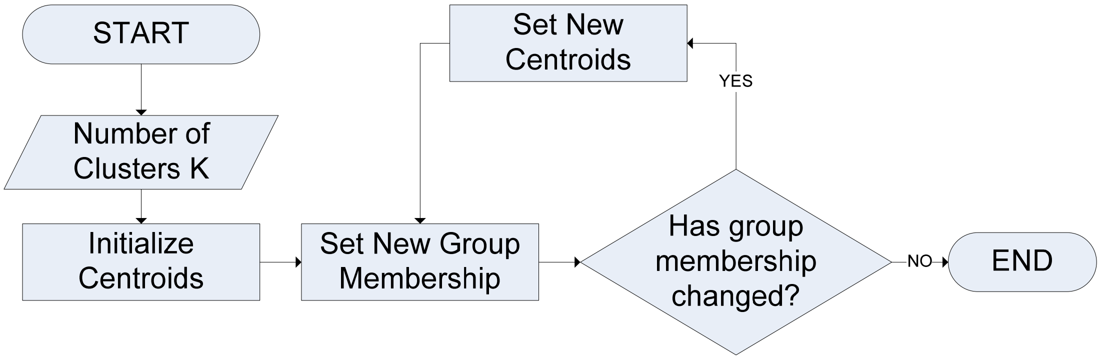
4. Αν κατά την τελευταία επανάληψη του αλγορίθμου δεν παρατηρηθεί κάποια αλλαγή στα μέλη οποιασδήποτε ομάδας, ο αλγόριθμος θεωρείται ότι έχει συγκλίνει και διακόπτεται η εκτέλεσή του. Σε αντίθετη περίπτωση, επαναλαμβάνεται το βήμα 2.



Σχήμα 3-2. Τα βήματα εκτέλεσης του αλγορίθμου K-Means. Σε κάθε επανάληψη τα κέντρα σημειώνονται με «Χ». Η ροζ γραμμή είναι η κάθετη στην ευθεία που ενώνει τα δυο κέντρα.

Ο αλγόριθμος K-Means επηρεάζεται πάρα πολύ από την επιλογή των αρχικών κεντροειδών σημείων [5]. Ανάλογα με την επιλογή των αρχικών κεντροειδών ενδέχεται να παγιδευτεί σε ένα τοπικό ελάχιστο. Αυτή η αδυναμία επιλύεται εκτελώντας πολλές φορές τον αλγόριθμο χρησιμοποιώντας διαφορετικά αρχικά κεντροειδή κάθε φορά. Η τελική επιλογή είναι αυτή η οποία έχει το ελάχιστο άθροισμα αποστάσεων από τα κέντρα κάθε κλάσης σημείων προς τα σημεία που ανήκουν σε αυτές. Ωστόσο, αυτή η λύση απαιτεί αυξημένο χρόνο εκτέλεσης, ανάλογο του αριθμού εκτελέσεων του αλγορίθμου.

Στην βιβλιογραφία αναφέρονται πολλές παραλλαγές του αλγόριθμου K-Means. Μερικές από αυτές είναι ο αλγόριθμος fuzzy c-means [6] σύμφωνα με τον οποίο θεωρείται ότι τα σημεία προς ταξινόμηση έχουν έναν βαθμό συμμετοχής ως προς κάθε κατηγορία δεδομένων, ο αλγόριθμος filtering [7] ο οποίος χρησιμοποιεί kd-trees για να βρίσκει με πιο γρήγορο τρόπο τα καινούργια κέντρα ανάμεσα σε δυο επαναλήψεις του K-Means, και μια διαφορετική υλοποίηση [8] κατά την οποία διάφορα σημεία ανατίθενται σε διαφορετικό κέντρο από το πλησιέστερο τους ώστε να μην παγιδεύεται ο αλγόριθμος σε τοπικό ελάχιστο. Αυτές οι παραλλαγές, ενώ προσφέρουν σημαντικά πλεονεκτήματα σε θέματα χρόνου εκτέλεσης, πάσχουν από τις αδυναμίες του βασικού αλγορίθμου. Η εγκυρότητα της ταξινόμησης εξαρτάται σε πολύ σημαντικό βαθμό από την επιλογή των αρχικών κέντρων, και παραμένει αναγκαία η γνώση του ακριβούς αριθμού κατηγοριών (**K**) στα δεδομένα.

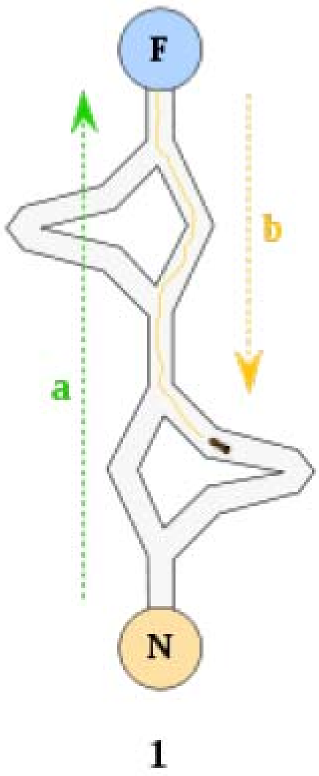


Σχήμα 3-3. Διάγραμμα ροής του αλγορίθμου K-Means.

3.3 Ant Colony Optimization Clustering (ACOC)

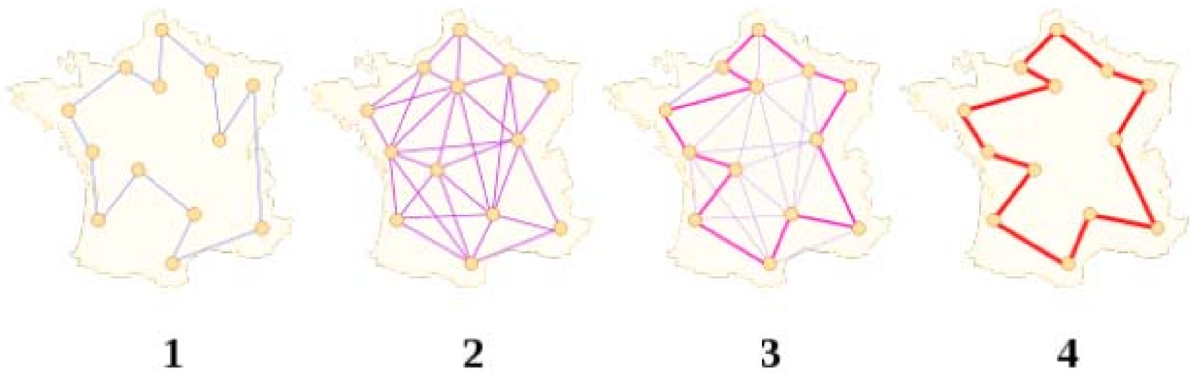
Ο αλγόριθμος Ant Colony Optimization (ACO) [9] βασίζεται στην κοινωνική συμπεριφορά αποικιών μυρμηγκιών κατά την αναζήτηση τροφής. Κατά την αναζήτηση αυτή, τα μυρμήγκια εναποθέτουν μια χημική ουσία, την φερομόνη, στο μονοπάτι που διασχίζουν. Αυτή η ουσία ελκύει και άλλα μυρμήγκια. Όταν ένα μυρμήγκι ανακαλύψει τροφή, επιστρέφει γρήγορα στην αποικία, ενισχύοντας τα επίπεδα φερομόνης στο βέλτιστο μονοπάτι. Σταδιακά, τα υπόλοιπα μυρμήγκια ακολουθούν αυτό το μονοπάτι, ενισχύοντας τα επίπεδα της φερομόνης που έχει εναποτεθεί σε αυτό. Ταυτόχρονα, η φερομόνη η οποία βρίσκεται σε ένα μη βέλτιστο μονοπάτι «εξατμίζεται». Στο τέλος της διαδικασίας αυτής, το βέλτιστο μονοπάτι είναι το μόνο μονοπάτι το οποίο διατηρεί υψηλά επίπεδα φερομόνης.

Το επίπεδο φερομόνης σε ένα μονοπάτι είναι χαρακτηριστικό της «ποιότητας» του μονοπατιού και επηρεάζει άμεσα την πιθανότητα επιλογής του από ένα μυρμήγκι καθώς αυτό αναζητά τροφή.



Σχήμα 3-4. Παράδειγμα αναζήτησης τροφής από μια αποικία μυρμηγκιών. Στο 1ο βήμα, τα μονοπάτια έχουν όλα ίδια πιθανότητα επιλογής, και σταδιακά μόνο το βέλτιστο μονοπάτι από την τροφή (F) στην φωλιά (N) διατηρεί υψηλά επίπεδα φερομόνης.

Ο αλγόριθμος ACO έχει χρησιμοποιηθεί για επίλυση διαφόρων προβλημάτων βελτιστοποίησης. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η επίλυση του Travelling Salesman Problem.

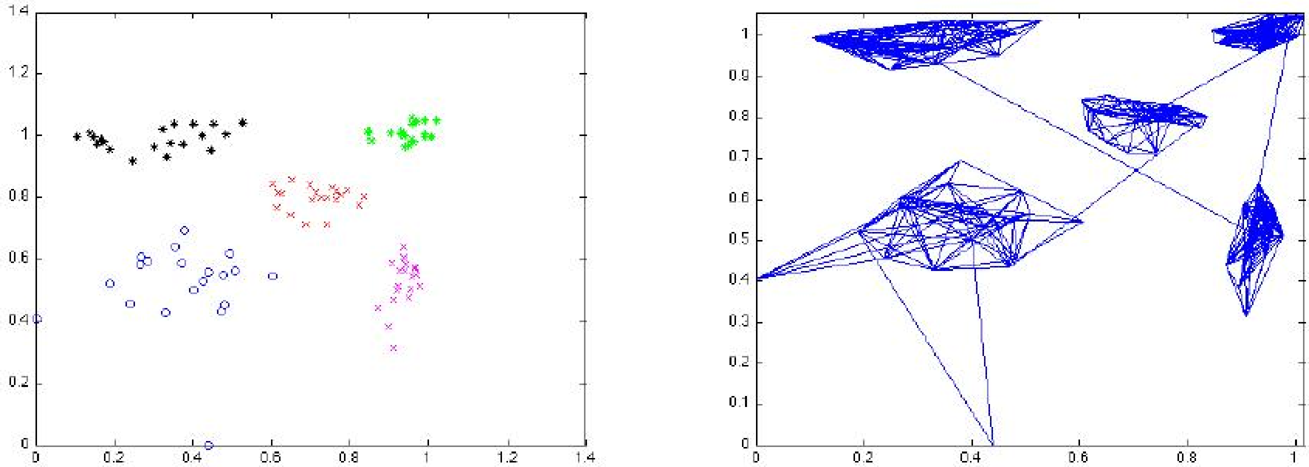


Σχήμα 3-5. Χρήση του ACO στην επίλυση του TSP

Ο αλγόριθμος ACO μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ταξινόμηση του συνόλου τιμών ενός συνόλου δεδομένων σε κατηγορίες [10]. Αυτό μπορεί να γίνει με την χρήση ενός μη κατευθυνόμενου γράφου, ο οποίος ενώνει όλα τα σημεία του συνόλου δεδομένων μεταξύ τους, είτε έμμεσα είτε άμεσα. Οι διαδρομές που σχηματίζονται αντιστοιχούν στις ακμές του γράφου, ενώ τα δεδομένα είναι οι κόμβοι του γράφου. Η διάσταση των κόμβων του γράφου είναι ίδια με την διάσταση των δεδομένων.

Οι πράκτορες (τα μυρμήγκια) τοποθετούνται τυχαία επάνω στο γράφο. Η κίνησή τους δημιουργεί μονοπάτια φερομόνης ανάμεσα στους κόμβους του γράφου. Όταν ένας πράκτορας βρίσκεται σε ένα μέλος μιας συγκεκριμένης κατηγορίας δεδομένων, ο επόμενος κόμβος στον οποίο θα βρεθεί επιλέγεται ως συνάρτηση του επιπέδου της φερομόνης στο υποψήφιο μονοπάτι και μιας συνάρτησης «ομοιότητας» ανάμεσα στον τρέχοντα κόμβο και τους πιθανούς επόμενους κόμβους. Έτσι, δυο σημεία τα οποία έχουν μεγάλη τιμή στη συνάρτηση ομοιότητας, θα είναι συχνά επισκέψιμοι κόμβοι από τα μυρμήγκια. Τα επίπεδα φερομόνης θα ενισχύονται συνεχώς σε αυτή την ακμή, ενώ σε ακμές με μικρή ομοιότητα ανάμεσα στους κόμβους που ενώνουν, τα επίπεδα φερομόνης θα μειώνονται, και η πιθανότητα να τις διασχίσει κάποιο μυρμήγκι θα μειώνεται ανάλογα.

Όταν το επίπεδο φερομόνης σε μια ακμή πέσει κάτω από ένα κατώφλι, τότε η ακμή αυτή αφαιρείται από το γράφο. Καθώς επαναλαμβάνεται ο αλγόριθμος, τα όμοια σημεία τα οποία ανήκουν στην ίδια κατηγορία, θα παραμείνουν ενωμένα με ακμές του γράφου, ενώ τα σημεία που ανήκουν σε διαφορετικές ομάδες δεν θα ενώνονται. Ένα παράδειγμα φαίνεται στην παρακάτω εικόνα, όπου το σύνολο δεδομένων ανήκει στο χώρο $\Re^2$ και τα σημεία που ανήκουν σε αυτό έχουν τιμές σύμφωνα με διάφορες κανονικές κατανομές.



Σχήμα 3-6. Εφαρμογή του Αλγόριθμου ACOC σε δεδομένα από κανονικές κατανομές στο διάστημα $(0,1)$

Έστω ότι τα n δεδομένα προς ταξινόμηση ανήκουν στο χώρο $\Re^r, r \in \aleph, r \geq 1$. Ως $\alpha_{ik}, k \in (1,2,\ldots,r), i \in (1,2,\ldots,n)$ ορίζεται η τιμή της r διάστασης του i-οστού στοιχείου. Η «ανομοιότητα» ή «διαφορά» ανάμεσα σε 2 στοιχεία i, j στην πρωτότυπη εργασία ορίζεται σύμφωνα με την σχέση:

$$diff\,(i,j) = \sum_{k=1}^{r} \left| a_{ik} - a_{jk} \right|, i,j = 1,2,\ldots n \qquad (3.1)$$

Αυτή η προσέγγιση είναι προβληματική σε περιπτώσεις με διαφορετικό scaling ανάμεσα στις διαστάσεις των δεδομένων, καθώς μια μεγάλη μεταβολή σε μια διάσταση θα καταστήσει αμελητέα μια μικρή διαφορά. Για αυτό τον λόγο, τα δεδομένα μετατοπίζονται στο διάστημα $[0,1]$ με χρήση λογαριθμικού μετασχηματισμού [Παράρτημα Α]. Επίσης αντί για την απόλυτη διαφορά, της σχέσης (3.1) χρησιμοποιείται η Ευκλείδεια απόσταση και η σχέση αυτή γίνεται:

$$diff(i,j) = \sqrt{\sum_{k=1}^{r} \left(a_{ik} - a_{jk}\right)^2}, i, j = 1,2,\ldots n \qquad (3.2)$$

Στην πρωτότυπη εργασία των Chen και Tu, η συνάρτηση διαφοράς υπολογίζεται μια φορά στο αρχικό στάδιο εκτέλεσης του αλγορίθμου. Αυτή η προσέγγιση δεν λαμβάνει υπόψη την κατάσταση του γράφου κατά την διάρκεια της εκτέλεσης του αλγορίθμου. Έτσι καθώς αφαιρούνται ακμές από το γράφο, η διαφορά 2 στοιχείων που ανήκουν σε διαφορετικές κατηγορίες παραμένει σταθερή. Αν όμως η διαφορά αυτή επαναϋπολογίζεται σε κάθε επανάληψη του αλγορίθμου, βάση της καινούργιας κατάστασης του γράφου, έτσι ώστε να συμπεριλαμβάνει μόνο τις ακμές οι οποίες έχουν απομείνει, τα όμοια σημεία θα γίνονται «πιο όμοια» και τα σημεία που ανήκουν σε άλλες κατηγορίες θα έχουν όλο και μεγαλύτερη τιμή στην συνάρτηση διαφοράς. Αν θεωρήσουμε ότι $allowed(i,t), i = 1,2,\ldots n$ είναι το σύνολο των ακμών που ενώνουν τον κόμβο i με το γράφο τη χρονική στιγμή t, τότε η σχέση (3.2) κανονικοποιείται στο διάστημα $[0,1]$ ως εξής:

$$diff(i,j,t) = \frac{\sqrt{\sum_{k=1}^{r} \left(a_{ik} - a_{jk}\right)^2}}{\max\left(diff\left(i, allowed(i,t)\right)\right)} \; j \in allowed(i,t) \qquad (3.3)$$

Η συνάρτηση αυτή έχει τιμές στο $[0,1]$. Σαν συνάρτηση «ομοιότητας» ανάμεσα σε δυο σημεία i, j την χρονική στιγμή t ορίζεται η

$$sim(i,j,t) = 1 - diff(i,j,t) \qquad (3.4)$$

Η μέση τιμή της συνάρτησης ομοιότητας για ένα σημείο i με όλα τα υπόλοιπα σημεία του γράφου την χρονικής στιγμή t_0 ορίζεται σαν

$$avesim(i,t_0) = \frac{1}{n} * \sum_{j=1}^{n} sim(i,j,t_0) \qquad (3.5)$$

Η μέγιστη τιμή της συνάρτησης ομοιότητας για ένα σημείο i την χρονική στιγμή t_0 ορίζεται ως

$$\max sim(i,t_0) = \max(sim(i,j,t)), j = 1,2,\ldots n \qquad (3.6)$$

Σαν «**βαθμός αποδοχής**» ανάμεσα σε δυο σημεία i, j του γράφου την χρονική στιγμή t_0 ορίζεται η εξής ποσότητα:

$$accept(i,j,t_0) = sim(i,j,t_0) - \frac{1}{2}\left[avesim(i,t_0) + \max sim(i,t_0)\right] \qquad (3.7)$$

Ο βαθμός αποδοχής αποτελεί και την αρχική τιμή φερομόνης στο μονοπάτι ανάμεσα στην ακμή ανάμεσα στα σημεία i και j, είναι ανάλογος της ομοιότητας τους. Στον πρωτότυπο αλγόριθμο ACO [9], η αρχική τιμή φερομόνης στις ακμές του γράφου είναι μηδενική.

Όταν ένα μυρμήγκι βρίσκεται σε ένα κόμβο i και έχει να διαλέξει ένα από δυο ή περισσότερα μονοπάτια, επιλέγει τον επόμενο κόμβο j σύμφωνα με την ακόλουθη σχέση:

$$j = \begin{cases} \arg\max\limits_{u}\left(\tau(i,u,t)^{\alpha} * sim(i,u,t)^{b}\right), u \in allowed(i,t),\ q \le q_0 \\ p_{ir}(t) = \arg\max\limits_{u}\left(\dfrac{\tau(i,u,t)^{\alpha} * sim(i,u,t)^{b}}{\sum\limits_{r \in allowed(i,t)} \tau(i,r,t)^{\alpha} * sim(i,r,t)^{b}}\right), q > q_0 \end{cases} \tag{3.8}$$

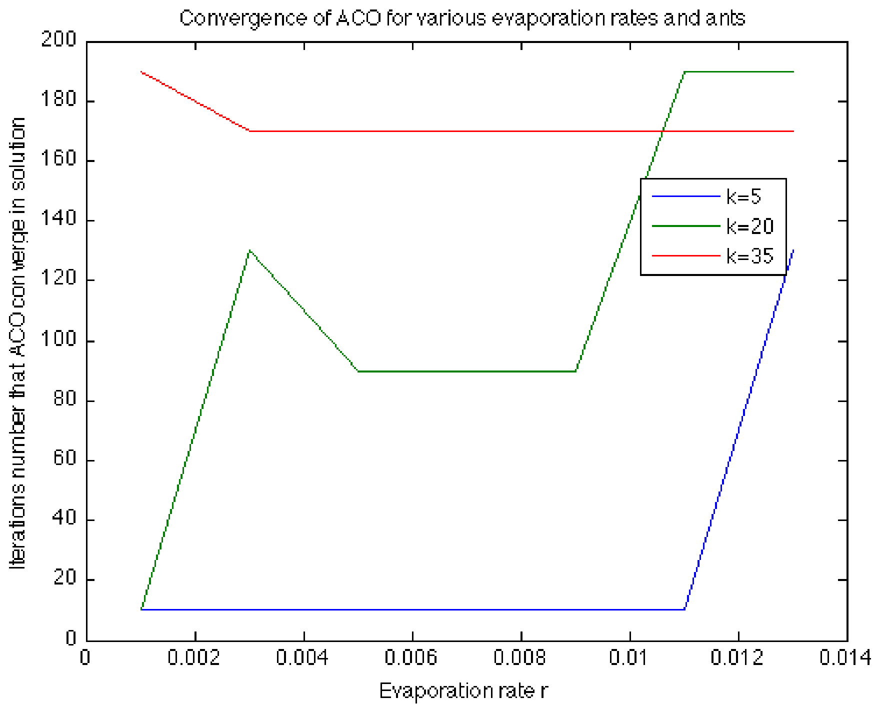
Η ποσότητα $\tau(i,u,t)$ αντιστοιχεί στην φερομόνη που βρίσκεται στην ακμή που ενώνει τους κόμβους i και j την χρονική στιγμή t. Εφόσον μια ακμή έχει μεγάλη ποσότητα φερομόνης και οι κόμβοι που ενώνει έχουν μεγάλη τιμή ομοιότητας, πλεονεκτεί κατά την επιλογή της επόμενης κατεύθυνσης του μυρμηγκιού. Ο αριθμός q επιλέγεται από μια ομοιόμορφη κατανομή στο διάστημα $[0,1]$. Το κατώφλι q_0 είναι μια σταθερά η οποία καθορίζει κατά πόσο θα επιλέγεται τυχαία ο επόμενος προορισμός του μυρμηγκιού. Όσο μεγαλύτερη το q_0 τόσο μικρότερη η πιθανότητα να ακολουθηθεί μονοπάτι σύμφωνα με το πρώτο σκέλος της σχέσης (3.8). Θέτοντας $q_0 = 0.5$ ο τρόπος επιλογής του μονοπατιού επιλέγεται με ίση πιθανότητα ανάμεσα στα σκέλη της σχέσης (3.8). Οι παράμετροι a και b καθορίζουν το ποσοστό επιρροής της ποσότητας φερομόνης και της ομοιότητας δυο κόμβων για την επιλογή ενός μονοπατιού., αντίστοιχα.

Αν η τιμή q είναι μικρότερη από το κατώφλι q_0, τότε ο επόμενος κόμβος επιλέγεται βάση του 2^{ου} σκέλους της σχέσης (3.8). Η συνάρτηση $p_{ir}(t)$ είναι η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας των κόμβων που συνδέονται με τον τρέχοντα κόμβο i.

Μετά την επιλογή του επόμενου κόμβου που θα επισκεφτεί το κάθε μυρμήγκι, ανανεώνεται η ποσότητα φερομόνης που αντιστοιχεί στην ακμή που ενώνει τους δυο κόμβους i και j. Η καινούργια τιμή υπολογίζεται σύμφωνα με την σχέση:

$$\tau(i,j,t+1) = (1-\rho) * \tau(i,j,t) + \sum_{k=1}^{m} \Delta\tau(i,j,k) \tag{3.9}$$

Η σταθερά ρ είναι μια σταθερά παίρνει τιμές στο διάστημα $(0,1)$ και καθορίζει το ποσοστό με το οποίο μειώνεται το επίπεδο φερομόνης στις ακμές του γράφου. Αν η τιμή αυτής της παραμέτρου είναι πολύ μικρή, η φερομόνη «εξατμίζεται» με αργούς ρυθμούς και έτσι ο αλγόριθμος θέλει περισσότερες επαναλήψεις για να πετύχει την καλύτερη δυνατή ταξινόμηση των δεδομένων. Αντίθετα, μια πολύ μεγάλη τιμή επιταχύνει πολύ την εξάτμιση της φερομόνης από τις ακμές του γράφου, κάτι το οποίο μπορεί να απομονώσει από πολύ νωρίς κάποια κομμάτια του γράφου, δημιουργώντας προβλήματα στην ταξινόμηση των δεδομένων.



Σχήμα 3-7. Ο αριθμός των επαναλήψεων στις οποίες ο αλγόριθμος ACOC βρίσκει την βέλτιστη ταξινόμηση σε ένα dataset. Κάθε γραμμή αντιστοιχεί σε διαφορετικό αριθμό μυρμηγκιών.

Όπως φαίνεται στο διάγραμμα, για 5 μυρμήγκια (μπλέ γραμμή), πρέπει να χρησιμοποιηθεί μικρός ρυθμός εξάτμισης για να βρεθεί η καλύτερη πιθανή λύση σε όσο το δυνατόν λιγότερες επαναλήψεις. Μόλις αυτός υπερβεί μια τιμή (στην συγκεκριμένη περίπτωση **0.011**) ο αριθμός των επαναλήψεων που απαιτούνται αυξάνεται. Αυτό οφείλεται στο ότι τα μυρμήγκια είναι πολύ λίγα για να καλύψουν όλη τον χώρο των πιθανών λύσεων που αντιπροσωπεύει ο γράφος και πολλές ακμές χάνονται. Η σταθερή τιμή των επαναλήψεων μέχρι την τιμή 0.011 δείχνει ότι πολλές ακμές χάνονται νωρίς από τον γράφο, γεγονός το οποίο οδηγεί τον αλγόριθμο σε κάποιο τοπικό και όχι ολικό ελάχιστο. Για 20 μυρμήγκια (πράσινη γραμμή) παρατηρείται το ίδιο φαινόμενο για μικρότερη τιμή του ρυθμού εξάτμισης (**0.001**). Ενδιαφέρον παρουσιάζει η 3^{η} γραμμή (κόκκινη) η οποία δείχνει ότι ο αριθμός των επαναλήψεων που απαιτείται για να βρεθεί η καλύτερη δυνατή λύση μειώνεται με την αύξηση του ρυθμού εξάτμισης. Αυτό οφείλεται στον πολύ μεγάλο αριθμό μυρμηγκιών, ο οποίος αντιστοιχεί στην επιλογή κάθε ακμής του γράφου από περισσότερα μυρμήγκια σε κάθε επανάληψη. Αυτή η συμπεριφορά διατηρεί τα επίπεδα φερομόνης στις ακμές του γράφου σε υψηλά επίπεδα. Με την αύξηση του ρυθμού εξάτμισης, η φερομόνη μειώνεται με μεγαλύτερο ρυθμό και έτσι ακμές του γράφου που δεν χρειάζονται αφαιρούνται από τον γράφο.

Η ποσότητα $\Delta\tau(i,j,k)$ είναι η μεταβολή που προκάλεσε το k-οστό μυρμήγκι από τα συνολικά m που πέρασαν από την συγκεκριμένη ακμή του γράφου κατά το χρονικό διάστημα $[t,t+1]$ και υπολογίζεται σύμφωνα με την σχέση:

$$\Delta\tau(i,j,t+1) = Q * sim(i,j,t) \tag{3.10}$$

Η παράμετρος Q είναι μια σταθερά που επιλέγεται από τον χρήστη. Όταν ένα μυρμήγκι διασχίζει μια ακμή, της οποίας οι κόμβοι είναι πολύ «όμοιοι» μεταξύ τους, η μεταβολή στην φερομόνη που προκαλείται είναι πιο μεγάλη από μια ακμή με όχι τόσο όμοιους κόμβους.

Αφού πραγματοποιηθούν οι μετακινήσεις των μυρμηγκιών και υπολογιστούν τα νέα επίπεδα φερομόνης στον γράφο, διαγράφονται οι ακμές των οποίων το επίπεδο φερομόνης έχει μειωθεί κάτω από ένα ελάχιστο κατώφλι. Κατόπιν υπολογίζονται εκ νέου οι παράμετροι a και b της σχέσης (3.8) καθώς η κατάσταση του γράφου έχει αλλάξει. Η τυπική απόκλιση των τιμών της φερομόνης στις ακμές του γράφου από τον μέσο όρο τους υπολογίζεται σύμφωνα με τον τύπο:

$$\sigma = \frac{\sqrt{\sum_{i,j \in \mathrm{E}} \left(\tau_{mean} - \tau(i,j,t)\right)^2}}{|E|} \tag{3.11}$$

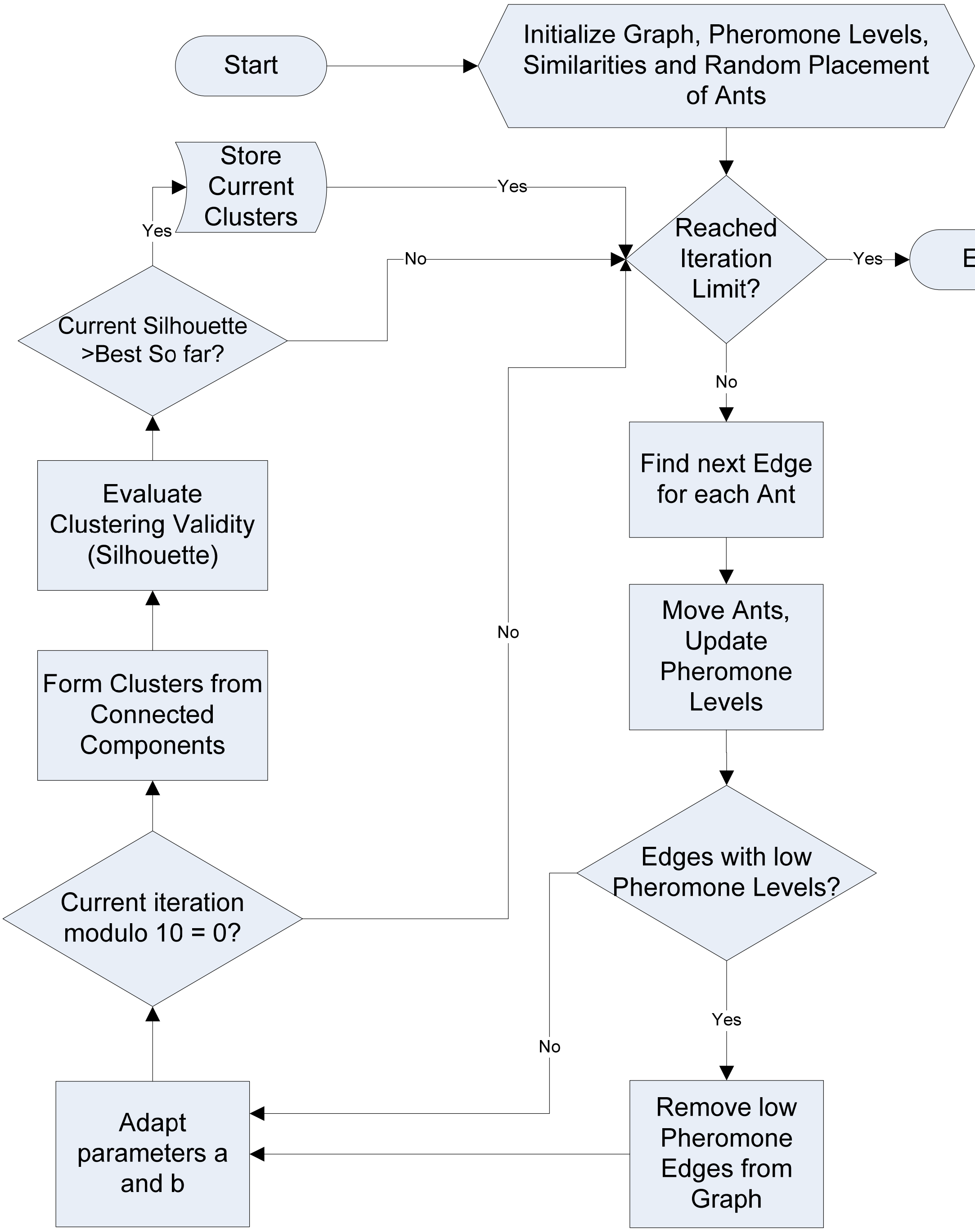
όπου με E σημειώνονται οι ακμές του γράφου οι οποίες δεν έχουν απορριφθεί την χρονική στιγμή t και $|E|$ είναι ο αριθμός των ακμών αυτών. Οι καινούργιες τιμές των a και b υπολογίζονται ως εξής:

$$a = e^{-\sigma} \tag{3.12}$$

$$b = \frac{1}{a} \tag{3.13}$$

Όσο αυξάνεται η παράμετρος σ, δηλαδή υπάρχουν μεγάλες διακυμάνσεις στο ποσό φερομόνης στις διάφορες ακμές του γράφου, η τιμή του a μειώνεται, άρα και η συνεισφορά του όρου $\tau(i,j,t)^{\alpha}$ στην σχέση (3.8). Έτσι τα μυρμήγκια βασίζονται λιγότερο στο επίπεδο φερομόνης γύρω τους, καθώς δεν είναι τόσο αξιόπιστο κριτήριο για την επιλογή του επόμενου κόμβου όσο η συνάρτηση ομοιότητας. Αντίστοιχα, όσο αυξάνεται η τιμή του σ, η τιμή του b μεγαλώνει, δηλαδή αυξάνεται η συνεισφορά του όρου $sim(i,j,t)^{b}$. Τα μυρμήγκια επιλέγουν βασιζόμενα περισσότερο στο πόσο όμοια είναι δυο σημεία για να επιλέξουν τον επόμενο κόμβο, «αγνοώντας» περισσότερο το ποσό φερομόνης στις ακμές του γράφου.

Συνολικά το block διάγραμμα του αλγορίθμου φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα.



Σχήμα 3-8. Το block διάγραμμα του ACO Clustering

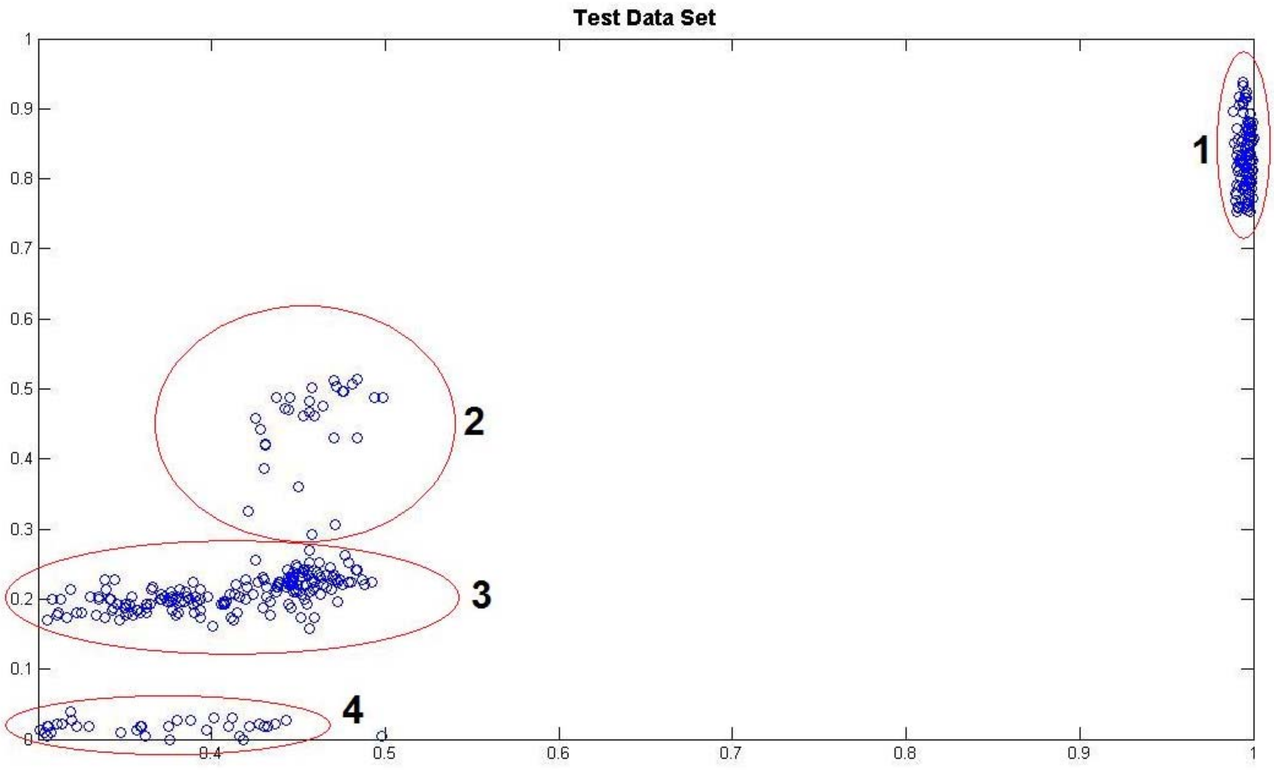
Κατά την εκκίνηση του αλγορίθμου δημιουργείται ο γράφος από τα σημεία του σετ δεδομένων ,υπολογίζεται η αρχική ποσότητα φερομόνης σε κάθε ακμή και τοποθετούνται τυχαία τα μυρμήγκια. Κατόπιν, σε κάθε επανάληψη επιλέγεται ο επόμενος κόμβος στον οποίο θα κατευθυνθεί το κάθε μυρμήγκι. Μετά την μετακίνηση των μυρμηγκιών, υπολογίζονται τα νέα επίπεδα φερομόνης στις ακμές του γράφου. Αν σε αυτό το βήμα του αλγορίθμου βρεθούν ακμές με χαμηλότερο επίπεδο φερομόνης από το κατώτερο καθορισμένο όριο, αυτές αφαιρούνται από τον γράφο. Καθώς αφαιρούνται ακμές από τον γράφο, αυτός μετατρέπεται από πλήρως συνδεδεμένος σε μη συνδεδεμένο. Συνδεδεμένος είναι ένας γράφος στον οποίο υπάρχει πάντα μια διαδρομή που ενώνει δυο κόμβους του. Για να σχηματιστούν οι ομάδες των δεδομένων βάσει του γράφου, υπολογίζονται οι μέγιστοι συνδεδεμένοι υπογράφοι του συνολικού γράφου. Κατόπιν υπολογίζονται οι νέες τιμές των παραμέτρων a και b.

Ο αλγόριθμος αυτός έχει δυο πολύ σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τον K-Means:

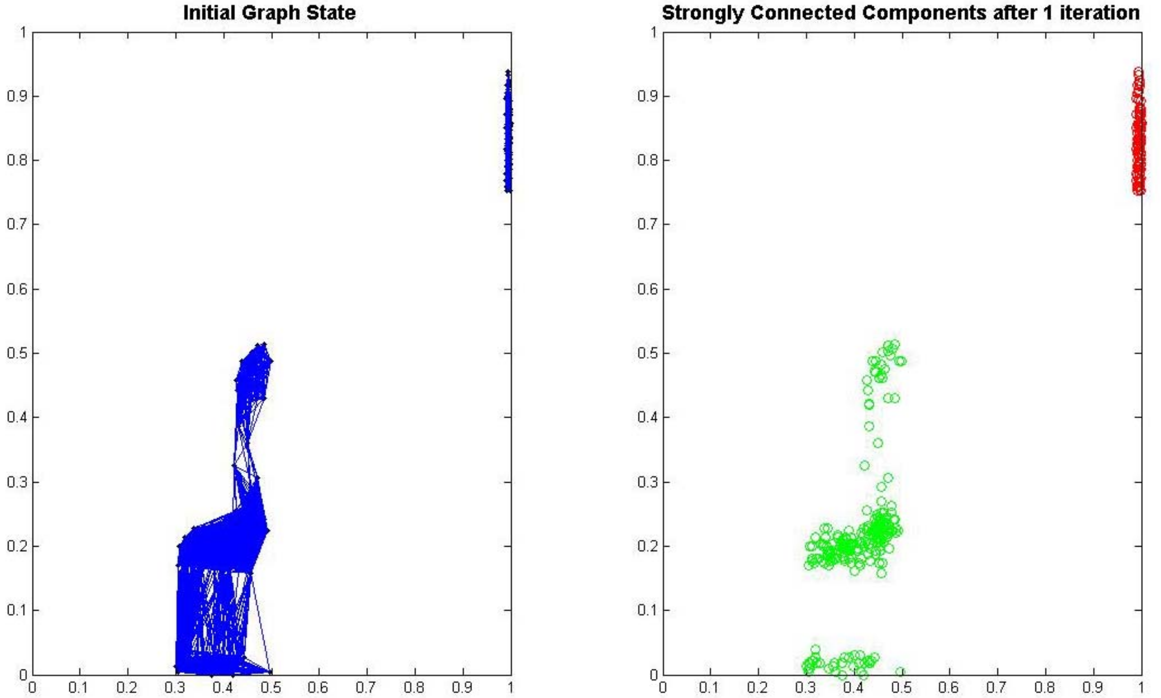
- δεν χρειάζεται να είναι εκ των προτέρων γνωστός ο αριθμός των ομάδων που υπάρχουν στα δεδομένα. Για να γίνει ταξινόμηση με τον K-Means σε ένα πληθυσμό δεδομένων του οποίου την δομή δεν γνωρίζουμε, πρέπει να δοκιμαστούν διάφοροι αριθμοί ομάδων μέχρι να βρεθεί ο κατάλληλος.
- δεν επιλέγονται αρχικά κέντρα, οπότε ο αλγόριθμος εκτελείται μόνο μια φορά. Αντίθετα ο K-means πρέπει να εκτελεστεί με πολλά διαφορετικά αρχικά κέντρα μέχρι να βρεθεί η βέλτιστη λύση

Το όφελος σε χρόνο που προκύπτει από την χρήση του ACOC αντισταθμίζεται από τον μεγάλο αριθμό παραμέτρων στις οποίες αυτός εξαρτάται. Οι πιο σημαντικές από αυτές είναι ο ρυθμός εξάτμισης της φερομόνης ρ, ο αριθμός των μυρμηγκιών και η μορφή της συνάρτησης $diff(i,j)$.

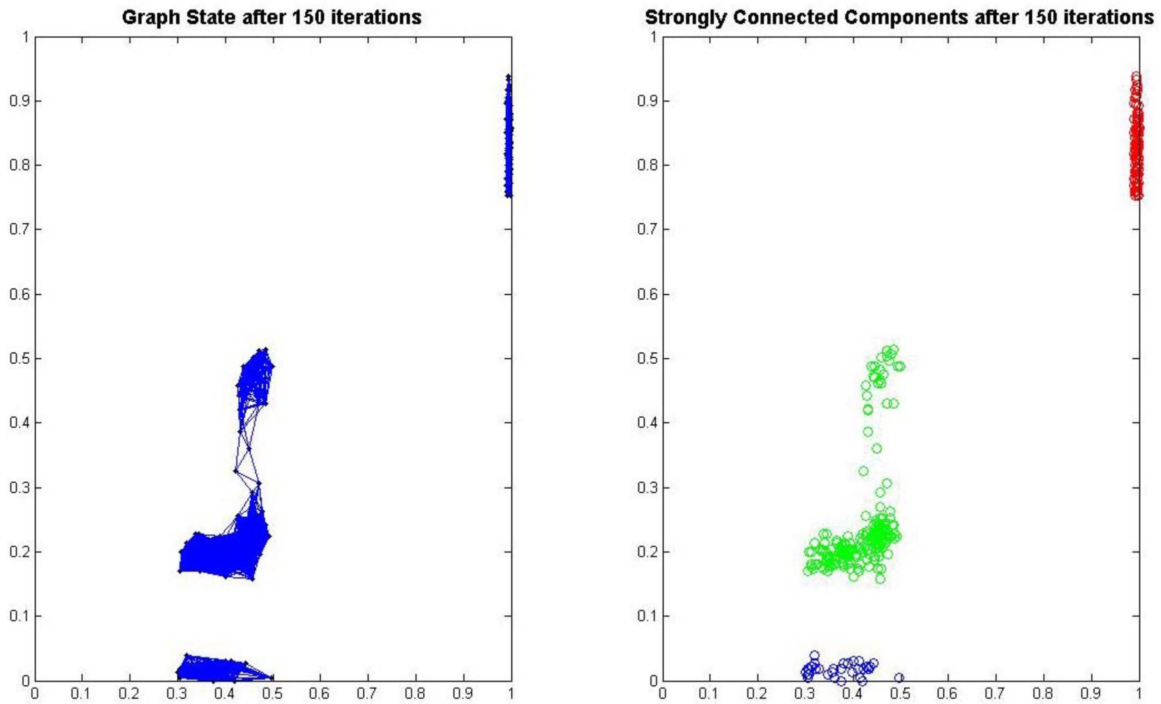
Μια τυπική εκτέλεση του αλγορίθμου φαίνεται στα παρακάτω σχήματα. Τα δεδομένα πάνω στα οποία εφαρμόστηκε αποτελούνται από 4 κατηγορίες.



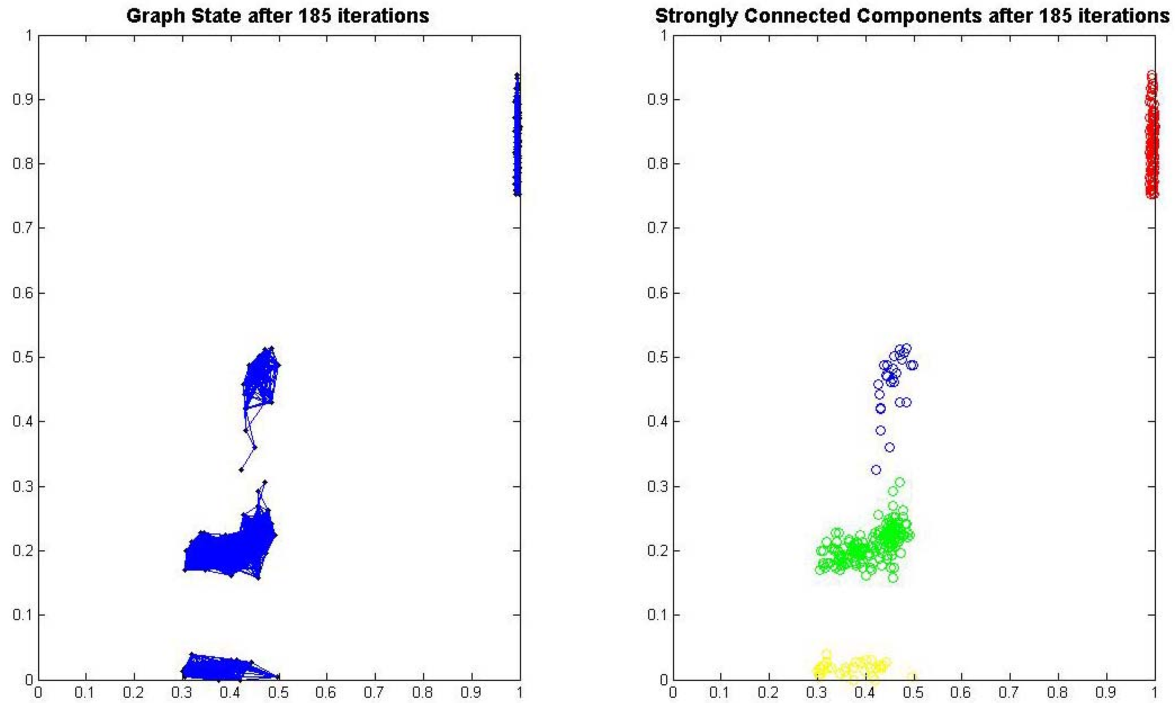
Σχήμα 3-9. Το σετ δεδομένων που θα κατηγοριοποιηθεί με τον αλγόριθμο ACOC. Με αριθμούς σημειώνονται οι 4 ομάδες στις οποίες χωρίζονται τα δεδομένα.



