



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ &
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ



ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΥΘΟΡΜΗΤΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΤΑΧΥΑΡΡΥΘΜΙΑΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΣΟΪΛΕΜΕΣ ΧΑΡΑΛΑΜΠΟΣ

Επιβλέπων: Δρ. ΜΑΡΚΟΣ ΤΣΙΠΟΥΡΑΣ

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΚΟΖΑΝΗ/ΙΟΥΛΙΟΣ/ΕΤΟΣ 2023



HELLENIC DEMOCRACY
UNIVERSITY OF WESTERN MACEDONIA

FUCULTY OF ENGINEERING
DEPARTMENT OF ELECTRICAL &
COMPUTER ENGINEERING



Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Analysis

THESIS

SOILEMES CHARALAMPOS

SUPERVISOR: DR. MARKOS TSIPOURAS

ASSOCIATE PROFESSOR

KOZANI/JULY/2023



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
& ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΔΗΛΩΣΗ ΜΗ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΗΨΗΣ ΠΡΟΣΩΠΙΚΗΣ ΕΥΘΥΝΗΣ

Δηλώνω ρητά ότι, σύμφωνα με το άρθρο 8 του Ν. 1599/1986 και τα άρθρα 2,4,6 παρ. 3 του Ν. 1256/1982, η παρούσα Διπλωματική Εργασία με τίτλο “Ανάλυση αυθόρμητης κοιλιακής ταχυαρρυθμίας” καθώς και τα ηλεκτρονικά αρχεία και πηγαίοι κώδικες που αναπτύχθηκαν ή τροποποιήθηκαν στα πλαίσια αυτής της εργασίας και αναφέρονται ρητώς μέσα στο κείμενο που συνοδεύουν, και η οποία έχει εκπονηθεί στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας, υπό την επίβλεψη του μέλους του Τμήματος κ.Τσίπουρα Μάρκου αποτελεί αποκλειστικά προϊόν προσωπικής εργασίας και δεν προσβάλλει κάθε μορφής πνευματικά δικαιώματα τρίτων και δεν είναι προϊόν μερικής ή ολικής αντιγραφής, οι πηγές δε που χρησιμοποιήθηκαν περιορίζονται στις βιβλιογραφικές αναφορές και μόνον. Τα σημεία όπου έχω χρησιμοποιήσει ιδέες, κείμενο, αρχεία ή / και πηγές άλλων συγγραφέων, αναφέρονται ευδιάκριτα στο κείμενο με την κατάλληλη παραπομπή και η σχετική αναφορά περιλαμβάνεται στο τμήμα των βιβλιογραφικών αναφορών με πλήρη περιγραφή. Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και μόνο.

Copyright (C) Σοΐλεμές Χαράλαμπος & Τσίπουρας Μάρκος, 2023, Κοζάνη

Υπογραφή Φοιτητή:

Περίληψη

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις αποτελούν την κορωνίδα των αιτιών της παγκόσμιας θνησιμότητας απαριθμώντας 17 εκατομμύρια θανάτους ετησίως αποτελώντας το 30% των συνολικών θανάτων. Εκτιμάται ότι 40% έως 50% των θανάτων αυτών είναι αιφνίδιοι και ότι το 80% εξ αυτών οφείλονται στη κοιλιακή μαρμαρυγή καθιστώντας την έγκαιρη ανίχνευση της ζωτικής σημασίας. Με την πληθώρα καταγραφικών μηχανημάτων επί του πεδίου στη ιατρική, το υλικό προς στατιστική ανάλυση που είναι διαθέσιμο καθώς και τις ραγδαίες εξελίξεις στο τομέα της μηχανικής μάθησης καθιστούν πλέον δυνατή τη κατασκευή ανιχνευτών σε πραγματικό χρόνο για την αναγνώριση και σημαντικότερα πρόληψη επεισοδίων κοιλιακής μαρμαρυγής.

Μέσο της βάσης δεδομένων Ventricular Tachyarrhythmia Database της PhysioNet όπου περιέχονται προσημασμένα από ειδικούς ιατρούς καρδιογραφήματα, έγινε ανάλυση στο πεδίο του χρόνου των καρδιογραφημάτων αυτών και των αντίστοιχων σημάνσεων τους. Σκοπός ήταν η δημιουργία ανιχνευτή που να ενεργοποιείται στο επεισόδιο ταχυαρρυθμίας που συνήθως προηγείται του επεισοδίου κοιλιακής μαρμαρυγής, δίνοντας ικανό χρόνο για ιατρική παρέμβαση καθώς και πρόληψη του επεισοδίου μαρμαρυγής που επέρχεται και όχι απλώς διαχείριση του σε πραγματικό χρόνο αφού συμβεί.

Μορφοποιήθηκαν τα αρχικά δεδομένα της βάσης σε κατάλληλη μορφή κατακερματίζοντας τα σε συστάδες. Οι συστάδες αυτές ταξινομήθηκαν βάση των σημάνσεων των ειδικών ιατρών σε παθογενής και μη. Κατόπιν η νέα βάση δεδομένων εξισορροπήθηκε ώστε οι παθογενείς περιπτώσεις και μη να έχουν ίσα στατιστικά βάρη. Κατόπιν υπολογίστηκαν οι σχετικές στατιστικές ροπές για να την ανάλυση στο πεδίο του χρόνου και τα αποτελέσματα εισήχθησαν σε δένδρα αποφάσεων και νευρωνικά δίκτυα προς ταξινόμηση. Το μέσο ποσοστό επιτυχίας ταξινόμησης ανήλθε σε 93,7%.

Λέξεις Κλειδιά:

Μηχανική Μάθηση στην Ιατρική, Ανιχνευτής Κοιλιακής Μαρμαρυγής, Βάση Δεδομένων Κοιλιακής Ταχυαρρυθμίας, Ανιχνευτής Μέσο Νευρωνικών Δικτύων, Ανιχνευτής Μέσο Δέντρων Αποφάσεων

Abstract

Cardiovascular disease is a leading cause of global mortality, accounting for almost 17 million deaths annually or 30% of all global mortality. It is estimated that about 40-50% of all cardiovascular deaths are sudden cardiac deaths and about 80% of these are caused by ventricular tachyarrhythmias, making it's early detection of vital interest. The plethora of medical recording equipment on the field, that produce an abundance of data available for statistical analysis and the recent breakthroughs in machine learning made the manifestation of clinical detectors able to identify ventricular fibrillation episodes early on.

An analysis was conducted in the time domain of the marked by experts cardio diagrams that are contained in the Ventricular Tachyarrhythmia Database of Physionet. Aim of this thesis is the creation of a clinical detector that can identify the tachyarrhythmia episode that precedes the fibrillation episode thus giving ample time to the medical personnel to act and even prevent and not just manage the episode affects.

The initial data base was formatted accordingly by fragmenting it into clusters. That clusters where classified by the marking the medical experts assigned to them as pathogenic or not. Consequently the time domain statistical figures where calculated and imported into decision trees and neural networks for classification. The mean of successful classification rose up to 93,7%

Keywords:

Machine Learning in Medicine, Ventricular Fibrillation Detector, Ventricular Tachyarrhythmia Database, Neural network Detector, Decision Tree Detector