Σχήμα 3-10. Η αρχική κατάσταση του γράφου. Στην πρώτη επανάληψη απορρίπτονται οι ακμές που έχουν αρχική τιμή φερομόνης μηδενική ή αρνητική. Η ομάδα 1 έχει ήδη διαχωριστεί λόγω μικρής «ομοιότητας» με τα υπόλοιπα σημεία



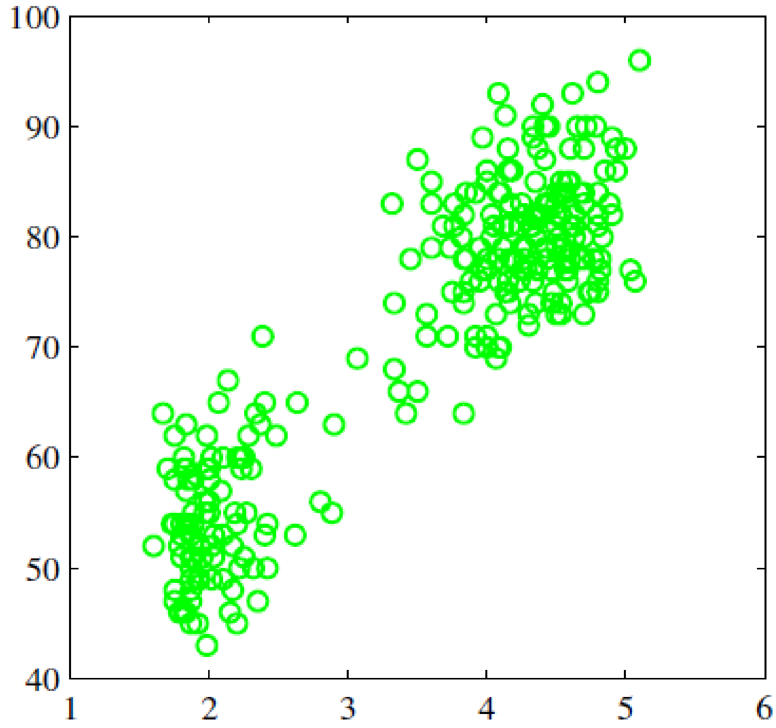
Σχήμα 3-11. Μετά από 150 επαναλήψεις, οι ομάδες 1 και 4 έχουν διαχωριστεί από τα υπόλοιπα δεδομένα



Σχήμα 3-12. Στις 185 επαναλήψεις έχουν ξεχωρίσει και οι 4 ομάδες που απαρτίζουν τα δεδομένα

3.4 Gaussian Mixtures [11]

Η μοντελοποίηση και ομαδοποίηση δεδομένων χρησιμοποιώντας τυχαίες μεταβλητές και την κατανομή πιθανότητας τους είναι μια ευρέως διαδεδομένη πρακτική. Κατανομές πιθανοτήτων έχουν χρησιμοποιηθεί στην μοντελοποίηση της ταχύτητας του ανέμου [12], της συνολικής ηλιακής ακτινοβολίας κατά την διάρκεια μιας ημέρας [13] κλπ. Ωστόσο ενώ κάποια φαινόμενα μπορούν να μοντελοποιηθούν με μεγάλη ακρίβεια χρησιμοποιώντας μια μόνο κατανομή, κάποια άλλα έχουν πιο πολύπλοκη δομή, με αποτέλεσμα να απαιτείται ένας συνδυασμός (ή «μείγμα») κατανομών. Το Σχήμα 3-13 απεικονίζει μετρήσεις που αφορούν τον χρόνο που διαρκεί κάθε εκτόνωση ενός θερμοπίδακα στο πάρκο Yellowstone στις Η.Π.Α. σε σχέση με τον χρόνο ως την επόμενη εκτόνωση του θερμοπίδακα.



Σχήμα 3-13. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στον χρόνο που διαρκεί κάθε εκτόνωση του θερμοπίδακα, ενώ ο κατακόρυφος στον χρόνο ανάμεσα σε δυο διαδοχικές εκτονώσεις

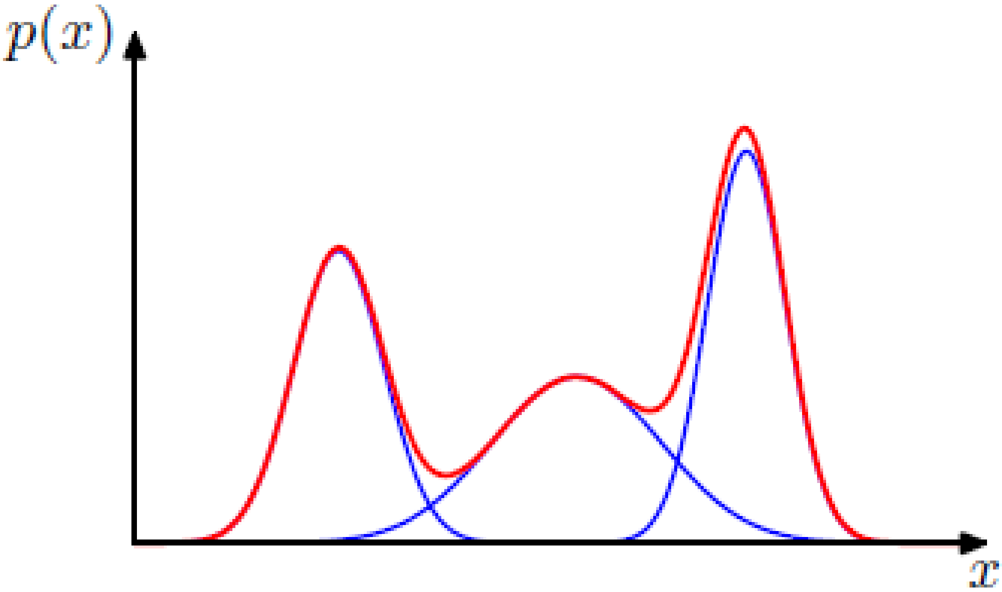
Είναι προφανές ότι μια μόνο κανονική κατανομή δεν θα αρκούσε για να μοντελοποιήσει τα δεδομένα, καθώς είναι εμφανές ότι αυτά χωρίζονται σε δυο διακριτές ομάδες. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να λυθεί χρησιμοποιώντας ένα μείγμα κανονικών κατανομών [14].

Χρησιμοποιώντας έναν επαρκή αριθμό κανονικών κατανομών και υπολογίζοντας κατάλληλους μέσους όρους και πίνακες συμμεταβλητότητας καθώς και τον βαθμό συμμετοχής της καθεμίας στο τελικό μείγμα, κάθε συνεχής συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας μπορεί να μοντελοποιηθεί σε οποιαδήποτε επιθυμητή ακρίβεια.

Ένα μείγμα K κανονικών κατανομών ορίζεται σαν το ζυγισμένο άθροισμα K κατανομών με βάρη π_j. Η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας του μείγματος δίνεται από την σχέση:

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{j=1}^{K} \pi_j * N\left(\mathbf{x} \middle| \boldsymbol{\mu}_\mathbf{j}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{j}\right) \qquad (3.14)$$

όπου $N\left(\mathbf{x}\middle|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{j},\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{j}\right)$ είναι μια κανονική κατανομή της τυχαίας μεταβλητής **x** $\left(x \in \Re^d, d \in \aleph, d \geq 1\right)$ με μέσο όρο $\boldsymbol{\mu}_\mathbf{j}$ και συμμεταβλητότητα $\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{j}$. Ένα παράδειγμα ενός τέτοιου μείγματος 3 κανονικών κατανομών φαίνεται στο Σχήμα 3-14.



Σχήμα 3-14. Οι κατανομές που απαρτίζουν το μείγμα σημειώνονται με μπλε ενώ το τελικό ζυγισμένο άθροισμα τους με κόκκινο.

Ολοκληρώνοντας τα δυο μέλη της σχέσης (3.14) ως προς την τυχαία μεταβλητή x και θεωρώντας ότι οι επιμέρους κανονικές κατανομές όπως και η $p(x)$ είναι κανονικοποιημένες στην μονάδα, τότε προκύπτει ότι

$$\sum_{j=1}^{K} \pi_j = 1 \qquad (3.15)$$

Επίσης, για να ισχύει ότι $p(x) \geq 0$ ταυτόχρονα με την συνθήκη $N\left(x\middle|\mu_j,\sigma_j\right) \geq 0$, πρέπει

$$\pi_j \geq 0,\ j = 1, \ldots, K \qquad (3.16)$$

Οι δυο τελευταίες σχέσεις συνδυάζονται στην

$$0 \leq \pi_j \leq 1,\ j = 1, \ldots, K \qquad (3.17)$$

Υπό την συνθήκη της σχέσης (3.16), τα βάρη π_j μπορούν να θεωρηθούν πιθανότητες.

Έστω $\mathbf{z}$ μια K-διάστατη τυχαία μεταβλητή, με τιμές 0 ή 1, τέτοια ώστε

$$\sum_{k=1}^{K} z_k = 1 \tag{3.18}$$

Αυτό συνεπάγεται ότι κάθε φορά μόνο ένα στοιχείο θα είναι ίσο με μονάδα και όλα τα άλλα ίσα με μηδέν. Η πιθανότητα $p(z_k)$ ορίζεται έτσι ώστε

$$p(z_k = 1) = \pi_k \tag{3.19}$$

Επειδή η μεταβλητή z είναι δυαδική με ένα μόνο στοιχείο ίσο με την μονάδα κάθε φορά μπορεί να γραφτεί στην ακόλουθη μορφή

$$p(\mathbf{z}) = \prod_{k=1}^{K} \pi_k^{Z_k} \tag{3.20}$$

Η δεσμευμένη πιθανότητα της τυχαίας μεταβλητής x για μια δεδομένη τιμή του διανύσματος $\mathbf{z}$ είναι

$$p(x|z_k = 1) = N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}) \tag{3.21}$$

από την οποία προκύπτει ότι

$$p(x|\mathbf{z}) = \prod_{k=1}^{K} N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k})^{Z_k} \tag{3.22}$$

Από την τελευταία σχέση συνεπάγεται ότι για όλες τις πιθανές καταστάσεις της τυχαίας μεταβλητής $\mathbf{z}$ ισχύει η ακόλουθη σχέση:

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{\mathbf{z}} p(\mathbf{z}) * p(x|\mathbf{z}) = \sum_{\mathbf{z}} \left[\left(\prod_{k=1}^{K} \pi_k^{Z_k} \right) * \left(\prod_{k=1}^{K} N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k})^{Z_k} \right) \right] = \sum_{k=1}^{K} \pi_k * N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}) \tag{3.23}$$

Αυτή η σχέση δείχνει ότι για κάθε διαφορετική τιμή της τυχαίας μεταβλητής x υπάρχει μια αντίστοιχη τιμή της μεταβλητής $\mathbf{z}$ για την οποία οι σχέσεις (3.23) και (3.22) είναι ισοδύναμες.

Χρησιμοποιώντας το θεώρημα του Bayes και την σχέση (3.19) ορίζεται η πιθανότητα

$$\gamma(z_k) = p(z_k = 1|\mathbf{x}) = \frac{p(z_k = 1) * p(\mathbf{x}|z_k = 1)}{\sum_{j=1}^{K} p(z_j = 1) * p(\mathbf{x}|z_j = 1)} = \frac{\pi_k * N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(x|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} \tag{3.24}$$

η οποία αντιστοιχεί στην πιθανότητα όλος ο πληθυσμός να ανήκει σε μια κατανομή.

Ο λογάριθμος της likelihood function δίνεται από την σχέση

$$\ln p(\mathbf{X}|\boldsymbol{\pi}, \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\Sigma}) = \sum_{n=1}^{N} \ln \left[\sum_{k=1}^{K} \pi_k * N(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}) \right] \tag{3.25}$$

όπου N είναι ο αριθμός των δεδομένων που απαρτίζουν τον πληθυσμό προς μοντελοποίηση.

Για να βρεθούν οι τιμές των $\boldsymbol{\pi}, \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\Sigma}$ που μεγιστοποιούν την τιμή αυτής της συνάρτησης για ένα δεδομένο σετ δεδομένων $\mathbf{X}$ χρησιμοποιείται η μέθοδος **Expectation-Maximization** (**EM**) [15].

Θέτοντας την μερική παράγωγο ως προς τον μέσο όρο $\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}$ της k-οστής κανονικής κατανομής του μείγματος ίση με μηδέν προκύπτει ότι

$$0 = -\sum_{n=1}^{N} \left[\frac{\pi_k * N(\mathbf{x}_n | \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x}_j | \boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} * \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k} * (\mathbf{x}_\mathbf{n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}) \right] = -\sum_{n=1}^{N} \left[\gamma(z_{nk}) * \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k} * (\mathbf{x}_\mathbf{n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}) \right] \quad (3.26)$$

Η πιθανότητα $\gamma(z_{nk})$ αντιστοιχεί στον βαθμό κατά τον οποίο το σημείο $\mathbf{x}_\mathbf{n}$ ανήκει στην k-οστή κατανομή του μείγματος. Πολλαπλασιάζοντας με $\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}^{-1}$, υπό την υπόθεση ότι ο πίνακας $\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}$ είναι αντιστρέψιμος, προκύπτει ότι:

$$\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k} = \frac{1}{N_k} * \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) * \mathbf{x}_\mathbf{n} \quad (3.27)$$

όπου

$$N_k = \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) \quad (3.28)$$

Η ποσότητα N_k είναι ουσιαστικά ο αριθμός των σημείων τα οποία έχουν αντιστοιχηθεί στην k-οστή κανονική κατανομή του μείγματος. Επίσης, ο μέσος όρος $\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}$ της k-οστής κατανομής είναι το ζυγισμένο άθροισμα όλων των σημείων του πληθυσμού, όπου τα βάρη είναι ίσα με την ποσότητα $\gamma(z_{nk})$,δηλαδή την πιθανότητα ότι το σημείο ανήκει σε αυτήν την κατανομή.

Ακολουθώντας την ίδια συλλογιστική και θέτοντας την μερική παράγωγο ως προς $\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}$ της $\ln[p(\mathbf{X}|\boldsymbol{\pi}, \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\Sigma})]$ ίση με 0, προκύπτει ότι:

$$\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k} = \frac{1}{N_k} * \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) * (\mathbf{x}_\mathbf{n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}) * (\mathbf{x}_\mathbf{n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k})^T \quad (3.29)$$

Σε αυτή την σχέση, η συμμεταβλητότητα $\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}$ κάθε κατανομής εξαρτάται από την πιθανότητα $\gamma(z_{nk})$,δηλαδή την πιθανότητα το n-οστό σημείο να ανήκει στην k-οστή κατανομή του μείγματος και από τον αριθμό των σημείων τα οποία έχουν αντιστοιχηθεί σε αυτήν την κατανομή.

Ο τελευταίος όρος ως προς τον οποίο πρέπει να γίνει μεγιστοποίηση της συνάρτησης (3.25) είναι το διάνυσμα $\boldsymbol{\pi}$ το οποίο περιγράφει την συμμετοχή κάθε κατανομής στο τελικό μείγμα. Υπό τον περιορισμό της σχέσης (3.15) , εισάγεται ένας πολλαπλασιαστής Lagrange στην μέγιστης πιθανοφάνειας (likelihood function) και προκύπτει η ακόλουθη συνάρτηση:

$$\Lambda(\boldsymbol{\pi}, \boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\Sigma}, \lambda) = \sum_{n=1}^{N} \ln\left[\sum_{k=1}^{K} \pi_k * N(x|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})\right] + \lambda * \left(\sum_{k=1}^{K} \pi_k - 1\right) \tag{3.30}$$

Η μεγιστοποίηση αυτής της συνάρτησης ως προς τον βαθμό συμμετοχής $\boldsymbol{\pi}$ των κατανομών γίνεται μηδενίζοντας την μερική παράγωγο ως προς το διάνυσμα $\boldsymbol{\pi}$, δηλαδή

$$0 = \sum_{n=1}^{N} \frac{N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} + \lambda \tag{3.31}$$

Πολλαπλασιάζοντας και τις δυο πλευρές με π_k και αθροίζοντας την προηγούμενη σχέση για όλες τις τιμές του k ισχύει:

$$0 = \sum_{n=1}^{N} \frac{\pi_k * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} + \lambda * \pi_k \overset{\sum_k}{\Leftrightarrow}$$

$$0 = \sum_{k=1}^{K}\left(\sum_{n=1}^{N} \frac{\pi_k * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)}\right) + \lambda * \sum_{k=1}^{K} \pi_k \Leftrightarrow$$

$$0 = \sum_{n=1}^{N} \frac{\sum_{k=1}^{K} \pi_k * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} + \lambda * \sum_{k=1}^{K} \pi_k \overset{(4.15)}{\Leftrightarrow} \tag{3.32}$$

$$0 = N + \lambda \Leftrightarrow$$

$$\lambda = -N$$

Βάζοντας αυτήν την τιμή για το λ στην σχέση (3.31) προκύπτει ότι

$$N = \sum_{n=1}^{N} \frac{N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} \overset{*\pi_k}{\Leftrightarrow}$$

$$\pi_k * N = \sum_{n=1}^{N} \frac{\pi_k * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_{\mathbf{k}}, \boldsymbol{\Sigma}_{\mathbf{k}})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x_n}|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)} \overset{(4.24)}{\Leftrightarrow} \tag{3.33}$$

$$\pi_k * N = \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) \overset{?????}{\Leftrightarrow} \pi_k * N = N_k \Leftrightarrow$$

$$\pi_k = \frac{N_k}{N}$$

Από αυτή την σχέση φαίνεται ότι το ποσοστό συμμετοχής κάθε κατανομής στο τελικό μείγμα είναι ανάλογο του ποσοστού των σημείων του πληθυσμού τα οποία έχουν ανατεθεί σε αυτήν κατά την δημιουργία του μείγματος.

Αφού δημιουργηθεί το μοντέλο, τα διάφορα στοιχεία του πληθυσμού προς μοντελοποίηση αναθέτονται στην κατανομή – ομάδα C_n για την οποία έχουν την μεγαλύτερη πιθανότητα $\gamma(z_{nk})$, ζυγισμένη με το βάρος π_k που αντιστοιχεί στην k-οστή κατανομή, δηλαδή ισχύει ότι

$$C_n = \arg\max_k \left(\gamma(z_{nk}) * \pi_k\right) \quad k = 1,\ldots,K \tag{3.34}$$

Οι τιμές των $\boldsymbol{\pi}_k, \boldsymbol{\mu}_k, \boldsymbol{\Sigma}_k$ για ένα σημείο $\mathbf{x_n}$ εξαρτώνται άμεσα από την πιθανότητα $\gamma(z_{nk})$. Τα βήματα εφαρμογής του αλγόριθμου **EM** για τον υπολογισμό των παραμέτρων έχουν ως εξής:

1. Αρχικοποίηση των παραμέτρων $\boldsymbol{\pi}_k, \boldsymbol{\mu}_k, \boldsymbol{\Sigma}_k$ για κάθε κατανομή του μείγματος.
2. Βήμα **Expectation:** Υπολογισμός του βαθμού στον οποίο ανήκει στην k-οστή κατανομή του μείγματος ένα σημείο $\mathbf{x_n}$, βάση των τρέχουσών τιμών των παραμέτρων $\boldsymbol{\pi}_k, \boldsymbol{\mu}_k, \boldsymbol{\Sigma}_k$.

$$\gamma(z_{nk}) = p(z_k = 1|\mathbf{x}_n) = \frac{\pi_k * N(\mathbf{x}_n|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k})}{\sum_{j=1}^{K} \pi_j * N(\mathbf{x}_n|\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)}, \quad n = 1,\ldots,N \tag{3.35}$$

3. Βήμα **Maximization:** Υπολογισμός των καινούργιων τιμών των παραμέτρων $\boldsymbol{\pi}_k, \boldsymbol{\mu}_k, \boldsymbol{\Sigma}_k, k = 1,\ldots,K$ βάσει των σχέσεων (3.36), (3.37) και (3.38) και των αναθέσεων των στοιχείων από το βήμα 2:

$$\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}^\mathbf{new} = \frac{1}{N_k} * \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) * \mathbf{x_n} \tag{3.36}$$

$$\boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}^\mathbf{new} = \frac{1}{N_k} * \sum_{n=1}^{N} \gamma(z_{nk}) * \left(\mathbf{x_n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}^\mathbf{new}\right) * \left(\mathbf{x_n} - \boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}^\mathbf{new}\right)^T \tag{3.37}$$

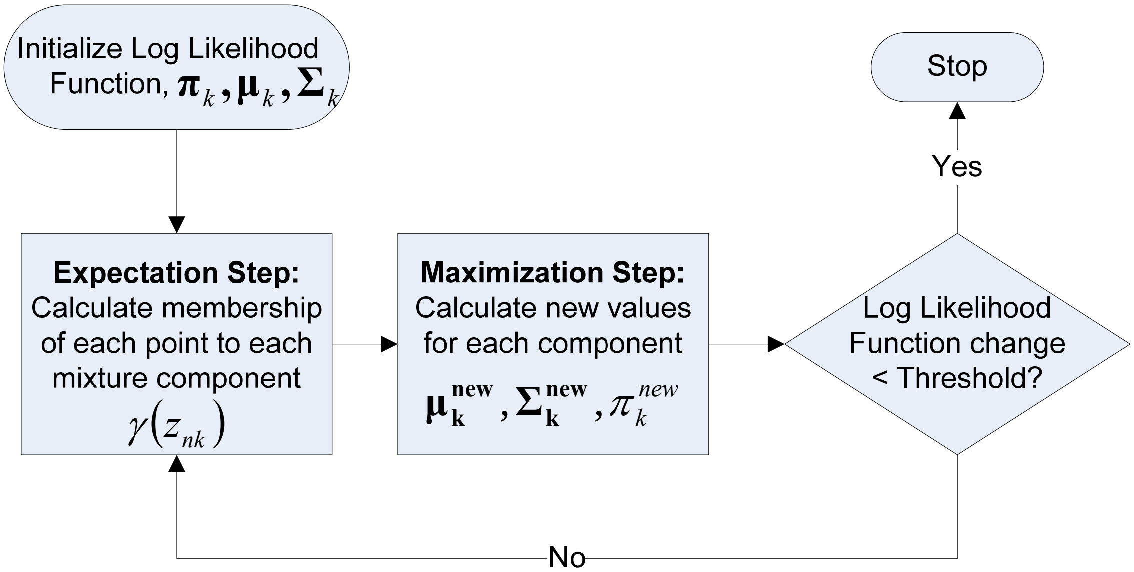
$$\pi_k^{new} = \frac{N_k}{N} \tag{3.38}$$

4. Υπολογισμός της συνάρτησης Log Likelihood με τις καινούργιες τιμές των παραμέτρων:

$$\ln p\left(\mathbf{X}|\boldsymbol{\pi}^{new}, \boldsymbol{\mu}^\mathbf{new}, \boldsymbol{\Sigma}^\mathbf{new}\right) = \sum_{n=1}^{N} \ln\left[\sum_{k=1}^{K} \pi_k^{new} * N\left(x|\boldsymbol{\mu}_\mathbf{k}^\mathbf{new}, \boldsymbol{\Sigma}_\mathbf{k}^\mathbf{new}\right)\right] \tag{3.39}$$

5. Αν η αλλαγή στην τιμή της συνάρτησης (3.39) είναι μικρότερη από ένα κατώφλι τότε ο αλγόριθμος έχει συγκλίνει και σταματάει η εκτέλεση του αλλιώς επαναλαμβάνεται το βήμα 2.

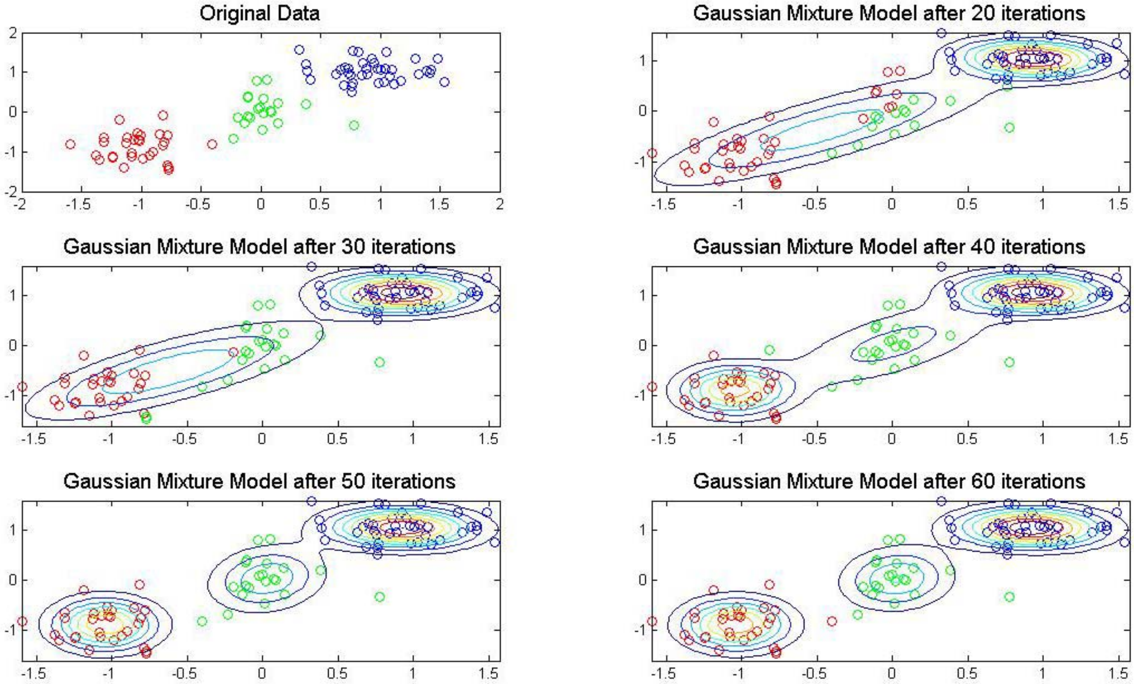
   Το διάγραμμα ροής του αλγορίθμου φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



Σχήμα 3-15. Το διάγραμμα ροής του αλγόριθμου ΕΜ για μείγματα κανονικών κατανομών.

Έστω οι ομάδες από σημεία που σημειώνονται με διάφορα χρώματα στο 1^{ο} διάγραμμα του Σχήματος 3-16. Κατά τις πρώτες 30 επαναλήψεις του αλγόριθμου, οι δυο κανονικές κατανομές έχουν πίνακες συμμεταβλητότητας $\boldsymbol{\Sigma}_k$ και μέσους όρους $\boldsymbol{\mu}_k$ τέτοιους ώστε να εμφανίζονται σαν μια κατανομή και οι ελλείψεις που αντιστοιχούν στις συναρτήσεις πυκνότητας πιθανότητας τους να υπερτίθενται η μια της άλλης. Δέκα επαναλήψεις αργότερα (στις **40** επαναλήψεις), οι παράμετροι $\boldsymbol{\Sigma}_k, \boldsymbol{\mu}_k$ έχουν αρχίσει να συγκλίνουν προς την σωστή τιμή. Στις 60 επαναλήψεις το μοντέλο έχει αρχίσει να συγκλίνει στις τελικές κατανομές που θα αποτελέσουν το μείγμα.

Η χρήση μειγμάτων κανονικών κατανομών για μοντελοποίηση πολύπλοκων πληθυσμών δεδομένων είναι ένας πολύ εύρωστος τρόπος ταξινόμησης. Ωστόσο, όπως και ο K-Means, έχει μια πολύ σοβαρή αδυναμία: η σύγκλιση του αλγορίθμου στο ολικό μέγιστο της συνάρτησης Log Likelihood εξαρτάται σε πολύ μεγάλο βαθμό από την επιλογή της αρχικής λύσης. Ενδέχεται, αν δεν επιλεγούν σωστά οι αρχικοί μέσοι όροι και οι πίνακες συμμεταβλητότητας, ο αλγόριθμος να καθυστερήσει πολύ να συγκλίνει, να μην συγκλίνει καθόλου ή να παγιδευτεί σε κάποιο τοπικό και όχι ολικό μέγιστο.



Σχήμα 3-16. Ο αλγόριθμος ΕΜ όπως εφαρμόζεται σε ένα πληθυσμό 3 κανονικών δυσδιάστατων κατανομών. Το χρώμα κάθε σημείου καταδεικνύει την κατανομή στην οποία κατατάσσεται σε κάθε βήμα του αλγόριθμου. Με ελλείψεις σημειώνεται η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας κάθε κατανομής.

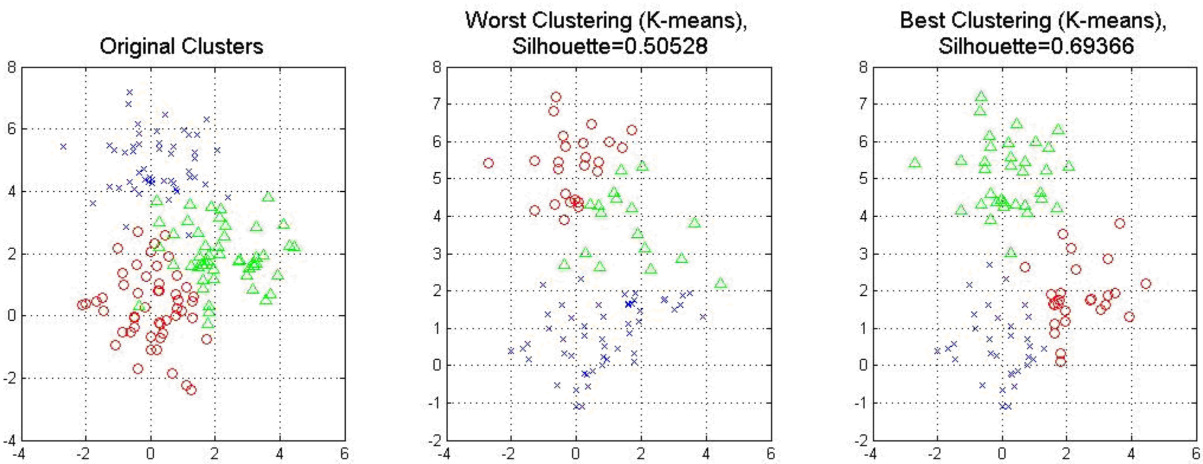
3.5 Μετρική Εγκυρότητας Ταξινόμησης Silhouette

Για να αξιολογηθεί η ορθότητα της ταξινόμησης κάθε σημείου ενός πληθυσμού δεδομένων, χρησιμοποιήθηκε το μέτρο εγκυρότητας ταξινομήσεων **Silhouette**. Η τιμή του μέτρου αυτού μας δείχνει κατά πόσο ένα σημείο έχει ταξινομηθεί στην σωστή κατηγορία δεδομένων, αξιολογώντας πόσο «όμοιο» είναι αυτό με τα υπόλοιπα σημεία που ανήκουν στην ίδια κατηγορία σε σχέση με τα σημεία που ανήκουν στις υπόλοιπες κατηγορίες. Παίρνει τιμές από -1 έως +1. Μια τιμή Silhouette κοντά στο +1 σημαίνει ότι το στοιχείο έχει ταξινομηθεί στην σωστή κατηγορία, μια τιμή κοντά στο 0 σημαίνει ότι δεν είναι σαφές αν το σημείο έχει ταξινομηθεί σωστά ενώ μια τιμή κοντά στο -1 σημαίνει ότι το σημείο έχει ταξινομηθεί σε λάθος κατηγορία.

Η ποσότητα αυτή για το i-οστό σημείο ενός σετ δεδομένων ορίζεται ως εξής [16]:

$$S(i) = \frac{\min(dc(i,j) - a(i))}{\max(a(i), \min(dc(i,j)))} \quad j = 1,2,\ldots C_k,\ j \neq C \in i \qquad (3.40)$$

όπου $dc(i,j)$ είναι η μέση απόσταση του σημείου i από τα σημεία που έχουν κατηγοριοποιηθεί σε άλλες ομάδες $(j \neq C \in i)$, C_k είναι ο συνολικός αριθμός των κατηγοριών και $a(i)$ είναι η μέση απόσταση του σημείου i από τα υπόλοιπα σημεία τα οποία έχουν κατηγοριοποιηθεί στην ίδια κατηγορία. Σαν συνολική καλύτερη ταξινόμηση ενός σετ δεδομένων επιλέγεται αυτή η οποία έχει τον μεγαλύτερο μέσο όρο Silhouette για όλα τα σημεία της..



Σχήμα 3-17. Η καλύτερη και η χειρότερη ταξινόμηση χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο K-Means για 300 επαναλήψεις

Στο Σχήμα 3-17 φαίνεται το αρχικό σετ δεδομένων. Κάθε ομάδα, που προέρχεται και από μια διαφορετική κανονική κατανομή, σημειώνεται με διαφορετικό χρώμα και σύμβολο. Το μεσαίο διάγραμμα δείχνει την χειρότερη ταξινόμηση που προέκυψε από τις διαδοχικές εκτελέσεις του αλγόριθμου K-Means για K=3, ενώ το δεξί διάγραμμα δείχνει την καλύτερη ταξινόμηση.

Βιβλιογραφία 3ου Κεφαλαίου

1. Bishop C.M. (2006). “Pattern Recognition and Machine Learning” ,Springer Science, p. 428

2. Yi Lu, Shiyong Lu, Farshad Fotouhi, Youping Deng and Susan J Brown, “Incremental genetic K-Means algorithm and its application in gene expression data analysis “, BMC Bioinformatics 2004, 5, p. 172

3. Wu, H.-H.a, Shieh, J.-I.b, Liao, A.Y.H.b, Lin, S.-Y.c, “An application of the generalised K-Means algorithm in decision-making processes” ,International Journal of Operational Research, Volume 3, Issue 1-2, 2008, p. 19-35

4. MacKay, David (2003). Information Theory, Inference and Learning Algorithms. Cambridge University Press. p. 284–292.

5. Min Song, Yi-Fang Brook Wu (2008), “Handbook of Research on Text and Web Mining Technologies”, IGI Global, p 173

6. Bezdek, James C. (1981), “Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms”, Springer.

7. Tapas Kanungo, David M. Mount, Nathan S. Netanyahu, Christine D. Piatko, Ruth Silverman, and Angela Y. Wu. “An efficient K-Means clustering algorithm: Analysis and implementation”. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., 24(7):881–892, July 2002

8. Hartigan, J. A., Wong, M. A. (1979). "Algorithm AS 136 A K-Means Clustering Algorithm", Journal of the Royal Statistical Society, Series C (Applied Statistics) 28 (1): 100–108

9. Marco Dorigo ,Gianni D. Di Caro., “The Ant Colony Optimization Meta-Heuristic”, McGraw-Hill, London, 1999

10. Ling Chen, Li Tu, and Hong-Jian Chen, “Data clustering by ant colony on a digraph”, Proceedings of 2005 International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Vol. 3 (2005), pp. 1686-1692.

11. Bishop C.M. (2006). “Pattern Recognition and Machine Learning”, Springer Science, p. 429-439

12. Isaac Y. F. Lun, Joseph C. Lam, “A study of Weibull parameters using long-term wind observations”, Renewable Energy, Volume 20, Issue 2, June 2000, p. 145-153

13. Baig, P. Akhter, A. Mufti, “A novel approach to estimate the clear day global radiation”, Renewable Energy, Volume 1, Issue 1, 1991, p. 119-123

14. Geoffrey Mclachlan, David Peel. (2000) “Finite Mixture Models”, Wiley Series in Probability and Statistics. Wiley-Interscience

15. Geoffrey J. Mclachlan, Thriyambakam Krishnan (1996) “The EM Algorithm and Extensions.” , 1st edition, Wiley-Interscience

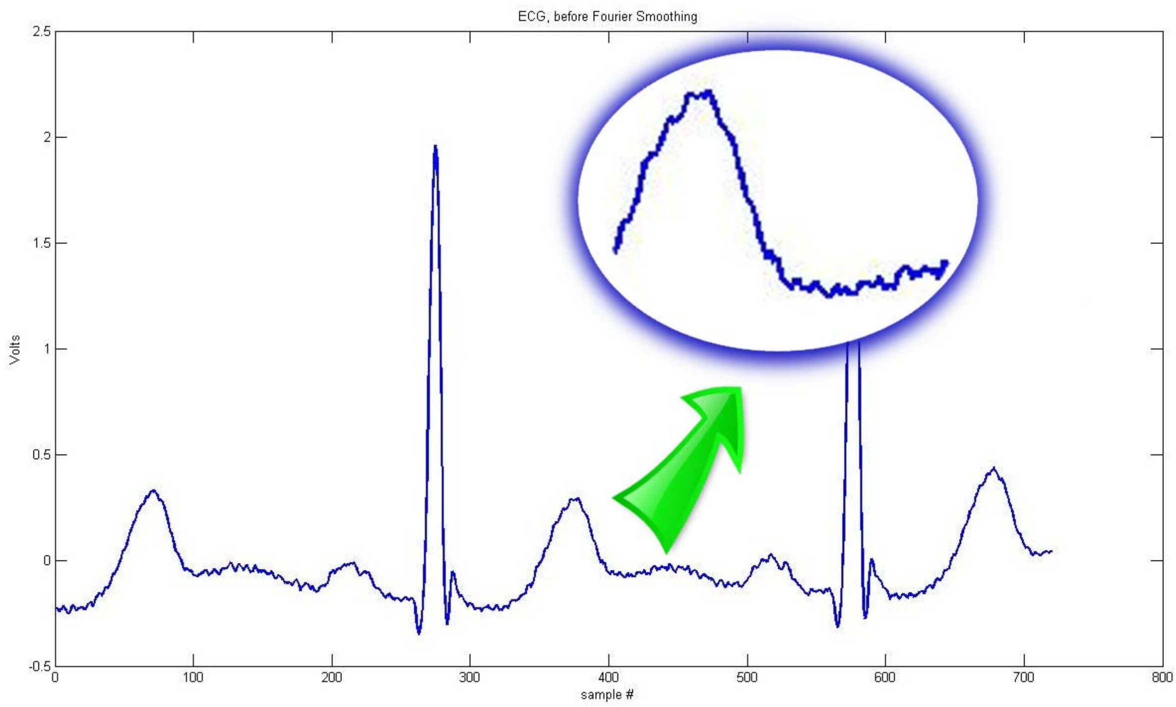
16. Peter Rousseeuw. “Silhouettes: a graphical aid to the interpretation and validation of cluster analysis.” Journal of Computational and Applied Math., 20(1):53–65, November 1987.

4.
Προτεινόμενη Μέθοδος Επισήμανσης Καρδιογραφήματος

4.1 Αλγόριθμος Ανίχνευσης Συμπλεγμάτων QRS

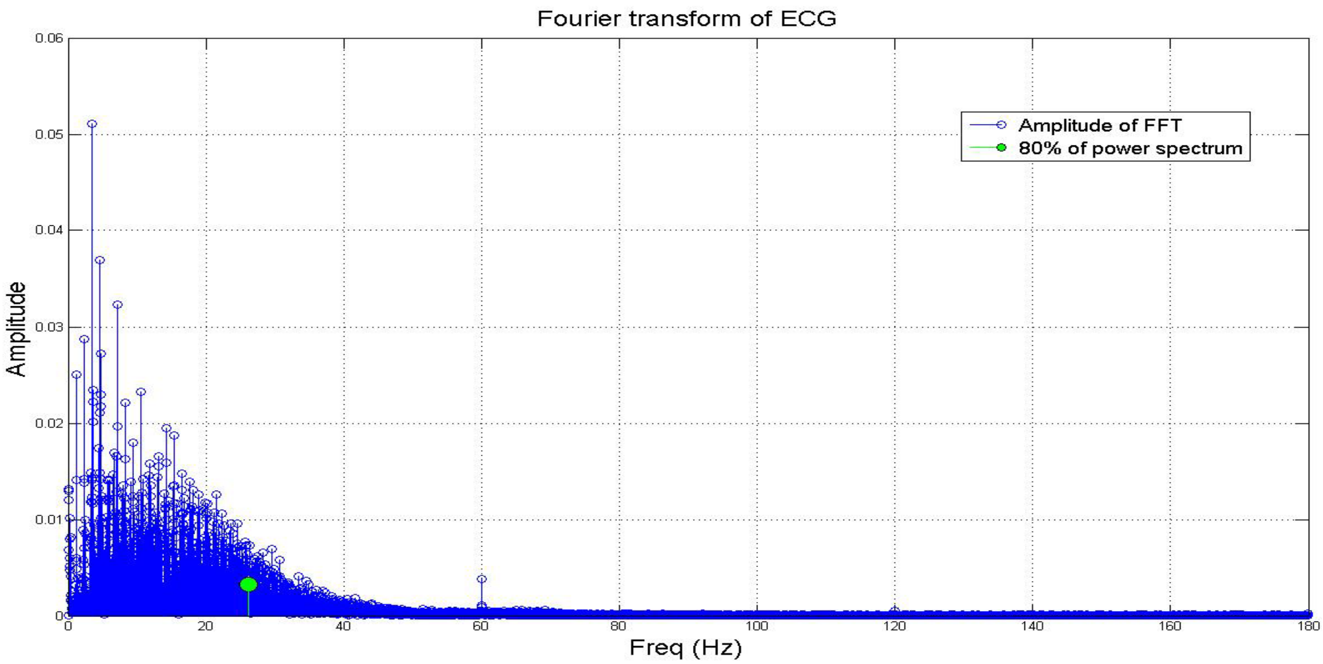
Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην φάση εκείνου διέγερσης της καρδιάς κατά την οποία συμβαίνουν οι κυριότερες διεργασίες. Η ακριβής και σαφής καταγραφή των θέσεων των συμπλεγμάτων QRS σε ένα καρδιογράφημα αποτελεί σημαντικό εύρημα για τους ιατρούς. Ο προσδιορισμός του πλάτους του συμπλέγματος και η γενική μορφολογία του αποτελούν ενδείξεις για μια πληθώρα παθολογικών καταστάσεων όπως το έμφραγμα του μυοκαρδίου, οι μυοκαρδιοπάθειες και τον αποκλεισμό δεξιού σκέλους [1]. Η προτεινόμενη μέθοδος εντοπίζει την θέση κάθε συμπλέγματος QRS εντοπίζοντας την πιο μεγάλη σε πλάτος μεταβολή σε αυτό, είτε αυτή αντιστοιχεί στο κύμα S είτε στο κύμα R.

Κατά την διάρκεια της καταγραφής ενός καρδιογραφήματος, ενδέχεται να παρατηρηθεί και θόρυβος στο σήμα ο οποίος μπορεί να προέρχεται από τον καρδιογράφο ο οποίος κάνει την δειγματοληψία ή τον ίδιο τον ασθενή ο οποίος μπορεί να κάνει κάποια κίνηση (μυϊκός θόρυβος). Για να απαλλαχθεί το καρδιογράφημα από αυτόν τον θόρυβο μετασχηματίζεται στο πεδίο της συχνότητας, μέσω του μετασχηματισμού Fourier.

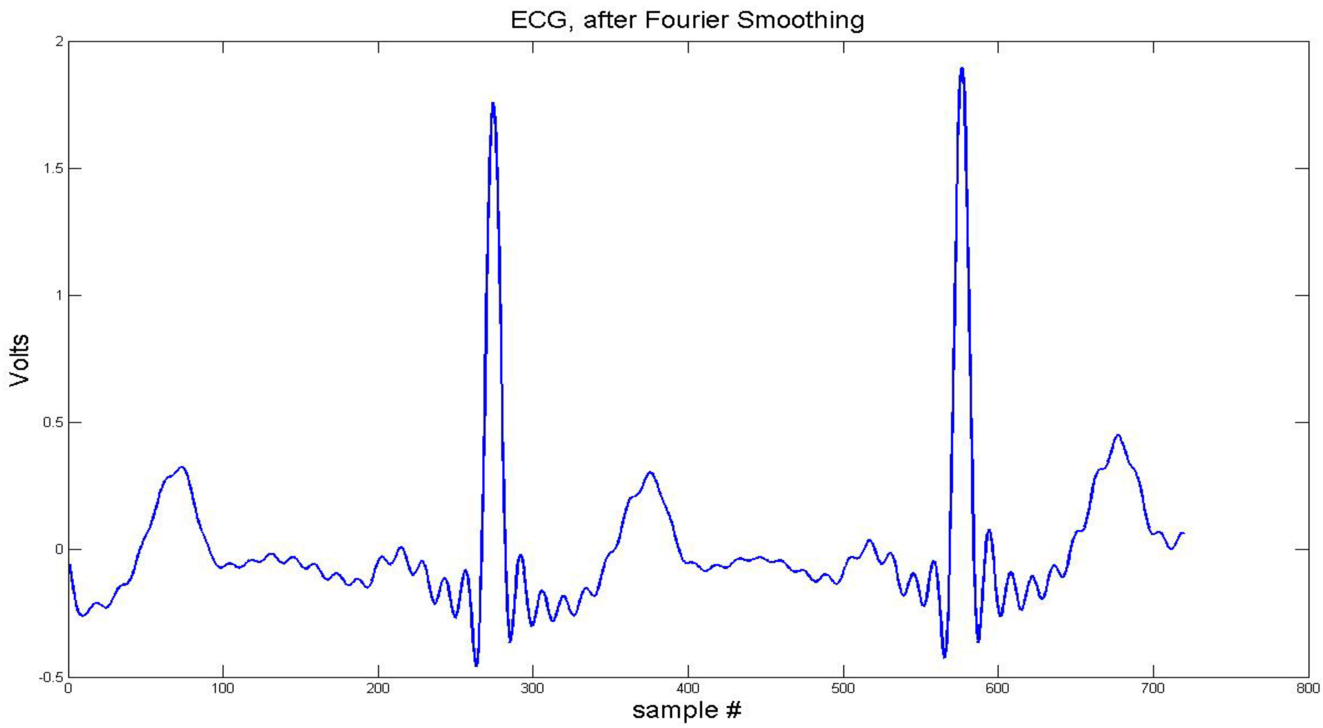


Σχήμα 4-1. Το καρδιογράφημα πριν από την εξομάλυνση με μετασχηματισμό Fourier

Στον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier, επιστρέφονται οι συνιστώσες που αντιστοιχούν στο 80% της συνολικής ενέργειας του σήματος ενώ όλες οι υπόλοιπες μηδενίζονται. Το αποτέλεσμα είναι μια πιο ομαλά μεταβαλλόμενη χρονοσειρά.



Σχήμα 4-2. Ο μετασχηματισμός Fourier του καρδιογραφήματος. Με πράσινο σημειώνεται το σημείο το οποίο αντιστοιχεί στο 80% της ενέργειας του σήματος.

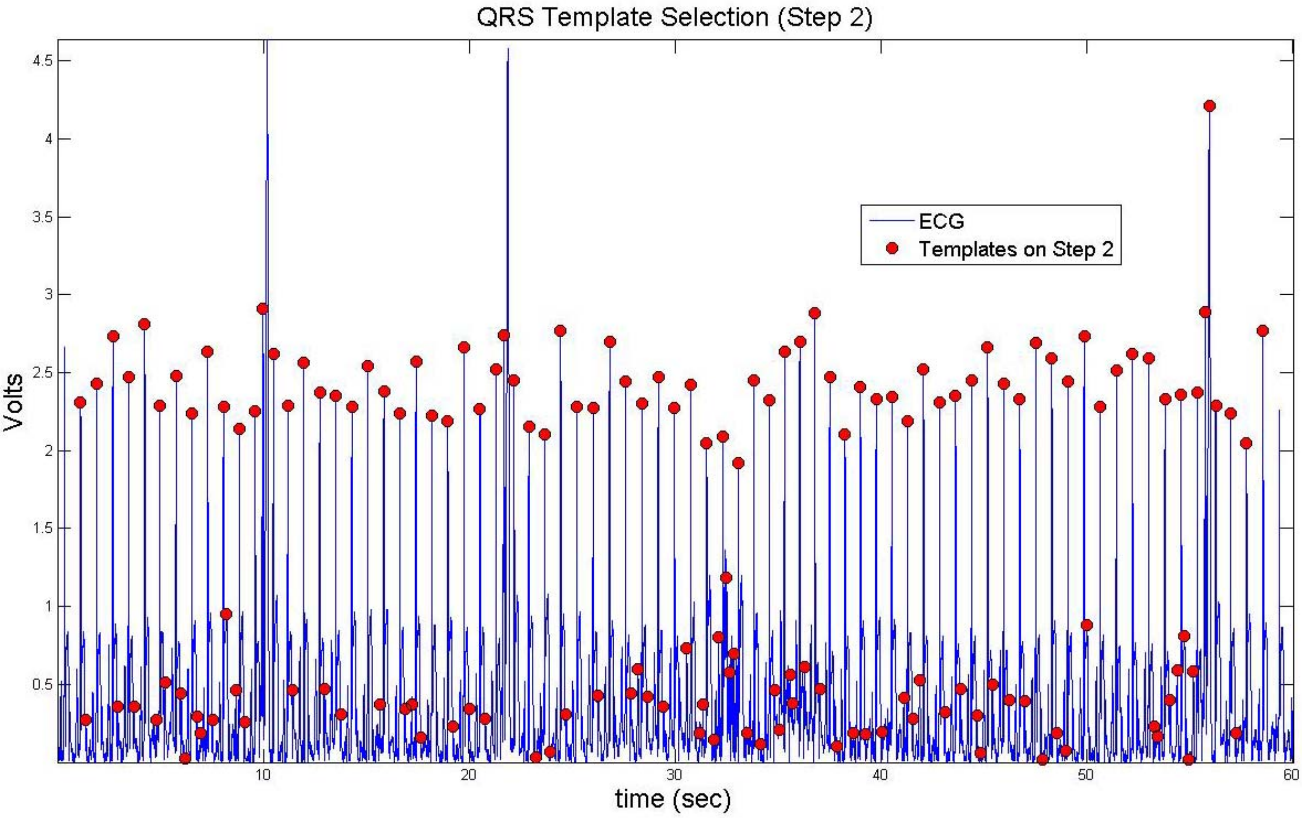


Σχήμα 4-3. Ο αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier του καρδιογραφήματος.

Κατόπιν, επιλέγεται μια κορυφή η οποία αντιστοιχεί σε ένα σύμπλεγμα QRS, η οποία θα χρησιμοποιηθεί ως πρότυπο για να αναγνωρισθούν και τα υπόλοιπα συμπλέγματα. Η διαδικασία αυτή έχει ως εξής:

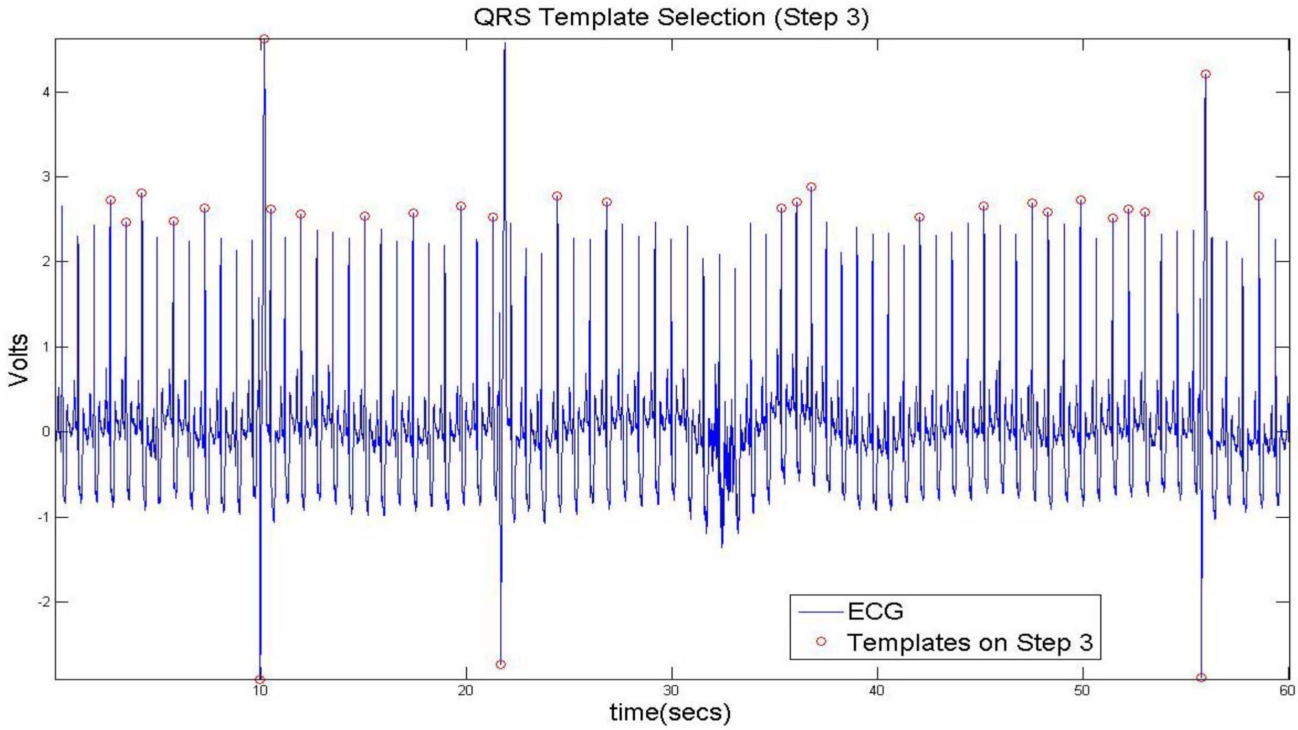
1. Συλλέγονται όλα τα τοπικά μέγιστα στο καρδιογράφημα για τα οποία ισχύει:

$$
\begin{aligned}
ecg(i) &> ecg(i-1) \\
ecg(i) &> ecg(i-2) \\
ecg(i) &> ecg(i+1) \\
ecg(i) &> ecg(i+2)
\end{aligned}
\tag{4.1}
$$



Σχήμα 4-4. Τα υποψήφια πρότυπα QRS που έχουν απομείνει μετά το 1^o βήμα.

2. Υπολογίζεται το εύρος του καρδιογραφήματος σε μια μικρή περιοχή διάρκειας 0.125 sec εκατέρωθεν κάθε σημείου από το βήμα 1 ως η διαφορά της μέγιστης τιμής του καρδιογραφήματος από την ελάχιστη τιμή του μέσα σε αυτή την περιοχή. Χρησιμοποιείται το εύρος και όχι η τιμή του καρδιογραφήματος καθώς αυτή αλλάζει από ασθενή σε ασθενή, καθώς και ανάμεσα σε εξετάσεις του ίδιου ασθενή και εξαρτάται από την αγωγιμότητα του δέρματος του ασθενή [2].
3. Καθώς το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην πιο έντονη διακύμανση ενός καρδιογραφήματος, η πρότυπη κορυφή για το καρδιογράφημα θα είναι κάποια από αυτές του βήματος **2** με μεγάλο εύρος τάσης γύρω της. Έτσι, όλες οι κορυφές από το 2^o βήμα κατατάσσονται ανά εύρος. Ονομάζοντας fs τον ρυθμό δειγματοληψίας, στην καταγραφή ενός καρδιογραφήματος θα υπάρχουν έστω N ολοκληρωμένες περίοδοι δειγματοληψίας. Π.χ. σε ένα καρδιογράφημα 3600 δειγμάτων με ρυθμό δειγματοληψίας 360 Hz, N=10. Από την ταξινομημένη λίστα επιλέγονται τα $N/2$ δείγματα με το υψηλότερο εύρος και απορρίπτονται τα υπόλοιπα. Αν τα υποψήφια συμπλέγματα QRS που έχουν απομείνει είναι λιγότερα από $N/2$, τότε δεν απορρίπτεται κανένα.

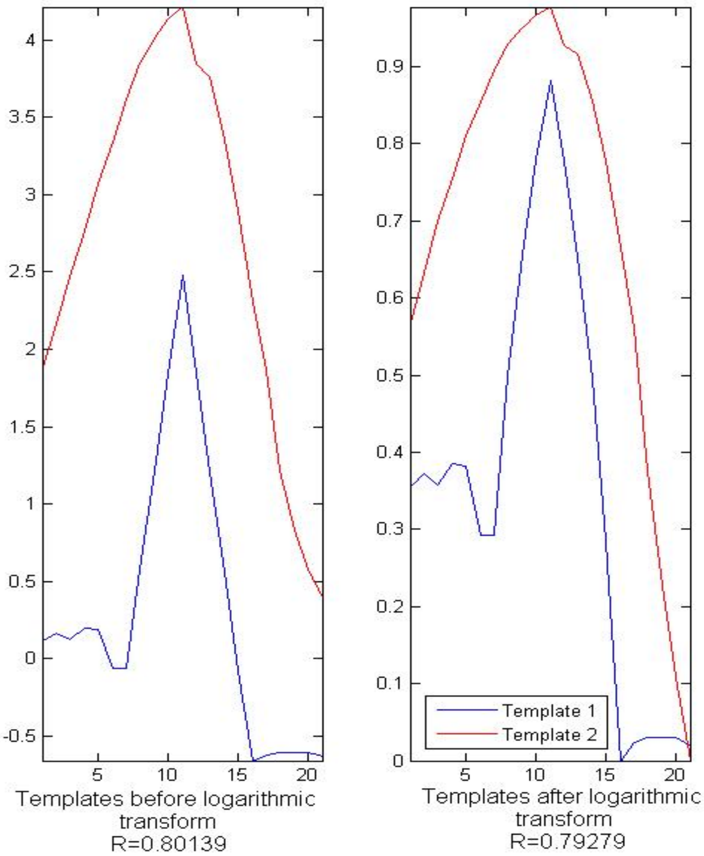


Σχήμα 4-5. Τα υποψήφια συμπλέγματα QRS που έχουν απομείνει μετά το 3ο βήμα. Το καρδιογράφημα ανήκει σε ασθενή με υπερκοιλιακή αρρυθμία.

4. Σχηματίζονται κυματομορφές από το καρδιογράφημα διάρκειας 0.125 sec εκατέρωθεν κάθε κορυφής. Με λογαριθμικό μετασχηματισμό, οι τιμές των κυματομορφών αλλάζουν στο διάστημα $[0,1]$. Οι σχέσεις που χρησιμοποιούνται είναι οι εξής:

$$\begin{aligned} offset &= 1 - \min(ts) \\ c &= round(\max(ts) + offset) \\ \log\_ts &= \log(ts + offset) / \log(c) \end{aligned} \tag{4.2}$$

Στην πρώτη σχέση υπολογίζεται η μετατόπιση που πρέπει να προστεθεί σε ένα σήμα ts ώστε αυτό να αποκτήσει τιμές στο διάστημα $[1,c]$. Κατόπιν βρίσκεται ο αμέσως μεγαλύτερος ακέραιος του c και πραγματοποιείται αλλαγή βάσης στο λογάριθμο από 10 σε c. Οι τιμές της κυματομορφής έτσι μεταφέρονται στο διάστημα $[0,1]$. Αυτή η διαδικασία διατηρεί την μορφολογία κάθε κυματομορφής, αλλάζοντας μόνο το πλάτος της έτσι ώστε και υψηλότερα συμπλέγματα QRS να μην απορρίπτονται από την διαδικασία επιλογής. Ο βαθμός συσχέτισης των ομοίων συμπλεγμάτων QRS μεγαλώνει. Ωστόσο, σε περίπτωση έκτακτης σφίξης μεγάλου πλάτους ή σε QRS μικρού πλάτους, που δεν αξιολογούνται κατά την διάγνωση [3], ο βαθμός συσχέτισης μειώνεται.

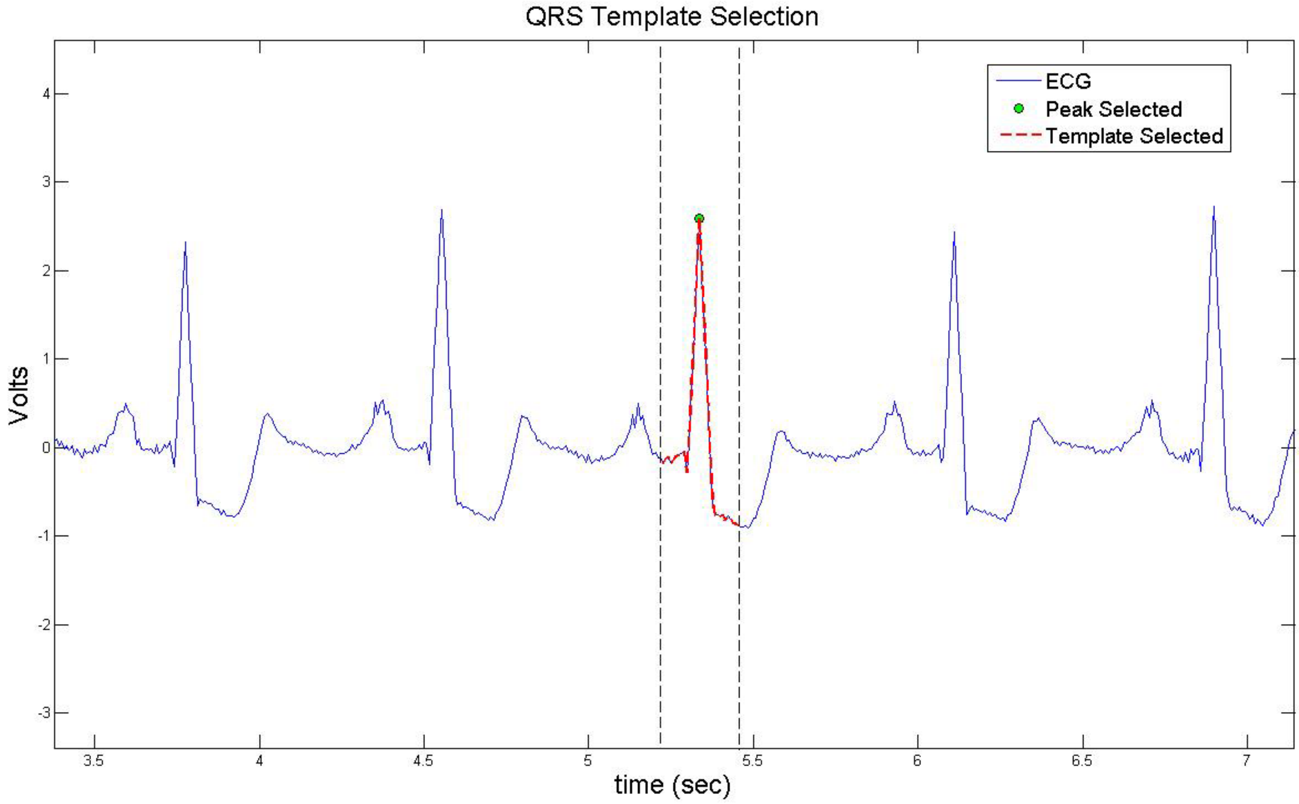


Σχήμα 4-6. Δύο κορυφές πριν και μετά τον λογαριθμικό μετασχηματισμό. Η κόκκινη γραμμή αντιστοιχεί σε έκτακτη σφίξη η οποία δεν αξιολογείται κατά την διάγνωση. Η μπλε γραμμή αντιστοιχεί σε κανονικό σύμπλεγμα. Ο βαθμός συσχέτισης μειώνεται κατά τον μετασχηματισμό.

5. Για κάθε κυματομορφή του 4^{ου} βήματος, υπολογίζεται η συσχέτιση της R με τις υπόλοιπες, βάσει της παρακάτω σχέσης όπου C είναι ο πίνακας συμμεταβλητότητας δυο κυματομορφών i, j.

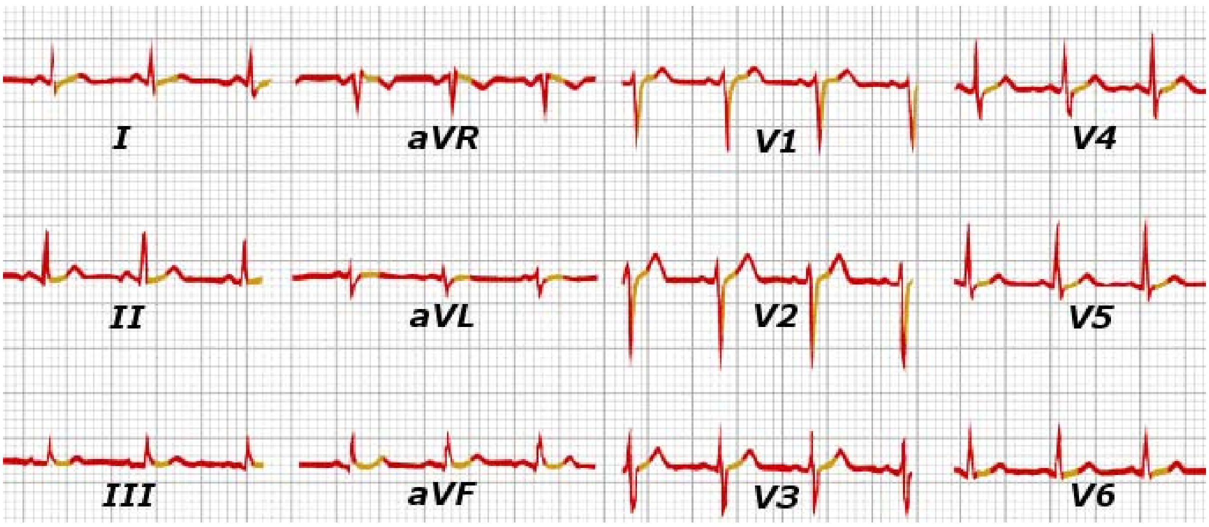
$$R(i,j) = \frac{C(i,j)}{\sqrt{C(i,i)*C(j,j)}} \quad i,j = 1...2 \tag{4.3}$$

6. Για κάθε κυματομορφή από το 5^{ο} βήμα, υπολογίζεται το άθροισμα όλων των συσχετίσεων με τις υπόλοιπες. Καθώς η συσχέτιση είναι ένα μέτρο ομοιότητας ανάμεσα σε δυο χρονοσειρές, η κυματομορφή με το μεγαλύτερο άθροισμα συσχετίσεων θα είναι και αυτή η οποία συνολικά θα μοιάζει περισσότερο με όλες τις υπόλοιπες. Αυτή η κυματομορφή επιλέγεται σαν το πρότυπο σύμπλεγμα QRS με το οποίο θα σαρωθεί το καρδιογράφημα.



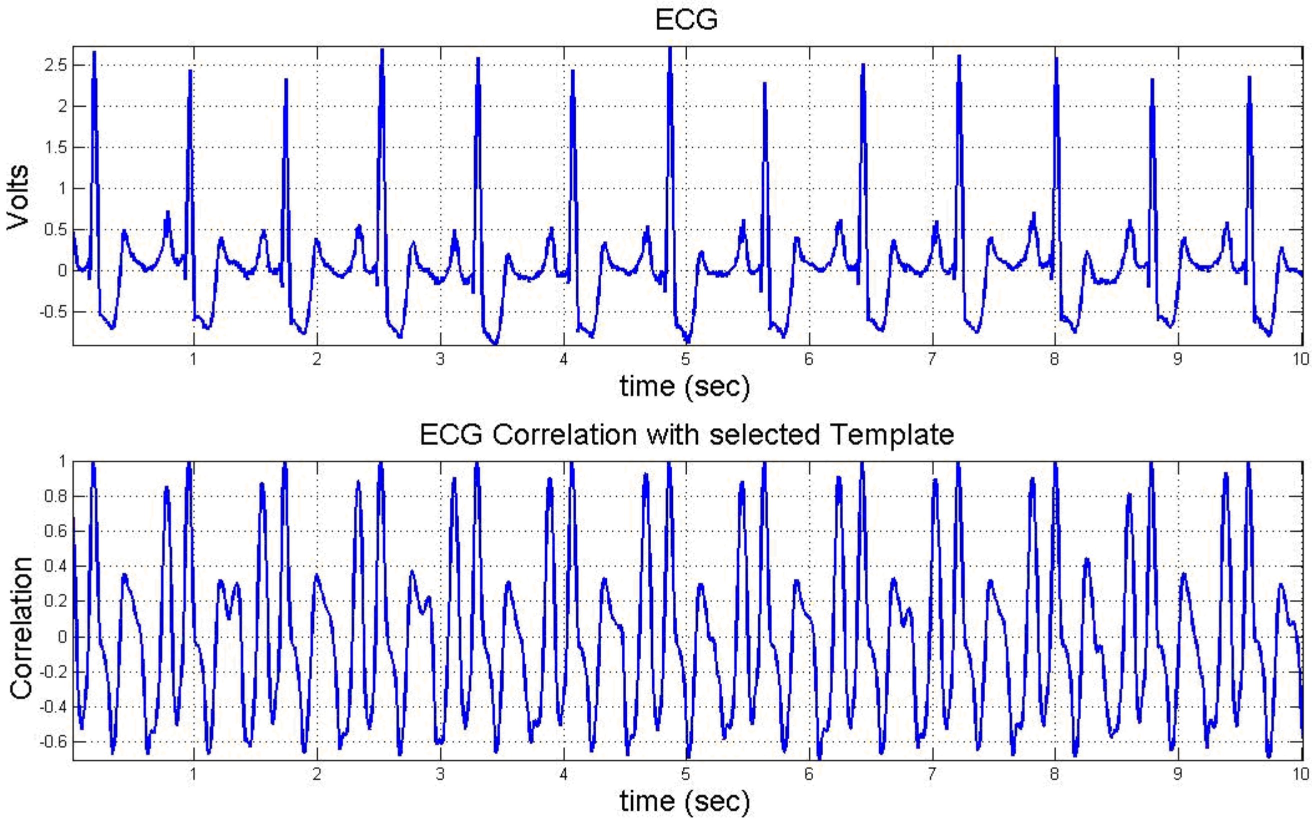
Σχήμα 4-7. Το σύμπλεγμα QRS το οποίο τελικά επιλέχτηκε για σάρωση του καρδιογραφήματος

Ανάλογα με την εξεταζόμενη απαγωγή του καρδιογραφήματος, ο προτεινόμενος αλγόριθμος ενδέχεται αντί για το κύμα **R** να επιλέξει το κύμα **S**. Αυτό συμβαίνει γιατί στο καρδιογράφημα ανιχνεύεται η πιο μεγάλη και πιο συχνά εμφανιζόμενη διακύμανση.



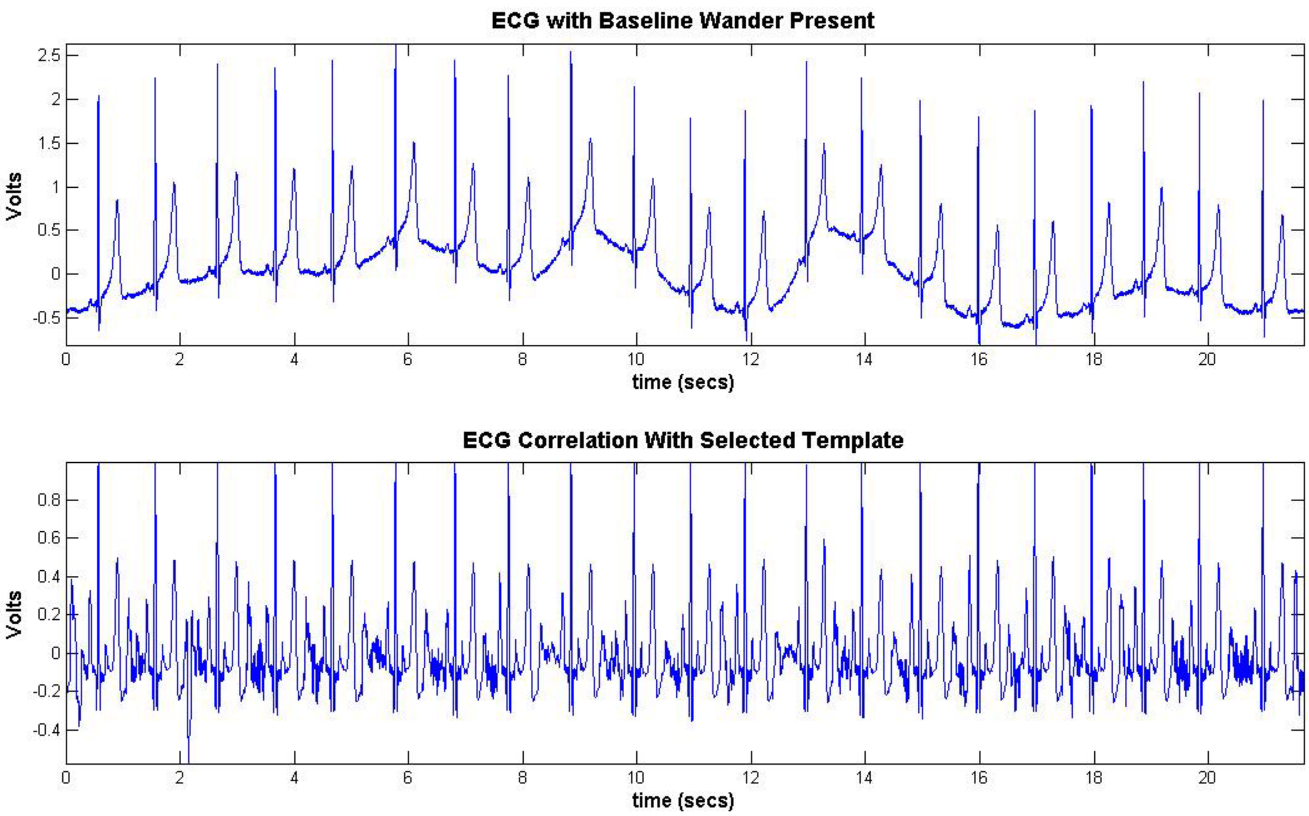
Σχήμα 4-8. Η μεγαλύτερη και συχνότερα εμφανιζόμενη διακύμανση στο καρδιογράφημα παρουσιάζεται είτε σαν το κύμα R (απαγωγές I, II, III, aVF, V4,V5,V6) είτε σαν το κύμα S (απαγωγές aVR, aVL, V1, V2, V3)

Αφού επιλεγεί το πρότυπο σύμπλεγμα QRS, σαρώνεται ολόκληρο το καρδιογράφημα και υπολογίζεται η τιμή της συσχέτισης του συμπλέγματος με ένα κινούμενο παράθυρο ίδιου μεγέθους στο σήμα. Ένα παράδειγμα εφαρμογής της προτεινόμενης διαδικασίας φαίνεται στο Σχήμα 4-9.



Σχήμα 4-9. Η συσχέτιση του καρδιογραφήματος με το πρότυπο QRS που επιλέχθηκε. Οι μέγιστες τιμές εμφανίζονται στα υπόλοιπα συμπλέγματα QRS.

Για να εντοπιστούν οι θέσεις των συμπλεγμάτων QRS στο καρδιογράφημα, πρέπει να βρεθούν οι μέγιστες τιμές της συσχέτισης με το πρότυπο. Η κυματομορφή της συσχέτισης είναι πολύ πιο ομαλή από το αρχικό καρδιογράφημα και δεν επηρεάζεται από πιθανές μετατοπίσεις της ισοηλεκτρικής γραμμής.

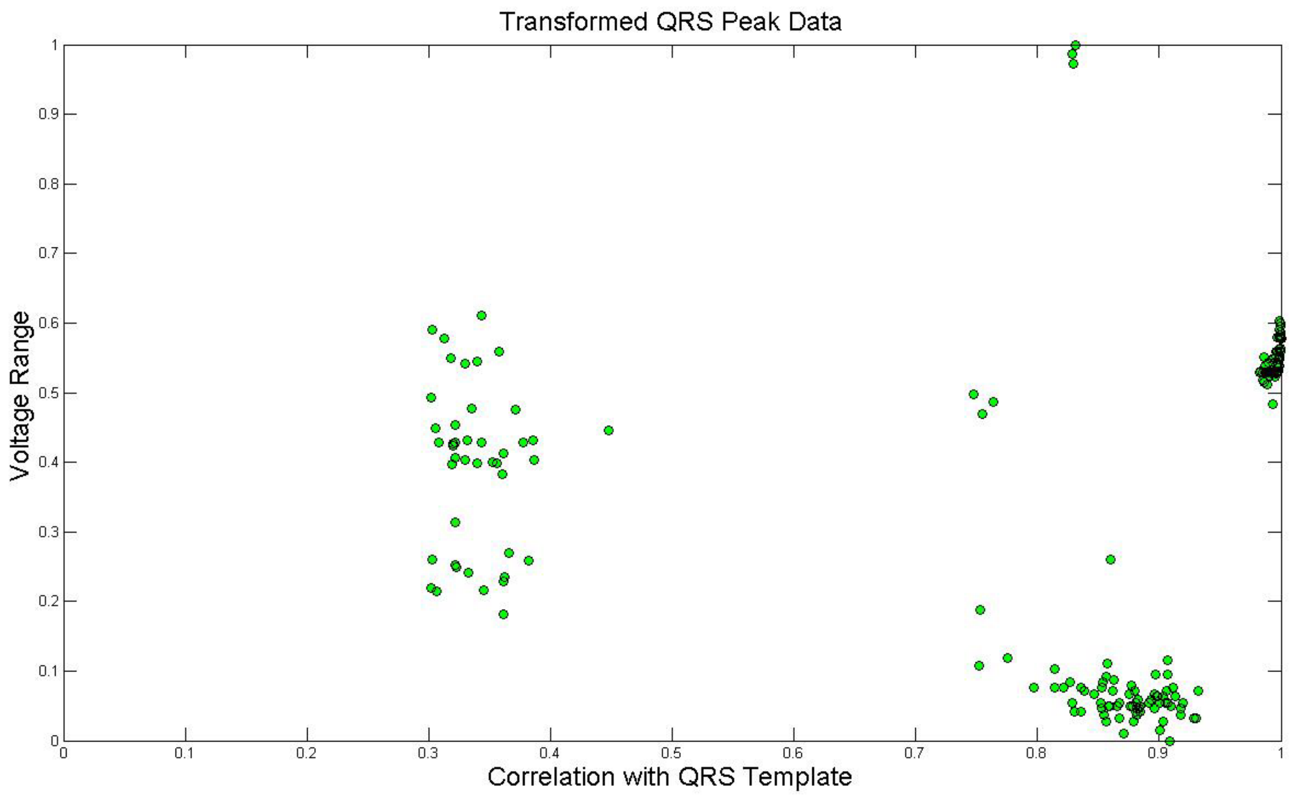


Σχήμα 4-10. Η χρονοσειρά της συσχέτισης με το πρότυπο σύμπλεγμα QRS που επιλέχτηκε. Η μεταβολή της ισοηλεκτρικής γραμμής δεν επηρεάζει την συσχέτιση με το πρότυπο.

Σαρώνοντας την χρονοσειρά της συσχέτισης, εξετάζεται η 1η παράγωγος της μαζί με ένα τυπικό κατώφλι τιμής ίσο με 0.3. Έτσι αποκλείονται όλα τα σημεία του καρδιογραφήματος με χαμηλές συσχετίσεις με το πρότυπο. Σαν πιθανά συμπλέγματα ορίζονται τα σημεία για τα οποία ισχύουν οι εξής συνθήκες:

$$\begin{aligned}
&|Correlation(i)| \geq 0.3 \\
&Correlation(i) > Correlation(i-1) \\
&Correlation(i) > Correlation(i-2) \\
&Correlation(i) > Correlation(i+1) \\
&Correlation(i) > Correlation(i+2)
\end{aligned} \tag{4.4}$$

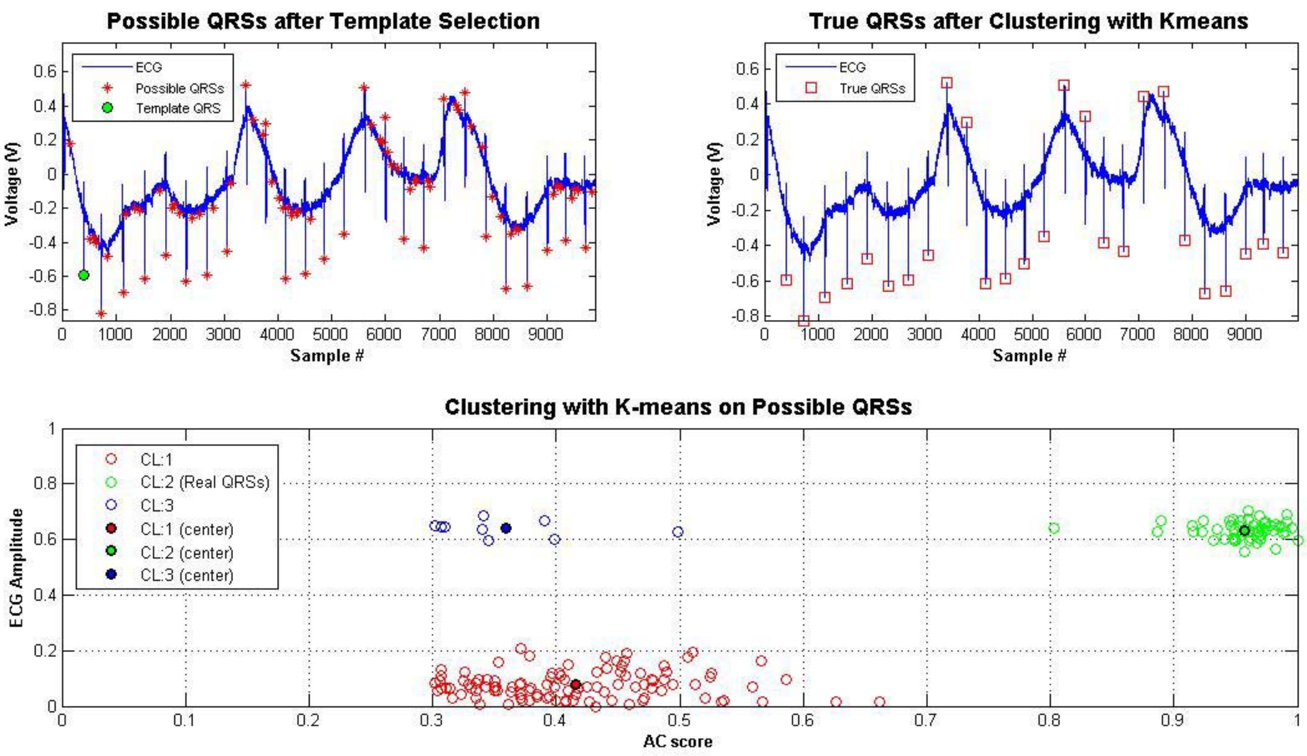
Σε κάθε κορυφή οι οποίες έχουν απομείνει μετά και τον τελευταίο έλεγχο, αντιστοιχίζεται κι ένα ζευγάρι τιμών. Η πρώτη συνιστώσα κάθε ζεύγους είναι η τιμή της συσχέτισης της κυματομορφής, διάρκειας 0.125 sec εκατέρωθεν της κορυφής, με το πρότυπο σύμπλεγμα QRS. Η δεύτερη συνιστώσα είναι το εύρος της τάσης σε αυτήν την κυματομορφή, μετασχηματισμένο λογαριθμικά στο διάστημα $[0,1]$. Ένα παράδειγμα αυτής της απεικόνισης φαίνεται στο Σχήμα 4-11.



Σχήμα 4-11. Τα ζεύγη τιμών που προκύπτουν μετά την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου εύρεσης συμπλεγμάτων QRS.

Τα πραγματικά συμπλέγματα QRS έχουν υψηλή συσχέτιση με το πρότυπο QRS και υψηλό εύρος τάσης. Για να διαχωριστούν η ομάδα των σημείων που αντιστοιχούν σε συμπλέγματα QRS από αυτές που δεν αντιστοιχούν σε συμπλέγματα, πρέπει να χρησιμοποιηθεί κάποιος αλγόριθμος ταξινόμησης.

Χρησιμοποιήθηκαν οι αλγόριθμοι ταξινόμησης **K-means** και **ACOC**. Ενδεικτικά αποτελέσματα φαίνονται στα Σχήματα 4-12 και 4-13. Το καρδιογράφημα που χρησιμοποιείται στα διαγράμματα περιλαμβάνεται στην βάση δεδομένων με καρδιογραφήματα του MIT [4].



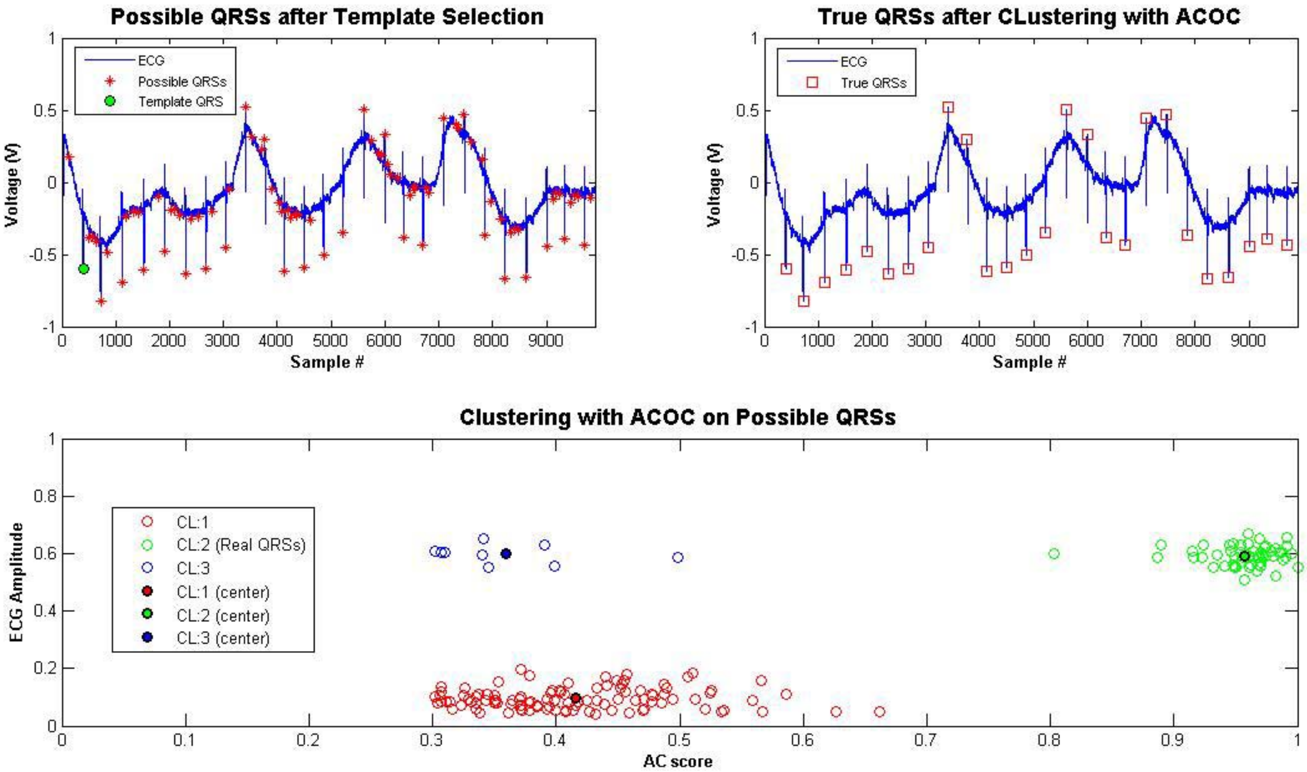
Σχήμα 4-12. Το πάνω αριστερά διάγραμμα δείχνει τα πιθανά συμπλέγματα QRS μετά την επιλογή του προτύπου και την σάρωση του καρδιογραφήματος. Η ομαδοποίηση με K-means φαίνεται στο κάτω διάγραμμα ενώ στο πάνω δεξιά απεικονίζονται τα αναγνωρισμένα συμπλέγματα QRS.

Ο K-means απαιτεί *a priori* γνώση του αριθμού των ομάδων στις οποίες χωρίζονται τα δεδομένα. Καθώς υπάρχουν πολλές διαφορετικές μορφολογίες καρδιογραφημάτων, δεν είναι δυνατόν αυτή η παράμετρος να είναι γνωστή πάντα. Έτσι, ακολουθήθηκε η εξής μέθοδος:

1. Καθορίζεται ο μέγιστος και ο ελάχιστος αριθμός ομάδων που μπορεί να υπάρχουν στα δεδομένα. Τυπικές τιμές, οι οποίες και χρησιμοποιήθηκαν, είναι από 2 έως 5 ομάδες.
2. Εκτελείται ο K-means για κάθε έναν διαφορετικό αριθμό ομάδων στα δεδομένα. Καθώς η αρχική επιλογή των κέντρων των ομάδων γίνεται τυχαία, ο αλγόριθμος πρέπει να εκτελεστεί αρκετές φορές με πολλά διαφορετικά κέντρα ώστε να βρεθεί η βέλτιστη ταξινόμηση. Ο αριθμός των επανεκτελέσεων του αλγορίθμου εξαρτάται από το πλήθος των δεδομένων προς ταξινόμηση, άρα από τον χρόνο που διαρκεί το καρδιογράφημα. Όσο μεγαλύτερο το καρδιογράφημα, τόσο περισσότερα τα δεδομένα και τόσο πιο πολλές οι προσπάθειες που χρειάζονται μέχρι να βρεθούν τα κατάλληλα κέντρα.
3. Για κάθε διαφορετικό αριθμό ομάδων, υπολογίζεται η εγκυρότητα της ταξινόμησης με χρήση της συνάρτησης silhouette. Σαν καλύτερη δυνατή ταξινόμηση επιστρέφεται αυτή με την μεγαλύτερη τιμή silhouette.

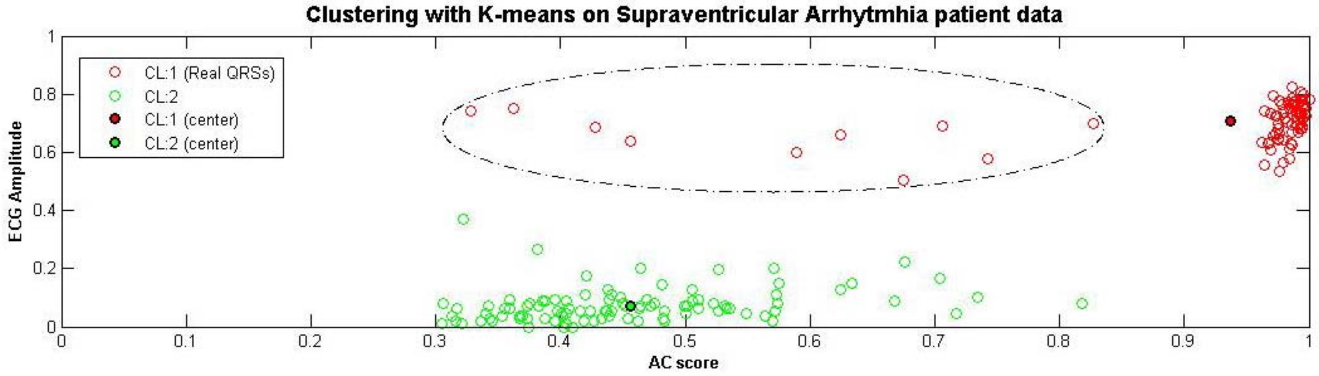
Ο αλγόριθμος ACOC δεν απαιτεί εκ των προτέρων γνώση του αριθμού των ομάδων στα δεδομένα. Ωστόσο, ανάλογα με το πλήθος και την διασπορά των δεδομένων, η τιμή του συντελεστή εξάτμισης και του αριθμού των πρακτόρων οι οποίοι θα εξερευνήσουν τον χώρο των λύσεων για τα κέντρα των ομάδων αλλάζει. Για την καλύτερη δυνατή ταξινόμηση, δοκιμάστηκαν διάφορες τιμές για αυτά τα μεγέθη. Ο αλγόριθμος είχε καλύτερη συμπεριφορά και γρηγορότερη σύγκλιση για συντελεστή εξάτμισης $r = 0.003$ και 20 πράκτορες ανά περίπου 300 σημεία προς ταξινόμηση. Ο αριθμός των επαναλήψεων που χρησιμοποιήθηκε στον ACOC ήταν 200.

Ο ACOC στις περισσότερες των περιπτώσεων συνέκλινε στην βέλτιστη λύση από αυτές που προκύπτουν κατά την αφαίρεση των ακμών του γράφου σε λιγότερες των 50 επαναλήψεων. Καθώς όμως δεν ήταν δυνατή η εύρεση ενός ασφαλούς κατωφλιού επαναλήψεων, ορίστηκε το όριο των 500 επαναλήψεων. Η εκτέλεση του αλγορίθμου σταματάει όταν δημιουργηθούν περισσότερες από 6 ομάδες στα δεδομένα. Ο λόγος της επιλογής των 6 ομάδων οφείλεται στο γεγονός ότι 6 είναι και τα βασικά κύματα και σημεία ενος καρδιακού κύκλου.

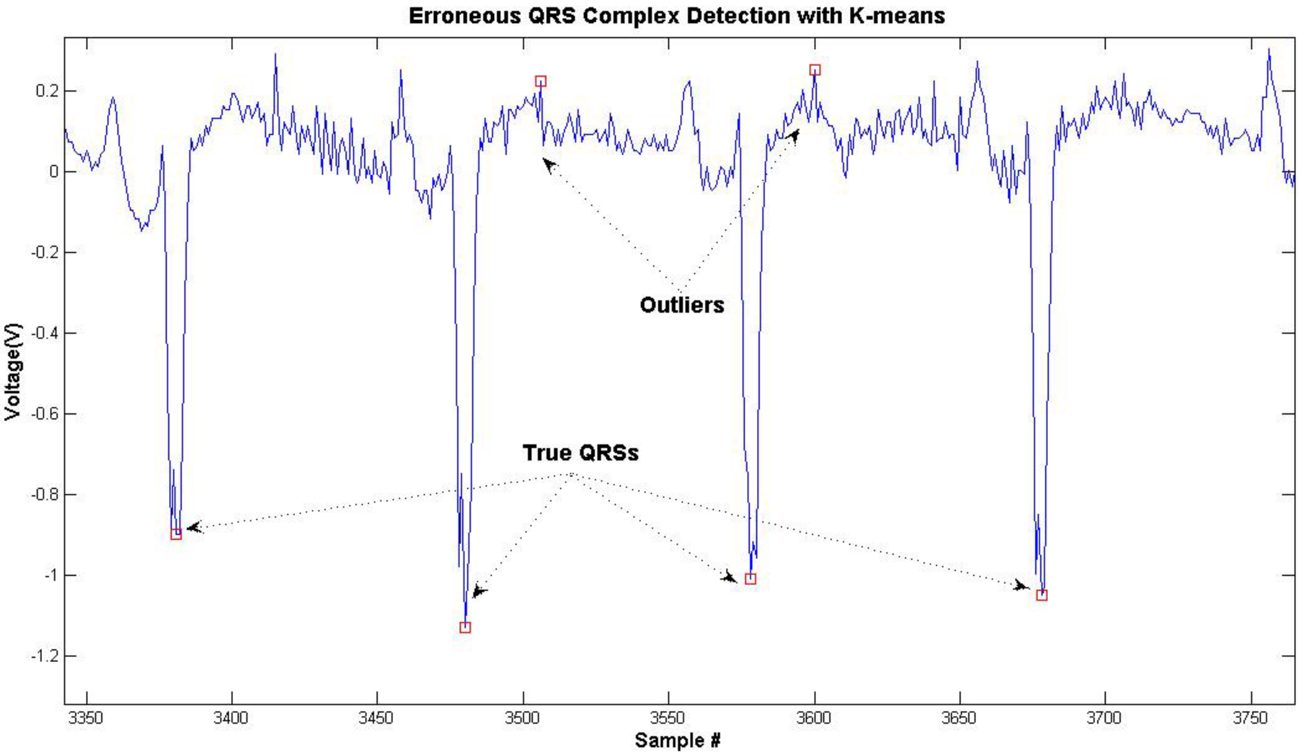


Σχήμα 4-13. Τα δεδομένα του Σχήματος 4-11 ομαδοποιημένα με ACOC.

Σε καρδιογραφήματα από ασθενείς με υπερκοιλιακή αρρυθμία, παρατηρείται ότι ο K-means, σε αντίθεση με τον ACOC, συμπεριλαμβάνει στην ομάδα με τα πραγματικά συμπλέγματα QRS και κάποια κύματα T με μεγάλη τιμή. Αυτό συμβαίνει λόγω του scaling των δεδομένων το οποίο επηρεάζει τον υπολογισμό της Ευκλείδειας απόστασης. Θεωρώντας ότι στο τέλος κάθε αλγόριθμου υπάρχουν δυο ομάδες, μια με τα πραγματικά συμπλέγματα QRS και μια με τα λανθασμένα, τα διαγράμματα συσχέτισης-εύρους έχουν μορφή αντίστοιχη των παρακάτω σχημάτων για διάφορα καρδιογραφήματα.

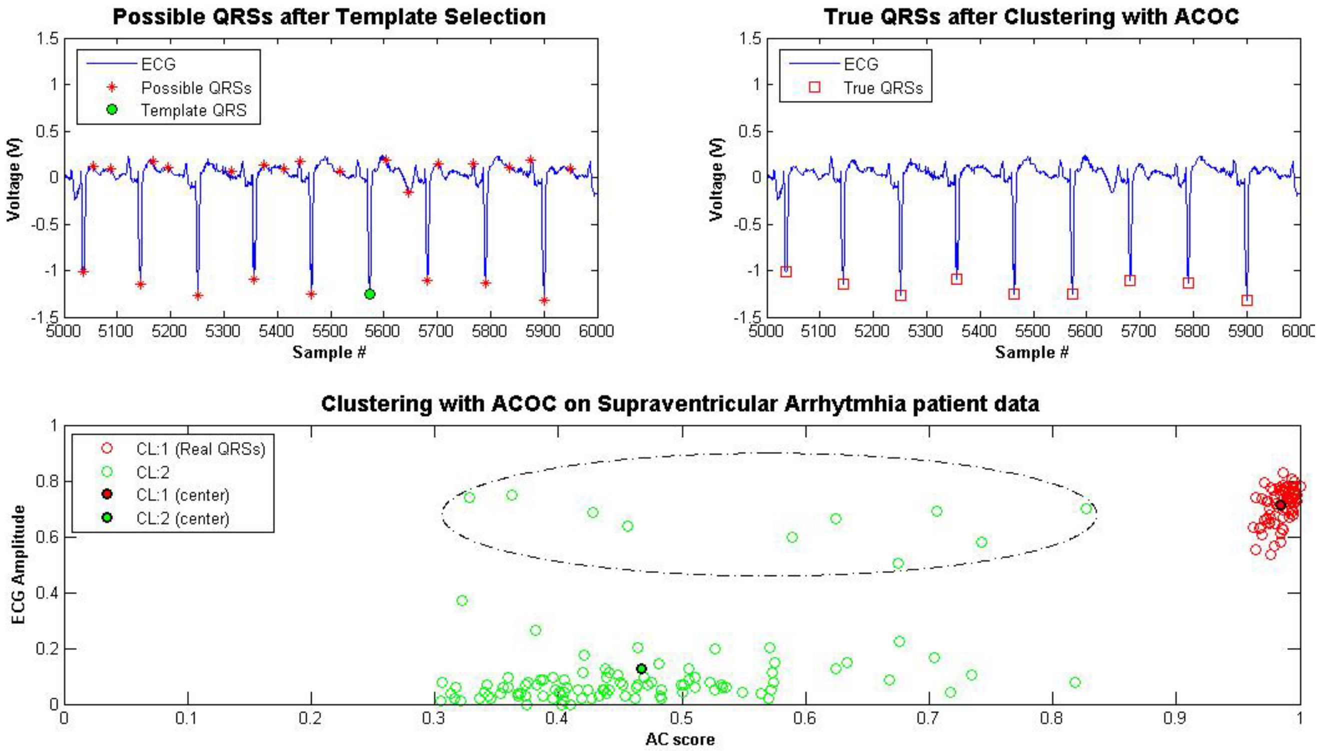


Σχήμα 4-14. Αποτελέσματα ομαδοποίησης με K-means σε δεδομένα ασθενή με Υπερκοιλιακή Αρρυθμία. Η έλλειψη περιλαμβάνει τα λανθασμένα σημεία.