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε μετά από άψωγη συνεργασία με τον επιβλέποντα Καθηγητή κ. Μάρκο Τσίπουρα, τον οποίο και τον ευχαριστώ ιδιαίτερα για την ευκαιρία αυτή. Επιπλέον δεν θα μπορούσα να παραλείψω και να ευχαριστήσω μέσα από την καρδιά μου τους γονείς μου Στέφανο και Ειρήνη, και τους φίλους μου για την όλη υποστήριξη καθόλη την διάρκεια των φοιτητικών μου χρόνων. Χωρίς αυτούς τίποτα δεν θα ήταν το ίδιο.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	6
ABSTRACT	7
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	8
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	9
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	11
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	12
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ	13
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ	14
1.1 Αντικείμενο της διπλωματικής	14
1.2 Κίνητρο	15
1.3 Οργάνωση του τόμου	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	16
2.1 Καρδιά και ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς	16
2.1.1 Καρδιακή Ανατομία και Ηλεκτροφυσιολογία	16
2.1.2 Λεπτομερής περιγραφή της καρδιάς	18
2.1.3 Σήμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος	21
2.1.4 Μεταβλητότητα καρδιακού ρυθμού	25
2.2. Καρδιακή Αρρυθμία	27
2.2.1. Ορισμός, συμπτώματα και τύποι καρδιακής αρρυθμίας	27
2.2.2. Υπερκοιλιακή αρρυθμία	28
2.2.3 Κοιλιακή αρρυθμία	29
2.2.4 Προσεγγίσεις διαχείρισης καρδιακού ρυθμού	30
2.2.5. Ανάλυση Μεταβλητότητας Καρδιακών Παλμών	32
2.2.6. Βιβλιογραφική Ανασκόπηση Μελετών Ανίχνευσης Καρδιακών Αρρυθμιών	36
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΘΕΜΑΤΟΣ	44
3.1 Ταξινομητές	44
3.2 Ventricular Tachyarrhythmia Database	46
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΤΟΥ ΘΕΜΑΤΟΣ	48

4.1 Διάγραμμα Ροής	48
4.2 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR	50
4.3 ΠΑΡΑΘΥΡΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR	51
4.4 ΕΞΑΓΩΓΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ	52
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	55
5.1 Αναμόρφωση της βάσης δεδομένων	56
5.2 Σχολιασμός Αποτελεσμάτων	57
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	65
7.1 Συμπεράσματα	65
7.2 Μελλοντική Εργασία	67
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	69
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ - ΑΡΚΤΙΚΟΛΕΞΑ - ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	77
ΑΠΟΔΟΣΗ ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΩΝ ΌΡΩΝ	78

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1. Ανατομική δομή της καρδιάς. Πηγή: Heart – Wikipedia.....	17
Εικόνα 2. Κλάδοι των στεφανιαίων αρτηριών. Πηγή: [10]	20
Εικόνα 3. Σύστημα Ηλεκτρικής Αγωγιμότητας της καρδιάς. Πηγή: Heart – Wikipedia.....	22
Εικόνα 4. Κύριο κύμα, διάστημα και τμήματα σε κανονικό σήμα ΗΚΓ. Πηγή: [21]	23
Εικόνα 5. Το διάστημα μεταξύ ενός κύματος R και του επόμενου κύματος R. Ο κανονικός καρδιακός ρυθμός ηρεμίας είναι μεταξύ 60 και 100 bpm. Η διάρκεια του διαστήματος R-R γενικά κυμαίνεται μεταξύ 0,6-1,2 δευτερολέπτων. Πηγή: [19]	26
Εικόνα 6. Αριστερά: Απεικόνιση ενός παραδείγματος VT με ένα λανθασμένο ηλεκτρικό παλμό στην αριστερή κοιλία. Δεξιά: Απεικόνιση ενός παραδείγματος VF με πολλά λανθασμένα ηλεκτρικά ερεθίσματα στην αριστερή και δεξιά κοιλία. Πηγή: Heart – Wikipedia	30
Εικόνα 7. (A) RRI για φυσιολογικές καταστάσεις, VT και VF για έναν τυπικό καρδιακό ασθενή. (B) Αντίστοιχα για το σήμα στιγμιαίου καρδιακού παλμού (IHR). Πηγή: [52]	33
Εικόνα 8. Γραφική παράσταση Poincaré, που περιγράφει λεπτομερώς τη διαδικασία προσαρμογής της έλλειψης και του ιστογράμματος. Πηγή: [85]	36
Εικόνα 10. Νευρωνικό Δίκτυο Πηγή: ibm.com.....	45
Εικόνα 11 Απεικόνιση του Διαστήματος μεταξύ δύο παλμών Πηγή: Mdpi.com	51
Εικόνα 12 Μέρος της νέας βάσης δεδομένων Πηγή : Στιγμιότυπο MATLAB	54