Σχήμα 4-15. Η λανθασμένη επιλογή συμπλεγμάτων QRS από τον K-means σε ένα τμήμα του καρδιογραφήματος.

Ο αλγόριθμος ACOC ανίχνεύει σωστά τα συμπλέγματα QRS απορρίπτοντας τα λάνθασμένα σημεία.

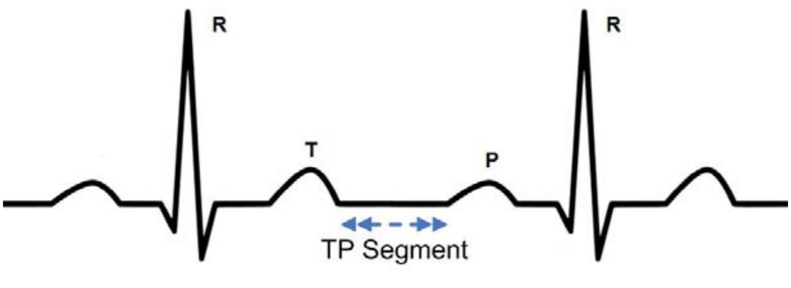


Σχήμα 4-16. Ο αλγόριθμος ACOC επιλέγει μόνο τα σωστά συμπλέγματα QRS. Η έλλειψη περιλαμβάνει τα σημεία τα οποία ο K-means έχει λανθασμένα συμπεριλάβει στην κόκκινη ομάδα.

Τελικώς για την καλύτερη ομαδοποίηση των συμπλεγμάτων QRS επιλέχτηκε να χρησιμοποιηθεί ο αλγόριθμος ACOC. Η επιλογή βασίστηκε σε εκτέλεση των δυο αλγορίθμων πάνω σε πολλά καρδιογραφήματα τα οποία περιλαμβάνονται στην βάση δεδομένων του M.I.T.

4.2 Εύρεση του διαστήματος ανάμεσα σε 2 παλμούς (διάστημα TP)

Το επόμενο χαρακτηριστικό κομμάτι του καρδιογραφήματος που αναγνωρίστηκε ήταν το διάστημα από το κύμα T ενός παλμού μέχρι το κύμα P του επόμενου παλμού. Αυτό το διάστημα φαίνεται στο Σχήμα 4-17.

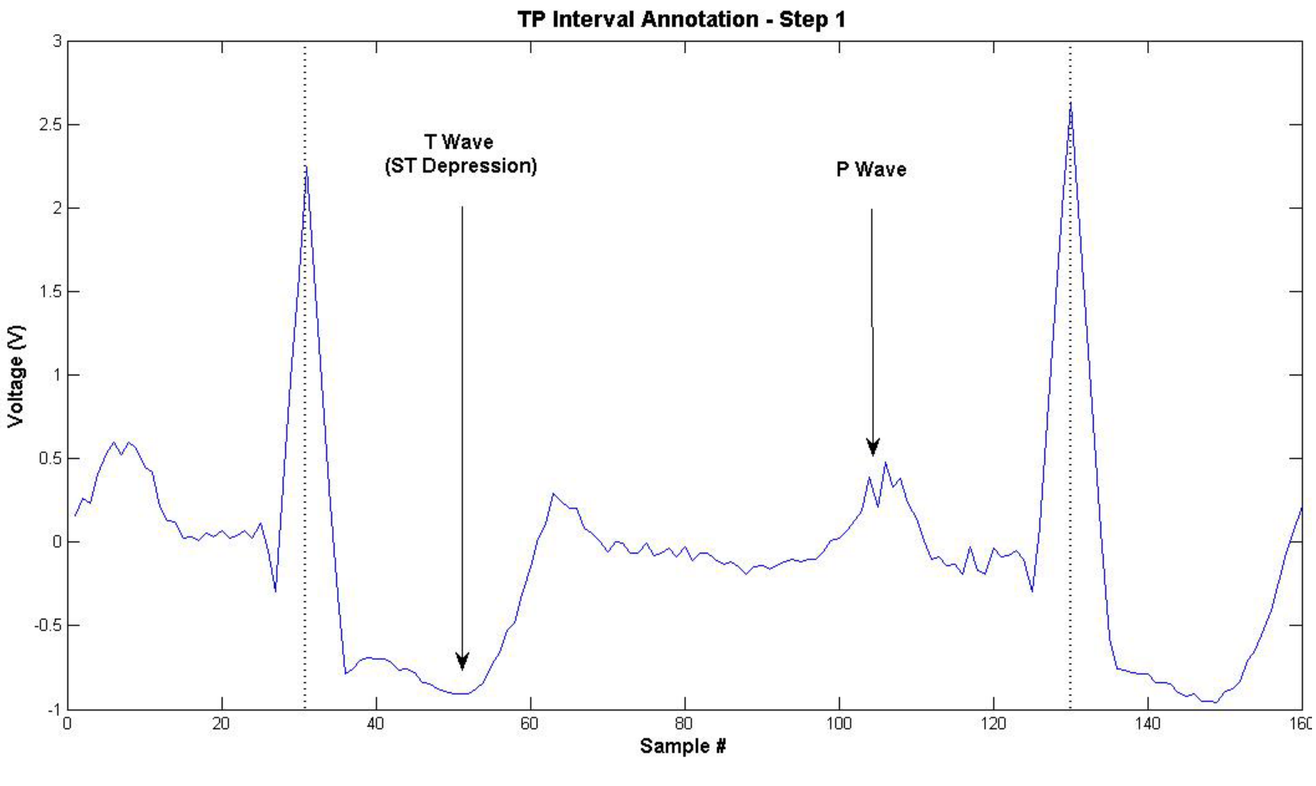


Σχήμα 4-17. Το διάστημα TP σε ένα ιδανικό καρδιογράφημα

Η ανίχνευση αυτού του διαστήματος σωστά παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην σωστή επισήμανση των διαφόρων μερών του καρδιογραφήματος καθώς περιορίζει σημαντικά το κομμάτι στο οποίο πρέπει να αναζητηθούν τα κύματα T και P. Συγκεκριμένα, στον πρώτο από τους 2 παλμούς, περιορίζει την αναζήτηση του κύματος T ανάμεσα στην αρχή του διαστήματος TP και το σύμπλεγμα QRS του παλμού αυτού, ενώ στον δεύτερο παλμό περιορίζει την αναζήτηση του κύματος P ανάμεσα στο τέλος του διαστήματος TP και το σύμπλεγμα QRS του δεύτερου παλμού. Λόγω θορύβου ή μετακίνησης της ισοηλεκτρικής γραμμής, ενδέχεται τα κύματα T και P να μην είναι εύκολο να ανιχνευτούν με μια απλή σάρωση του καρδιογραφήματος.

Για να καθοριστούν τα διαστήματα **T-P** στο καρδιογράφημα ακολουθείται η εξής διαδικασία:

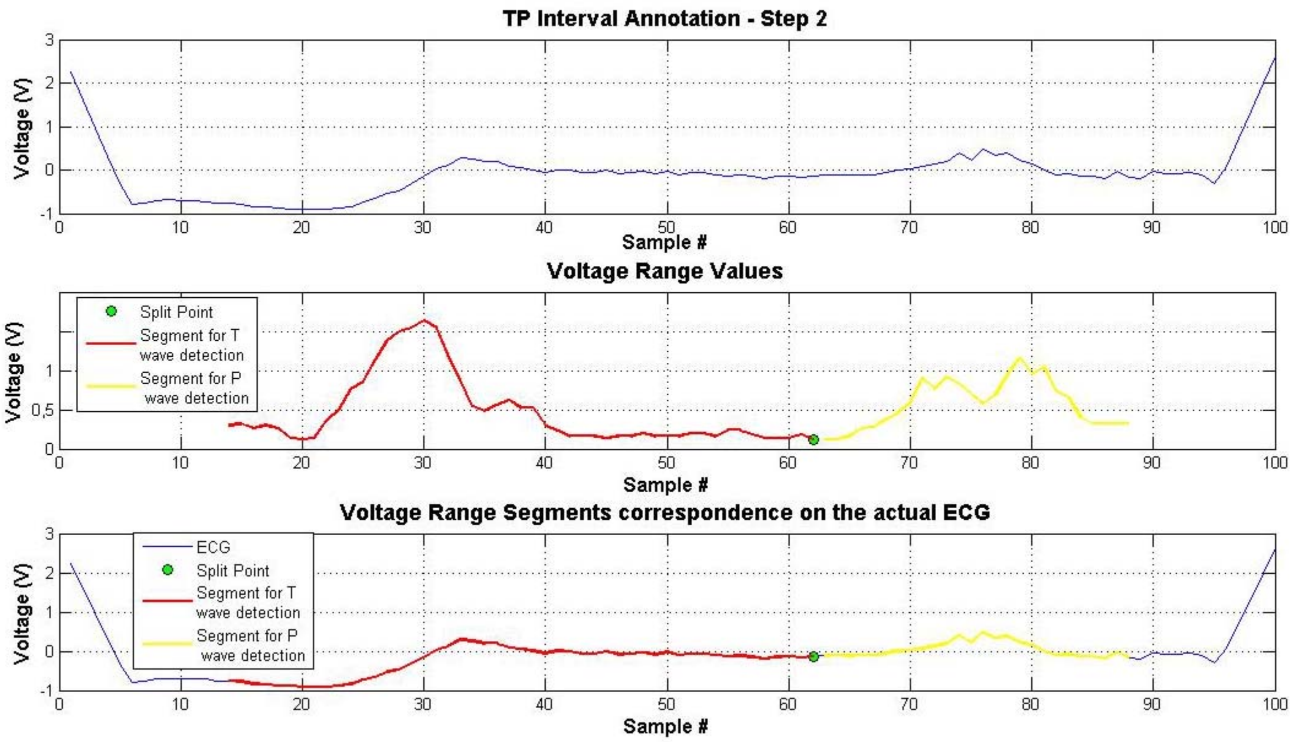
1. Για κάθε σημείο του καρδιογραφήματος ανάμεσα σε 2 διαδοχικές κορυφές υπολογίζεται το εύρος της τάσης σε ένα παράθυρο 0.02 sec. Επειδή κατά τον εντοπισμό των συμπλεγμάτων QRS έχουν βρεθεί οι θέσεις των κυμάτων R/S, αφαιρείται ένα κομμάτι του καρδιογραφήματος διάρκειας 0.1 sec μετά την πρώτη από τις δυο διαδοχικές κορυφές και πριν την δεύτερη κορυφή αντίστοιχα [5]. Το όριο των 0.1 sec επιλέχτηκε ώστε να είναι ίσο με τη διάρκεια ενός τυπικού συμπλέγματος QRS. Έτσι δεν λαμβάνεται υπόψη το μέρος του καρδιογραφήματος έως το σημείο J της πρώτης καρδιακής σφίξης και έως το τμήμα PQ της δεύτερης σφίξης. Η χρήση του εύρους τάσης αντί της τιμής διευθετεί την περίπτωση κατά την οποία κάποια από τα κύματα P και T είναι ανεστραμμένο. Κατόπιν το σήμα σαρώνεται ανά ζεύγη συμπλεγμάτων QRS με ένα κινούμενο παράθυρο διάρκειας 0.01 sec. Οι ρυθμοί δειγματοληψίας στα διαθέσιμα καρδιογραφήματα ήταν 128,250 και 360 Hz. Άρα το παράθυρο είχε μέγεθος 2,3 και 4 δείγματα αντίστοιχα.



Σχήμα 4-18.Δυο διαδοχικά συμπλέγματα QRS. Τα κύματα T και P σημειώνονται με βέλη.

2. Κατόπιν το σήμα που έχει απομείνει, χωρίζεται σε δυο κομμάτια: το ένα κομμάτι περιλαμβάνει το αριστερό μισό του σήματος και το 1/7 του δεξιού μισού του σήματος. Το άλλο περιλαμβάνει το υπόλοιπο σήμα. Η ασυμμετρία αυτή είναι απαραίτητη καθώς το κύμα T το οποίο βρίσκεται στο αριστερό κομμάτι του σήματος έχει συνήθως διάρκεια υπερδιπλάσια από το κύμα P το οποίο βρίσκεται στο δεξί κομμάτι του

σήματος [5]. Ένας επιπρόσθετος λόγος για τον διαχωρισμό είναι η τάση που καταγράφεται στα δυο κύματα καθώς στο κύμα P αυτή είναι μικρότερη από το κύμα T.



Σχήμα 4-19.Το 2ο βήμα εκτέλεσης του προτεινόμενου αλγορίθμου για την εύρεση του διαστήματος TP

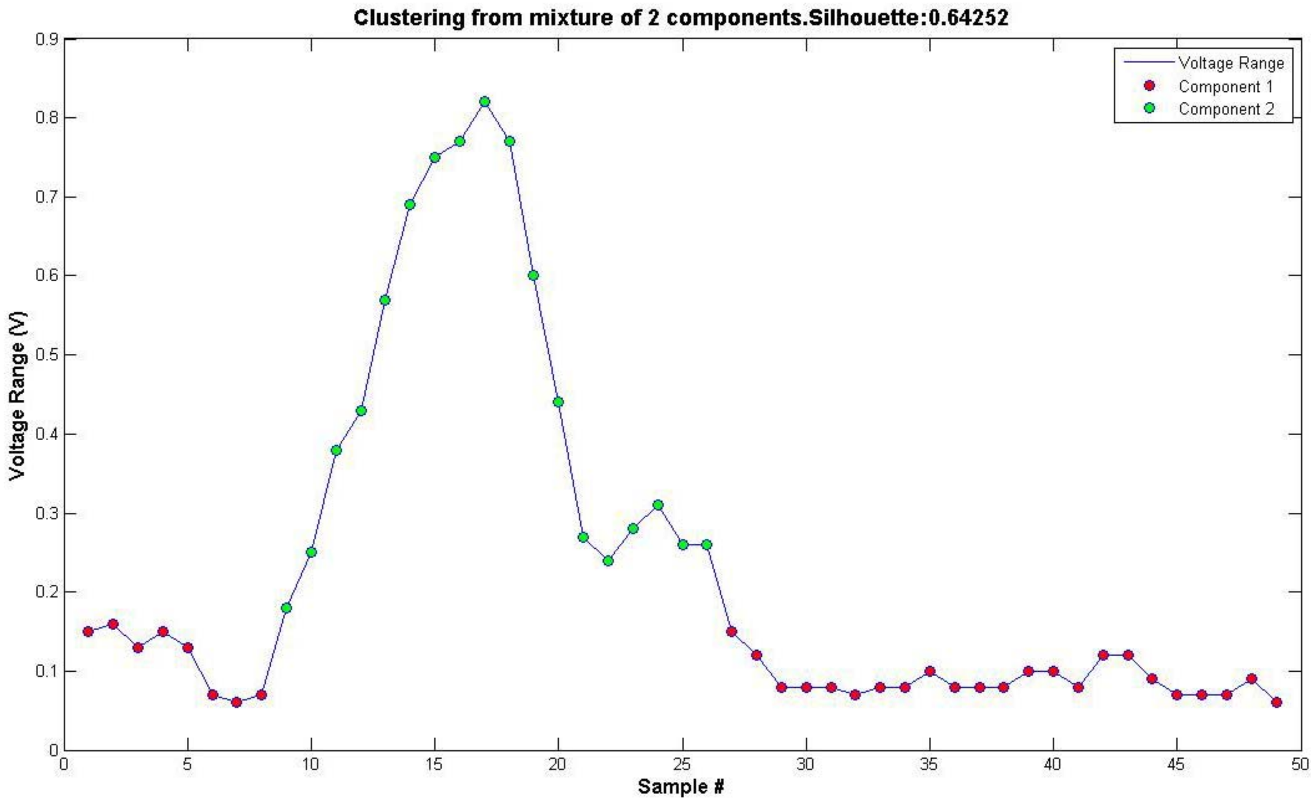
Στο Σχήμα 4-18 φαίνεται η εφαρμογή της διαδικασίας στο κομμάτι του καρδιογραφήματος που φαίνεται στο 1^{ο} βήμα. Το διάστημα ανάμεσα στα δυο συμπλέγματα QRS (επάνω διάγραμμα) σαρώνεται και υπολογίζεται το εύρος τάσης γύρω από κάθε σημείο για χρόνο 0.02 sec (μεσαίο διάγραμμα). Η χρονοσειρά του εύρους τάσης χωρίζεται σε 2 κομμάτια (πράσινη βούλα): ένα κομμάτι (κόκκινη γραμμή) το οποίο περιέχει το κύμα T και ένα κομμάτι (κίτρινη γραμμή) που περιέχει το κύμα P. Στο κάτω διάγραμμα φαίνονται τα κομμάτια αυτά πάνω στο κανονικό καρδιογράφημα.

3. Το κάθε κομμάτι του καρδιογραφήματος από το βήμα **2** (κόκκινη και κίτρινη γραμμή αντίστοιχα στο Σχήμα 4-19) μπορεί να θεωρηθεί σαν άθροισμα δυο πληθυσμών με διαφορετικές τιμές εύρους: έναν με υψηλό εύρος τιμών τάσης, που αντιστοιχούν στο κύμα που περιέχεται στο κομμάτι, και έναν με χαμηλό εύρος τάσης, που αντιστοιχεί στην ισοηλεκτρική γραμμή που διέπει το κομμάτι. Σε κάθε κομμάτι υπολογίζεται το βέλτιστο μείγμα κανονικών κατανομών για τα αντίστοιχα δεδομένα του βήματος **1**:

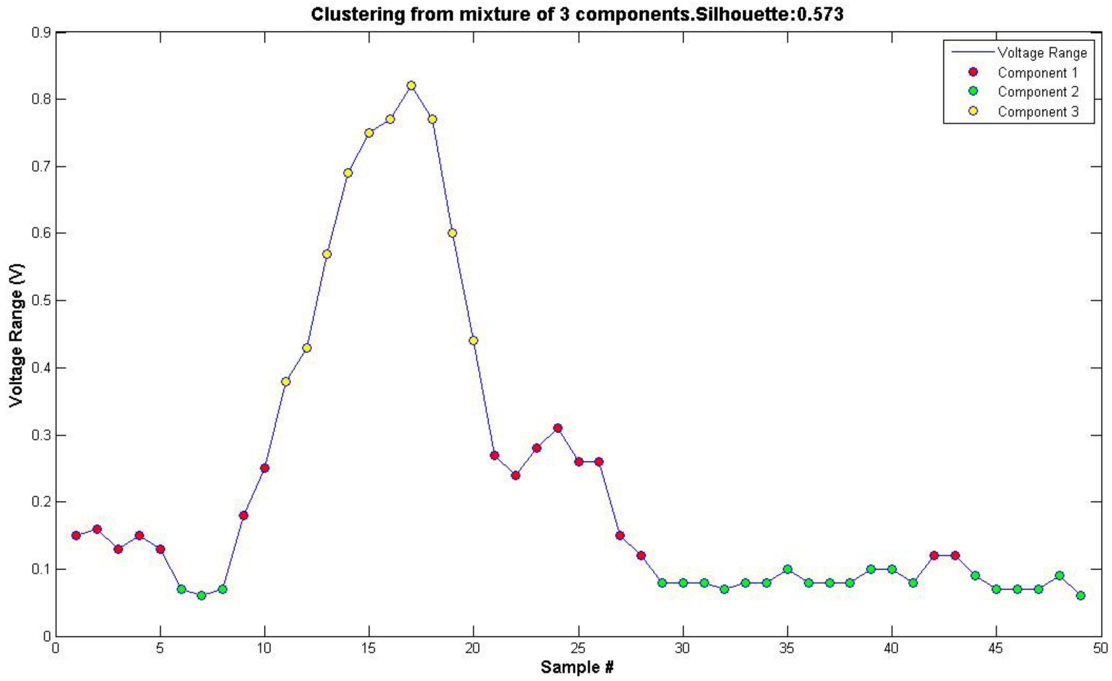
   I. Υπολογίζονται διαδοχικά οι παράμετροι των μειγμάτων για 2,3 και 4 κανονικές κατανομές.

   II. Για κάθε διαφορετικό μείγμα κατανομών, υπολογίζεται η πιθανότητα κάθε σημείου να ανήκει σε μια από τις κατανομές του μείγματος. Κάθε σημείο από το κομμάτι του καρδιογραφήματος αντιστοιχίζεται στην κατανομή εκείνη στην οποία έχει την μεγαλύτερη πιθανότητα να ανήκει. Έτσι σχηματίζονται αντίστοιχα ταξινομήσεις 2,3 και 4 ομάδων για τα σημεία.

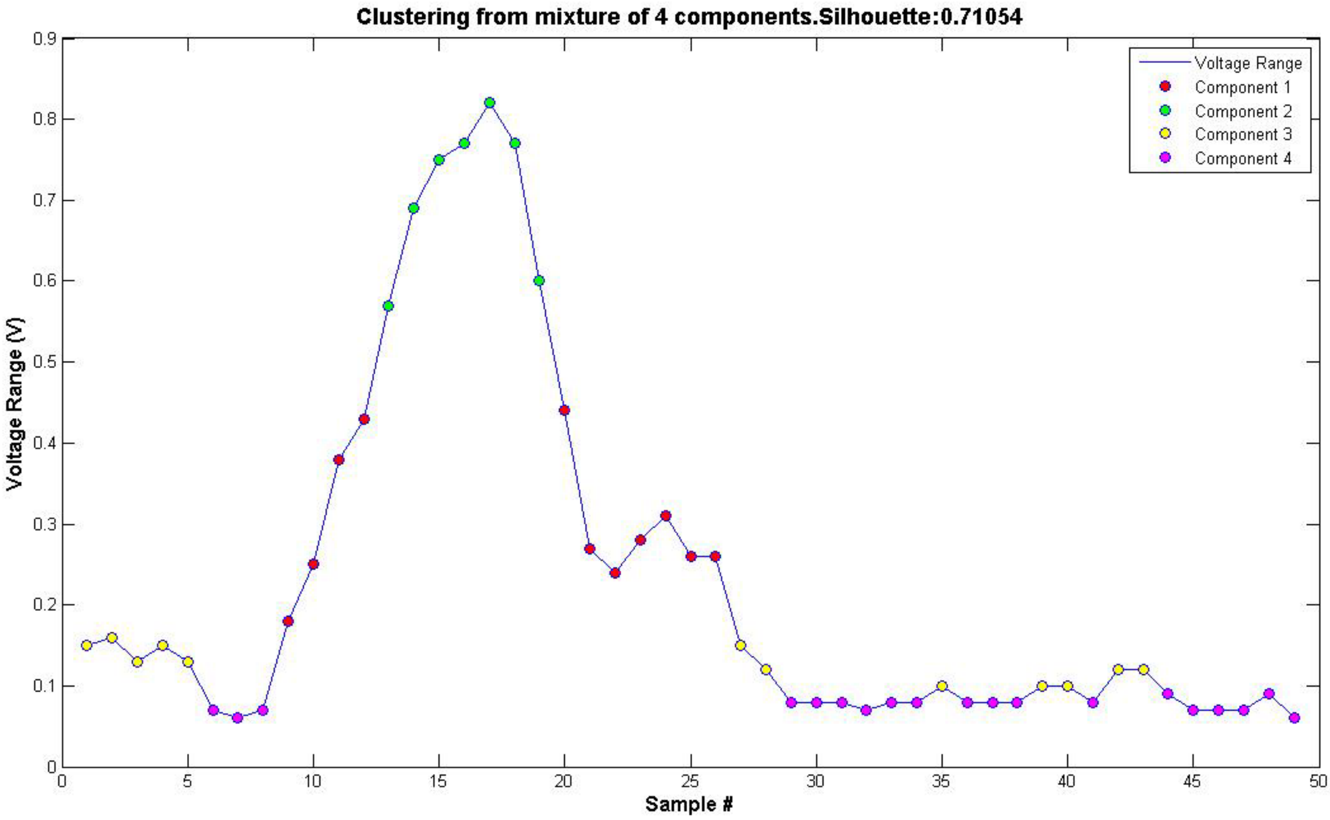
III. Αξιολογείται η εγκυρότητα της αξιολόγησης χρησιμοποιώντας την silhouette. Ο βέλτιστος αριθμός ομάδων και άρα το καταλληλότερο μείγμα από τους διαθέσιμους συνδυασμούς επιλέγεται βάση της silhouette.



Σχήμα 4-20. Χρήση μείγματος 2 κανονικών κατανομών για την ταξινόμηση των τιμών εύρους τάσης της κόκκινης γραμμής (μεσαίο διάγραμμα, Σχήμα 4-19). Η τιμή της Silhouette είναι 0,64252.



Σχήμα 4-21. Χρήση μείγματος 3 κανονικών κατανομών για την ταξινόμηση των τιμών εύρους τάσης της κόκκινης γραμμής (μεσαίο διάγραμμα, Σχήμα 4-19). Η τιμή της Silhouette είναι 0,573 και άρα η ταξινόμηση είναι χειρότερη.



Σχήμα 4-22. Χρήση μείγματος 4 κανονικών κατανομών για την ταξινόμηση των τιμών εύρους τάσης της κόκκινης γραμμής (μεσαίο διάγραμμα, Σχήμα 4-19). Η τιμή της Silhouette είναι 0,71054 και άρα η ταξινόμηση είναι η καλύτερη από τις 3.

4. Για κάθε κατανομή από το βέλτιστο μείγμα του βήματος **3** υπολογίζεται το πηλίκο

$$Score_i = \frac{\mu_i}{\pi_i}, i = 1,\dots, N_b$$

όπου μ_i είναι ο μέσος όρος της i-οστής κατανομής, π_i είναι ο βαθμός συμμετοχής της κατανομής στο μείγμα και N_b είναι ο βέλτιστος αριθμός κατανομών από το βήμα **3.III**. Η κατανομή η οποία περιέχει το κύμα T (ή P) θα έχει μεγαλύτερο μέσο όρο εύρους και μικρότερη συμμετοχή στο μείγμα από τις υπόλοιπες: μεγάλο μέσο όρο γιατί η τάση που καταγράφεται στο καρδιογράφημα έχει μεγαλύτερες διακυμάνσεις κατά το κύμα και μικρότερη συμμετοχή στο μείγμα καθώς η διάρκεια του κύματος T (ή P) είναι μικρότερη από την ουδέτερη περιοχή κατά την οποία δεν καταγράφεται έντονη ηλεκτρική δραστηριότητα. Έτσι η κατανομή που περιέχει τα σημεία του κύματος T (ή P) θα είναι αυτή η οποία θα έχει το μεγαλύτερο $Score_i$.

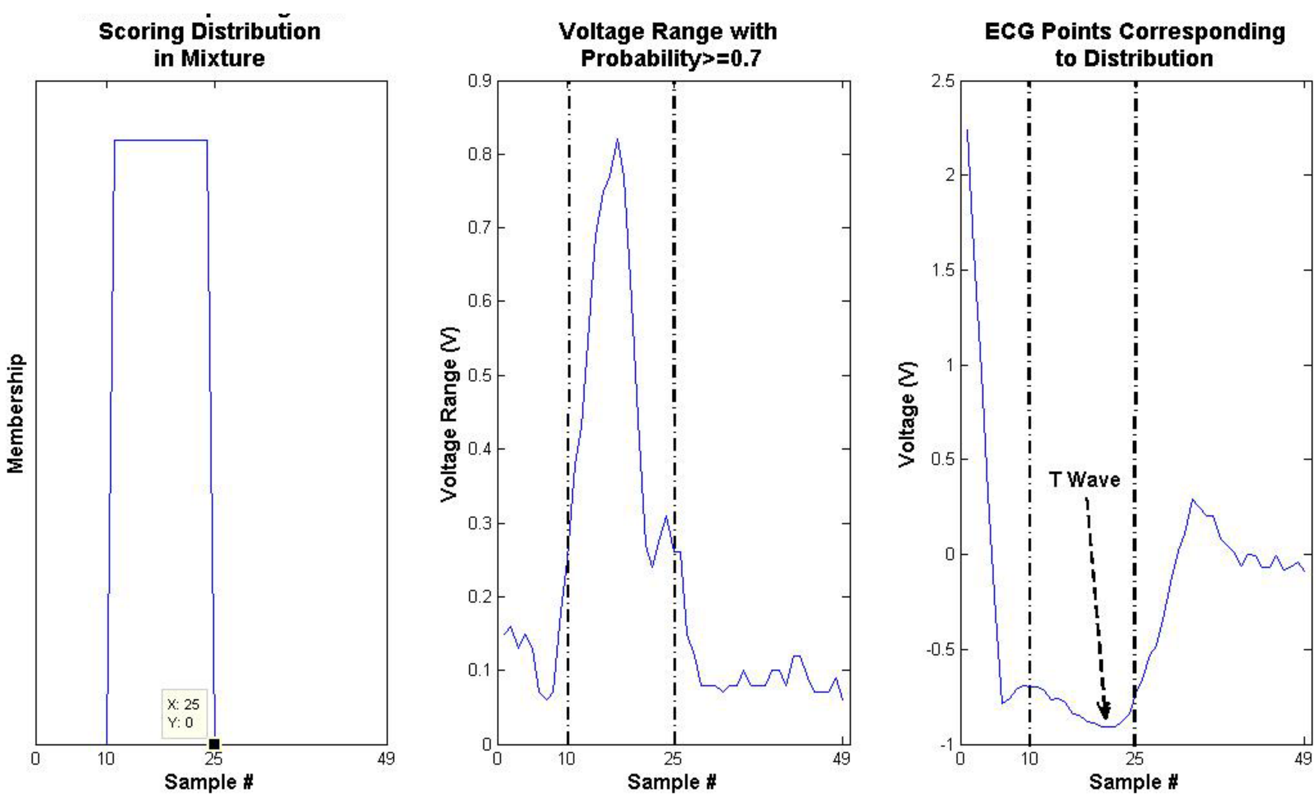
Για τα δεδομένα του Σχήματος 4-19, το βέλτιστο μείγμα κατανομών βρέθηκε να περιέχει 4 κατανομές. Οι τιμές των παραμέτρων του μείγματος για αυτές τις κατανομές φαίνονται στον Πίνακα 4-1. Η κατανομή η οποία περιέχει τμήμα του κύματος P είναι η $2^η$.

Πίνακας 4-1. Επιλογή κατανομής που περιέχει το κύμα P του Σχήματος 4-18				
Nb=4	1	2	3	*4*
μ_i	0,291921	0,709385	0,123686	*0,075681*
π_i	0,234313	0,142672	0,263040	*0,359975*
$Score_i$	*1,245858*	*4,972156*	*0,470216*	*0,210240*

5. Ανάλογα με το κομμάτι του καρδιογραφήματος που εξετάζεται ακολουθείται και άλλη διαδικασία για την εύρεση των κυμάτων P και T:
   I. **Κύμα T**: σαρώνεται το αριστερό κομμάτι από το τέλος προς την αρχή του. Θεωρούμε ότι το κύμα T βρίσκεται προσεγγιστικά στο πρώτο σημείο το οποίο έχει πιθανότητα μεγαλύτερη ίση του 0,7 να ανήκει στην κατανομή από το βήμα **4**. Η σάρωση γίνεται με ανάποδη φορά για να εξασφαλιστεί ότι το κομμάτι το οποίο εξετάζεται δεν περιέχει το κύμα T.
   II. **Κύμα P**: σαρώνεται το δεξιό κομμάτι από την αρχή προς το τέλος του. Θεωρούμε ότι το κύμα P βρίσκεται προσεγγιστικά στο πρώτο σημείο το οποίο έχει πιθανότητα μεγαλύτερη ίση του 0,7 να ανήκει στην κατανομή από το βήμα **4**.

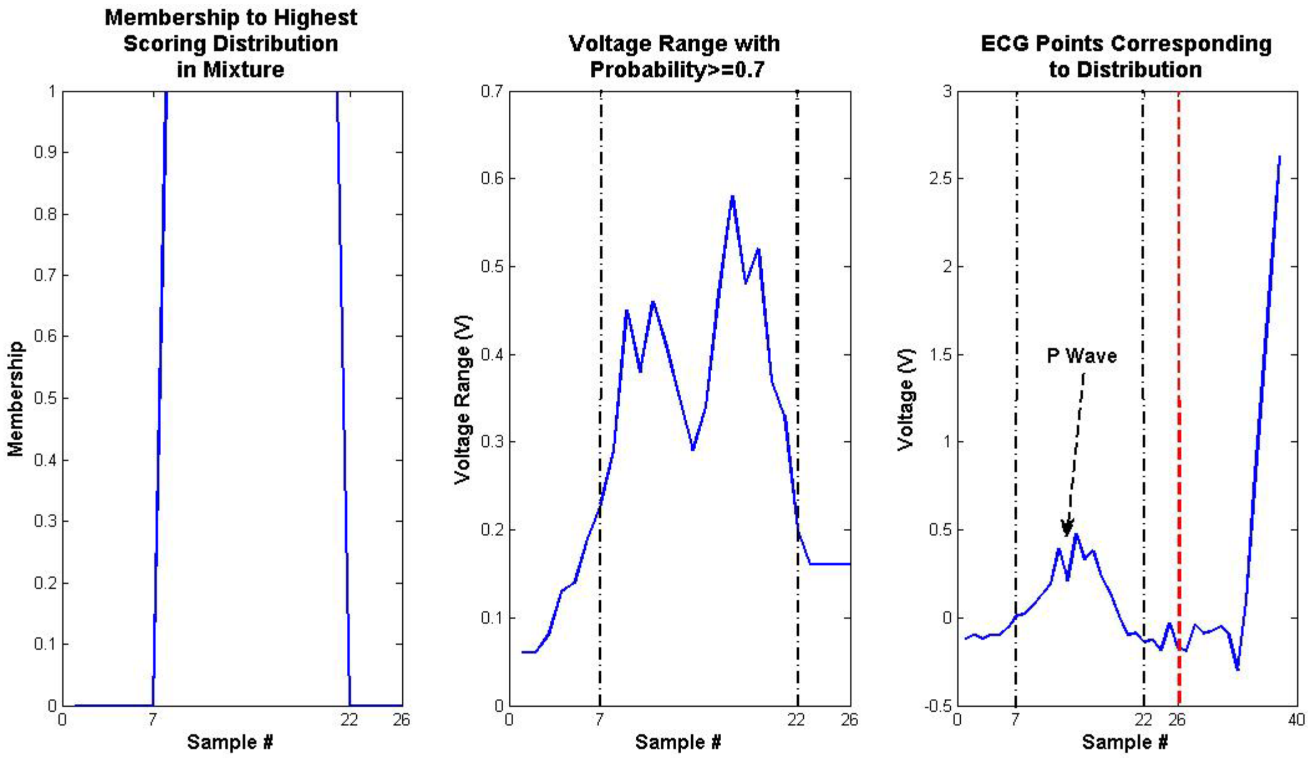
Το κατώφλι και στις δυο περιπτώσεις επιλέχθηκε μετά από δοκιμές ώστε να εξασφαλιστεί ότι επιλέγεται πάντα ένα τμήμα του κύματος, αν όχι το μέγιστο σημείο του. Πρέπει να τονιστεί ότι κατά την ανίχνευση του διαστήματος TP, σκοπός είναι να βρεθεί το ηλεκτρικά ουδέτερο κομμάτι ανάμεσα σε 2 συμπλέγματα QRS. Γνωρίζοντας που βρίσκονται τα συμπλέγματα QRS, τα κύματα T και P θα αναζητηθούν ανάμεσα στα συμπλέγματα και τα όρια του διαστήματος TP. Αυτό συμβαίνει γιατί μικρές διακυμάνσεις κατά την λήψη του καρδιογραφήματος, όπως μυϊκός θόρυβος ή κάποια κίνηση του ασθενή, μπορεί να αλλοιώσουν το καρδιογράφημα και να επιφέρουν ανίχνευση των κυμάτων T και P νωρίτερα ή αργότερα από το αναμενόμενο.

Η διαδικασία φαίνεται στο Σχήμα 4-23 για την κόκκινη γραμμή του σχήματος 4-19. Στο αριστερό διάγραμμα φαίνονται τα σημεία τα οποία είχαν πιθανότητα μεγαλύτερη του 0,7 να ακολουθούν την κατανομή του 4^{ου} βήματος. Αυτά έχουν τιμή 1 στο διάγραμμα (σημεία 10 έως 25). Στο μεσαίο διάγραμμα φαίνονται οι τιμές εύρους τάσης οι οποίες αντιστοιχούν σε αυτά τα σημεία. Όπως ήταν αναμενόμενο, αυτές είναι μεγάλες καθώς τα σημεία αυτά αντιστοιχούν στο κύμα T στο οποίο οι διακυμάνσεις είναι μεγάλες. Αν αυτά αντιστοιχούσαν στην ισοηλεκτρική γραμμή, θα είχαν μικρές ή μηδενικές διακυμάνσεις. Στο δεξιό διάγραμμα φαίνεται το κομμάτι του καρδιογραφήματος που αντιστοιχεί στα εν λόγω σημεία.



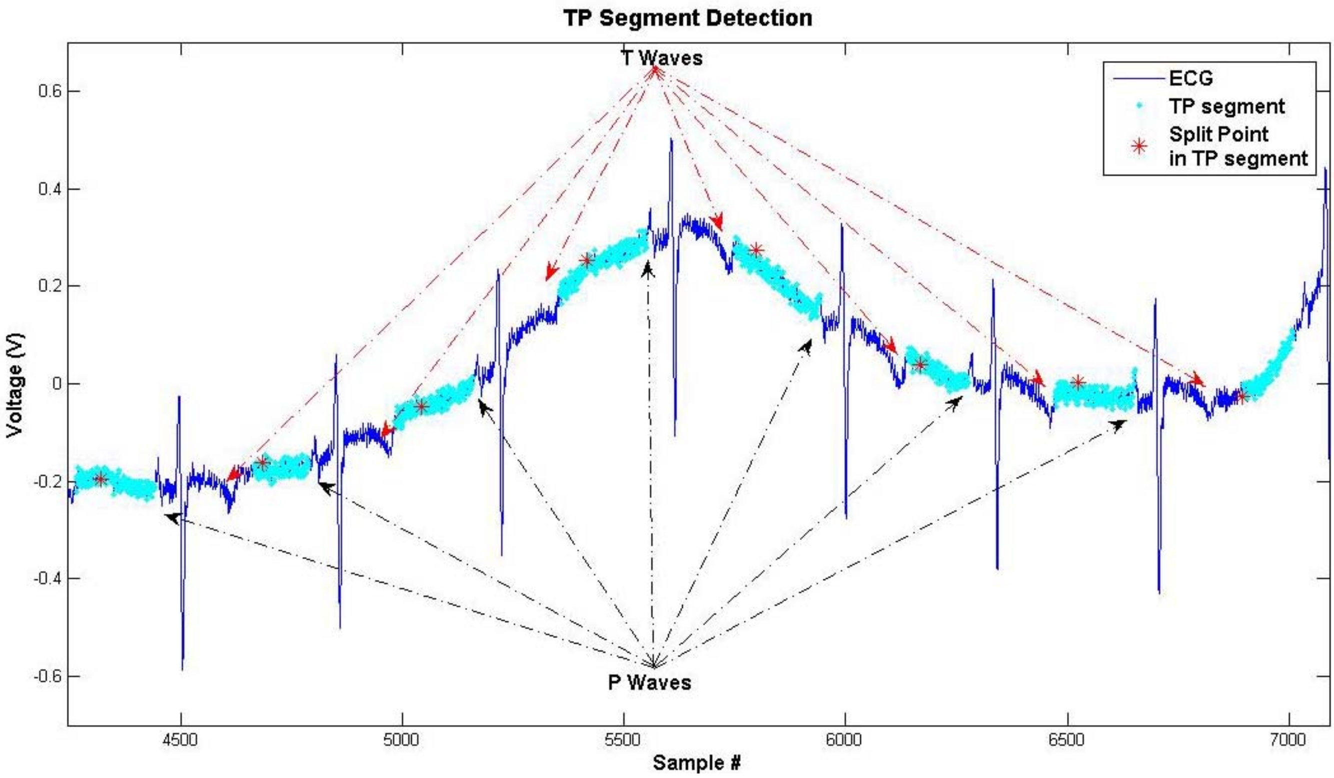
Σχήμα 4-23.Το 5.I βήμα για την ανίχνευση του διαστήματος TP. Στο αριστερό διάγραμμα φαίνεται ποια από τα σημεία ανήκουν στην κατανομή που επιλέχτηκε κατά το 4^o βήμα. Το μεσαίο διάγραμμα δείχνει αυτά τα σημεία ενώ το δεξιό δείχνει την τελική επιλογή του διαστήματος το οποίο περιέχει το κύμα T.

Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται και για το δεξί (κίτρινο) τμήμα της γραμμής του Σχήματος 4-19 και φαίνεται στο Σχήμα 4-24. Έτσι εντοπίζεται και το διάστημα το οποίο περιέχει το κύμα P που προηγείται του 2^{ου} συμπλέγματος QRS. Στο αριστερό διάγραμμα φαίνονται τα σημεία τα οποία είχαν πιθανότητα μεγαλύτερη του 0,7 να ακολουθούν την κατανομή του 4^{ου} βήματος. Αυτά έχουν τιμή 1 στο διάγραμμα (σημεία 7 έως 22). Στο μεσαίο διάγραμμα φαίνονται οι τιμές εύρους τάσης οι οποίες αντιστοιχούν σε αυτά τα σημεία. Όπως ήταν αναμενόμενο, αυτές είναι μεγάλες καθώς τα σημεία αυτά αντιστοιχούν στο κύμα P στο οποίο οι διακυμάνσεις είναι μεγάλες. Αν αυτά αντιστοιχούσαν στο διάστημα PQ θα είχαν πολύ μικρές διακυμάνσεις. Στο δεξιό διάγραμμα φαίνεται το κομμάτι του καρδιογραφήματος που αντιστοιχεί σε αυτά τα σημεία. Με κόκκινη διακεκομμένη γραμμή στο δεξιό διάγραμμα φαίνεται το πραγματικό όριο του διαστήματος στο οποίο αναζητήθηκε το κύμα P. Το κομμάτι που ακολουθεί αυτήν την γραμμή προστέθηκε για να δείξει την πραγματική θέση του συμπλέγματος QRS που ακολούθησε το κύμα P.



Σχήμα 4-24.Το 5.ΙΙ βήμα για την ανίχνευση του διαστήματος TP. Στο αριστερό διάγραμμα φαίνεται ποια από τα σημεία ανήκουν στην κατανομή που επιλέχτηκε κατά το 4ο βήμα. Το μεσαίο διάγραμμα δείχνει αυτά τα σημεία ενώ το δεξιό δείχνει την τελική επιλογή του διαστήματος το οποίο περιέχει το κύμα P.

Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του προτεινόμενου αλγορίθμου σε ένα καρδιογράφημα φαίνεται στο Σχήμα 4-25.



Σχήμα 4-25. Με κυανό χρώμα σημειώνονται τα διαστήματα TP που ανιχνεύτηκαν. Τα μαύρα βέλη δείχνουν τα κύματα P (προπομποί του συμπλέγματος QRS) ενώ τα κόκκινα τα κύματα P. Με κόκκινο αστέρι σημειώνεται το σημείο στο οποίο χωρίστηκε το διάστημα ανάμεσα στα συμπλέγματα QRS για να ανιχνευτούν τα κύματα T και P (βήμα 3).

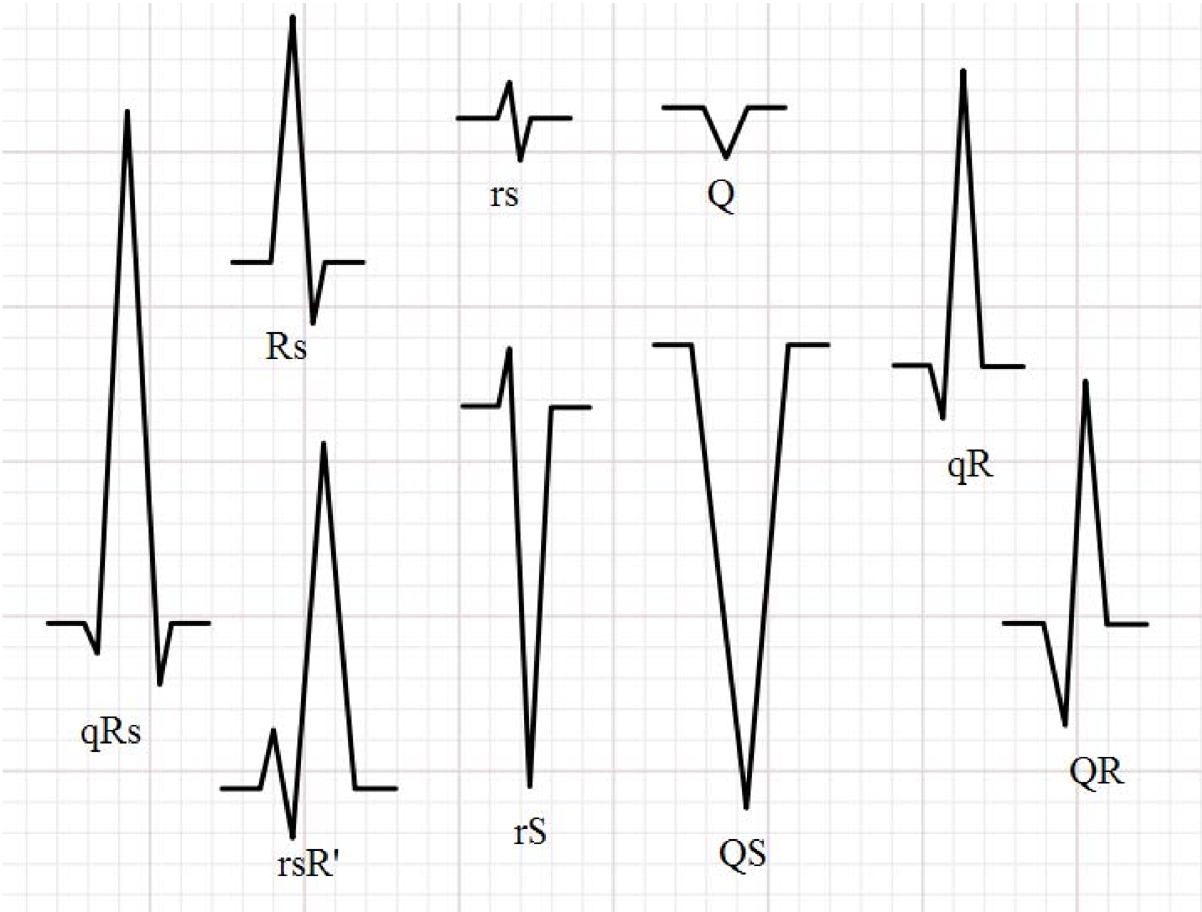
Αξίζει να τονιστεί ότι το αποτέλεσμα του αλγορίθμου επιλέχτηκε να είναι το διάστημα ανάμεσα στα κύματα T και P και όχι τα ίδια τα κύματα T και P. Αυτό έγινε καθώς κάποιες φορές στο διάστημα TP συμπεριλαμβάνονταν και τα ίδια τα κύματα. Έτσι προτιμήθηκε να βρεθεί μια προσέγγιση του διαστήματος TP η οποία χρησιμοποιήθηκε στον πιο ακριβή προσδιορισμό των μεγίστων των κυμάτων T και P.

Στα καρδιογραφήματα τα οποία είχαν χαμηλό ρυθμό δειγματοληψίας, παρατηρήθηκε ότι ο αριθμός των σημείων που επιλέγονταν για την ανίχνευση του διαστήματος TP ανάμεσα σε δυο συμπλέγματα QRS δεν επαρκούσε για την εφαρμογή του αλγορίθμου EM για τον προσδιορισμό των κατανομών του μείγματος. Σε αυτές τις περιπτώσεις το διάστημα TP αγνοείται και δεν υπολογίζεται. Δοθείσας μεγάλης διάρκειας καρδιογραφήματος, αυτός ο παράγοντας δεν επηρεάζει μετέπειτα υπολογισμούς.