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Τυπικές διάρκειες ΗΚΓ για υγιή άτομα. Πηγή: [20]	24
Πίνακας 2 Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή J-48	57
Πίνακας 3 Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή J-48	59
Πίνακας 4. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή Random Forest	59
Πίνακας 5. Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή Random Forest.....	60
Πίνακας 6. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή JRip	61
Πίνακας 7. Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή JRip	62
Πίνακας 8. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή BayesNet.....	62
Πίνακας 9. Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή BayesNet	63
Πίνακας 10. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή MultiLayerPerceptron ..	63
Πίνακας 11. Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή MultiLayerPerceptron.....	64

Κατάλογος Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1. Διάγραμμα Ροής	48
Διάγραμμα 2 Κατανομή πληθυσμού βάσης δεδομένων.....	56
Διάγραμμα 3 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων J-48	58
Διάγραμμα 4 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων Random Forest	60
Διάγραμμα 5 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων JRip.....	61
Διάγραμμα 6 Κατανομή ταξινομήσεων νευρωνικού δικτύου BayesNet.....	63
Διάγραμμα 7 Κατανομή ταξινομήσεων νευρωνικού δικτύου MultiLayerPerceptron	64
Διάγραμμα 8 Σύνοψη αποτελεσμάτων ταξινόμησης	66

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο της εισαγωγής θα παρατεθεί η προβληματική της πτυχιακής και η αναγκαιότητα εκπόνησής της. Μέσα από την επισκόπηση της παρούσας κατάστασης θα παρουσιαστεί το κίνητρο ενασχόλησης με το εν λόγω θέμα.

1.1 Αντικείμενο της διπλωματικής

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις (CVD) είναι οι πιο κοινές ασθένειες που προκαλούν θάνατο σε όλο τον κόσμο. Τα καρδιαγγειακά νοσήματα θεωρούνται ως η πιο διαδεδομένη νόσος παγκοσμίως. Περισσότεροι από 17,9 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως πεθαίνουν ετησίως από καρδιαγγειακά νοσήματα [1]. Τα καρδιαγγειακά νοσήματα παραμένουν η πιο κοινή αιτία θανάτου στις χώρες μέλη της Ευρωπαϊκής Καρδιολογικής Εταιρείας, αντιπροσωπεύοντας λίγο λιγότερο από 2,2 εκατομμύρια θανάτους στις γυναίκες και λίγο περισσότερους από 1,9 εκατομμύρια θανάτους στους άνδρες. Επιπλέον, οι στατιστικές για την καρδιά και το εγκεφαλικό ανέφεραν ότι περισσότεροι από 840.000 θάνατοι καταγράφηκαν το 2016 στις ΗΠΑ (σχεδόν οι μισοί ενήλικες στις ΗΠΑ πάσχουν από καρδιαγγειακή νόσο). Επιπλέον, μια έρευνα που διεξήχθη σε περισσότερα από 1000 άτομα από την Cleveland Clinic Abu Dhabi ανέφερε ότι οι κάτοικοι των ΗΑΕ που συμμετείχαν σε αυτή τη μελέτη, έχουν τουλάχιστον μία καρδιακή νόσο [2].

Ωστόσο, τα καρδιαγγειακά νοσήματα θα μπορούσαν να προληφθούν μέσω της ανάλυσης των καρδιακών σημάτων, όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Το ΗΚΓ είναι ένα σημαντικό εργαλείο στον τομέα της ιατρικής υγείας που θα μπορούσε να διαγνώσει και να εντοπίσει μη φυσιολογικές καρδιακές παθήσεις που μπορεί να οδηγήσουν σε καρδιαγγειακά νοσήματα [3]. Επιπλέον, είναι ένας πολύτιμος δείκτης ως αξιολόγηση της υγείας για τους καρδιολόγους που θα μπορούσαν να ανιχνεύσουν και να ταξινομήσουν τα πρότυπα της καρδιάς.

Το ΗΚΓ είναι μια δημοφιλής και οικονομικά αποδοτική εξέταση που αντανακλά την εικόνα των σημάτων της καρδιακής πάθησης. Τυπικά, τα σήματα ΗΚΓ μπορούν να μετρηθούν χρησιμοποιώντας μονής ή πολλαπλής απαγωγής ηλεκτρικά στην επιφάνεια του δέρματος από τα ηλεκτρόδια. Αυτά τα καλώδια κατανέμονται σε διαφορετικά μέρη του σώματος στα οποία δίνουν εγγραφές μετρήσεων που εξαρτώνται από τον αριθμό των ηλεκτροδίων που κατανέμονται στην περιοχή του σώματος. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να ανιχνεύσουν τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς και να τα περάσουν μέσα από συνδεδεμένα καλώδια για να παράγουν τα γραφήματα ΗΚΓ που αναπαριστώνται στο μηχάνημα ΗΚΓ [4].

Υπάρχουν διάφοροι αυτοματοποιημένοι αλγόριθμοι και τεχνικές που μπορούν να βοηθήσουν τους καρδιολόγους να αναγνωρίσουν και να ταξινομήσουν τους καρδιακούς ρυθμούς [5]. Σε αυτή την εργασία, θα χρησιμοποιηθεί η τεχνική των αλγορίθμων μέσω της χρήσης του λογισμικού MATLAB.

1.2 Κίνητρο

Η παρακολούθηση της καρδιακής δραστηριότητας για ασθενείς με καρδιακή νόσο και άλλα πρότυπα καρδιακών παθήσεων οδηγεί σε καλύτερη και ελεγχόμενη ζωή. Η αναγνώριση της καρδιακής νόσου από το ΗΚΓ απαιτεί δεξιότητες ερμηνείας και βαθύτερη κατανόηση. Οι έμπειροι καρδιολόγοι μπορούν να εντοπίσουν προβλήματα στον καρδιακό ρυθμό εξετάζοντας χειροκίνητα τα δεδομένα του ΗΚΓ. Ωστόσο, μια μελέτη υποδηλώνει ότι ακόμη και μετά από χρόνια εμπειρίας στον τομέα αυτό, μερικές φορές έμπειροι καρδιολόγοι παρερμήνευαν κατά την ανάλυση και τη διάκριση των ακανόνιστων παλμών λόγω ανθρώπινου λάθους [6].

Ως εκ τούτου, έχουν αναπτυχθεί διακριτές αυτοματοποιημένες τεχνικές για τον εντοπισμό του καρδιακού ρυθμού από το ΗΚΓ για να βοηθήσουν τους καρδιολόγους να μετριάσουν τον κίνδυνο λανθασμένης διάγνωσης και να διερευνήσουν την κατάλληλη θεραπεία [7].

Πολλές από αυτές τις αυτοματοποιημένες τεχνικές εφαρμόζουν μηχανική μάθηση, συμπεριλαμβανομένων τεχνικών βαθιάς μάθησης για αυτόματη ταξινόμηση διαφόρων καρδιακών παθήσεων, όπως ο φυσιολογικός και ο μη φυσιολογικός ρυθμός, και είχε αποδειχθεί ότι επιτυγχάνουν υψηλή ακρίβεια.