4.3 Ανίχνευση κυμάτων που συνθέτουν το σύμπλεγμα QRS

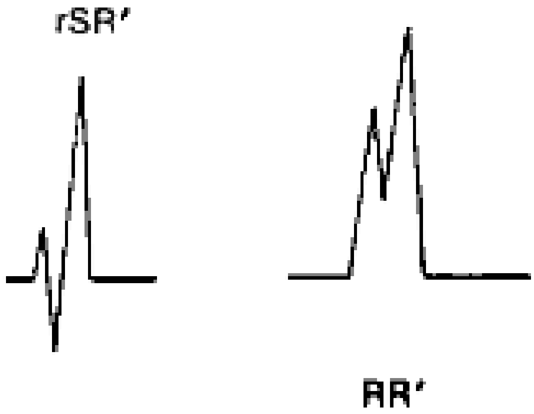
Το επόμενο βήμα είναι η ανίχνευση των επιμέρους κυμάτων που απαρτίζουν το σύμπλεγμα QRS. Κατά την ανίχνευση των συμπλεγμάτων έχει εντοπιστεί η θέση των κυμάτων R (ή S, ανάλογα με την απαγωγή που χρησιμοποιείται). Το πρώτο στάδιο για την πλήρη διασαφήνιση του συμπλέγματος είναι να γίνει η διάκριση ανάμεσα στα R και S κύματα. Το κύμα R εντοπίζεται ως το πρώτο θετικό «έπαρμα» μετά το κύμα P, δηλαδή αντιστοιχεί στο κομμάτι του καρδιογραφήματος το οποίο έχει θετική κλίση και αυξάνεται. Ξεκινάει και τελειώνει σε αντιστοιχία με αυτό το κομμάτι. Αντίστοιχα το κύμα S είναι το πρώτο αρνητικό «έπαρμα» μετά το κύμα R/r.

Στο παρακάτω σχήμα φαίνονται τα πιο κοινά συμπλέγματα QRS με τους αντίστοιχους συμβολισμούς τους. Το γράμμα που συμβολίζει ένα κύμα είναι κεφαλαίο είναι χαρακτηριστικό του μεγέθους του κύματος. Σε κάποια συμπλέγματα QRS ενδέχεται να μην υπάρχει κάποιο κύμα από τα Q,R,S,q,r,s. Παρόλα αυτά, κατά σύμβαση όλα ονομάζονται συμπλέγματα QRS.



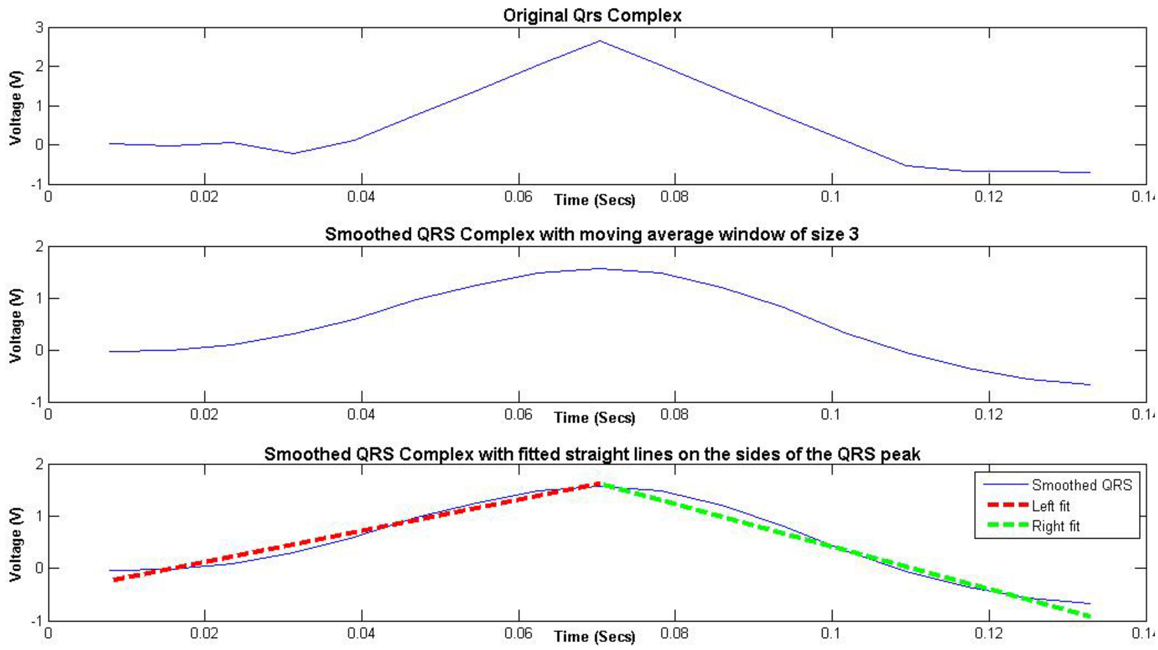
Σχήμα 4-26. Οι διάφοροι τύποι συμπλεγμάτων QRS με τα ονόματα τους

Κατά την λήψη του καρδιογραφήματος ενδέχεται να εμφανιστεί και ένα δεύτερο κύμα R. Αυτό σημειώνεται ως R’ και είναι αυτό το οποίο θα χρησιμοποιηθεί στην ανίχνευση των διαστημάτων RR. Το κύμα R’ αναφέρεται ως πρωτεύον κύμα R [6]. Ένα παράδειγμα συμπλεγμάτων QRS που συμπεριλαμβάνουν κύμα R’ φαίνεται στο Σχήμα 4-27.



Σχήμα 4-27. Δυο παραδείγματα συμπλεγμάτων QRS που περιέχουν πρωτεύων κύμα R [6]

Για να διασαφηνιστεί το αν το σημείο που έχει επιλεχθεί αντιστοιχεί σε κύμα R ή σε κύμα S υπολογίζεται η κλίση των δυο ευθειών αριστερά και δεξιά από αυτό. Επειδή ενδέχεται να υπάρχουν και κύματα R', το διάστημα του καρδιογραφήματος γύρω από το σημείο εξομαλύνεται με ένα κινούμενο παράθυρο 3 δειγμάτων. Κατόπιν, η ευθεία αριστερά από το σημείο δημιουργείται από τα 8 δείγματα που προηγούνται του σημείου R ή S και το σημείο R ή S. Αντίστοιχα δημιουργείται η ευθεία στα δεξιά του R ή S. Ανάλογα με τον ρυθμό δειγματοληψίας fs του καρδιογραφήματος τα 9 δείγματα αντιστοιχούν σε χρονικό διάστημα 0.07 sec $(fs = 128Hz)$ έως 0.025 sec $(fs = 360Hz)$ [4]. Αν η αριστερή ευθεία έχει αρνητική κλίση και η δεξιά θετική αυτό σημαίνει ότι το σημείο του καρδιογραφήματος αντιστοιχεί σε κύμα S αλλιώς αντιστοιχεί σε κύμα R/R'.

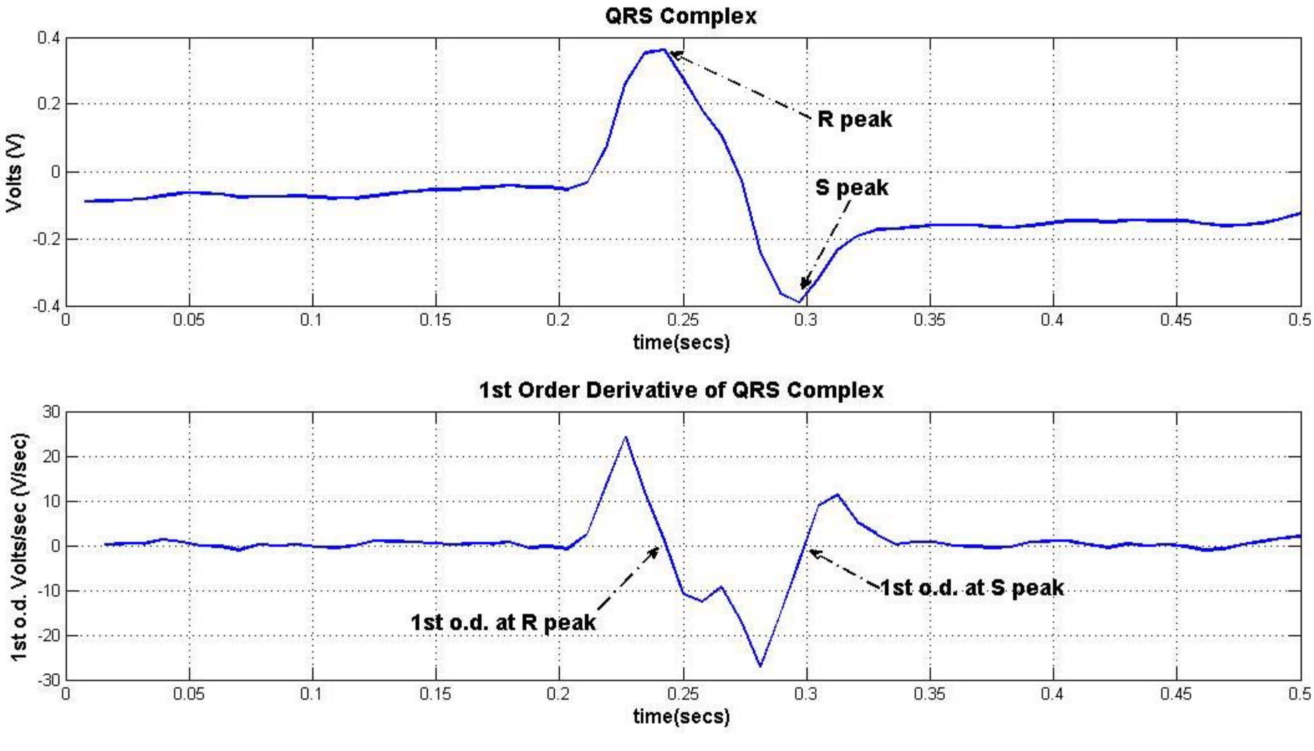


Σχήμα 4-28. Το πάνω διάγραμμα δείχνει το αρχικό κομμάτι του καρδιογραφήματος, το μεσαίο διάγραμμα δείχνει το εξομαλυμένο καρδιογράφημα ενώ το κάτω διάγραμμα δείχνει τις ευθείες οι οποίες προσαρμόστηκαν στα δεδομένα. Το σημείο του καρδιογραφήματος που έχει βρεθεί αντιστοιχεί σε κύμα R/R'.

Αφού καθοριστεί ότι το σημείο που έχει επιλεγεί ανήκει στο έπαρμα R (ή S) του συμπλέγματος QRS, ακολουθείται η εξής διαδικασία για να αντιστοιχηθεί με το αντίστοιχο του S (ή R) εφόσον υπάρχει:

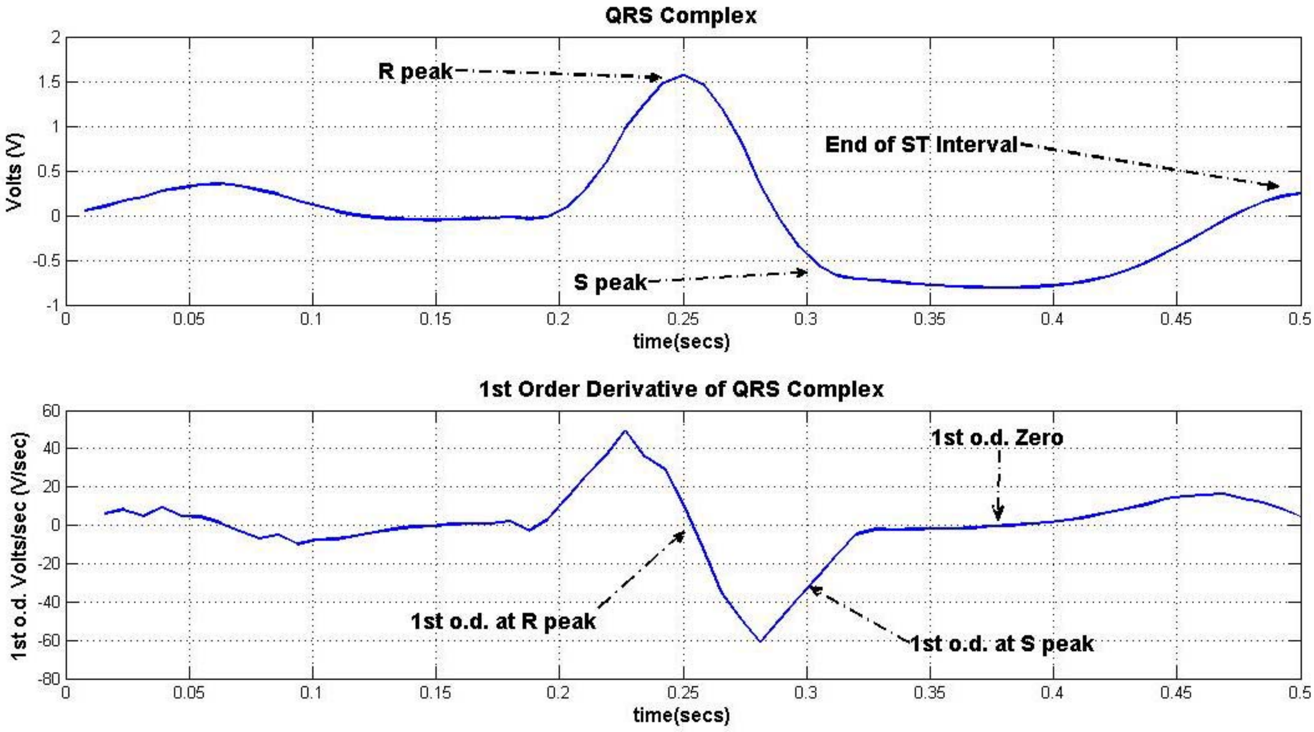
- Αν το σημείο αντιστοιχεί στο έπαρμα S, το έπαρμα R/R’ αναζητείται στο κομμάτι του εξομαλυμένου καρδιογραφήματος που προηγείται του σημείου αυτού. Συγκεκριμένα αναζητείται η επόμενη σημαντική αλλαγή της τιμής της παραγώγου του καρδιογραφήματος.
- Αν το σημείο αντιστοιχεί στο κύμα R αναζητείται η επόμενη «σημαντική» αλλαγή της τιμής της παραγώγου στο κομμάτι του εξομαλυμένου καρδιογραφήματος που έπεται του σημείου αυτού.

Με τον όρο «σημαντική» αλλαγή χαρακτηρίζεται όποια αλλαγή στην κλίση του καρδιογραφήματος η οποία υπερβαίνει κάποιο προκαθορισμένο κατώφλι. Για να ανιχνευτεί πότε η κυματομορφή του καρδιογραφήματος αλλάζει μονοτονία, συνήθως αρκεί μια απλή ανίχνευση μηδενισμού ή αλλαγής πρόσημου στην τιμή της 1^{η} παραγώγου. Αυτή η προσέγγιση είναι επαρκής για τις περισσότερες από τις δυνατές μορφολογίες του διαστήματος ST και για την ανίχνευση του κύματος R (όταν έχει εντοπιστεί το κύμα S αντί του R), αλλά αποτυγχάνει σε περιπτώσεις όπου υπάρχει ανύψωση ή ύφεση του διαστήματος ST ή το σήμα S απουσιάζει.



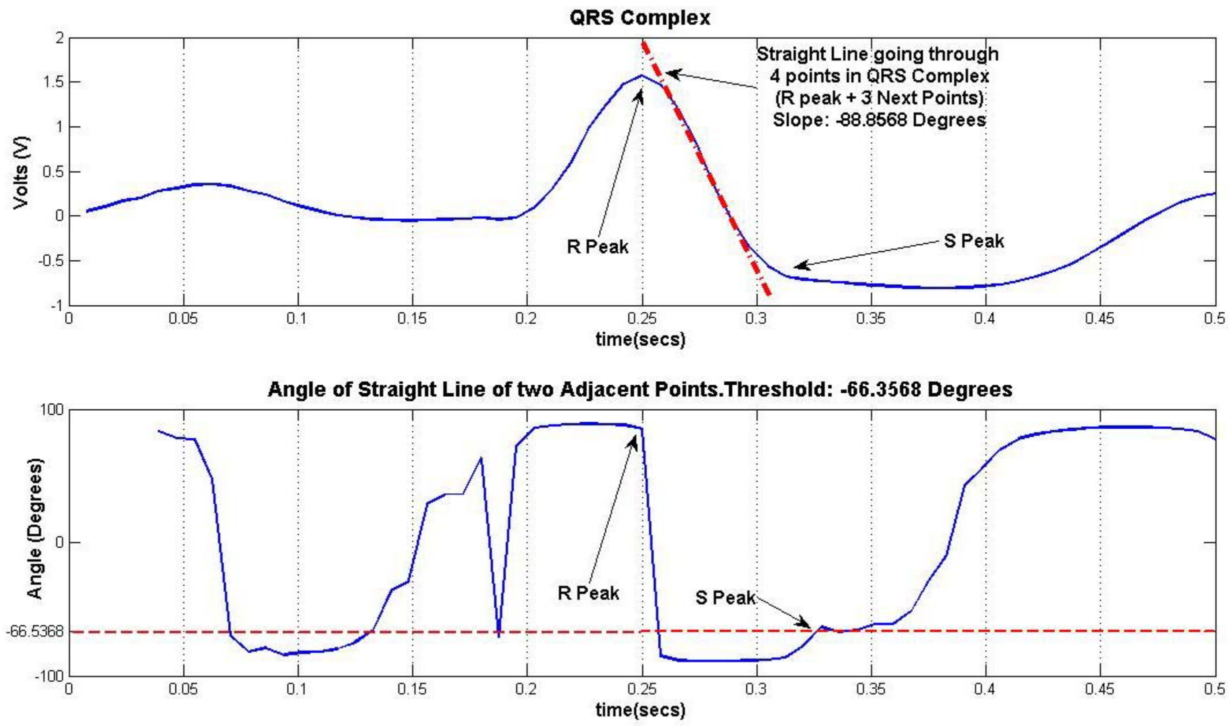
Σχήμα 4-29. Σε φυσιολογικά καρδιογραφήματα, τα κύματα R και S ανιχνεύονται εύκολα στα σημεία μηδενισμού της πρώτης παραγώγου.

Ένα παράδειγμα συμπλέγματος QRS στο οποίο η ανίχνευση μηδενισμού της πρώτης παραγώγου δεν αντιστοιχεί στο κύμα S μετά το ήδη εντοπισμένο κύμα R φαίνεται στο Σχήμα 4-30.



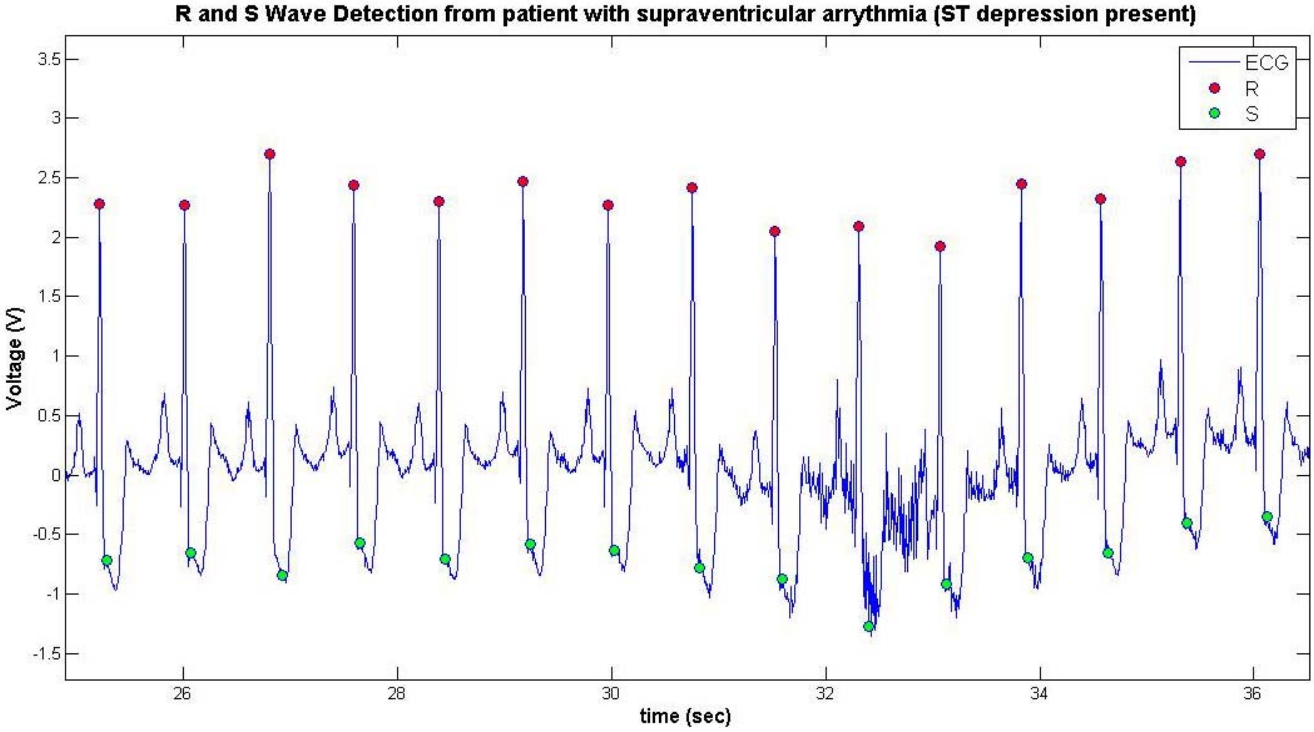
Σχήμα 4-30: Σε συμπλέγματα QRS που παρατηρείται ύφεση ή ανύψωση του διαστήματος ST η πρώτη παράγωγος μηδενίζεται αργότερα από την πραγματική διάρκεια του κύματος S.

Για να ληφθούν υπόψη και οι περιπτώσεις αυτού του είδους χρησιμοποιήθηκε ένα κατώφλι μεταβολής κλίσης. Λαμβάνεται η ευθεία από το σημείο που αντιστοιχεί στο κύμα R και στα επόμενα 3 σημεία του καρδιογραφήματος. Υπολογίζεται η κλίση αυτής της ευθείας σε μοίρες. Από το τελευταίο σημείο αυτής της ευθείας, υπολογίζονται οι κλίσεις των ευθειών που σχηματίζονται από τα διαδοχικά ζεύγη μετρήσεων του καρδιογραφήματος που ακολουθούν. Το κύμα S βρίσκεται στο σημείο για το οποίο η γωνία της ευθείας που περνάει από αυτό και το προηγούμενο του είναι μεγαλύτερη από αυτό το κατώφλι. Ένα παράδειγμα αυτής της διαδικασίας φαίνεται στο Σχήμα 4-31.

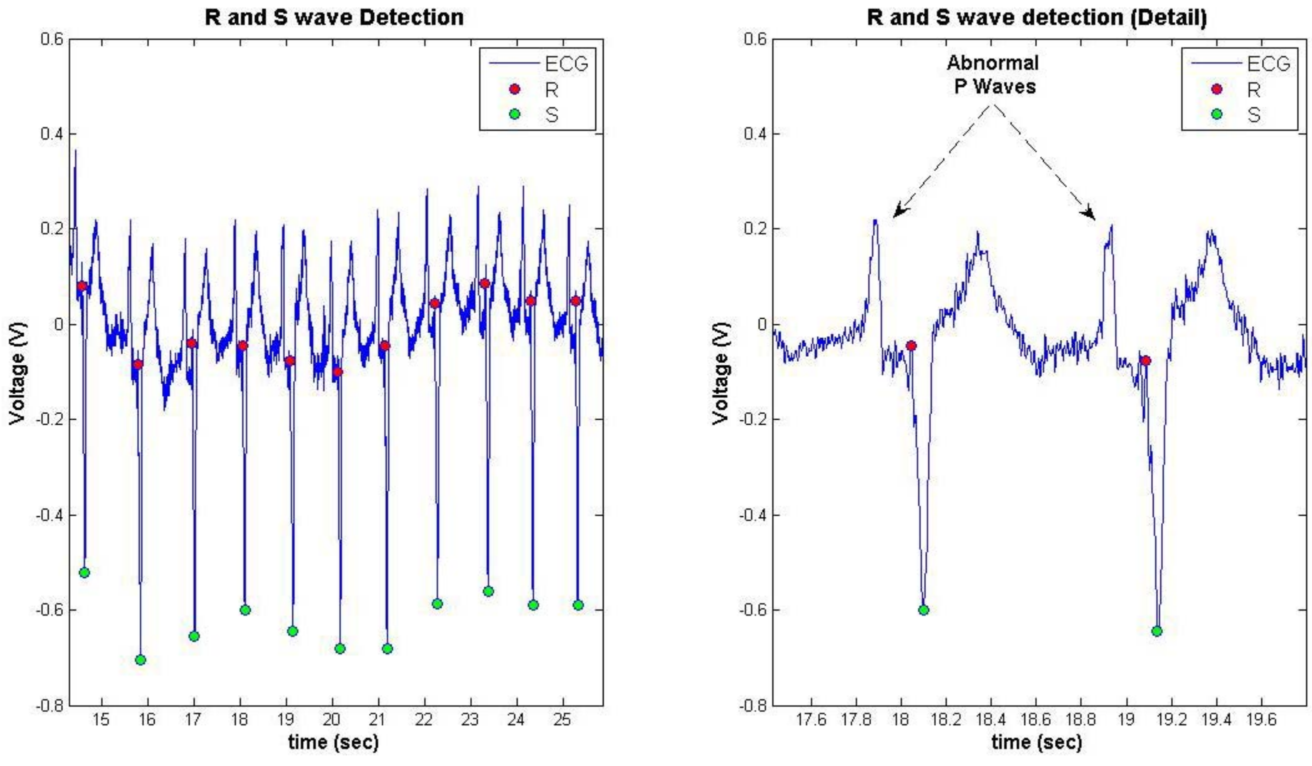


Σχήμα 4-31. Η ανίχνευση του κύματος S βάση κατωφλίου κλίσης της ευθείας που περνάει από αυτό και το προηγούμενο του. Με κόκκινη γραμμή σημειώνεται το κατώφλι (κάτω διάγραμμα) ενώ τα βέλη δείχνουν την πραγματική θέση του κύματος S. Η διαδικασία εφαρμόζεται στο κομμάτι από το κύμα R και μετά.

Στο πρώτο διάγραμμα του Σχήματος 4-31, φαίνεται το σύμπλεγμα QRS και επάνω του είναι σημειωμένα τα πραγματικά σημεία R και S. Η κόκκινη ευθεία στο πρώτο διάγραμμα περνάει από το σημείο που αντιστοιχεί στο κύμα R και τα 3 επόμενα του. Αυτή θα είχε κλίση -88.568^{o} σε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων. Το κατώφλι που επιλέχθηκε μετά από δοκιμές σε καρδιογραφήματα διαφόρων παθήσεων και ασθενών είναι οι **22,5^{o}**. Κατόπιν, τα σημεία του καρδιογραφήματος μετά το τελευταίο σημείο της κόκκινης ευθείας σχηματίζουν διαδοχικά ζευγάρια και υπολογίζεται η κλίση της ευθείας που περνάει από κάθε ζεύγος (κάτω διάγραμμα). Η πρώτη ευθεία της οποίας η κλίση διαφέρει κατά 22,5^{o} από την κόκκινη ευθεία του πάνω διαγράμματος περνάει από το σημείο με το κύμα S. Για χάρη πληρότητας των δεδομένων στα δυο διαγράμματα εμφανίζεται ολόκληρο το σύμπλεγμα QRS, ενώ η διαδικασία εφαρμόζεται στο κομμάτι από το σημείο R και μετά. Η διαδικασία εφαρμόζεται σε κάθε σύμπλεγμα QRS και η κλίση της αρχικής ευθείας που περνάει από το σημείο R υπολογίζεται εκ νέου, καθώς κάθε σύμπλεγμα ενδέχεται να μην διαρκεί τον ίδιο χρόνο με τα υπόλοιπα. Έτσι επιτυγχάνεται ανίχνευση του κύματος S ανεξάρτητα από την μορφολογία των συμπλεγμάτων QRS. Δυο χαρακτηριστικά αποτελέσματα εφαρμογής του αλγορίθμου φαίνονται στα Σχήματα 4-32 Και 4-33.

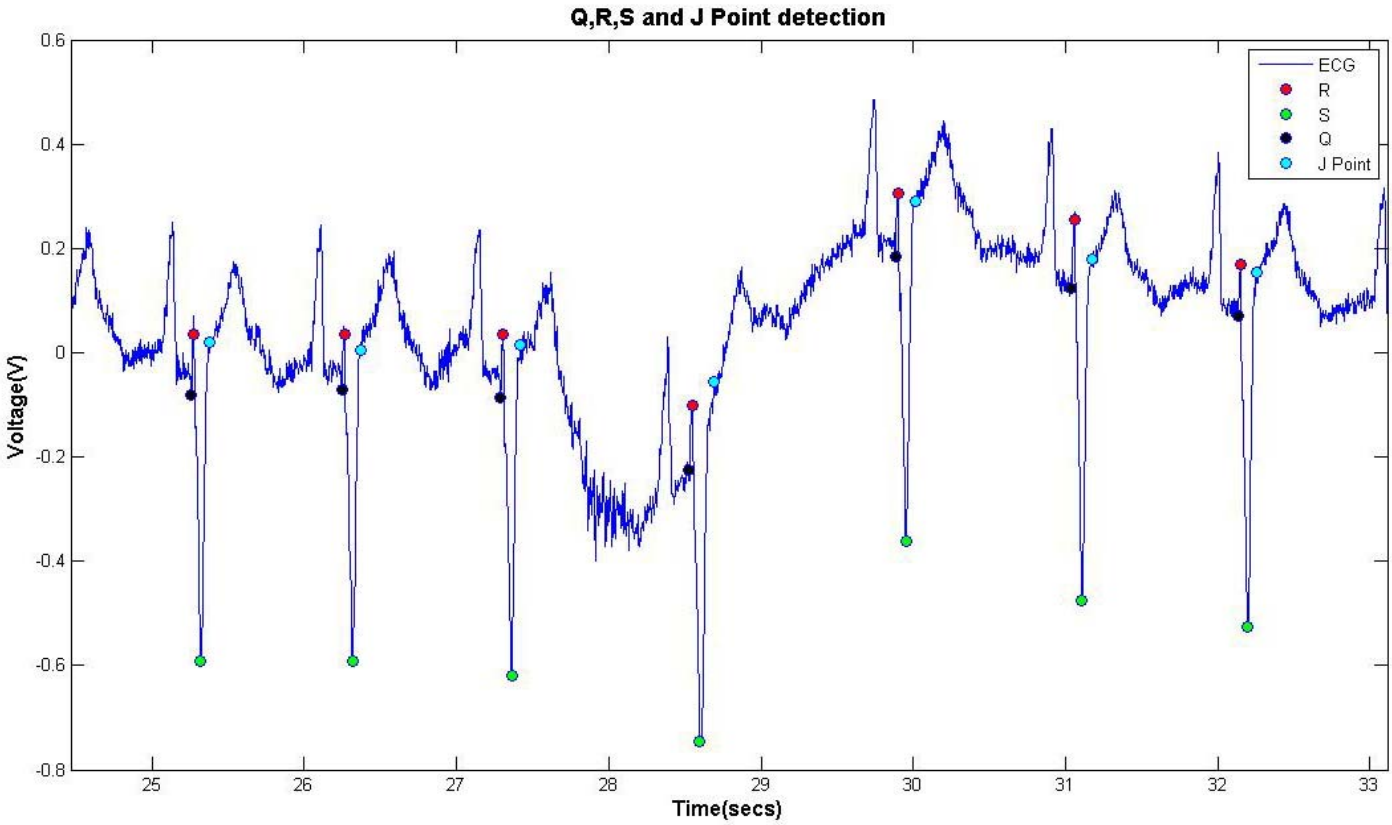


Σχήμα 4-32. Τα κύματα S και R σε ένα καρδιογράφημα ασθενούς με Υπερκοιλιακή Αρρυθμία. Κατά την ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS εντοπίστηκαν τα κύματα R

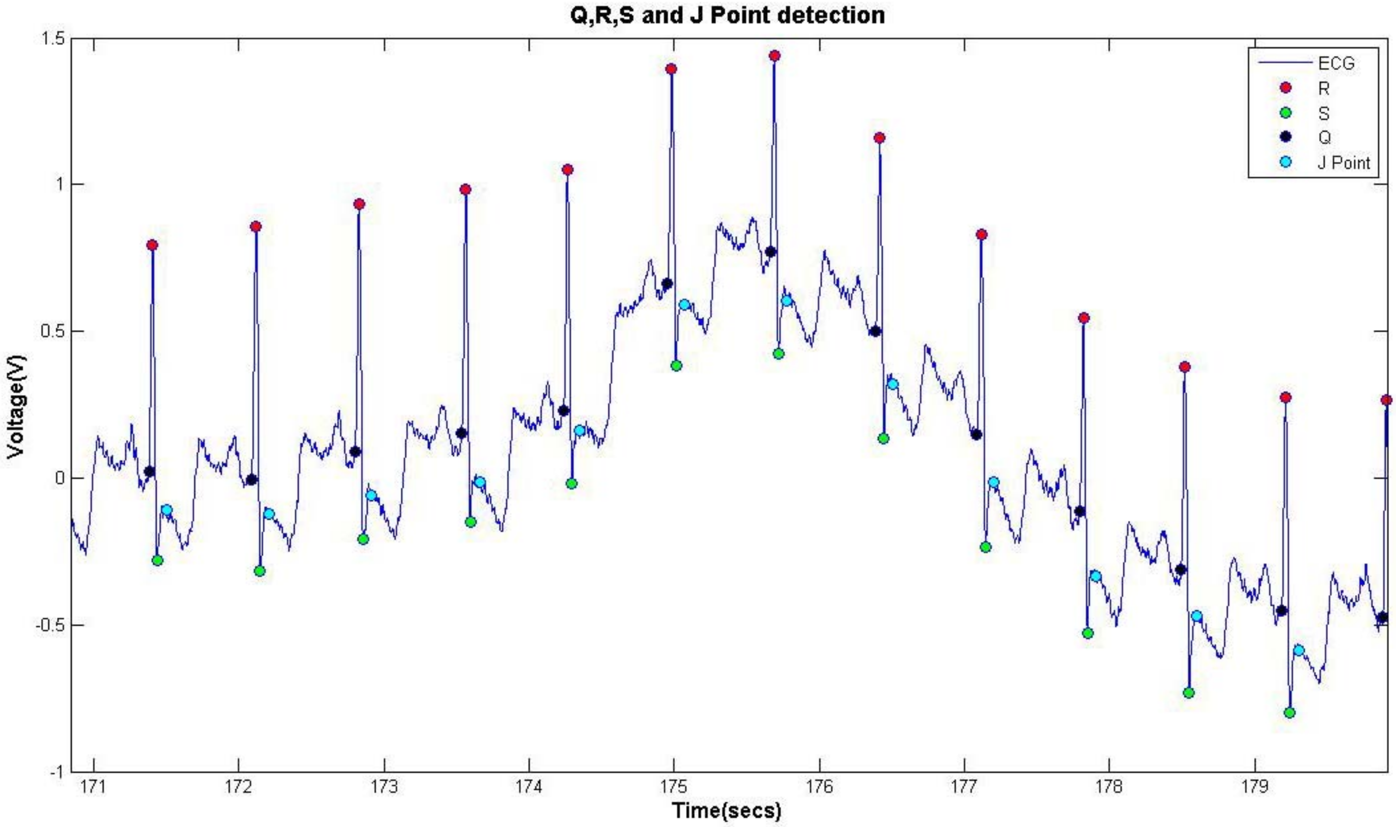


Σχήμα 4-33. Καρδιογράφημα ασθενούς με οριακό κολποκοιλιακό αποκλεισμό 1^{ου} βαθμού και φλεβοκομβική αρρυθμία [7]. Το δεξί διάγραμμα απεικονίζει κομμάτι του καρδιογραφήματος. Με βέλη σημειώνονται μη φυσιολογικά κύματα P τα οποία δεν πρέπει να συγχέονται με κύματα R.

Εφόσον έχει προσδιοριστεί η θέση των κυμάτων R και S, το κύμα Q εντοπίζεται με αντίστοιχη μέθοδο. Με αφετηρία το κύμα R εντοπίζεται το σημείο στο οποίο οι ευθείες που σχηματίζονται ξεπερνούν το κατώφλι κλίσης, όπως αυτό ορίστηκε προηγουμένως. Αν δεν εντοπιστεί το κύμα Q, δεν επιστρέφεται η θέση του κύματος και η διαδικασία συνεχίζεται για το επόμενο σύμπλεγμα QRS. Με τον ίδιο τρόπο βρίσκεται και το σημείο στο οποίο τελειώνει το κύμα S (σημείο **J**).



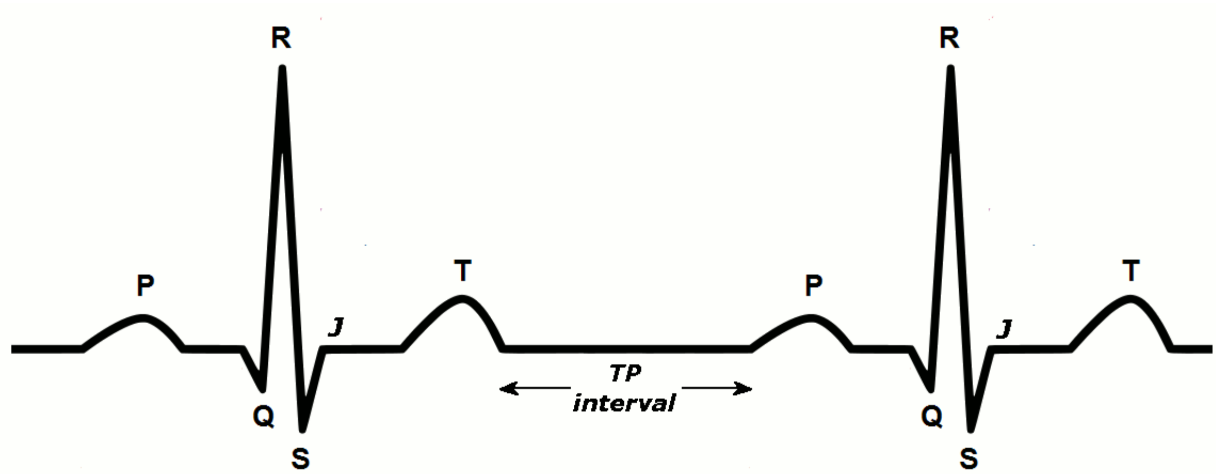
Σχήμα 4-34. Ο εντοπισμός των σημείων που αντιστοιχούν στα Q,R,S και J καρδιογραφήματος ασθενή με οριακό κολποκοιλιακό αποκλεισμό 1ου βαθμού και φλεβοκομβική αρρυθμία [7].



Σχήμα 4-35. Παράδειγμα εντοπισμού των σημείων που αντιστοιχούν στα Q,R,S και J. Παρατηρείται ανάσπαση του διαστήματος ST.

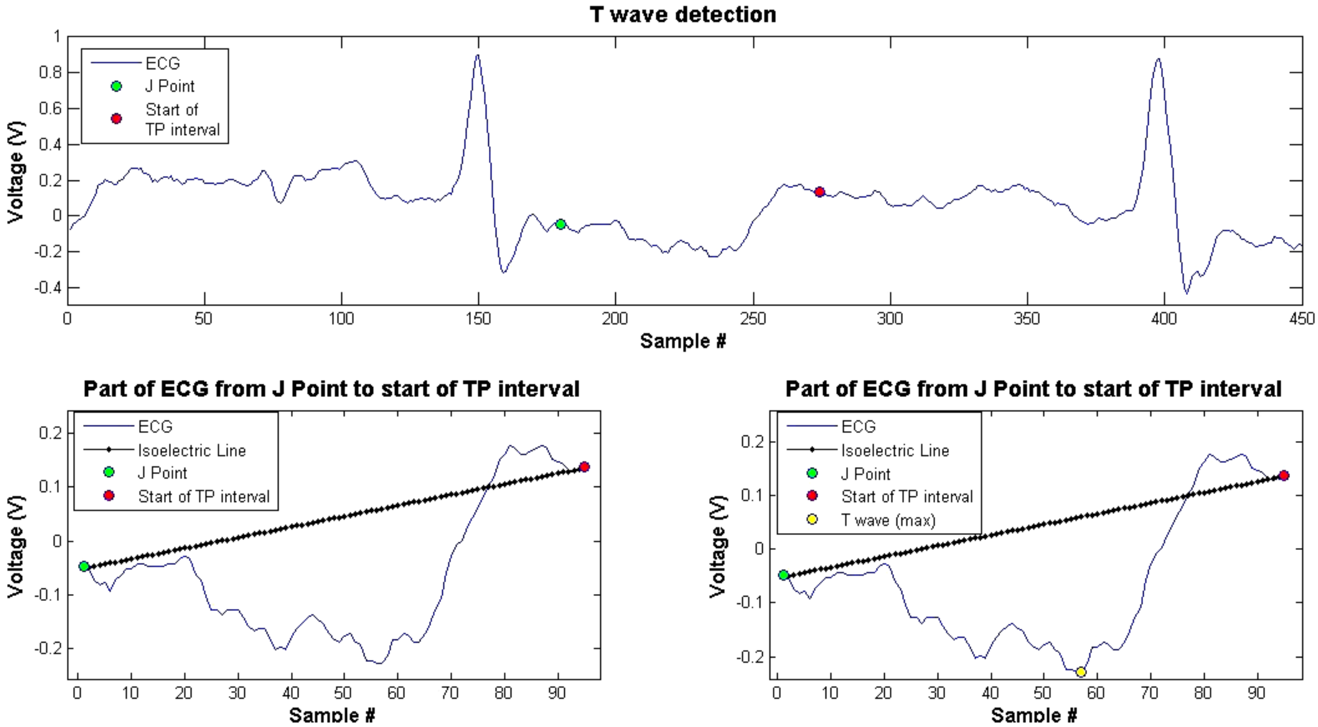
4.4 Εντοπισμός των κυμάτων P και T

Αφού έχουν εντοπιστεί τα διαστήματα TP, το κύμα Q και το σημείο J που αντιστοιχούν σε κάθε σύμπλεγμα QRS στο καρδιογράφημα, τα κύματα T και P εντοπίζονται στα μεσοδιαστήματα αυτών.



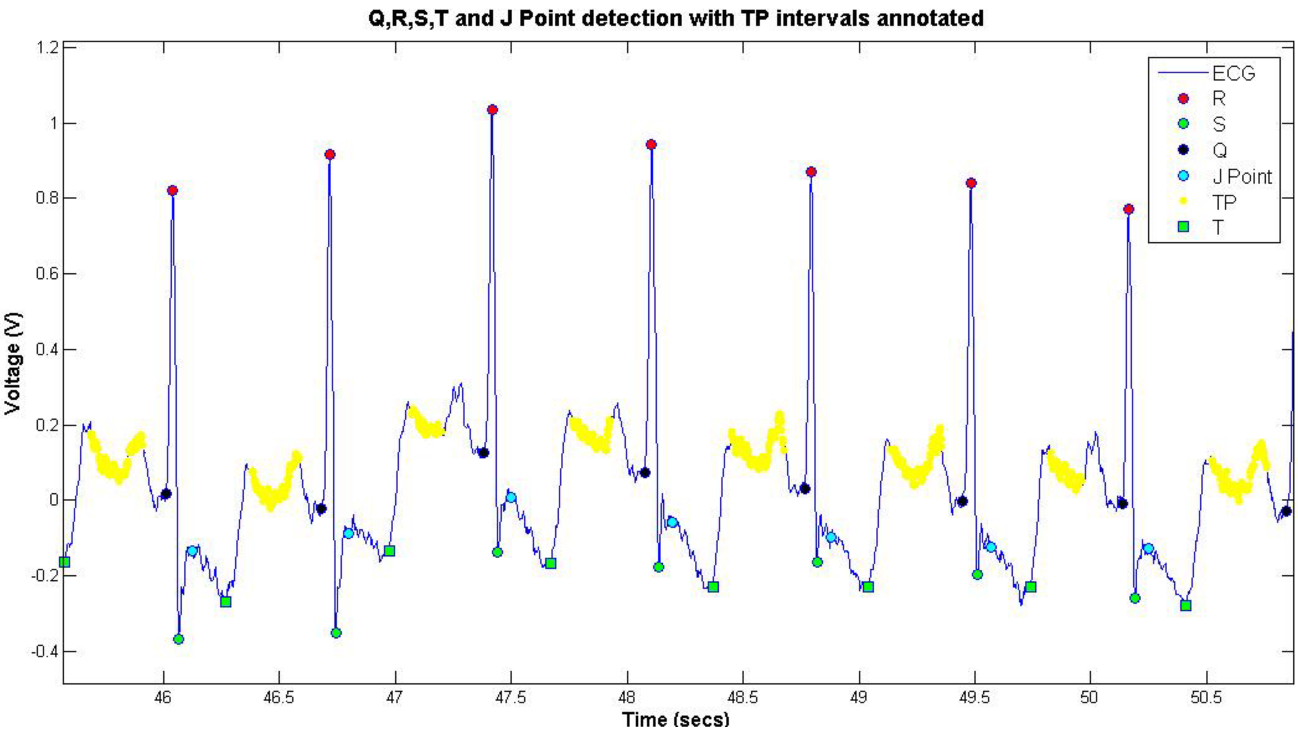
Σχήμα 4-36. Το μέσον του κύματος T του αριστερού παλμού βρίσκεται ανάμεσα στο σημείο J και την αρχή του διαστήματος TP. Το μέσον του κύματος P του δεύτερου παλμού βρίσκεται ανάμεσα στο τέλος του διαστήματος TP και του κύματος Q του παλμού.

Το σημείο που αντιστοιχεί στο μέσον του κύματος T αναζητείται ανάμεσα στην αρχή του διαστήματος TP και του σημείου J. Για να βρεθεί αυτό το σημείο, χρησιμοποιείται η ισοηλεκτρική γραμμή του καρδιογραφήματος. Σε ένα ιδανικό καρδιογράφημα η προέκταση της ισοηλεκτρικής γραμμής περνάει από το σημείο J και το τέλος του κύματος T, όπως και από τα σημεία της βάσης του κύματος P [8]. Οι υπολογισμοί που γίνονται βασίζονται σε αυτή την υπόθεση. Το σημείο που αντιστοιχεί στο μέγιστο του κύματος T βρίσκεται υπολογίζοντας την διαφορά σε Volts κάθε σημείου του καρδιογραφήματος στο διάστημα από το σημείο J ως την αρχή του διαστήματος TP από την ισοηλεκτρική γραμμή που αντιστοιχεί σε αυτό το διάστημα. Το σημείο με την μέγιστη απόκλιση λαμβάνεται ως το μέγιστο του κύματος T.



Σχήμα 4-37. Το σημείο J (πράσινο σημείο) και η αρχή του διαστήματος TP (κόκκινο σημείο) υποδεικνύουν τα όρια στα οποία αναζητείται το μέγιστο του κύματος T (κίτρινο σημείο, 3^{o} διάγραμμα).

Ένα παράδειγμα εφαρμογής του αλγορίθμου σε καρδιογράφημα φαίνεται στο Σχήμα 4-38.

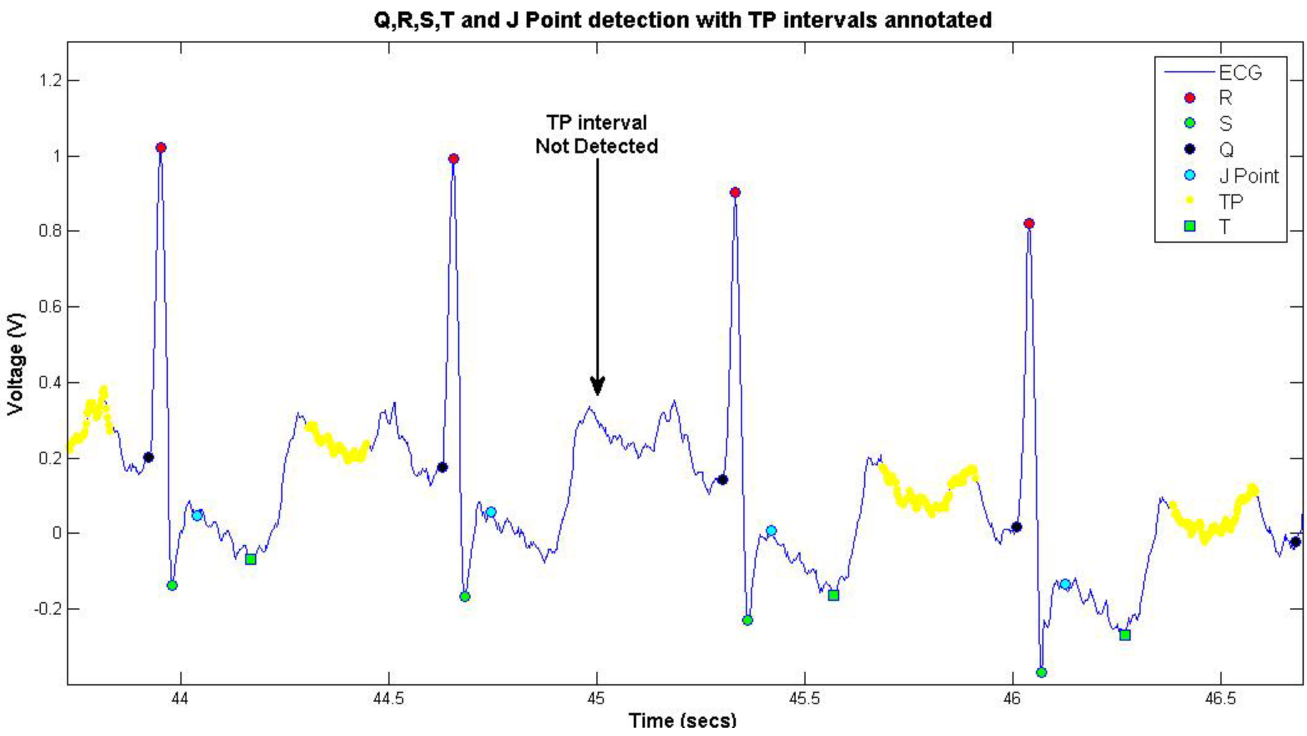


Σχήμα 4-38. Καρδιογράφημα με επισημασμένα τα κύματα Q,R,S,T, το σημείο J και το διάστημα TP.