1.3 Οργάνωση του τόμου

Η πτυχιακή εργασία αποτελείται από 2 μέρη, το θεωρητικό και το πρακτικό μέρος. Στο θεωρητικό μέρος γίνεται παρουσίαση της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς, λεπτομερής περιγραφή της ανατομίας της καρδιάς και της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού. Ακολούθως γίνεται εκτενής αναφορά στην καρδιακή αρρυθμία και στους τύπους των καρδιακών αρρυθμιών ενώ παρουσιάζονται και προσεγγίσεις διαχείρισης του καρδιακού ρυθμού. Τέλος γίνεται αναφορά στις μεθόδους ανίχνευσης των κοιλιακών αρρυθμιών που εφαρμόζονται από διάφορους μελετητές.

Στο πρακτικό μέρος παρουσιάζεται η χρήση μίας μεθόδου ανίχνευσης των καρδιακών αρρυθμιών με τη χρήση ενός αλγορίθμου.

Κεφάλαιο 2: Θεωρητικό Υπόβαθρο

Στο κεφάλαιο που θα ακολουθήσει θα παρουσιαστεί το θεωρητικό υπόβαθρο της εργασίας. Ειδικότερα θα γίνει παρουσίαση της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς, λεπτομερής περιγραφή της ανατομίας της καρδιάς και της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού. Σε επόμενο στάδιο θα γίνει εκτενής αναφορά στην καρδιακή αρρυθμία και στους τύπους των καρδιακών αρρυθμιών ενώ θα παρουσιαστούν προσεγγίσεις διαχείρισης του καρδιακού ρυθμού. Τέλος θα γίνει αναφορά στις μεθόδους ανίχνευσης των κοιλιακών αρρυθμιών μέσα από την παράθεση βιβλιογραφικών αναφορών.

2.1 Καρδιά και ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς

Σε αυτό το κεφάλαιο, συζητείται η θεμελιώδης βάση των ανθρώπινων καρδιακών σημάτων. Αρχικά, παρουσιάζεται μια επισκόπηση της ανατομίας και της ηλεκτροφυσιολογίας της ανθρώπινης καρδιάς. Αυτό περιλαμβάνει την εξέταση του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Electrocardiogram - ECG) και της Μεταβλητότητας των καρδιακών παλμών (Heart Rate Variability - HRV), τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πράξη για την παρακολούθηση της καρδιακής υγείας [8]. Στη συνέχεια, καλύπτονται οι καρδιακές αρρυθμίες. Τέλος, στο τελευταίο μέρος του κεφαλαίου, συζητούνται δύο ευρέως χρησιμοποιούμενα συστήματα διαχείρισης καρδιακού ρυθμού, ο αυτοματοποιημένος εξωτερικός απινιδωτής και ο εμφυτεύσιμος απινιδωτής καρδιομετατροπής. Πλατφόρμες όπως αυτή είναι η κύρια επιδιωκόμενη εφαρμογή-στόχος των αλγορίθμων πρόβλεψης που αναπτύχθηκαν σε αυτή τη διατριβή.

2.1.1 Καρδιακή Ανατομία και Ηλεκτροφυσιολογία

Το ανθρώπινο καρδιαγγειακό σύστημα είναι υπεύθυνο για την κυκλοφορία του αίματος σε όλο το ανθρώπινο σώμα. Η καρδιά βρίσκεται στο μεσοθωράκιο, μια περιοχή που εκτείνεται από το στήρνο (στήθος-οστό) έως τη σπονδυλική στήλη στη ραχιαία όψη, από το πρώτο πλευρό μέχρι το διάφραγμα στην πρόσθια οπίσθια όψη και μεταξύ των πνευμόνων. Η καρδιά έχει ένα σύστημα ηλεκτρικής αγωγιμότητας που κάνει την καρδιά να αντλεί αίμα γύρω από το σώμα. Το καρδιαγγειακό σύστημα είναι ένα κλειστό κυκλοφορικό σύστημα που αποτελείται κυρίως από την καρδιά, τα αιμοφόρα αγγεία και το αίμα. Η λειτουργία του είναι να μεταφέρει θρεπτικά συστατικά, οξυγόνο, διοξείδιο του άνθρακα, ορμόνες και αιμοσφαίρια σε όλο τον οργανισμό