Στην περίπτωση που δεν έχει εντοπιστεί είτε το σημείο J είτε το αντίστοιχο διάστημα TP για δυο διαδοχικά συμπλέγματα QRS, δεν γίνεται προσπάθεια εντοπισμού του κύματος T. Ένας επιπρόσθετος έλεγχος ο οποίος πραγματοποιείται είναι ο έλεγχος του χρόνου που μεσολαβεί ανάμεσα στο σημείο J και την αρχή του αντίστοιχου διαστήματος TP. Αν αυτός υπερβαίνει τα ¾ του μέσου όρου των χρονικών διαστημάτων RR στο καρδιογράφημα, δεν πραγματοποιείται εντοπισμός του κύματος T. Αυτό μπορεί να οφείλεται σε δυο λόγους:

- Δεν έχουν εντοπιστεί σωστά τα συμπλέγματα QRS.
- Λόγω ύπαρξης θορύβου, ενδέχεται να εντοπιστεί πολύ μικρό τμήμα του διαστήματος TP οπότε και η ισοηλεκτρική γραμμή δεν θα είναι σωστή.

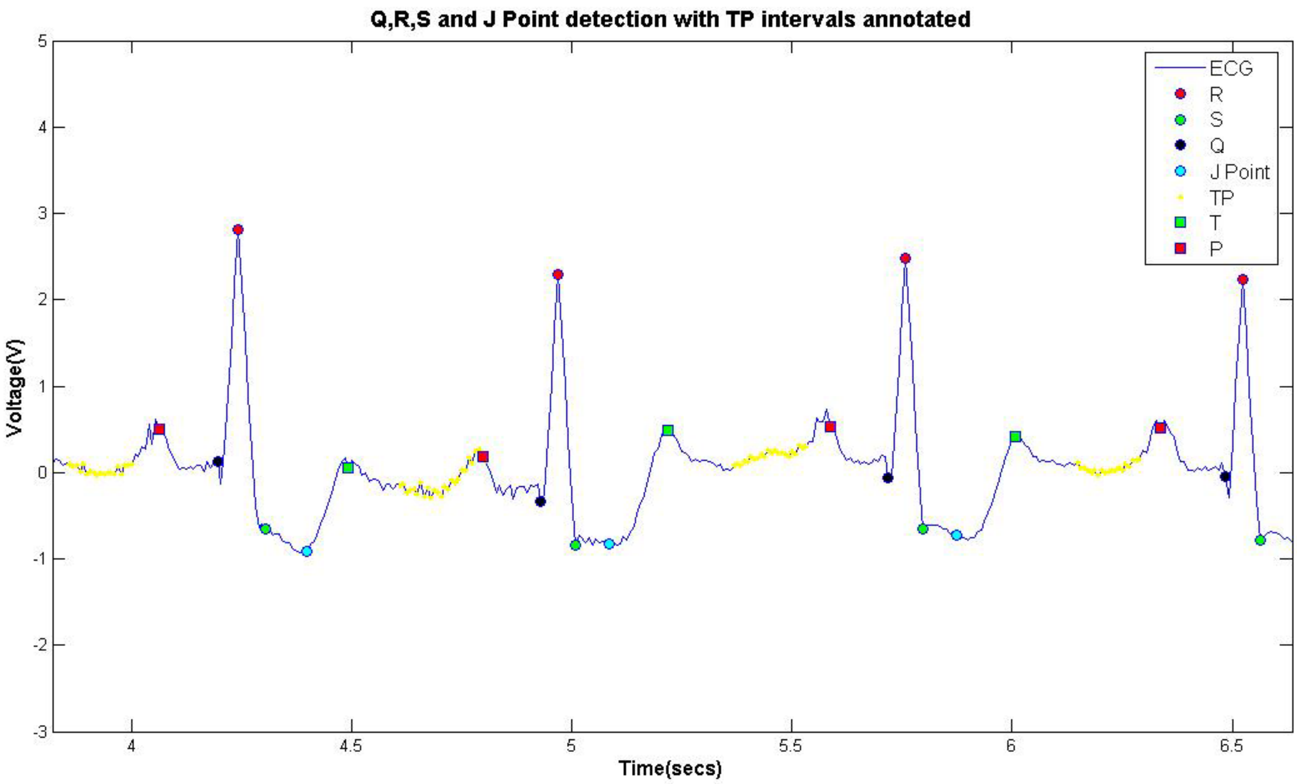
Αν σε οποιαδήποτε περίπτωση υπάρχει αμφιβολία για την θέση του κύματος T, τότε δεν γίνεται εντοπισμός.



Σχήμα 4-39. Με βέλος σημειώνεται το διάστημα TP το οποίο δεν ανιχνεύτηκε. Ανάμεσα στα δυο συμπλέγματα QRS δεν εντοπίζονται τα κύματα T και P.

Με παρόμοια διαδικασία εντοπίζεται και η κορυφή του κύματος P. Η μόνη διαφορά με τον εντοπισμό του κύματος T είναι ότι το διάστημα στο οποίο αναζητείται το κύμα P δεν ξεκινάει από το τέλος του διαστήματος TP αλλά 0.05 sec πριν από αυτό. Αυτό κρίθηκε αναγκαίο γιατί η διαδικασία εντοπισμού των ορίων ενός διαστήματος TP είναι προσεγγιστική και σε αρκετές περιπτώσεις συμπεριλάμβανε και το μέγιστο του κύματος P στο διάστημα TP. Επίσης το διάστημα αυτό είναι αρκετό ώστε να συμπεριλάβει την κορυφή του κύματος P καθώς η τυπική διάρκεια αυτού του κύματος είναι 0.12 sec [5]. Η μέθοδος αυτή είναι πιο ακριβής όταν το καρδιογράφημα έχει πραγματοποιηθεί με μεγάλο ρυθμό δειγματοληψίας.

Ένα πλήρως επισημασμένο καρδιογράφημα, στο οποίο παρατηρείται ανύψωση του διαστήματος ST φαίνεται στο Σχήμα 4-40.



Σχήμα 4-40. Ένα πλήρως επισημασμένο καρδιογράφημα.

Βιβλιογραφία 4ου Κεφαλαίου

[1] Κρεμαστινός, Δημήτριος Θ. «Καρδιολογία», Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Αθήνα, 2005, σελ. 58

[2] Gruetzmann A, Hansen S and Mueller J 2007 Novel dry electrodes for ECG monitoring Physiol. Meas. 28 1375-90

[3] Heart Rate Variability – 2006 Techniques, Applications and Future Directions April 20-22, 2006,The Fairmont Copley Plaza Hotel, Boston, MA. Παρουσίαση: «Time Domain Measures: From Variance to pNNx», Joseph E. Mietus, Beth Israel Deaconess Medical Center, Harvard Medical School, Boston, MA, σελ 5,18

[4] Internet, Physionet, URL:http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg

[5] Παπαζάχος Γεώργιος, Επίκ. Καθηγητής Καρδιολογίας, «Το ηλεκτροκαρδιογράφημα στην κλινική πράξη»,5η έκδοση, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα, 2006, σελ. 44

[6] Johnson, Richard, «A Simplified Approach to ElectroCardioGraphy», W.B. Saunders Company, 1986, σελ. 21

[7] Internet, Borderline First Degree AV Block and Sinus Arrhythmia, URL:http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm#108

[8] Internet, “Module 3: 12-Lead ECG”, Review, York Region Base Hospital Program Markham Stouffville Hospital, September 2003, URL: http://www.cepcp.ca/main/paramedic/cme/12%20lead%20Module%203.pdf

5. Εφαρμογή του προτεινόμενου αλγόριθμου σε ιατρικά δεδομένα

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ανίχνευσης των επιμέρους τμημάτων ενός καρδιογραφήματος της παρούσας εργασίας εφαρμόστηκε στα καρδιογραφήματα που περιέχονται στις βάσεις δεδομένων του M.I.T. Λόγω της πολυπλοκότητας τη αναγνώρισης των επιμέρους κυμάτων (P, Q , S, T, σημείο J) σε παθολογικά καρδιογραφήματα, διαδικασία η οποία απαιτεί σημαντική ιατρική γνώση και απαιτεί συνδρομή εκπαιδευμένου καρδιολόγου για την πραγματοποίηση της, επιλέχθηκε να γίνει αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου μόνο για την επιτυχή αναγνώριση των συμπλεγμάτων QRS.

5.1 Οι Βάσεις Δεδομένων Καρδιογραφημάτων που χρησιμοποιήθηκαν

Ο δικτυακός τόπος Physionet [1] φιλοξενεί αρκετές ΒΔ με καταγέγραμμενα καρδιογραφήματα. Θεωρείται μια από τις πιο αξιοπιστες πηγές καρδιογραφημάτων και άλλων βιολογικών σημάτων [2][3].Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας επιλέχθηκαν οι εξής 3:

- MIT-BIH Arrhythmia DB (εξετάστηκαν 39 Καρδιογραφήματα 2 απαγωγών)

- MIT-BIH Atrial Fibrillation DB (εξετάστηκαν 23 Καρδιογραφήματα 2 απαγωγών)
- MIT-BIH ST Change Database (εξετάστηκαν 28 Καρδιογραφήματα 2 απαγωγών)

Η πρώτη ΒΔ περιέχει καρδιογραφήματα από ασθενείς με καρδιακή αρρυθμία, η δεύτερη από ασθενείς με κολπική μαρμαρυγή ενώ η τρίτη περιέχει καρδιογραφήματα από ασθενείς στους οποίους το διάστημα ST μεταβάλλεται κατά την διάρκεια του καρδιογραφήματος.

Σχήμα 5-1. Η υπηρεσία Physionet στο διαδύκτιο

Τα δεδομένα μετατράπηκαν μέσω της ιστοσελίδας σε κατάλληλη μορφή για επεξεργασία με το Matlab. Κάθε αρχείο με δεδομένα καρδιογραφήματος συνοδεύεται από ένα αρχείο κεφαλίδας (.hea) με κάποιες πρόσθετες πληροφορίες.

```
mitdb/100m 2 360 3600
mitdb/100m.mat 16+24 200/mV 11 1024 995 -17352 0 MLII
mitdb/100m.mat 16+24 200/mV 11 1024 1011 1171 0 V5
# 69 M 1085 1629 x1
# Aldomet, Inderal
#Creator: wfdb2mat
#Source: record mitdb/100
```

Σχήμα 5-2. Παράδειγμα αρχείου κεφαλίδων καρδιογραφήματος

Τα στοιχεία τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την προετοιμασία του καρδιογραφήματος για ανάλυση είναι το Gain (στο παράδειγμα 1024) , ο ρυθμός δειγματοληψίας (στο παράδειγμα 360Hz) και η τάση base (στο παράδειγμα 200mV). Χρησιμοποιώντας την σχέση:

$$V_{pu} = \frac{V_{raw} - V_b}{Gain} \quad (5.1)$$

οι τιμές τάσης μετατρέπονται από τις αποθηκευμένες τιμές στις αρχικές τιμές τάσης.

5.2 Ανάλυση των καρδιογραφημάτων με την προτεινόμενη μέθοδο

Αφού μεταφέρθηκαν στο Matlab, τα καρδιογραφήματα αναλύθηκαν με την προτεινόμενη μεθοδολογία. Τα αποτελέσματα φαίνονται στους Πίνακες 5.2 έως 5.8. Τα καρδιογραφήματα στα οποία δεν βρέθηκε ένα σετ παραμέτρων για τον ACOC το οποίο να δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα για καμία από τις 2 απαγωγές δεν συμπεριλαμβάνονται στους πίνακες αυτούς, για λόγους πληρότητας της σύγκρισης. Ωστόσο ο αλγόριθμος K-means έδωσε αποτελέσματα σε όλες τις περιπτώσεις.

Σε όλες τις ΒΔ εξετάζεται το χρονικό διάστημα από το 80^{o} δευτερόλεπτο (1:20) έως και το 180^{o} δευτερόλεπτο. Αυτή η σύμβαση χρησιμοποιήθηκε για να διατηρηθεί ο όγκος των δεδομένων και ο χρόνος εκτέλεσης του προτεινόμενου αλγόριθμου σε φυσιολογικά επίπεδα, καθώς και για να αποφευχθούν πιθανές αλλοιώσεις του καρδιογραφήματος στο διάστημα μέχρι να σταθεροποιηθεί η καταγραφή.

Με παύλες σημειώνονται τα καρδιογραφήματα για τα οποία δεν υπήρχε καταγεγραμμένη η δεύτερη απαγωγή στις ΒΔ που χρησιμοποιήθηκαν. Οι γραμμές των πινάκων οι οποίες είναι χρωματισμένες αντιστοιχούν σε διαφορετικά σετ παραμέτρων για τον αλγόριθμο ACOC. Τα διαφορετικά σύνολα τιμών παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν φαίνονται στον Πίνακα 5.1 .

Πίνακας 5-1. Σετ παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στον αλγόριθμο ACOC

Color	Evaporation Rate	Number of Iterations	Cluster Limit	Number of Agents
	0.001	Inf	3	30
	0.001	Inf	3	5
	0.001	Inf	5	10
	0.001	Inf	4	100
	0.001	Inf	3	10
	0.0001	1000	4	30
	0.0001	2000	3	30
	0.001	Inf	10	50
	Data in Single cluster with very little or no outliers. Stopped Before entering ACOC			
	Excluded because of too much noise in ECG, too abnormal an ecg or ACOC not applicable			

Οι παράμετροι οι οποίες εξεταστήκανε ήταν ο ρυθμός εξάτμισης (evaporation rate), ο αριθμός των επαναλήψεων (Number of iterations), το όριο διάσπασης του γράφου σε ομάδες (Cluster Limit) και ο αριθμός των «μυρμηγκιών» πρακτόρων (Number of Agents) που χρησιμοποιήθηκαν. Με κόκκινο χρώμα σημειώνονται τα καρδιογραφήματα που εξαιρέθηκαν από την ανάλυση λόγω υψηλών επιπέδων θορύβου και / ή πολύ μεγάλων αλλοιώσεων στο εξεταζόμενο διάστημα από το 80^{o} έως και το 180^{o} δευτερόλεπτο. Οι αλλοιώσεις αυτές σε πολλές περιπτώσεις δεν επέτρεψαν στον προτεινόμενο αλγόριθμο να επιλέξει το σωστό πρότυπο συμπλέγματος QRS. Το μεγαλύτερο ποσοστό καρδιογραφημάτων εξετάστηκε χρησιμοποιώντας τις τιμές που αντιστοιχούν στο λευκό χρώμα.

Πίνακας 5-2. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH Arrhythmia DB (1η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH Arrhytmia Database (1:20 to 3:00)		Lead 1							
		K-Means				ACOC			
Record		*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*	*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*
1	100m	124	0	124	0	124	0	124	0
2	101m	118	0	118	0	118	0	118	0
3	103m	118	0	118	0	118	0	118	0
4	104m	136	5	136	0	136	3	136	0
5	105m	139	0	139	0	139	0	139	0
6	106m	123	13	123	0	123	1	123	0
7	107m	116	2	116	0	116	0	116	0
8	109m	140	2	140	0	140	0	140	0
9	112m	143	0	143	0	143	0	143	0
10	113m	97	0	97	0	97	0	97	0
11	114m	105	0	105	0	105	0	105	0
12	115m	105	0	105	0	105	0	105	0
13	116m	126	0	126	0	126	0	126	0
14	117m	83	0	83	0	83	0	83	0
15	118m	121	0	121	0	121	0	121	0
16	119m	91	0	91	0	91	0	91	0
17	121m	102	0	102	0	102	0	102	0
18	122m	142	1	142	0	142	0	142	0
19	123m	83	0	83	0	83	0	83	0
20	124m	82	0	82	0	82	0	82	0
21	201m	149	91	149	0	149	0	149	0
22	202m	88	0	88	0	88	0	88	0
23	205m	150	0	150	0	150	0	150	0
24	207m	67	8	67	0	67	0	67	0
25	209m	158	0	158	0	158	0	158	0
26	210m	137	8	137	0	137	5	137	0
27	212m	157	0	157	0	156	0	157	1
28	213m	183	0	183	0	183	0	183	0
29	214m	124	18	124	0	124	16	124	0
30	215m	176	0	176	0	176	0	176	0
31	217m	111	7	111	0	111	0	111	0
32	219m	127	4	127	0	127	0	127	0
33	220m	119	0	119	0	119	0	119	0
34	221m	109	26	109	0	109	26	109	0
35	222m	121	0	121	0	121	0	121	0
36	223m	132	1	132	0	132	0	132	0
37	230m	128	2	128	0	128	0	128	0
38	231m	81	3	81	0	81	0	81	0
39	232m	99	0	99	0	99	0	99	0
		4710	191	4710	0	4709	51	4710	1

Πίνακας 5-3. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH Arrhythmia DB (2η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH Arrhytmia Database (1:20 to 3:00)		Lead 2							
		K-Means				ACOC			
Record		*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*	*True Positve*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*
1	100m	124	0	124	0	124	0	124	0
2	101m	0	0	0	0	0	0	0	0
3	103m	118	0	118	0	118	0	118	0
4	104m	136	1	136	0	136	0	136	0
5	105m	136	2	136	0	136	0	136	0
6	106m	0	0	0	0	0	0	0	0
7	107m	116	1	116	0	116	1	116	0
8	109m	140	3	140	0	140	0	140	0
9	112m	143	2	143	0	143	0	143	0
10	113m	97	0	97	0	97	0	97	0
11	114m	105	1	105	0	105	0	105	0
12	115m	105	0	105	0	105	0	105	0
13	116m	126	6	126	0	126	6	126	0
14	117m	83	0	83	0	83	0	83	0
15	118m	121	0	121	0	121	0	121	0
16	119m	91	18	91	0	91	18	91	0
17	121m	102	4	102	0	102	0	102	0
18	122m	141	0	142	1	142	0	142	0
19	123m	83	0	83	0	81	0	83	2
20	124m	82	0	82	0	82	0	82	0
21	201m	0	0	0	0	0	0	0	0
22	202m	88	1	88	0	88	0	88	0
23	205m	150	0	150	0	150	0	150	0
24	207m	0	0	0	0	0	0	0	0
25	209m	0	0	0	0	0	0	0	0
26	210m	0	0	0	0	0	0	0	0
27	212m	0	0	0	0	0	0	0	0
28	213m	183	1	183	0	183	0	183	0
29	214m	0	0	0	0	0	0	0	0
30	215m	178	0	178	0	173	0	178	5
31	217m	0	0	0	0	0	0	0	0
32	219m	127	1	127	0	127	0	127	0
33	220m	119	0	119	0	119	0	119	0
34	221m	0	0	0	0	0	0	0	0
35	222m	121	3	121	0	121	0	121	0
36	223m	132	4	132	0	132	4	132	0
37	230m	82	0	82	0	82	0	82	0
38	231m	69	0	69	0	69	0	69	0
39	232m	99	0	99	0	99	0	99	0
		3397	48	3398	1	0	29	3398	7
		Excluded Records: 102m, 108m, 111m, 200m, 203m, 208m, 228m, 233m, 234m							

Πίνακας 5-4. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH ST Change DB (1η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH ST Change Database (1:20 to 3:00)		Lead 1							
		K Means				ACOC			
Record		*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complex*	*True Positve*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complex*
1	300m	171	0	171	0	171	0	171	0
2	301m	97	1	97	0	97	1	97	0
3	302m	94	0	94	0	94	0	94	0
4	303m	143	2	143	0	143	0	143	0
5	304m	88	0	88	0	88	0	88	0
6	305m	34	0	59	25	34	0	59	25
7	306m	110	0	110	0	110	0	110	0
8	307m	93	0	93	0	93	0	93	0
9	308m	93	2	93	0	93	0	93	0
10	309m	144	0	144	0	144	0	144	0
11	310m	164	0	164	0	164	0	164	0
12	311m	130	0	130	0	130	0	130	0
13	312m	118	5	118	0	118	0	118	0
14	313m	121	1	121	0	121	0	121	0
15	314m	145	7	145	0	147	2	145	0
16	315m	158	0	158	0	158	0	158	0
17	316m	170	0	170	0	170	0	170	0
18	317m	116	0	116	0	116	0	116	0
19	318m	156	4	156	0	156	0	156	0
20	319m	156	2	156	0	156	0	156	0
21	320m	131	0	131	0	131	0	131	0
22	321m	127	0	127	0	127	0	127	0
23	322m	194	2	194	0	194	0	194	0
24	323m	153	1	153	0	153	5	153	0
25	324m	84	2	84	0	84	0	84	0
26	325m	121	0	121	0	121	0	121	0
27	326m	93	1	93	0	93	0	93	0
28	327m	90	0	90	0	90	0	90	0
		3494	30	3519	25	3496	8	3519	25

Πίνακας 5-5. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH ST Change DB (2η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH ST Change Database (1:20 to 3:00)		Lead 2							
		K-means				ACOC			
Record		*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complexes*	*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complexe*
1	**300m**	171	19	171	0	171	0	171	0
2	**301m**	97	0	97	0	97	0	97	0
3	**302m**	94	0	94	0	94	0	94	0
4	**303m**	142	1	143	1	143	0	143	0
5	**304m**	88	0	88	0	88	0	88	0
6	**305m**	59	77	59	0	59	34	59	0
7	**306m**	110	0	110	0	110	0	110	0
8	**307m**	93	0	93	0	93	0	93	0
9	**308m**	93	0	93	0	93	0	93	0
10	**309m**	144	9	144	0	144	0	144	0
11	**310m**	164	0	164	0	164	0	164	0
12	**311m**	130	0	130	0	130	0	130	0
13	**312m**	118	7	118	0	117	1	118	1
14	**313m**	-	-	-	-	-	-	-	-
15	**314m**	-	-	-	-	-	-	-	-
16	**315m**	-	-	-	-	-	-	-	-
17	**316m**	-	-	-	-	-	-	-	-
18	**317m**	-	-	-	-	-	-	-	-
19	**318m**	155	1	155	0	155	0	155	0
20	**319m**	-	-	-	-	-	-	-	-
21	**320m**	-	-	-	-	-	-	-	-
22	**321m**	-	-	-	-	-	-	-	-
23	**322m**	-	-	-	-	-	-	-	-
24	**323m**	-	-	-	-	-	-	-	-
25	**324m**	84	0	84	0	84	0	84	0
26	**325m**	121	0	121	0	121	0	121	0
27	**326m**	93	0	93	0	93	0	93	0
28	**327m**	90	0	90	0	90	0	90	0
		2046	114	2047	1	2046	35	2047	1

Πίνακας 5-6. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH Atrial Fibrillation (1η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (1:20 to 3:00)		Lead 1							
		K Means				ACOC			
Record		*True Positve*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complexes*	*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS Complexes*
1	04015m	151	0	151	0	151	0	151	0
2	04043m	177	0	177	0	177	0	177	0
3	04048m	119	3	119	0	119	0	119	0
4	04126m	*310*	*65*	*375*	*65*	*300*	*75*	*375*	*75*
5	04746m	107	0	107	0	107	0	107	0
6	04908m	239	0	239	0	237	0	239	2
7	04936m	114	0	114	0	114	0	114	0
8	05091m	99	1	99	0	99	0	99	0
9	05121m	91	21	96	5	86	18	96	10
10	05261m	180	4	180	0	180	0	180	0
11	06426m	138	6	138	0	138	0	138	0
12	06453m	121	3	121	0	121	0	121	0
13	06995m	145	2	145	0	145	0	145	0
14	07162m	148	25	148	0	148	9	148	0
15	07859m	230	9	231	1	227	3	231	*4*
16	07879m	110	0	110	0	110	0	110	0
17	07910m	93	1	93	0	93	0	93	0
18	08215m	135	0	135	0	135	0	135	0
19	08219m	115	9	116	1	116	0	116	0
20	08378m	166	2	166	0	166	1	166	0
21	08405m	0	0	0	0	0	0	0	0
22	08434m	107	0	107	0	107	0	107	0
23	08455m	179	0	179	0	178	0	179	1
		3274	151	3346	72	3254	106	3346	92

Πίνακας 5-7. Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στην ΒΔ MIT-BIH Atrial Fibrillation (2η καταγεγραμμένη απαγωγή)

MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (1:20 to 3:00)		Lead 2							
		K Means				ACOC			
Record		*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*	*True Positive*	*False Positive*	*True QRS count*	*Missed QRS*
1	04015m	143	2	143	0	143	0	143	0
2	04043m	177	0	177	0	177	0	177	0
3	04048m	119	0	119	0	119	0	119	0
4	04126m	0	0	0	0	0	0	0	0
5	04746m	106	0	106	0	106	0	106	0
6	04908m	223	1	239	16	221	1	239	18
7	04936m	114	0	114	0	114	0	114	0
8	05091m	99	0	99	0	99	0	99	0
9	05121m	0	0	0	0	0	0	0	0
10	05261m	180	3	180	0	180	0	180	0
11	06426m	138	2	138	0	138	0	138	0
12	06453m	121	0	121	0	121	0	121	0
13	06995m	145	0	145	0	144	0	145	1
14	07162m	148	0	148	0	148	0	148	0
15	07859m	228	13	230	2	228	6	230	2
16	07879m	106	0	106	0	106	0	106	0
17	07910m	93	2	93	0	93	0	93	0
18	08215m	135	0	135	0	135	0	135	0
19	08219m	114	0	114	0	113	0	114	1
20	08378m	166	0	166	0	166	0	166	0
21	08405m	187	1	187	0	186	0	187	1
22	08434m	107	0	107	0	107	0	107	0
23	08455m	0	0	0	0	0	0	0	0
		2849	24	2867	18	2844	7	2867	23

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα για κάθε ΒΔ και κάθε απαγωγή φαίνονται στον παρακάτω Πίνακα.

Πίνακας 5-8. Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS στις 3 ΒΔ του MIT

DB	Signal	Kmeans				ACOC			
		True Positive	False Positive	True Count	Missed QRS Complexes	True Positive	False Positive	True Count	Missed QRS Complexes
MIT-BIH Arrhythmia DB	1	4710	191	4710	0	4709	51	4710	1
	2	3766	84	3767	1	3760	29	3767	7
MIT-BIH ST Change DB	1	3494	30	3519	25	3496	6	3519	23
	2	2046	114	2047	1	2047	35	2047	0
MIT-BIH Atrial Fibrillation DB	1	3274	151	3346	72	3254	106	3346	92
	2	2849	24	2867	18	2844	7	2867	23
Sums		20139	594	20256	117	20110	234	20256	146
Results (%)		99,42%	2,86%		0,58%	99,28%	1,15%		0,72%

Στην τελευταία γραμμή του πίνακα εμφανίζονται τα αποτελέσματα της ανίχνευσης ανηγμένα σε ποσοστά (%). Οι στήλες “True Positive” αντιστοιχούν στα συμπλέγματα QRS τα οποία ανιχνεύτηκαν σωστά ως συμπλέγματα QRS. Οι στήλες “False Positive” αντιστοιχούν στα συμπλέγματα QRS τα οποία ανιχνεύτηκαν εσφαλμένα ως συμπλέγματα QRS. Οι στήλες “True Count” αντιστοιχούν στον πραγματικό αριθμό συμπλέγματων QRS στα καρδιογραφήματα. Τέλος οι στήλες “Missed QRS Complexes” αντιστοιχούν στα συμπλέγματα QRS τα οποία δεν ανιχνεύτηκαν καθόλου.

Όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα, η προτεινόμενη μεθοδολογία ανιχνεύει με μεγάλη ακρίβεια σχεδόν όλα τα τα συμπλέγματα QRS. Ο συνολικός χρόνος που αντιστοιχεί στα καρδιογραφήματα είναι 15700 δευτερόλεπτα. Όταν χρησιμοποιηθεί ο K-means για την ομαδοποίηση των συμπλεγμάτων, ανιχνεύονται οριακά περισσότερα πραγματικά συμπλεγματα QRS. Ωστόσο το ποσοστό των εσφαλμένα ανιχνευμένων συμπλεγμάτων QRS είναι υπερδιπλάσιο από αυτό που επιτυγχάνεται όταν χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος ACOC. Η επίδοση της προτεινόμενης μεθολογογίας είναι σχεδόν ίδια όσον αφορά την επίδραση του αλγορίθμου ομαδοποίησης στην μη ανίχνευση ενός συμπλέγματος QRS.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος επιτυγχάνει ακρίβεια ανίχνευσης στα επίπεδα του γνωστού αλγόριθμου ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS των Pan και Tompkins [4] ο οποίος αποτελεί την βάση για πολλούς σύγχρονους ανιχνευτές συμπλεγμάτων QRS.

5.3 Οι ανιχνευτές συμπλεγμάτων QRS wqrs και ecgpuwave.

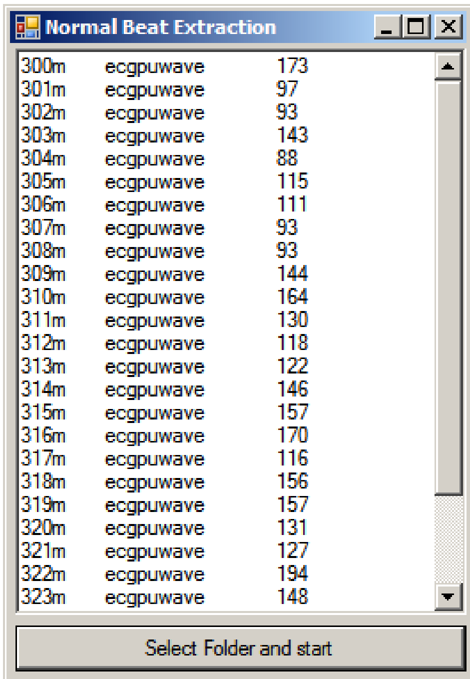
Η υπηρεσία PhysioNet προσφέρει το WFDB Toolkit, μια συνεχώς επεκτεινόμενη βιβλιοθήκη με εργαλεία για την ανάλυση καρδιογράφηματων. Είναι λογισμικό ανοιχτού κώδικα και έχει χρησιμοποιηθεί πολλές φορές σε μελέτες καρδιογράφηματων [5][6][7]. Η βιβλιοθήκη WFDB παρέχει 3 διαφορετικά προγράμματα ανίχνευσης κυμάτων σε καρδιογραφήματα: τον ανίχνευτή ***sqrs***, τον ανιχνευτή ***WQRS*** και τον ανιχνευτή ***ecgpuwave***.

Ο ανιχνευτής sqrs βασίζεται σε έναν παλιότερο αλγόριθμο ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS και κατά τις οδηγίες χρήσης του, όπως αυτές αναγράφονται στην αντίστοιχη ιστοσελίδα του PhysioNet [8], δεν προτείνεται η χρήση του για κλινικές αναλύσεις και εξετάσεις. Έτσι στην παρούσα εργασία, δεν χρησιμοποιήθηκε για σύγκριση με τον προτεινόμενο ανιχνευτή. Ο ανιχνευτής wqrs προτείνεται για χρήση σε καρδιογραφήματα από 120Hz μέχρι 150Hz, ωστόσο έχει καλές επιδόσεις σε καρδιογραφήματα τα οποία έχουν δειγματοληφθεί μέχρι και την συχνότητα των 360Hz [9]. Ο ανιχνευτής ecgpuwave έχει χρησιμοποιηθεί πολλές φορές ως μέτρο σύγκρισης με άλλες μεθόδους ανίχνευσης καρδιογραφημάτων [6],[7]. Χρησιμοποιεί μια παραλλαγή του αλγόριθμου ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS των Pan και Tompkins [4], στην οποία χρησιμοποιούνται και πρόσθετες πληροφορίες για την κλίση του καρδιογραφήματος [10].

5.4 Σύγκριση προτεινόμενης μεθόδου με τους ανιχνευτές συμπλεγμάτων QRS wqrs και ecgpuwave.

Τα καρδιογραφήματα από τις 3 ΒΔ αναλύθηκαν με τους ανιχνευτές wqrs και ecgpuwave. Καθώς οι ανιχνευτές αυτοί βρίσκουν όλα τα επιμέρους κύματα ενός καρδιογραφήματος, δημιουργήθηκε σε περιβάλλον Visual Basic 2010 ένα πρόγραμμα το οποίο ανέλαβε να εξάγει μέσα από τα αρχεία εξόδου αυτών των ανιχνευτών μόνο τον αριθμό των συμπλεγμάτων QRS τα οποία ανιχνεύτηκαν ως «Φυσιολογικά». Ένα παράδειγμα αρχείου εξόδου από τον ecgpuwave καθώς και ένα στιγμιότυπο εκτέλεσης του προγράμματος φαίνονται στο Σχήμα 5-3. Οι ανιχνευτές wqrs και ecgpuwave παράγουν αρχεία εξόδου ίδιας μορφής και έτσι το πρόγραμμα χρησιμοποιήθηκε και για τους δυο. Τα συμπλέγματα τα οποία ανιχνεύθηκαν ως «φυσιολογικά» σημειώνονται με το σύμβολο «N».

1:21.031	29171	(	0	0	1
1:21.081	29189	N	0	0	0
1:21.114	29201	)	0	0	1
1:21.211	29236	(	0	0	2
1:21.297	29267	t	0	0	0
1:21.383	29298	)	0	0	2
1:21.483	29334	(	0	0	0
1:21.539	29354	p	0	0	0
1:21.583	29370	)	0	0	0
1:21.669	29401	(	0	0	1
1:21.708	29415	N	0	0	0
1:21.747	29429	)	0	0	1
1:21.856	29468	(	0	0	2
1:21.928	29494	t	0	0	0
1:21.997	29519	)	0	0	2
1:22.117	29562	(	0	0	0
1:22.172	29582	p	0	0	0
1:22.231	29603	)	0	0	0
1:22.303	29629	(	0	0	1
1:22.336	29641	N	0	0	0



Σχήμα 5-3. Αρχείο εξόδου του ecgpuwave και το πρόγραμμα για την ανάκτηση των φυσιολογικών συμπλεγμάτων από τα αρχεία αυτά.

Οι δυο ανιχνευτές του WFDB έχουν μια πολύ σημαντική διαφορά. Ο wqrs αναλύει ένα μόνο σήμα για να ανιχνεύσει τα συμπλέγματα QRS ενώ ο ecgpuwave χρησιμοποιεί και τα 2 σήματα κάθε αρχείου για να ανιχνεύσει τα συμπλέγματα.

Το μέτρο σύγκρισης για την επίδοση κάθε ανιχνευτή επιλέχθηκε να είναι η μέση απόλυτη διαφορά του αριθμού των «φυσιολογικών» συμπλεγματων που ανιχνεύθηκαν από τον πραγματικό αριθμό καρδιογραφημάτων ανά καρδιογράφημα και απαγωγή. Έτσι συνυπολογίζεται στο σφάλμα το γεγονός ότι ένας ανιχνευτής χαρακτήρισε ως φυσιολογικά παραπάνω συμπλέγματα QRS από τα πραγματικά καταγεγραμμένα. Αυτό είναι επιθυμητό καθώς τα διαστήματα RR, ένας από τους πιο σημαντικούς δείκτες ύπαρξης κάποιας δυσλειτουργίας στην καρδιά επηρρεάζονται όταν δεν ανιχνευτούν όλα τα συμπλέγματα, αλλά και όταν χαρακτηριστούν ως συμπλέγματα περισσότερα από τα πραγματικά υπάρχοντα [11].

Τα αποτελέσματα συγκεντρωτικά ανά ΒΔ καρδιογραφημάτων και απαγωγής φαίνονται στον Πίνακα 5-9.

Πίνακας 5-9. Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα σύγκρισης με τους 2 ανιχνευτές του WFDB Toolkit

Lead 1					
Database ↓	Annotator→	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
Arrhythmia Database	Records Processed	39	39	39	39
	Absolute Detection Failure Rate (%)	4,90%	8,30%	5,80%	1,78%
Atrial Fibrillation Database	Records Processed	23	23	22	20
	Absolute Detection Failure Rate (%)	11,56%	15,04%	2,73%	2,73%
ST Change Database	Records Processed	28	28	28	28
	Absolute Detection Failure Rate (%)	4,48%	4,26%	1,84%	3,26%
Lead 2					
Database ↓	Annotator→	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
Arrhythmia Database	Records Processed	39	39	31	31
	Absolute Detection Failure Rate (%)	4,90%	15,78%	4,30%	3,86%
Atrial Fibrillation Database	Records Processed	23	23	20	20
	Absolute Detection Failure Rate (%)	0,00%	4,06%	13,64%	13,24%
ST Change Database	Records Processed	28	28	28	28
	Absolute Detection Failure Rate (%)	7,50%	5,62%	0,00%	0,00%

Όπως φαίνεται και στα αποτελέσματα, και οι 3 ανιχνευτές είχαν αρκετά καλές επιδόσεις στην ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS. Ωστόσο, κάθε ανιχνευτής φαίνεται ότι ανάλογα με την ασθένεια από την οποία έπασχε ο κάθε ασθενής, είναι καταλληλότερος άλλος ανιχνευτής.

Στην ΒΔ Arrhythmia, ο προτεινόμενος αλγόριθμος κατατάσσεται πρώτος με διαφορά 3,1% από τον ecgpuwave, για την 1^{η} απαγωγή των καρδιογραφημάτων. Ωστόσο, η πραγματική διαφορά στο σφάλμα ανίχνευσης είναι μικρότερη, καθώς στο καρδιογράφημα 207m, ο ecgpuwave έχει σφάλμα 56,71% αυξάνοντας έτσι κατα πολύ το μέσο σφάλμα ανίχνευσης. Αν αφαιρεθεί από τον υπολογισμό του σφάλματος αυτό το καρδιογράφημα, το σφάλμα μειώνεται στο 2,54% πλησιάζοντας αρκετά τον προτεινόμενο αλγόριθμο. Ίδια αποτελέσματα σημειώθηκαν και για την 2^{η} απαγωγή.

Στην ΒΔ Atrial Fibrillation για την 1^{η} απαγωγή των καρδιογραφημάτων, ο προτεινόμενος αλγόριθμος σημείωσε καλύτερες επιδόσεις από τους άλλους 2 ανιχνευτές. Ωστόσο πρέπει να τονιστεί ότι για τον αλγόριθμο ACOC δεν υπολογίστηκαν τα αποτελέσματα 3 καρδιογραφημάτων, για τα οποία δεν βρέθηκε κάποιο σετ παραμέτρων με την οποία ο αλγόριθμος να παράγει αποτελέσματα. Στην 2η απαγωγή ο ecgpuwave πέτυχε απόλυτο ποσοστό ακρίβειας και ανίχνευσε με επιτυχία όλα τα συμπλέγματα QRS. Από τα 20 καρδιογραφήματα που αναλύθηκαν με την προτεινόμενη μεθοδολογία, τα 6 αναλύθηκαν με σφάλμα της τάξης του 40%. Ο λόγος για αυτό το σφάλμα είναι η μορφολογία των καρδιογραφημάτων αυτών η οποία δεν επιτρέπει την σωστή επιλογή προτύπου από τον αλγόριθμο.

Στην ΒΔ ST Change, ο προτεινόμενος αλγόριθμος πέτυχε απόλυτη ακρίβεια στον εντοπισμό των συμπλεγμάτων QRS. Ο ecgpuwave είχε πολύ καλή επίδοση, με εξαίρεση το καρδιογράφημα 305m.

Πρέπει να τονιστεί ότι η παραπάνω σύγκριση έγινε μόνο επι των καρδιογραφημάτων των ΒΔ για τα οποία βρέθηκε κατάλληλο σετ παραμέτρων ώστε ο αλγόριθμος ACOC να λειτουργήσει. Περιπτώσεις όπου είχαμε πρόωρη σύγκλιση του αλγορίθμου και στις 2 απαγωγές απολείστηκαν από την σύγκριση.

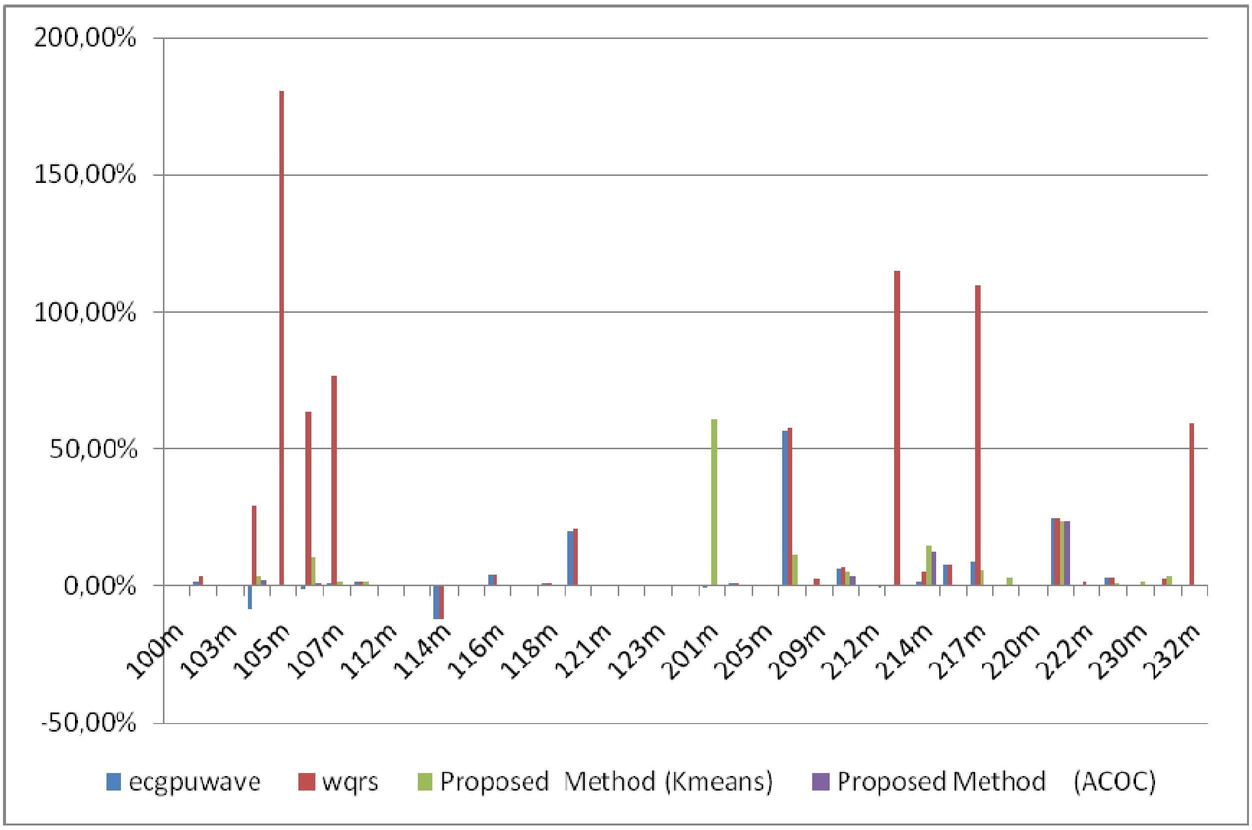
Ο Πίνακας 5-10 είναι ο πίνακας καταλληλότητας κάθε ανιχνευτή ανα ΒΔ, απαγωγή και καρδιολογική πάθηση.

Πίνακας 5-10. Πίνακας καταλληλότητας ανιχνευτή συμπλεγμάτων ανα πάθηση και απαγωγή.

Lead 1					
Database ↓	Annotator→	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
Arrhythmia Database					☑
Atrial Fibrillation Database				☑	
ST Change Database				☑	

Lead 2					
Database ↓	Annotator→	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
Arrhythmia Database					☑
Atrial Fibrillation Database		☑			
ST Change Database				☑	☑

Τα αναλυτικά αποτελέσματα ανα ΒΔ, απαγωγή και καρδιογράφημα δίνονται στο παράρτημα Β. Ενδεικτικά δίνονται τα αποτελέσματα σε μορφή διαγράμματος για την Arrhythmia DB στο Σχήμα 5-4. Αρνητικές τιμές σημαίνουν ότι ο αντίστοιχος αλγόριθμος εντόπισε λιγότερα συμπλέγματα από τα πραγματικά ενώ θετικές τιμές σημαίνουν ότι εντόπισε περισσότερα.



Σχήμα 5-4. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης των 2αλγορίθμων ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS με την προτεινόμενη μέθοδο.

Τέλος πρέπει να αναφέρουμε ότι δεν εγινε σύγκριση του χρόνου εκτέλεσης των 3 ανιχνευτών και ο λόγος είναι η διαφορά στο περιβάλλον εκτέλεσης. Οι μεν δυο ανιχνευτές του WFDB Toolkit είναι ήδη μεταγλωττισμένα (compiled) προγράμματα, ενώ η προτεινόμενη μέθοδος έχει υλοποιηθεί σε MATLAB, το οποίο είναι περιβάλλον όπου τρέχουν σειριακά οι εντολές, και έτσι δεν είναι βελτιστοποιημένη.

Βιβλιογραφία 5ου Κεφαλαίου

[1] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdotff JM,Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK,Stanley WE. "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals" [Circulation Electronic Pages; http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215]; 2000 (June 13)

[2] George B. Moody, Roger G. Mark, Ary L. Goldberger, "PhysioNet: A Web-Based Resource for the Study of Physiologic Signals", IEEE Engineering in Medicine and Biology, 0739-5175/01, MAY/JUNE 2001, PP 70-75

[3] Madalena Costa, George B. Moody, Isaac Henry and Ary L. Goldberger ,"PhysioNet: An NIH Research Resource for Complex Signals", Journal of Electrocardiology Vol. 36 Supplement 2003,PP 139-144

[4] Pan J., and Tompkins W. J. (1985): "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., 32, pp. 230-236

[5] F Cantini, M Emdin, C Passino, M Varanini, F Conforti, "Validation of a Novel Algorithm for Ventricular Repolarization Analysis: Use of Physionet Resources", IEEE Computers in Cardiology 2003;30:509−512.

[6] Dranca, L.; Goni, A.; Rodriguez, J.; Burgos, A.; Illarramendi, A.; , "An on-line ischemia monitoring algorithm for mobile devices," Computers in Cardiology, 2005 , vol., no., pp.861-864, 25-28 Sept. 2005

[7] Laguna, P.; Mark, R.G.; Goldberg, A.; Moody, G.B.; , "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG," Computers in Cardiology 1997 , vol., no., pp.673-676, 7-10 Sep 1997

[8] **http://www.physionet.org/physiotools/wag/sqrs-1.htm**

[9] **http://www.physionet.org/physiotools/wag/wqrs-1.htm**

[10] Laguna P. New Electrocardiographic Signal Processing Techniques: Application to Long-term Records. Ph. D. dissertation, Science Faculty, University of Zaragoza, 1990.

[11] Tateno K. and Glass L., "A Method for Detection of Atrial Fibrillation Using RR intervals", IEEE Computers in Cardiology 2000; 27:391-394.

6. Δοκιμή του συστήματος σε εργαστηριακά δεδομένα

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ανίχνευσης των επιμέρους τμημάτων ενός καρδιογραφήματος της παρούσας εργασίας εφαρμόστηκε στα καρδιογραφήματα που περιέχονται στις βάσεις δεδομένων του M.I.T., αλλά και σε δεδομένα το οποίο ελήφθησαν στο Εργαστήριο Ηλεκτρικών Κυκλωμάτων και Ανανεώσιμων Πηγών.

6.1 Διατάξεις και συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν για την λήψη των δεδομένων.

Για την λήψη των καρδιογραφημάτων χρησιμοποιήθηκε ο καρδιογράφος ECG-101 της εταιρείας BIOCARE. Ο καρδιογράφος αυτός είναι μονοκάναλος ψηφιακός ηλεκτροκαρδιογράφος. Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς σε κάθε απαγωγή εκτυπώνεται σε χαρτοταινία θερμικής αποτύπωσης. Έχει την δυνατότητα να καταγράψει οποιαδήποτε από τις 12 απαγωγές είτε κατ' επιλογή του χρήστη είτε σειριακά με διάρκεια καταγραφής ανά απαγωγή 3 δευτερόλεπτα.

Η απαγωγή η οποία καταγράφεται επιλέγεται χειροκίνητα από τον χρήστη ή αυτόματα από τον καρδιογράφο. Ο καρδιογράφος παρέχει αναλογική έξοδο μέσω μιας υποδοχής TRS στα πλάγια της συσκευής. Ο A/D μετατροπέας της συσκευής έχει διακριτική ικανότητα 12 bits. Επίσης ο καρδιογράφος έχει την δυνατότητα φιλτραρίσματος του θορύβου που προκαλείται από την τροφοδοσία των 220V.

Σχήμα 6-1. Ο καρδιογράφος ECG-101 της BIOCARE

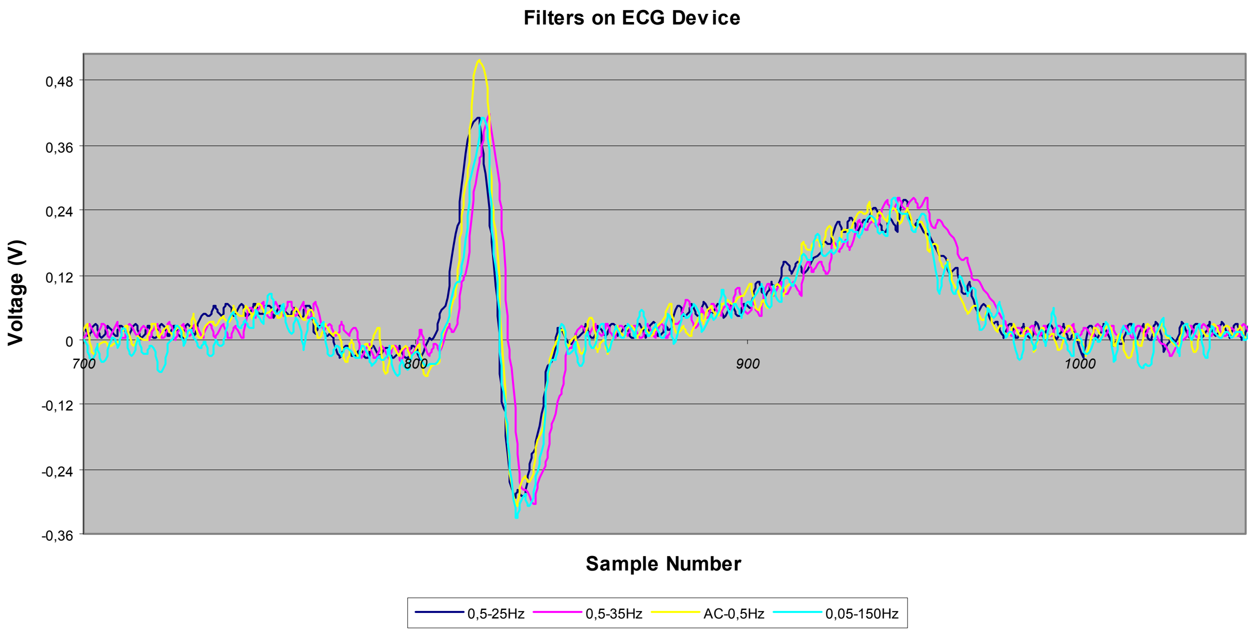
Οι αναλυτικές προδιαγραφές του καρδιογράφου φαίνονται στον παρακάτω Πίνακα.

Πίνακας 6-1. Προδιαγραφές του καρδιογράφου ECG-101	
Αριθμός Απαγωγών	12
Αντίσταση εισόδου:	> 50MΩ
Αντίσταση εξόδου	< 100Ω
Διαρροή ρεύματος από τον ασθενή	< 10μA
Ρεύμα κυκλώματος εισόδου	≤ 0.1μA
Ρεύμα Βαθμονόμησης	1mV ± 5%
Τάση εξόδου	0.5V / mV ± 5%
A/D μετατροπέας	12 bits
Απόκριση συχνότητας	0.05Hz≈150Hz
Σταθερά Χρόνου	> 3.2 sec
Common Mode Rejection Ratio	> 80dB
	> 100 dB (AC Filter)
EMG Filter	35Hz (-3dB) / 25Hz(-3dB)
Τυπική Ευαισθησία	10mm / mV ± 0.2mm / mV
Επίπεδο θορύβου	≤ 15μV p-p
Ανοχή επιδερμικού ρεύματος	±300mV
Τροφοδοσία	AC: 220V, 50Hz, 15VA
	DC:επαναφορτιζόμενη μπαταρία των 12V
Ταχύτητα εκτύπωσης	25, 50mm/s ± 5%

Κατά τις αρχικές δοκιμές στον καρδιογράφο παρατηρήθηκαν δυο σημαντικά μειονεκτήματα:

- Ο καρδιογράφος εισήγαγε θόρυβο στο αναλογικό σήμα παραμορφώνοντας το.
- Δεν υπήρχε δυνατότητα ελέγχου των λειτουργιών του καρδιογράφου μέσω υπολογιστή.

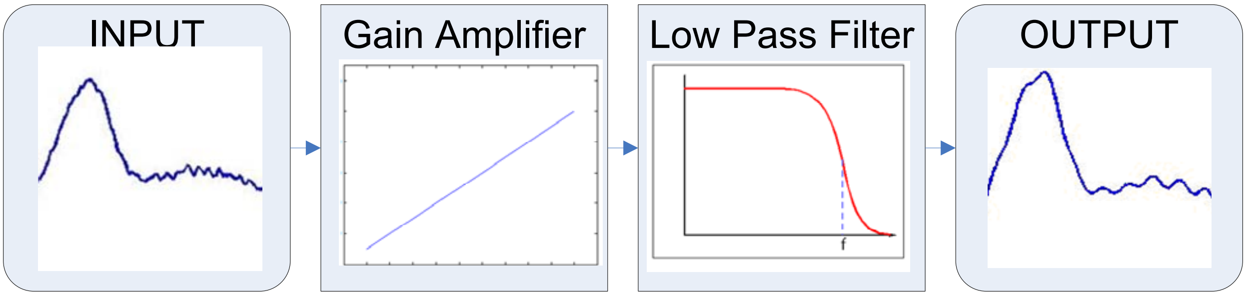
Ο καρδιογράφος παρέχει ενσωματωμένα φίλτρα για τον θόρυβο. Ο θόρυβος αυτός μετά από ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας με μετασχηματισμό Fourier βρέθηκε να έχει συχνότητα 125Hz. Ενώ φυσιολογικά θα έπρεπε να αποκόπτεται αυτός ο θόρυβος, παρατηρήθηκε ότι κάτι τέτοιο δεν ίσχυε. Στο Σχήμα 6-2 απεικονίζεται ένα καρδιογράφημα χρησιμοποιώντας τις 3 διαφορετικές επιλογές φίλτρου του καρδιογράφου.



Σχήμα 6-2. Ο θόρυβος που παρατηρήθηκε στα καρδιογραφήματα.

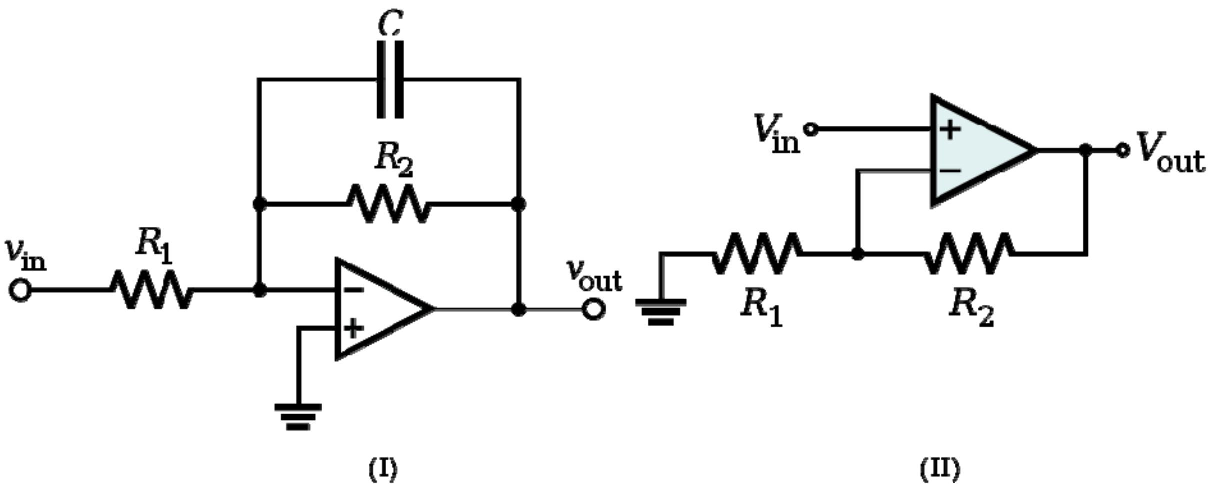
Το μικρό μέγεθος στο οποίο εκτυπώνεται το καρδιογράφημα, σε συνδυασμό με το πάχος της γραμμής που χαράζει ο θερμικός εκτυπωτής είναι οι κύριοι λόγοι για την απουσία αυτού του θορύβου στο τελικό καρδιογράφημα. Ωστόσο, όταν τα δεδομένα καταγράφηκαν ψηφιακά, ο θόρυβος ήταν εμφανής.

Για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα του θορύβου υλοποιήθηκε ένα βαθυπερατό φίλτρο με χρήση τελεστικών ενισχυτών. Το block διάγραμμα του φίλτρου φαίνεται στο Σχήμα 6-3.



Σχήμα 6-3. Το block διάγραμμα του βαθυπερατού φίλτρου που χρησιμοποιήθηκε.

Το σήμα ενισχύεται στην βαθμίδα του μη αναστρέφοντα ενισχυτή και κατόπιν περνά από το βαθυπερατό φίλτρο για να αποκοπεί ο θόρυβος υψηλής συχνότητας. Οι συνδεσμολογίες που χρησιμοποιήθηκαν τόσο για τον ενισχυτή κέρδους όσο και για το βαθυπερατό φίλτρο φαίνονται στο Σχήμα 6-4.



Σχήμα 6-4. Η υλοποίηση του ενισχυτή κέρδους (I) και του βαθυπερατού φίλτρου (II) με χρήση τελεστικού ενισχυτή.

Η τάση μετά την βαθμίδα του ενισχυτή δίνεται από την σχέση (6.1) [1]:

$$V_{out} = V_{in} * \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \tag{6.1}$$

Επειδή κάθε ασθενής έχει και διαφορετική αγωγιμότητα στην επιδερμίδα, καθώς και διαφορετικά σωματικά χαρακτηριστικά, όπως το ύψος και το βάρος, η αντίσταση R_1 αντικαταστάθηκε από ένα ποτενσιόμετρο ώστε να υπάρχει η δυνατότητα για αλλαγή του κέρδους του ενισχυτή, χωρίς επέμβαση στο εσωτερικό του καρδιογράφου.

Το βαθυπερατό φίλτρο έχει συχνότητα αποκοπής που ορίζεται από την Σχέση (6.2):

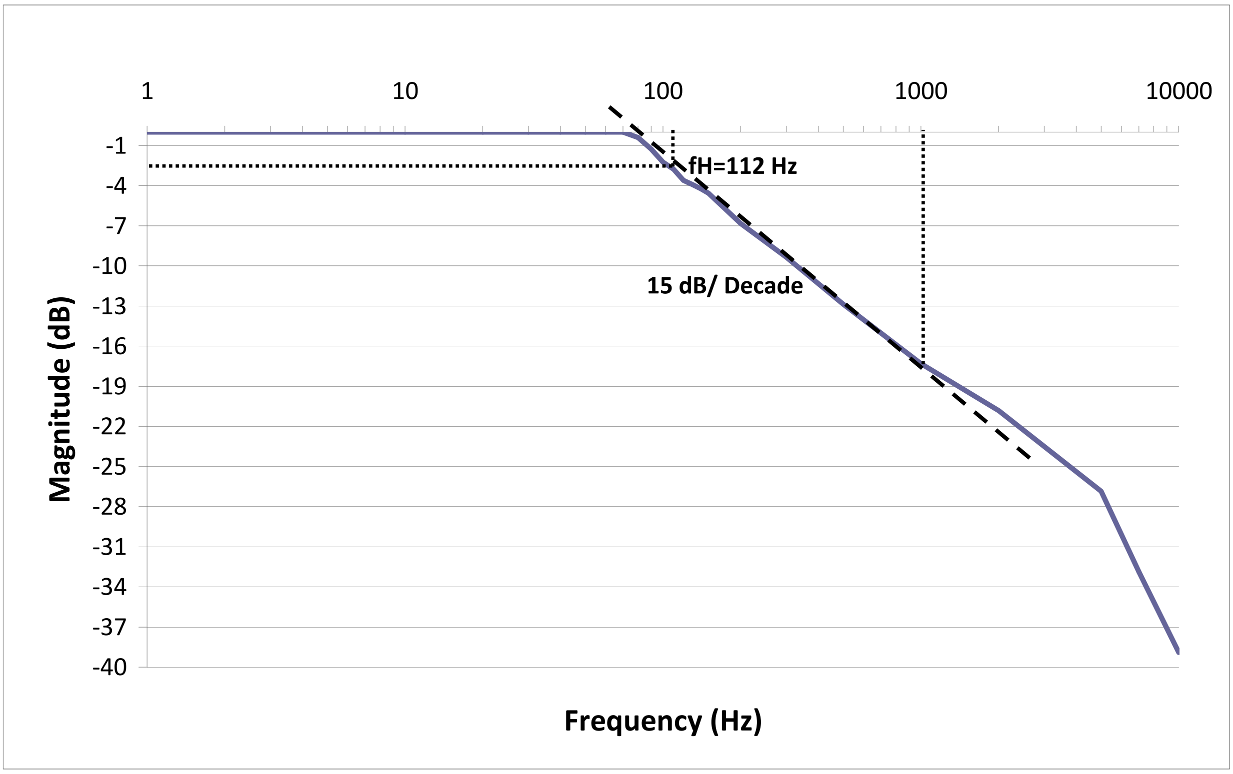
$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_2 * C} \qquad (6.2)$$

Ενώ το κέρδος του φίλτρου μετά την συχνότητα αποκοπής δίνεται από την Σχέση (6.3):

$$G_{-3dB} = -\frac{R_2}{R_1} \qquad (6.3)$$

Για να υπάρχει η δυνατότητα ρύθμισης της συχνότητας αποκοπής του βαθυπερατού φίλτρου από τον χρήστη, η αντίσταση R_2 αντικαταστάθηκε από ένα ποτενσιόμετρο.

Με κέρδος 1 στη συχνότητα αποκοπής, το διάγραμμα Bode του βαθυπερατού φίλτρου φαίνεται στο Σχήμα 6-5.



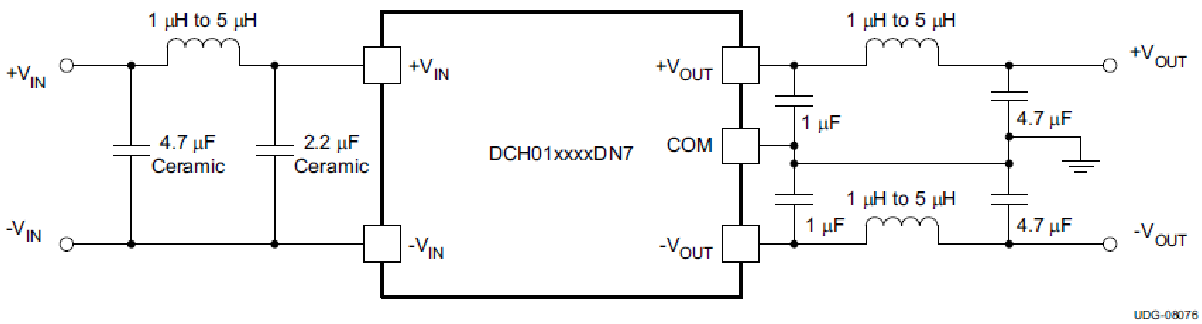
Σχήμα 6-5. Το διάγραμμα Bode του βαθυπερατού φίλτρου.

Η συχνότητα αποκοπής -3dB του φίλτρου είναι 112 Hz και η κλίση στη συχνότητα αυτή είναι 15 dB / δεκάδα.

Ο μη αναστρέφων ενισχυτής και το βαθυπερατό φίλτρο υλοποιήθηκαν με τελεστικούς ενισχυτές LM741 της εταιρείας National Semiconductors. Για να διατηρηθεί η αυτονομία του συστήματος, οι τελεστικοί ενισχυτές τροφοδοτήθηκαν από την θύρα USB του υπολογιστή.

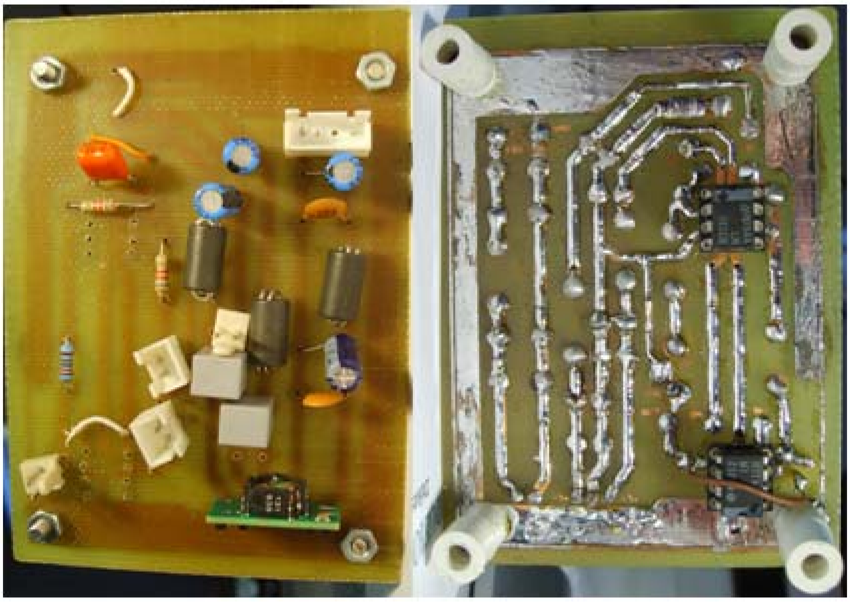
Ωστόσο, καθώς οι ενισχυτές απαιτούσαν δυο ξεχωριστές τάσεις τροφοδοσίας αντίθετης πολικότητας, με τιμή από ± 5V μέχρι ± 22V αντίστοιχα, και η θύρα USB παρέχει τάση +5V μόνο, στο κύκλωμα προστέθηκε ο DC / DC inverter DCH010505D της εταιρείας Texas Instruments. Ο inverter αυτός παίρνει είσοδο + 5V και δίνει στην έξοδο του ± 5.2 V.

Για να μειωθεί η κυμάτωση στην έξοδο του inverter χρησιμοποιήθηκαν κεραμικοί πυκνωτές και πηνία, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε φαίνεται στο Σχήμα 6-6.

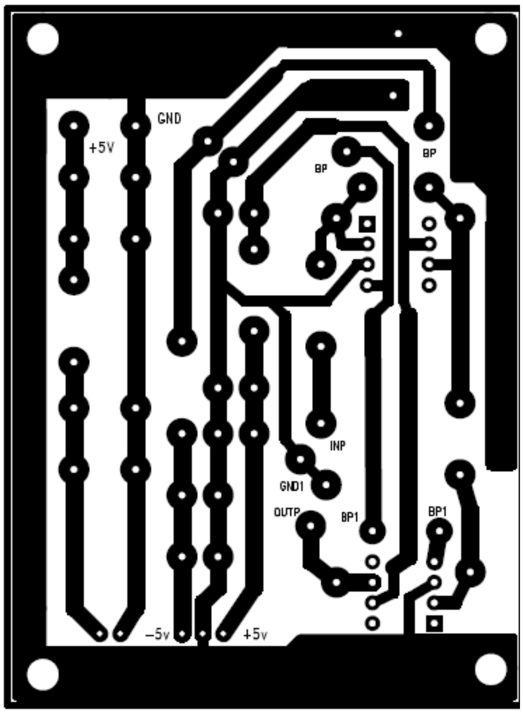


Σχήμα 6-6. Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για την μείωση της κυμάτωσης στην έξοδο του DC/DC inverter.

Η υλοποίηση του φίλτρου και η σύνδεση του με τον DC/DC inverter έγινε πάνω σε ένα PCB το οποίο σχεδιάστηκε χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα PCB123. Κατόπιν το PCB κατασκευάστηκε και συναρμολογήθηκε ώστε να τοποθετηθεί μέσα στον καρδιογράφο, απαλλάσσοντας τον χρήστη του συστήματος από περιττά εξαρτήματα. Το layout του PCB καθώς και μια φωτογραφία του κατασκευασμένου κυκλώματος τοποθετημένο μέσα στον καρδιογράφο φαίνονται στα ακόλουθα σχήματα.



Σχήμα 6-7. Η άνω και η κάτω όψη του βαθυπερατού φίλτρου και της βαθμίδας ενίσχυσης.



Σχήμα 6-8. Το PCB πάνω στο οποίο συναρμολογήθηκε το βαθυπερατό φίλτρο.

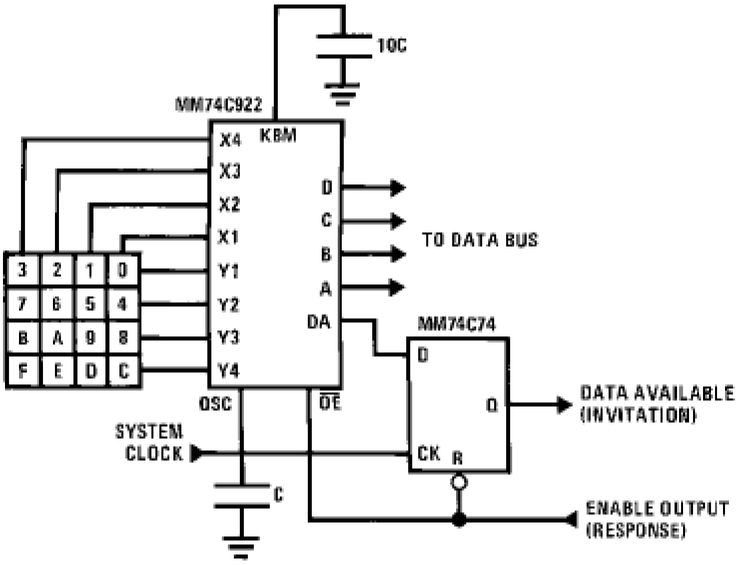
Για την λήψη και ψηφιοποίηση των δεδομένων, καθώς και για τον έλεγχο του καρδιογράφου μέσω υπολογιστή, χρησιμοποιήθηκε η κάρτα λήψης δεδομένων USB-6009 της εταιρείας National Instruments. Η κάρτα αυτή διαθέτει A/D μετατροπέα των 14 bits και έχει μέγιστο ρυθμό δειγματοληψίας τα 48 KHz. Διαθέτει αναλογικές εισόδους και εξόδους, καθώς και ψηφιακές. Οι αναλυτικές προδιαγραφές της φαίνονται στον Πίνακα 6-2.

Πίνακας 6-2. Προδιαγραφές της DAQ κάρτας USB-6009	
Ανάλυση μέτρησης αναλογικών εισόδων	14bits για διαφορική μέτρηση 13bits για μέτρηση με χρήση ενός μόνο καναλιού
Ρυθμός δειγματοληψίας αναλογικών καναλιών:	48KHz για ένα μόνο αναλογικό κανάλι 42KHz για περισσότερα τους ενός αναλογικά κανάλια
Αριθμός ψηφιακών εισόδων / εξόδων	12, TTL λογικής(σε δυο θύρες με 4 και 8 αντίστοιχα, μπορούν να είναι είσοδοι ή έξοδοι κατ' επιλογή του χρήστη)
Αριθμός αναλογικών εισόδων	8 για μέτρηση με χρήση μόνο ενός καναλιού 4 για διαφορική μέτρηση
Αριθμός αναλογικών εξόδων	2 έξοδοι ανάλυσης 12bits
Εύρος τάσης εισόδου	± 5V για χρήση ανά κανάλι ± 10V για διαφορική μέτρηση
Προστασία από υπέρταση	Έως 35V.
A/D μετατροπέας	12 bits
Διασύνδεση με τον υπολογιστή	USB 2.0 full speed
Απαιτήσεις τροφοδοσίας (Τάσης, Ρεύματος)	4.1 έως 5.25V DC, 80 mA έως 500mA

Το μικρό μέγεθος της κάρτας σε συνδυασμό με την τροφοδοσία της από την θύρα USB του υπολογιστή, συνέβαλε σημαντικά στην αυτονομία του συστήματος καθώς δεν χρειάζεται κάποια εξωτερική τροφοδοσία και η κάρτα τοποθετήθηκε στον κενό χώρο μέσα στον καρδιογράφο.

Εκτός από την λήψη και ψηφιοποίηση των δεδομένων κατά την διάρκεια του καρδιογραφήματος, η κάρτα χρησιμοποιήθηκε και για τον έλεγχο του καρδιογράφου μέσω υπολογιστή.

Οι εντολές για την χρήση του καρδιογράφου δίνονται από ένα πληκτρολόγιο το οποίο βρίσκεται στην πρόσοψη του. Τα πλήκτρα είναι συνδεδεμένα με τον keyboard encoder MM74C922 της εταιρείας Fairchild Semiconductors. Ανάλογα με το πλήκτρο το οποίο χρησιμοποιείται, ο encoder δίνει στην έξοδο του έναν δυαδικό αριθμό μήκους 4 bits. Η συνδεσμολογία με την οποία χρησιμοποιείται ο encoder φαίνεται στο Σχήμα 6-9.



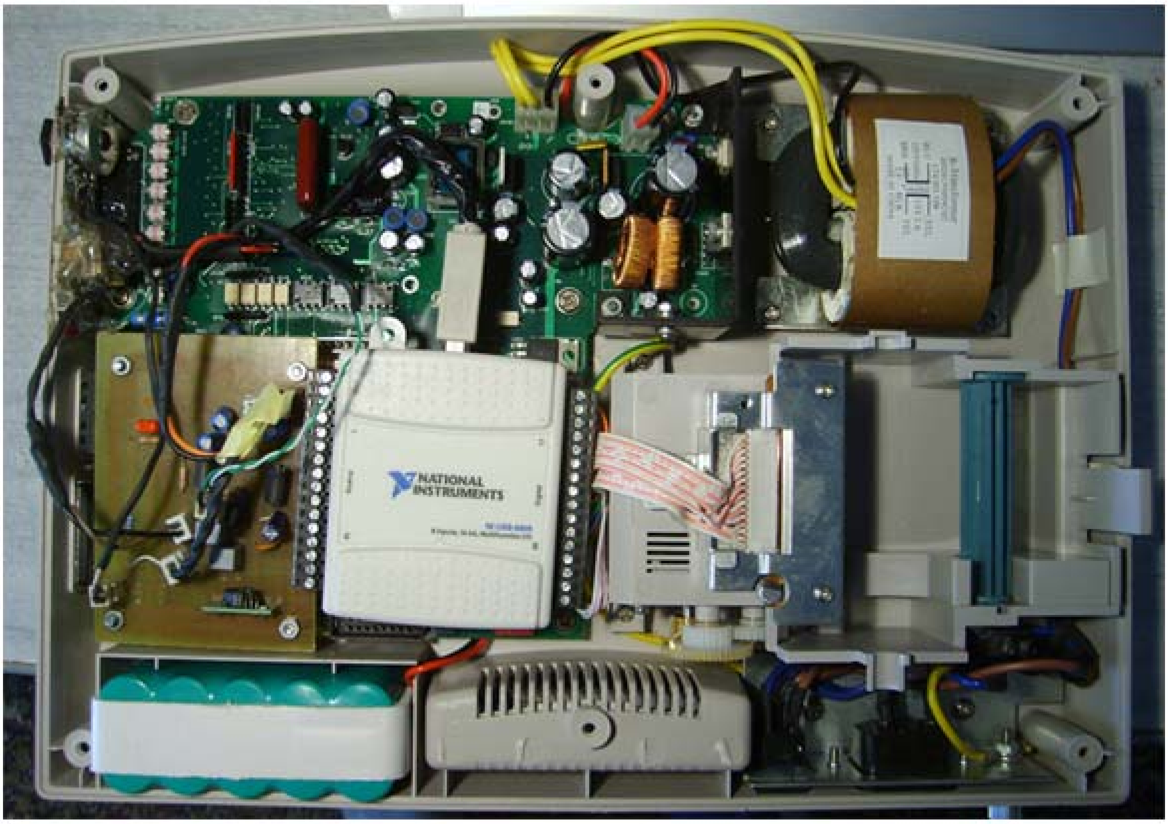
Σχήμα 6-9. Ο keyboard encoder

Όταν πιέζεται ένα πλήκτρο, αυτό μεταφράζεται σε μια δυάδα εισόδων $\left(X_i, Y_i\right), 1 \leq i \leq 4$, η οποία αντιστοιχεί στις «συντεταγμένες» του πλήκτρου που πατήθηκε στο πληκτρολόγιο. Ανάλογα με την είσοδο, αλλάζει και η έξοδος (ABCD στο Σχήμα). Μόλις τα δεδομένα στην έξοδο είναι έτοιμα, το σήμα DA (Data Available) γίνεται high και η συσκευή στην οποία είναι συνδεδεμένος ο encoder διαβάζει τα δεδομένα. Τα πλήκτρα τα οποία χρειάστηκαν για τον χειρισμό του καρδιογράφου, καθώς και ο αντίστοιχος πίνακας αληθείας δίνονται παρακάτω.

Πίνακας 6-3. Πίνακας αληθείας για τον key encoder MM74C922	
Προηγούμενη Απαγωγή	1010
Επόμενη Απαγωγή	0110
Επαναφορά ισοηλεκτρικής γραμμής (baseline wander)	0001

Ο keyboard encoder αντικαταστάθηκε από τις ψηφιακές εξόδους της DAQ κάρτας. Το ολοκληρωμένο αποκολλήθηκε από το PCB του καρδιογράφου και οι έξοδοι ABCD αντικαταστάθηκαν από 4 ψηφιακές εξόδους της DAQ κάρτας.

Το ολοκληρωμένο σύστημα, συναρμολογημένο και τοποθετημένο μέσα στον καρδιογράφο φαίνεται στο Σχήμα 6-10. Στο Σχήμα 6-11 φαίνεται η θύρα USB που προστέθηκε στον καρδιογράφο καθώς και το ποτενσιόμετρο που χρησιμεύει στην ρύθμιση του κέρδους της βαθμίδας ενίσχυσης του βαθυπερατού φίλτρου. Έτσι, δίνεται η δυνατότητα ρύθμισης αυτής του κέρδους του φίλτρου, χωρίς να χρειαστεί αποσυναρμολόγηση του καρδιογράφου.

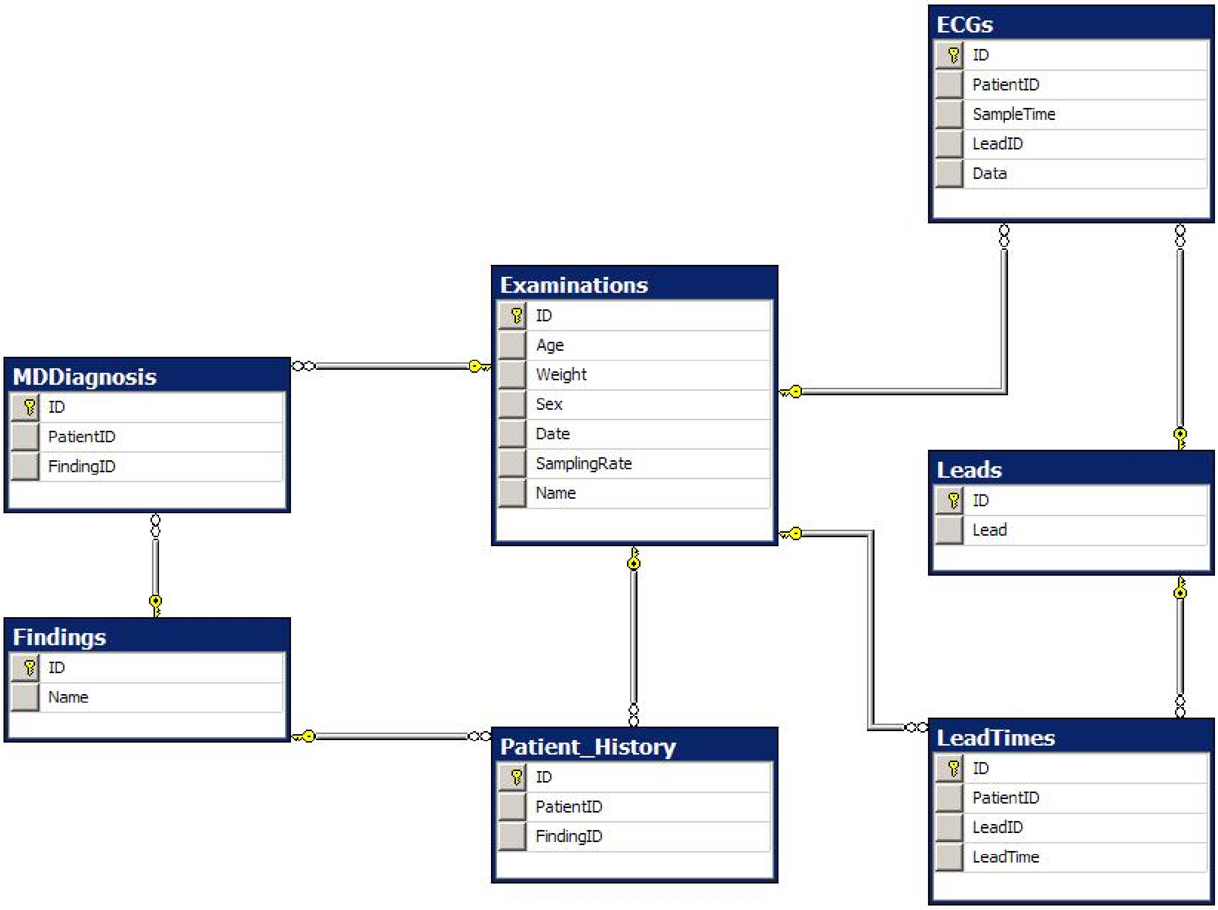


Σχήμα 6-10. Η κάρτα DAQ και το βαθυπερατό φίλτρο τοποθετημένα μέσα στον καρδιογράφο.

Σχήμα 6-11. Η θύρα USB την σύνδεση του καρδιογράφου με τον υπολογιστή και το ποτενσιόμετρο για την αλλαγή του κέρδους.

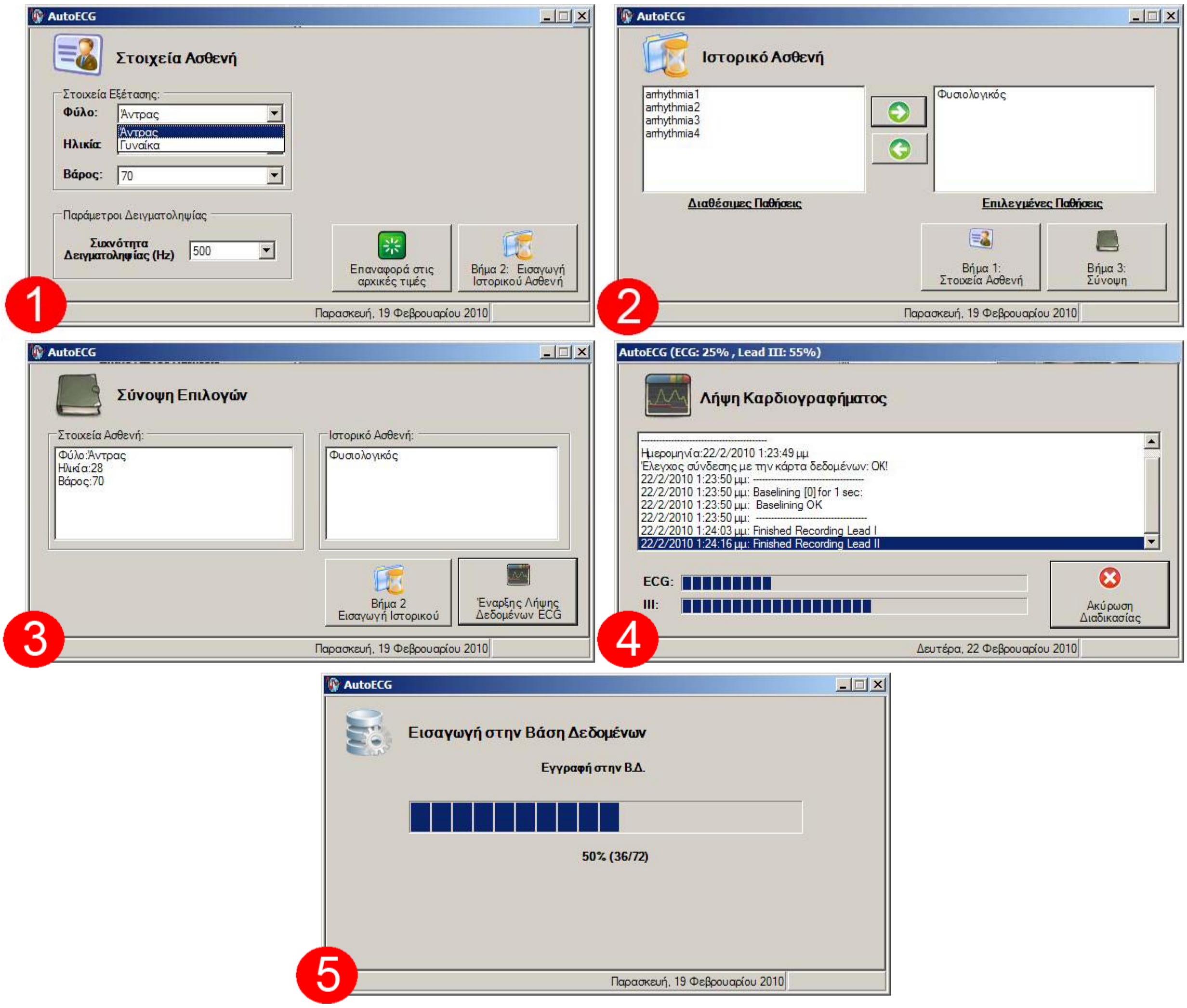
6.2 Λογισμικό που αναπτύχθηκε για την λήψη των καρδιογραφημάτων

Για την αποθήκευση των καρδιογραφημάτων δημιουργήθηκε μια βάση δεδομένων σε περιβάλλον SQL Server 2005 Express Edition. Τα στοιχεία τα οποία αποθηκεύονται για κάθε ασθενή είναι το φύλο, η ηλικία, το βάρος, το καρδιολογικό ιατρικό ιστορικό του, ο ρυθμός δειγματοληψίας και το καρδιογράφημα. Το διάγραμμα οντοτήτων σχέσεων της Β.Δ. δίνεται στο Σχήμα 6-12.



Σχήμα 6-12. Η Β.Δ. που χρησιμοποιήθηκε.

Για την λήψη των δεδομένων δημιουργήθηκε κατάλληλο πρόγραμμα σε περιβάλλον Visual Basic 2008 Express Edition. Το πρόγραμμα χρησιμοποιεί τις βιβλιοθήκες DaqMX της National Instruments για να ελέγξει μέσω της DAQ κάρτας τον καρδιογράφο. Οι 12 απαγωγές καταγράφονται σειριακά και αποθηκεύονται στην Βάση Δεδομένων. Στιγμιότυπα κατά την χρήση του προγράμματος φαίνονται στο ακόλουθο Σχήμα. Οι αριθμοί δίπλα στις φωτογραφίες αντιπροσωπεύουν τα διάφορα βήματα για την λήψη και αποθήκευση του καρδιογραφήματος.

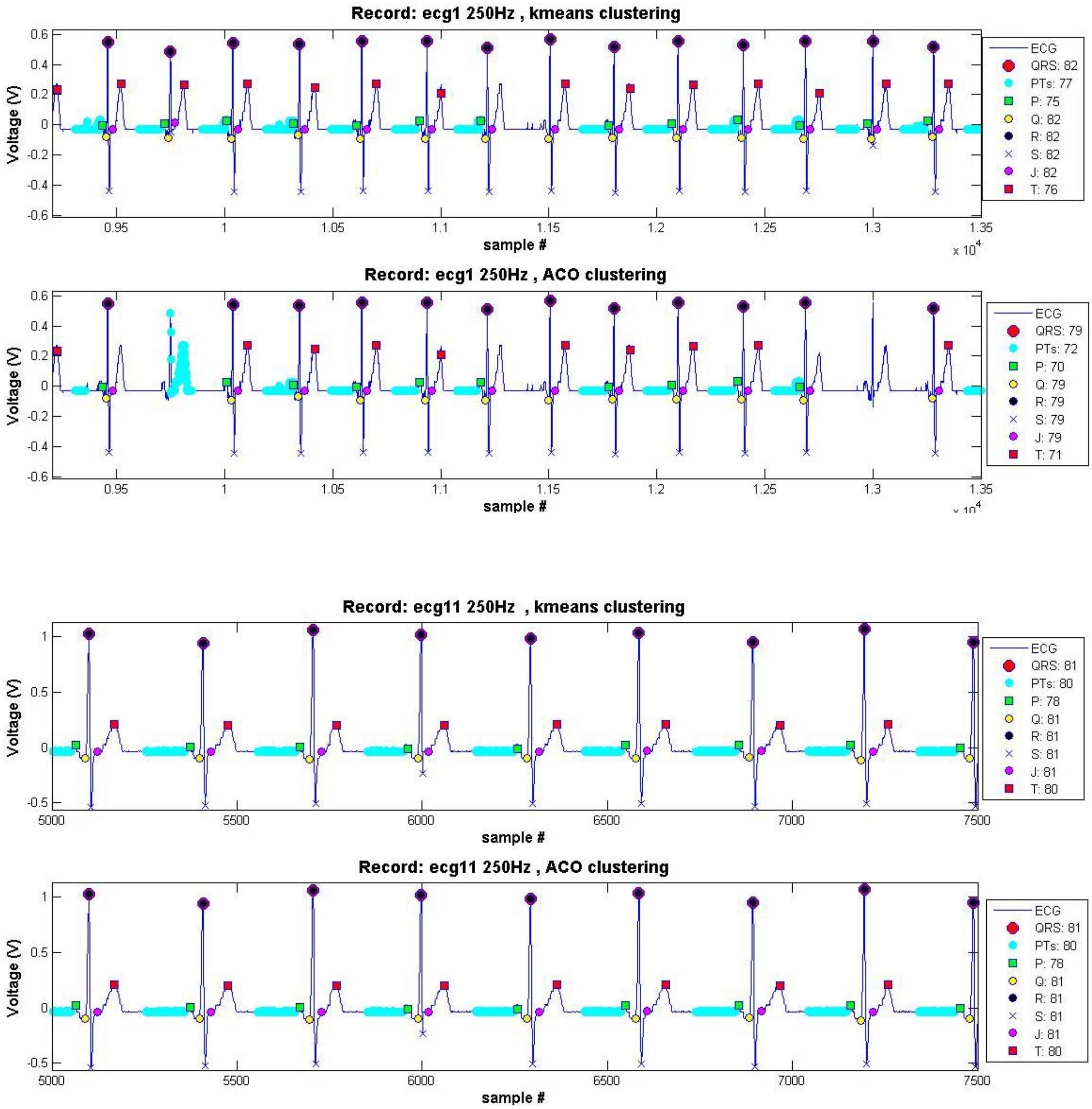


Σχήμα 6-13. Τα βήματα εισαγωγής ενός καρδιογραφήματος στην Β.Δ.

Στο 1ο βήμα, αποθηκεύονται κάποια στοιχεία για τον ασθενή (φύλλο, βάρος, ηλικία) και ο ρυθμός δειγματοληψίας με τον οποίο θα γίνει το καρδιογράφημα. Στο 2ο βήμα αποθηκεύεται το πιθανό καρδιολογικό ιστορικό του ασθενή, στο 3ο βήμα επιβεβαιώνονται οι επιλογές και ξεκινά η λήψη του καρδιογραφήματος, στο 4ο βήμα εμφανίζονται πληροφορίες για την λήψη του καρδιογραφήματος ενώ στο 5ο βήμα αποθηκεύεται το καρδιογράφημα στην Β.Δ.

6.3 Αποτελέσματα εφαρμογής της προτεινόμενης μεθοδολογίας στα καρδιογραφήματα της ΒΔ

Παρακάτω φαίνεται τμήμα της καταγραφής δυο καρδιογραφημάτων με τον τροποποιημένο καρδιογράφο, καθώς και τα αποτελέσματα εκτέλεσης της προτεινόμενης μεθοδολογίας σε αυτά. Η καταγραφή έγινε με ρυθμό δειγματοληψίας 250 Hz.



Σχήμα 6-14. Η εφαρμογή της προτεινόμενης μεθοδολογίας πάνω σε καρδιογραφήματα που έγιναν με τον τροποποιημένο καρδιογράφο.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν μετά την ανάλυση 8 καρδιογραφημάτων, διάρκειας 100 δευτερολέπτων έκαστο, φαίνονται στον Πίνακα 6-4.

Πίνακας 6-4. Αποτελέσματα εφαρμογής προτεινόμενης μεθοδολογίας σε καρδιογραφήματα με τον τροποποιημένο καρδιογράφο										
Κύμα / Σημείο / Σύμπλεγμα	**Kmeans**					**ACOC**				
	TP	**FP**	**TC**	**M**	**%**	**TP**	**FP**	**TC**	**M**	**%**
QRS	650	0	650	0	100,00%	634	0	650	16	97,54%
P	600	2	650	50	92,31%	565	3	650	85	86,92%
Q	650	2	651	1	99,85%	634	2	651	17	97,39%
J	645	4	651	6	99,08%	624	4	651	27	95,85%
T	613	4	651	38	94,16%	573	4	651	78	88,02%

Στον πινακα αυτόν, οι στήλες έχουν ως εξής:

- TP: το τμήμα του καρδιογραφήματος ανιχνεύτηκε σωστά (true positive)
- FP: το τμήμα του καρδιογραφήματος ανιχνεύτηκε λάθος (false positive)
- TC: το πραγματικό πλήθος των διαφόρων τμημάτων του καρδιογραφήματος (true count)
- M: ο αριθμός των κυμάτων ή συμπλεγμάτων του καρδιογραφήματος που δεν ανιχνεύτηκαν (missed)

Και οι 2 μέθοδοι ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS έχουν μεγάλο ποσοστό επιτυχίας. Ωστόσο τα συμπλέγματα QRS που δεν κατάφερε να εντοπίσει ο προτεινόμενος αλγόριθμος, δημιούργησαν σφάλματα στην διαδικασία ανίχνευσης των κυμάτων T και P. Αυτό συμβαίνει γιατί τα διαστήματα αυτά εντοπίζονται χρησιμοποιώντας ζευγάρια διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS και των διαστημάτων PT. Για κάθε σύμπλεγμα QRS που δεν εντοπίζεται σωστά, περισσότερα του ενός κύματα P και T αγνοούνται από τον αλγόριθμο, καθώς δεν υπάρχει η δυνατότητα σωστής ανίχνευσης του διαστήματος PT. Το κύμα Q και το σημείο J έχουν καλύτερα ποσοστά ανίχνευσης καθώς η εύρεση τους γίνεται βάση ενός μόνο συμπλέγματος QRS και όχι ζεύγους αυτών. Παρόλα αυτά, σε φυσιολογικά καρδιογραφήματα όπου τα επιμέρους κύματα έχουν τις φυσιολογικές τους θέσεις και μορφές, ο αλγόριθμος κατάφερε να εντοπίσει αρκετά από αυτά.

Στον πίνακα 6-5 φαίνεται ο χρόνος εκτέλεσης του προτεινόμενου αλγορίθμου ανάλογα με τον αλγόριθμο ταξινόμησης που χρησιμοποιήθηκε. Στις περισσότερες των περιπτώσεων, ο ACOC ήταν πολύ πιο γρήγορος από τον K-Means ο οποίος τρέχει σε χρόνους που κυμαίνονται από 18 μέχρι και 27 δευτερόλεπτα. Οι 3 περιπτώσεις όπου ο ACOC είναι πολύ πιο αργός οφείλονται στην μη βέλτιστη επιλογή των παραμέτρων του.

Πίνακας 6-5. Χρόνοι εκτέλεσης προτεινόμενης μεθοδολογίας

Record #	Dataset / Template CpuTime (Sec)	Clustering Cpu Time (Sec)		ACOC time / Kmeans Time
		K-means	ACOC	
1	70,375	24,359375	3,15625	12,96%
2	70,96875	27,640625	4,65625	16,85%
3	58,34375	18,671875	1,640625	8,79%
4	62,140625	31,125	286,671875	921,03%
5	60,75	19,453125	1,796875	9,24%
6	61,421875	23,359375	0,15625	0,67%
7	82,5	23,84375	798,015625	3346,85%
8	68,875	21,8125	414,859375	1901,93%

Βιβλιογραφία 6^{ου} Κεφαλαίου

[1] E. J. Kennedy, «Operational Amplifier Circuits: Theory and Applications», Oxford University Press, USA (June 8, 1995)

7. Συμπεράσματα – Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η καρδιά είναι το σημαντικότερο όργανο στο ανθρώπινο σώμα, ανάγοντας την σωστή και ακριβή ανάλυση του καρδιακού ρυθμού σε ζήτημα ιδιαίτερης σημασίας. Στην παρούσα εργασία υλοποιήθηκε μια μεθοδολογία επισήμανσης των κυμάτων από τα οποία αποτελείται ο καρδιακός κύκλος.

Ιδιαίτερο βάρος δώθηκε στο σύμπλεγμα QRS, καθώς αποτελεί το σημαντικότερο κομμάτι του καρδιακού κύκλου. Επίσης, αναγνωρίζοντας επιτυχώς τα συμπλέγματα QRS, περιορίζεται σημαντικά το διάστημα του καρδιογραφήματος μέσα στο οποίο αναζητούνται τα υπόλοιπα κύματα. Η προτεινόμενη μεθοδολογια μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε οποιαδήποτε καρδιακή απαγωγή είναι διαθέσιμη σε ψηφιακή μορφή, ανεξάρτητα από τον ρυθμό δειγματοληψίας. Για την επισήμανση των διάφορων κυμάτων χρησιμοποιήθηκαν ευρετικές, μεθευρετικές και στατιστικές τεχνικές ταξινόμησης. Ο μεθευρετικός αλγόριθμος ACOC παρουσίασε αρκετά καλά αποτελέσματα, έχοντας το πλεονέκτημα ότι δεν χρειάζεται a priori γνώση του αριθμού των ομάδων στα οποία χωρίζεται κάθε καρδιογράφημα. Ωστόσο, ο αριθμος των παραμέτρων οι οποίοι καθορίζουν την συμπεριφορά του αλγορίθμου αυτού και η κατάλληλη ρύθμιση τους αντιστάθμισε αρνητικά αυτό το πλεονέκτημα, αφήνοντας κάποια καρδιογραφήματα για τα οποία δεν βρέθηκε κατάλληλο σετ εκτός μελέτης.

Όσον αφορά την ανίχνευση συμπλεγμάτων QRS, η προτεινόμενη μεθοδολογία συγκρίθηκε με δυο προγράμματα επισήμανσης καρδιογραφημάτων τα οποία περιλαμβάνονται στο WFDB Toolkit, μια σουίτα εργαλείων ανοιχτού κώδικα, η οποία έχει χρησιμοποιηθεί επιτυχώς σε πολλές μελέτες. Τα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν προήλθαν από τρεις βάσεις δεδομένων καρδιογραφημάτων που παρέχονται δωρεάν στο διαδίκτυο. Συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκαν η MIT-BIH Arrhythmia Database, η MIT-BIH Atrial Fibrillation Database και η MIT-BIH ST Change Database. Οι ΒΔ αυτές περιέχουν καρδιογραφήματα από μια ποικιλία απαγωγών και ασθενών. Η μέθοδος που υλοποιήθηκε ανίχνευσε τα συμπλέγματα QRS σε 178 καρδιογραφήματα με αρκετά υψηλά ποσοστά επιτυχίας, υπερτερώντας των δυο άλλων ανιχνευτών στο μεγαλύτερο ποσοστό των καρδιογραφημάτων και ΒΔ.

Δεν συγκρίθηκαν οι χρόνοι εκτέλεσης των 3 ανιχνευτών, καθώς οι δυο είναι compiled προγράμματα ενώ ο προτεινόμενος αλγόριθμος υλοποιήθηκε σε περιβάλλον Matlab, το οποίο είναι scripting περιβάλλον.

Για την δοκιμή της μεθόδου σε πραγματικά δεδομένα, το Εργαστήριο Ηλεκτρικών Κυκλωμάτων προμηθεύτηκε έναν καρδιογράφο ο οποίος υπέστη μετατροπές με σκοπό την αυτοματοποίηση των βημάτων για την λήψη ενός καρδιογραφήματος και τον χειρισμό του μέσω υπολογιστή. Επίσης, υλοποιήθηκε κατάλληλο λογισμικό για την καταγραφή και αποθήκευση καρδιογραφημάτων από ασθενείς σε ΒΔ.

Δυστυχώς, δεν υπήρξε η δυνατότητα αξιολόγησης της προτεινόμενης μεθόδου για την ανίχνευση των υπολοίπων κυμάτων στα παθολογικά καρδιογραφήματα των ΒΔ καθώς αυτή η διαδικασία απαιτεί την συνδρομή εξειδικευμένου καρδιολόγου. Σε φυσιολογικά καρδιογραφήματα, όμως, όπου η μορφή και το πλάτος των κυμάτων είναι η αναμενόμενη, η μέθοδος λειτούργησε πολύ καλά, ανιχνεύοντας σχεδόν όλα τα επιμέρους κύματα. Τα καρδιογραφήματα στα οποία έγινε πλήρης ανάλυση προέρχονται από διάφορες απαγωγές ασθενών χωρίς παθολογικά ευρήματα, τα οποία ελήφθησαν με το λογισμικό που υλοποιήθηκε.

Μελλοντικές επεκτάσεις αυτής της μεθοδολογίας θα μπορούσαν να αφορούν συνεργασία με εξειδικευμένο καρδιολόγο για την πληρη αξιολόγηση της δυνατότητας ανίχνευσης των κυμάτων P,T,U. Καθώς η μεθοδολογία που παρουσιάστηκε ανίχνευσε με επιτυχία καρδιογραφήματα από διάφορες ασθένειες υστερώντας σε μια κατηγορία, θα μπορούσε να αποτελέσει κομμάτι μιας «επιτροπής ειδικών». Η επιτροπή αυτή θα μπορούσε να αποτελείται από διάφορα μοντέλα, εκπαιδευμένα το καθένα σε μια παθολογία, τα οποία θα γνωμοδωτούν πάνω σε ένα καρδιογράφημα, συνεισφέροντας το καθένα αναλογικά με τον βαθμό εξειδίκευσης του σε κάθε ασθένεια.

Όσον αφορά τον ACOC, θα μπορούσε να μελετηθεί η δυνατότητα αυτόματης εύρεσης των καταλληλότερων τιμών των παραμέτρων για την βέλτιστη λειτουργία του. Ο αλγόριθμος αυτός αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο εύρεσης ομάδων σε πληθυσμους δεδομένων.

Τέλος, μια σημαντική βελτιώση η οποία θα ενισχύσει σημαντικά την δυνατότητα δοκιμών του αλγορίθμου σε μεγάλο πλήθος καρδιογραφημάτων, διάρκειας μεγαλύτερης από 100 δευτερόλεπτα, είναι η μετατροπή του κώδικα Matlab σε εκτελέσιμο αρχείο. Έτσι ο χρόνος δοκιμών θα μειωθεί σημαντικά, διευκολύνοντας την ανάπτυξη και επέκταση του λογισμικού.

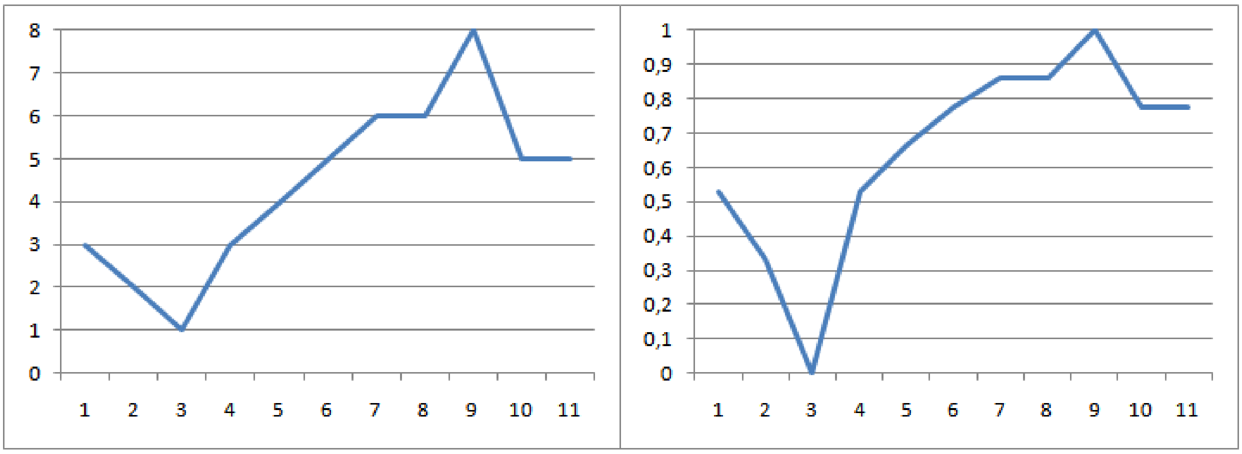
Παράρτημα Α.

A.1 Λογαριθμικός Μετασχηματισμός

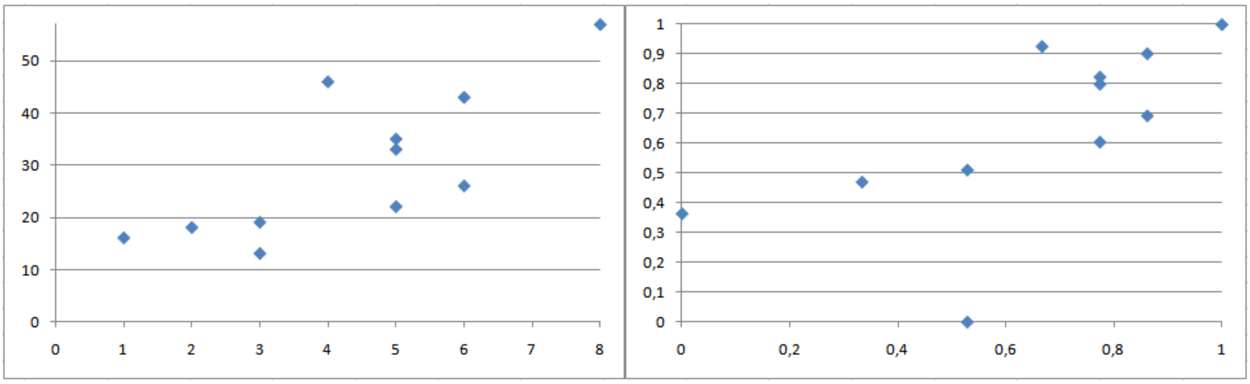
Ο λογαριθμικός μετασχηματισμός που χρησιμοποιείται για την προτεινόμενη μεθοδολογία μετατρέπει τις τιμές του καρδιογραφήματος στο διάστημα [0,1]. Για ένα σήμα ts, οι εξισώσεις που χρησιμοποιούνται είναι οι εξής:

$$
\begin{aligned}
&offset = 1 - \min(ts) \\
&c = round(\max(ts) + offset) \\
&\log\_\,ts = \log(ts + offset) / \log(c)
\end{aligned}
$$

Ο λογαρίθμικος μετασχηματισμός χρησιμεύει στο να προσαρμόστουν πλυθησμοί δεδομένων με περισσότερες από μια διάστασεις στο διάστημα [0,1]. Παρακάτω παρουσιάζονται παραδείγματα εφαρμογής λογαριθμικού μετασχηματισμού σε μονοδιάστατα και δισδιάστατα δεδομένα.



Σχήμα Α-1. Εφαρμογή του λογαριθμικού μετασχηματισμού σε μονοδιάστατα δεδομένα. Το αριστερό σχήμα αντιστοιχεί στα πρωτότυπα δεδομένα.



Σχήμα Α-2. Εφαρμογή του λογαριθμικού μετασχηματισμού σε δισδιάστατα δεδομένα. Το αριστερό σχήμα αντιστοιχεί στα πρωτότυπα δεδομένα

Παράρτημα Β.

Β.1 Αναλυτικοί Πίνακες Αποτελεσμάτων και Διαγράμματα Σύγκρισης με Ανιχνευτές του WFDB Toolkit.

Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα της σύγκρισης των επιδόσεων της προτεινόμενης μεθολογίας με αυτές των δυο ανιχνευτών του WFDB Toolkit (wqrs και ecgpuwave). Ο ecgpuwave χρησιμοποιεί το σήμα και από τις 2 διαθέσιμες απαγωγές για να κάνει ανίχνευση, ενώ οι δυο άλλες μέθοδοι κάνουν ανίχνευση ανα απαγωγή. Με κίτρινο χρώμα σημειώνονται τα καρδιογραφήματα στα οποία η αντίστοιχη μέθοδος ή πρόγραμμα δεν εκτελέστηκε σωστά. Οι τιμές ±100% αντιστοιχούν σε καρδιογραφήματα στα οποία δεν βρέθηκε κατάλληλο σετ παραμέτρων για τον ACOC.

Πίνακας B-1. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ MIT-BIH Atrial Fibrillation DB

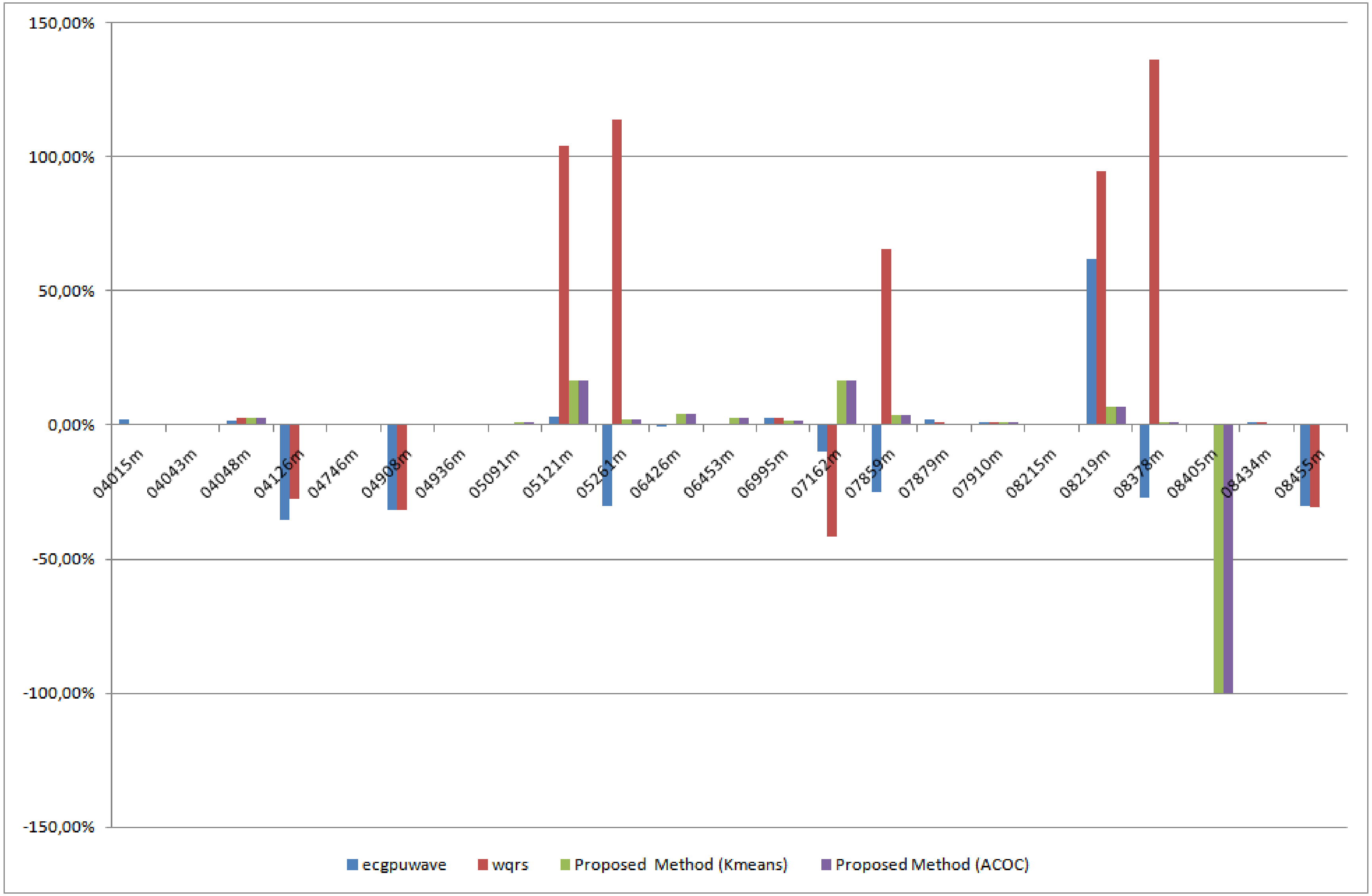
MIT-BIH AFDB																		
Record	WFDB Annotators			Proposed Method (Kmeans)		Proposed Method (ACOC)		True QRS Count		Difference from True Count Lead 1 (%)				Difference from True Count Lead 2 (%)			
	ecgpuwave	wqrs (Lead 1)	wqrs (Lead 2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	True QRS Count (L1)	True QRS Count (L2)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
04015m	154	151	147	151	145	151	143	151	154	1,99%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-4,55%	-5,84%	-7,14%
04043m	177	177	177	177	177	177	177	177	177	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
04048m	121	122	122	122	119	122	119	119	121	1,68%	2,52%	2,52%	2,52%	0,00%	0,83%	-1,65%	-1,65%
04126m	242	272	282	375	0	375	0	375	242	-35,47%	-27,47%	0,00%	0,00%	0,00%	16,53%	-100,00%	-100,00%
04746m	107	107	107	107	106	107	106	107	107	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-0,93%	-0,93%
04908m	163	163	176	239	224	239	222	239	163	-31,80%	-31,80%	0,00%	0,00%	0,00%	7,98%	37,42%	36,20%
04936m	114	114	114	114	114	114	114	114	114	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
05091m	99	99	99	100	99	100	99	99	99	0,00%	0,00%	1,01%	1,01%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
05121m	99	196	137	112	0	112	0	96	99	3,13%	104,17%	16,67%	16,67%	0,00%	38,38%	-100,00%	-100,00%
05261m	126	385	392	184	183	184	180	180	126	-30,00%	113,89%	2,22%	2,22%	0,00%	211,11%	45,24%	42,86%
06426m	137	138	138	144	140	144	138	138	137	-0,72%	0,00%	4,35%	4,35%	0,00%	0,73%	2,19%	0,73%
06453m	121	121	121	124	121	124	121	121	121	0,00%	0,00%	2,48%	2,48%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
06995m	149	149	149	147	145	147	144	145	149	2,76%	2,76%	1,38%	1,38%	0,00%	0,00%	-2,68%	-3,36%
07162m	133	86	122	173	148	173	148	148	133	-10,14%	-41,89%	16,89%	16,89%	0,00%	-8,27%	11,28%	11,28%
07859m	173	383	168	239	241	239	234	231	173	-25,11%	65,80%	3,46%	3,46%	0,00%	-2,89%	39,31%	35,26%
07879m	112	111	108	110	106	110	106	110	112	1,82%	0,91%	0,00%	0,00%	0,00%	-3,57%	-5,36%	-5,36%
07910m	94	94	94	94	95	94	93	93	94	1,08%	1,08%	1,08%	1,08%	0,00%	0,00%	1,06%	-1,06%
08215m	135	135	135	135	135	135	135	135	135	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
08219m	188	226	185	124	114	124	113	116	188	62,07%	94,83%	6,90%	6,90%	0,00%	-1,60%	-39,36%	-39,89%
08378m	121	392	374	168	166	168	166	166	121	-27,11%	136,14%	1,20%	1,20%	0,00%	209,09%	37,19%	37,19%
08405m	132	132	132	0	188	0	186	132	132	0,00%	0,00%	-100,00%	-100,00%	0,00%	0,00%	42,42%	40,91%
08434m	108	108	108	107	107	107	107	107	108	0,93%	0,93%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-0,93%	-0,93%
08455m	125	124	125	179	0	179	0	179	125	-30,17%	-30,73%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-100,00%	-100,00%
									Mean Values	-5,00%	17,01%	2,73%	2,73%	0,00%	20,16%	7,97%	7,20%
									Mean Absolute Values	11,56%	15,04%	2,73%	2,73%	0,00%	4,06%	13,64%	13,24%

Πίνακας Β-2. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ MIT-BIH Arrhythmia DB

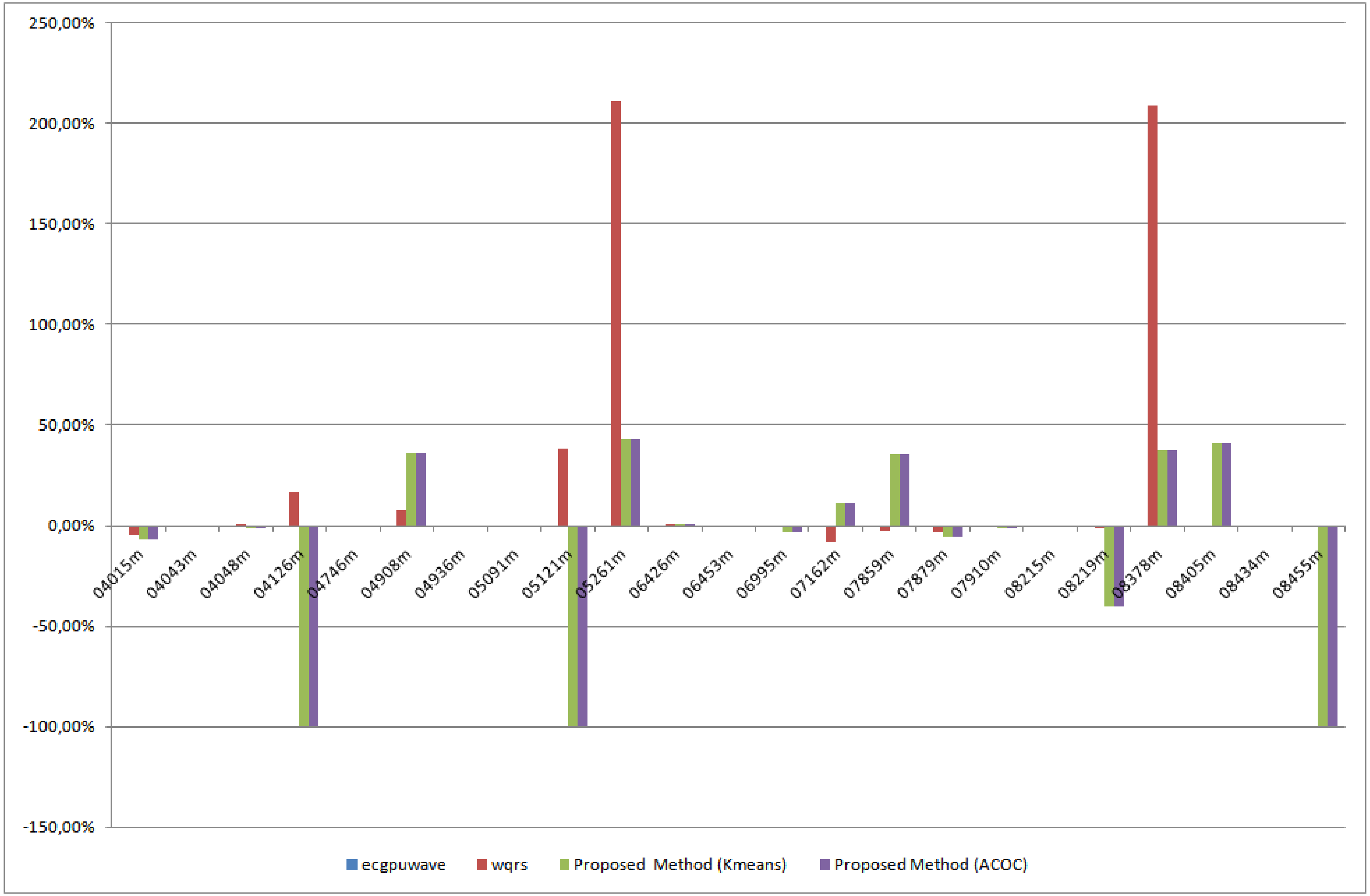
MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE																		
	WFDB Annotators			Proposed Method (Kmeans)		Proposed Method (ACOC)		True QRS Count		Difference from True Count Lead 1 (%)				Difference from True Count Lead 2 (%)				
Record	ecgpuwave	wqrs (Lead 1)	wqrs (Lead 2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	True QRS Count (L1)	True QRS Count (L2)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
100m	124	124	124	124	124	124	124	124	124	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
101m	120	122	151	118	0	118	0	118	118	1,69%	3,39%	0,00%	0,00%	1,69%	27,97%	-100,00%	-100,00%
103m	118	118	394	118	118	118	118	118	118	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	233,90%	0,00%	0,00%
104m	125	176	191	141	137	139	136	136	136	-8,09%	29,41%	3,68%	2,21%	-8,09%	40,44%	0,74%	0,00%
105m	140	390	142	139	138	139	136	139	139	0,72%	180,58%	0,00%	0,00%	0,72%	2,16%	-0,72%	-2,16%
106m	122	201	103	136	0	124	0	123	123	-0,81%	63,41%	10,57%	0,81%	-0,81%	-16,26%	-100,00%	-100,00%
107m	117	205	117	118	117	116	117	116	116	0,86%	76,72%	1,72%	0,00%	0,86%	0,86%	0,86%	0,86%
109m	142	142	142	142	143	140	140	140	140	1,43%	1,43%	1,43%	0,00%	1,43%	1,43%	2,14%	0,00%
112m	143	143	143	143	145	143	143	143	143	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	1,40%	0,00%
113m	97	97	97	97	97	97	97	97	97	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
114m	92	92	92	105	106	105	105	105	105	-12,38%	-12,38%	0,00%	0,00%	-12,38%	-12,38%	0,95%	0,00%
115m	105	105	105	105	105	105	105	105	105	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
116m	131	131	132	126	132	126	132	126	126	3,97%	3,97%	0,00%	0,00%	3,97%	4,76%	4,76%	4,76%
117m	83	83	83	83	83	83	83	83	83	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
118m	122	122	122	121	121	121	121	121	121	0,83%	0,83%	0,00%	0,00%	0,83%	0,83%	0,00%	0,00%
119m	109	110	110	91	109	91	109	91	91	19,78%	20,88%	0,00%	0,00%	19,78%	20,88%	19,78%	19,78%
121m	102	102	106	102	106	102	102	102	102	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	3,92%	3,92%	0,00%
122m	142	142	142	143	141	142	142	142	142	0,00%	0,00%	0,70%	0,00%	0,00%	0,00%	-0,70%	0,00%
123m	83	83	81	83	83	83	81	83	83	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-2,41%	0,00%	-2,41%
124m	82	82	82	82	82	82	82	82	82	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
201m	148	149	149	240	0	149	0	149	149	-0,67%	0,00%	61,07%	0,00%	-0,67%	0,00%	-100,00%	-100,00%
202m	89	89	89	88	89	88	88	88	88	1,14%	1,14%	0,00%	0,00%	1,14%	1,14%	1,14%	0,00%
205m	150	150	150	150	150	150	150	150	150	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
207m	105	106	123	75	0	67	0	67	67	56,72%	58,21%	11,94%	0,00%	56,72%	83,58%	-100,00%	-100,00%
209m	159	162	168	158	0	158	0	158	158	0,63%	2,53%	0,00%	0,00%	0,63%	6,33%	-100,00%	-100,00%
210m	146	147	292	145	0	142	0	137	137	6,57%	7,30%	5,84%	3,65%	6,57%	113,14%	-100,00%	-100,00%
212m	157	157	358	157	0	156	0	157	157	0,00%	0,00%	0,00%	-0,64%	0,00%	128,03%	-100,00%	-100,00%
213m	184	394	364	183	184	183	183	183	183	0,55%	115,30%	0,00%	0,00%	0,55%	98,91%	0,55%	0,00%
214m	126	131	141	142	0	140	0	124	124	1,61%	5,65%	14,52%	12,90%	1,61%	13,71%	-100,00%	-100,00%
215m	190	190	199	176	178	176	173	176	176	7,95%	7,95%	0,00%	0,00%	7,95%	13,07%	1,14%	-1,70%
217m	121	233	309	118	0	111	0	111	111	9,01%	109,91%	6,31%	0,00%	9,01%	178,38%	-100,00%	-100,00%
219m	127	127	127	131	128	127	127	127	127	0,00%	0,00%	3,15%	0,00%	0,00%	0,00%	0,79%	0,00%
220m	119	119	119	119	119	119	119	119	119	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
221m	136	136	291	135	0	135	0	109	109	24,77%	24,77%	23,85%	23,85%	24,77%	166,97%	-100,00%	-100,00%
222m	121	123	121	121	124	121	121	121	121	0,00%	1,65%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	2,48%	0,00%
223m	136	136	137	133	136	132	136	132	132	3,03%	3,03%	0,76%	0,00%	3,03%	3,79%	3,03%	3,03%
230m	128	128	217	130	82	128	82	128	128	0,00%	0,00%	1,56%	0,00%	0,00%	69,53%	-35,94%	-35,94%
231m	81	83	83	84	69	81	69	81	81	0,00%	2,47%	3,70%	0,00%	0,00%	2,47%	-14,81%	-14,81%
232m	99	158	98	99	99	99	99	99	99	0,00%	59,60%	0,00%	0,00%	0,00%	-1,01%	0,00%	0,00%
									Mean Values	4,22%	19,55%	4,90%	3,34%	4,22%	40,63%	-5,41%	-6,18%
Excluded Records: 102m, 108m, 111m, 200m, 203m, 208m, 228m, 233m, 234m									Mean Absolute Values	4,90%	8,30%	5,80%	1,78%	4,90%	15,78%	4,30%	3,86%

Πίνακας Β-3. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ MIT-BIH ST Change DB

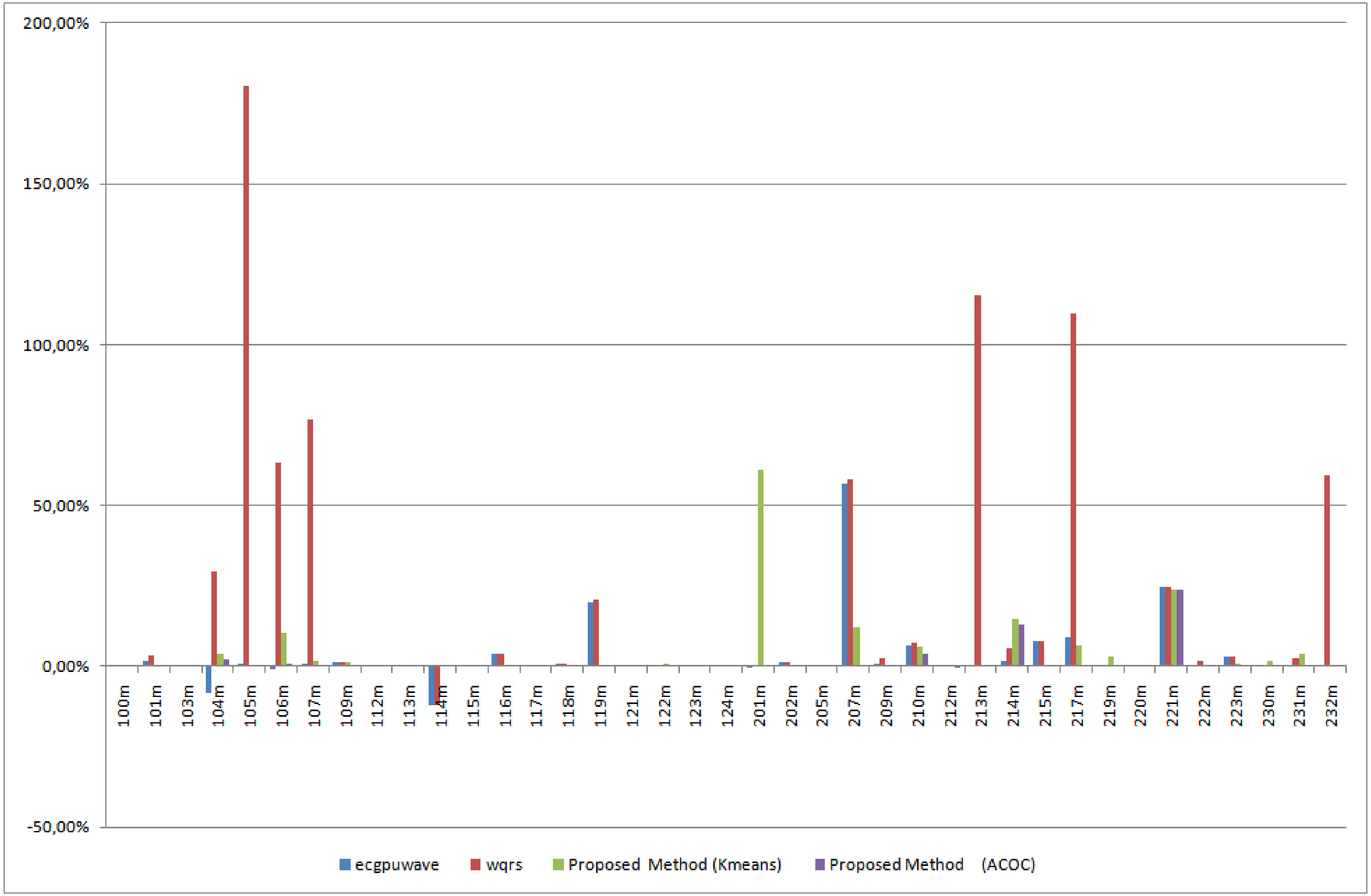
MIT-BIH ST CHANGE DATABASE																	
Record	WFDB Annotators			Proposed Method (Kmeans)		Proposed Method (ACOC)		True QRS Count		Difference from True Count Lead 1 (%)				Difference from True Count Lead 2 (%)			
	ecgpuwave	wqrs (Lead 1)	wqrs (Lead 2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	Proposed Method(L1)	Proposed Method(L2)	True QRS Count (L1)	True QRS Count (L2)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)	ecgpuwave	wqrs	Proposed Method (Kmeans)	Proposed Method (ACOC)
300m	173	174	173	171	171	171	171	171	171	1,17%	1,75%	0,00%	0,00%	1,17%	1,17%	0,00%	0,00%
301m	97	98	98	97	97	97	97	97	97	0,00%	1,03%	0,00%	0,00%	0,00%	1,03%	0,00%	0,00%
302m	93	94	96	94	94	94	94	94	94	-1,06%	0,00%	0,00%	0,00%	-1,06%	2,13%	0,00%	0,00%
303m	143	145	154	143	142	143	143	143	143	0,00%	1,40%	0,00%	0,00%	0,00%	7,69%	-0,70%	0,00%
304m	88	88	88	88	88	88	88	88	88	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
305m	115	95	92	34	59	34	59	59	59	94,92%	61,02%	-42,37%	-42,37%	94,92%	55,93%	0,00%	0,00%
306m	111	111	111	110	110	110	110	110	110	0,91%	0,91%	0,00%	0,00%	0,91%	0,91%	0,00%	0,00%
307m	93	93	93	93	93	93	93	93	93	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
308m	93	94	93	93	93	93	93	93	93	0,00%	1,08%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
309m	144	144	144	144	144	144	144	144	144	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
310m	164	164	164	164	164	164	164	164	164	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
311m	130	130	130	130	130	130	130	130	130	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
312m	118	127	129	118	118	118	118	118	118	0,00%	7,63%	0,00%	0,00%	0,00%	9,32%	0,00%	0,00%
313m	122	127	127	121	-	121	-	121	-	0,83%	4,96%	0,00%	-	-	-	-	-
314m	146	161	161	145	-	147	-	145	-	0,69%	11,03%	0,00%	-	-	-	-	-
315m	157	393	393	158	-	158	-	158	-	-0,63%	148,73%	0,00%	-	-	-	-	-
316m	170	170	170	170	-	170	-	170	-	0,00%	0,00%	0,00%	-	-	-	-	-
317m	116	117	117	116	-	116	-	116	-	0,00%	0,86%	0,00%	-	-	-	-	-
318m	156	162	157	156	155	156	155	156	155	0,00%	3,85%	0,00%	0,00%	0,65%	1,29%	0,00%	0,00%
319m	157	159	159	156	-	156	-	156	-	0,64%	1,92%	0,00%	-	-	-	-	-
320m	131	131	131	131	-	131	-	131	-	0,00%	0,00%	0,00%	-	-	-	-	-
321m	127	127	127	127	-	127	-	127	-	0,00%	0,00%	0,00%	-	-	-	-	-
322m	194	195	195	194	-	194	-	194	-	0,00%	0,52%	0,00%	-	-	-	-	-
323m	148	153	153	153	-	153	-	153	-	-3,27%	0,00%	0,00%	-	-	-	-	-
324m	84	84	84	84	84	84	84	84	84	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
325m	121	121	121	121	121	121	121	121	121	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
326m	94	93	93	93	93	93	93	93	93	1,08%	0,00%	0,00%	0,00%	1,08%	0,00%	0,00%	0,00%
327m	90	90	390	90	90	90	90	90	90	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	333,33%	0,00%	0,00%
									Mean Values	4,14%	10,54%	-1,84%	-3,26%	7,50%	30,83%	0,00%	0,00%
									Mean Absolute Values	4,48%	4,26%	1,84%	3,26%	7,50%	5,62%	0,00%	0,00%



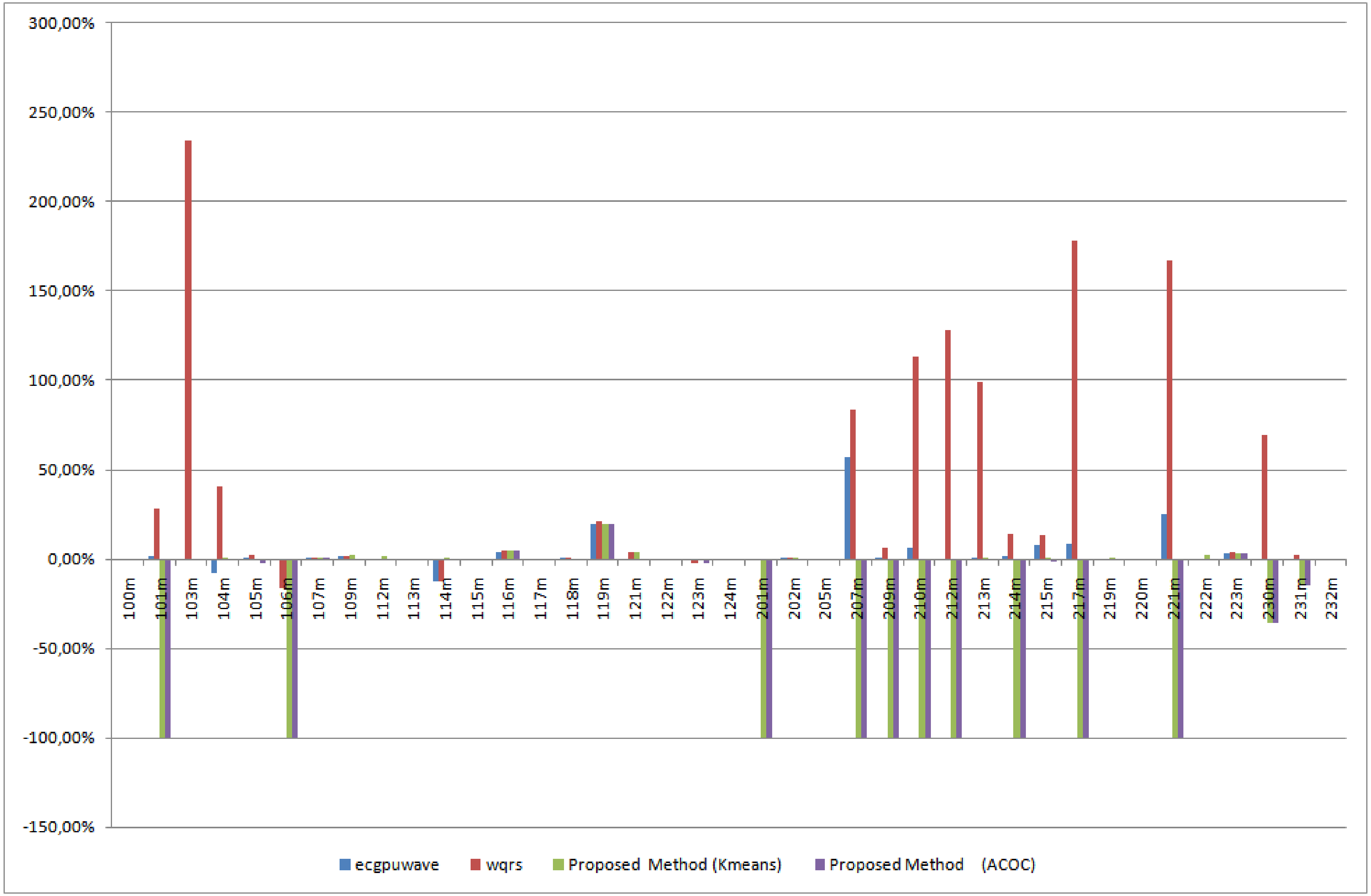
Σχήμα Β-1. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ Atrial Fibrillation DB (1η απαγωγή)



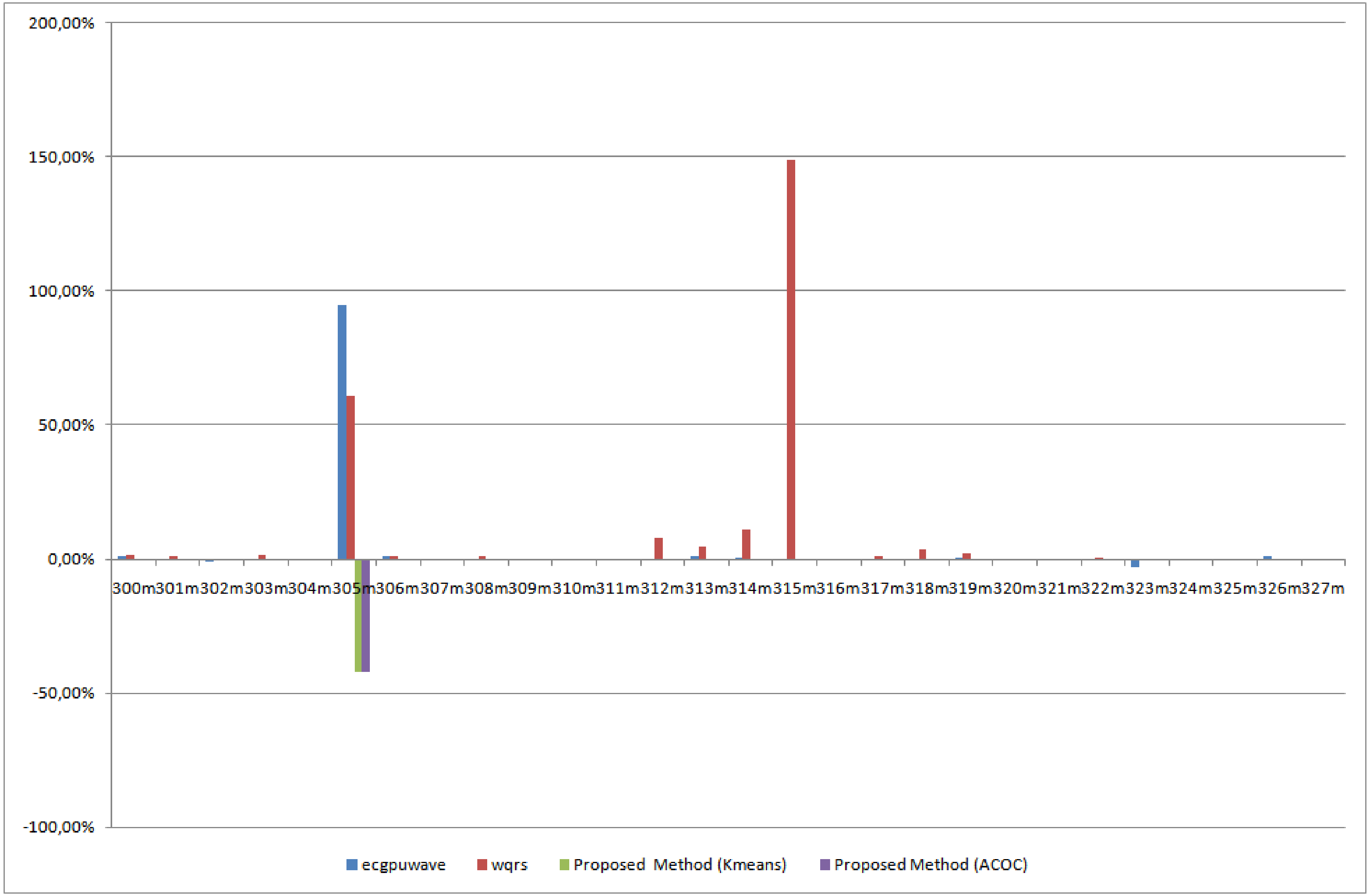
Σχήμα Β-2. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ Atrial Fibrillation DB (2η απαγωγή)



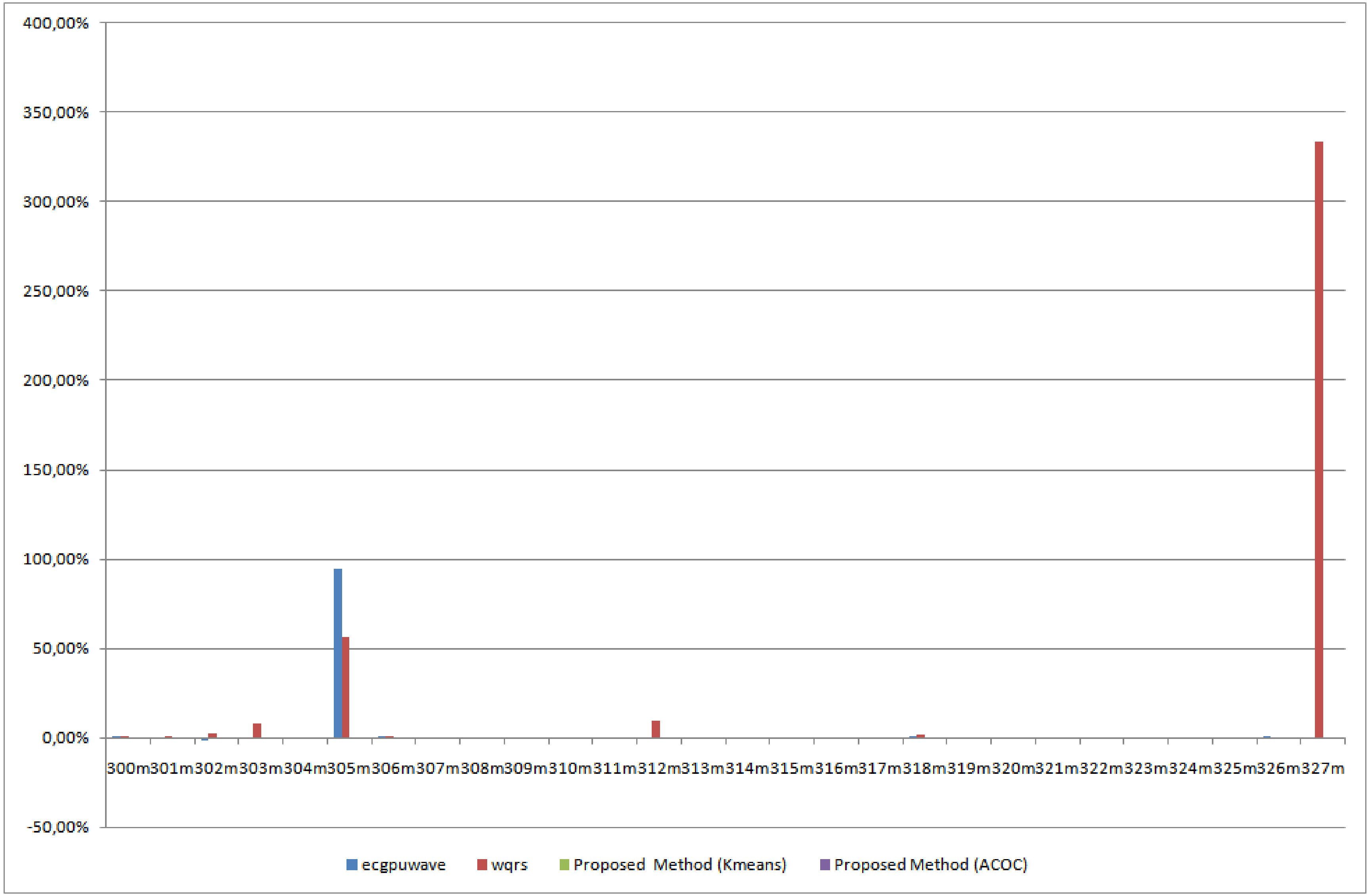
Σχήμα Β-3. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ Arrhythmia DB (1η απαγωγή)



Σχήμα Β-4. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ Arrhythmia DB (2η απαγωγή)



Σχήμα Β-5. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ ST Change DB (1η απαγωγή)



Σχήμα Β-6. Σύγκριση προτεινόμενου αλγόριθμου με wqrs, ecgpuwave για την ΒΔ ST Change DB (2η απαγωγή)