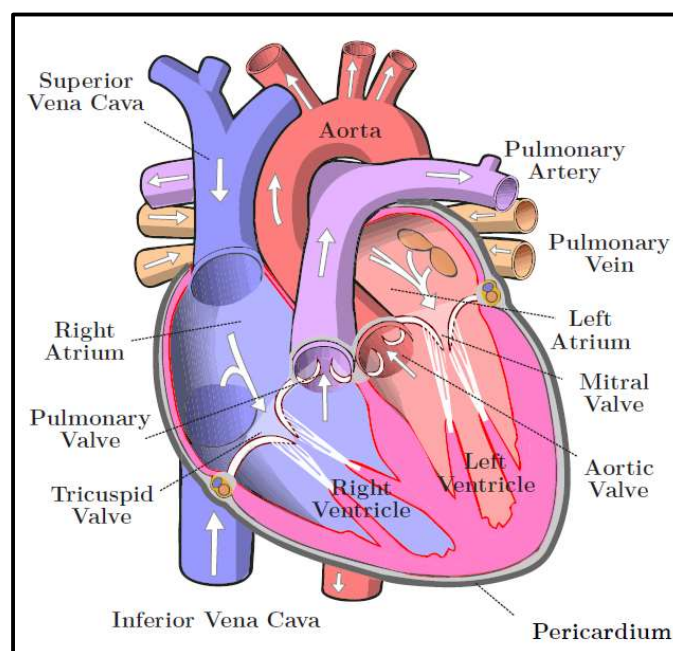
προκειμένου να παρέχει τροφή, να προστατεύει από ασθένειες, να ρυθμίζει τη θερμοκρασία και το pH του σώματος και να διατηρεί την ομοιόσταση [9].

Η καρδιά αποτελείται από τέσσερις θαλάμους [10]:

- Δύο ανώτεροι θάλαμοι υποδοχής που ονομάζονται κόλποι (αριστερός και δεξιός), οι οποίοι λαμβάνουν αίμα που επιστρέφει στην καρδιά από όλο το σώμα.
- Δύο κατώτεροι θάλαμοι άντλησης που ονομάζονται κοιλίες (αριστερά και δεξιά) που αντλούν αίμα από την καρδιά για μεταφορά σε όλα τα μέρη του σώματος.

Γενικά, οι δεξιοί θάλαμοι, ο δεξιός κόλπος και η δεξιά κοιλία είναι υπεύθυνες για τη συλλογή αποξυγονωμένου (φτωχού σε οξυγόνο) αίματος από όλα τα μέρη του σώματος και την παροχή του στους πνεύμονες για οξυγόνωση. Οι αριστεροί θάλαμοι είναι υπεύθυνοι για τη συλλογή οξυγονωμένου (πλούσιου σε οξυγόνο) αίματος από τους πνεύμονες μέσω της πνευμονικής φλέβας και την παροχή του σε όλο το σώμα μέσω της αορτής. Ο δεξιός κόλπος λαμβάνει αποξυγονωμένο αίμα από το σώμα μέσω της άνω κοίλης φλέβας και της κάτω κοίλης φλέβας, ενώ οξυγονωμένο αίμα φτάνει στον αριστερό κόλπο επιστρέφοντας από τους πνεύμονες, μέσω των πνευμονικών φλεβών.

Η εικόνα 1 δείχνει τις κύριες ανατομικές δομές της καρδιάς. Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες συνδέουν τους κόλπους και τις κοιλίες, διασφαλίζοντας μονής κατεύθυνσης ροή αίματος. Η τριγλώχινα βαλβίδα διαχωρίζει τον δεξιό κόλπο από τη δεξιά κοιλία, ενώ η μιτροειδής βαλβίδα διαχωρίζει τον αριστερό κόλπο από την αριστερή κοιλία. Δύο επιπρόσθετες ημισεληνιακές βαλβίδες βρίσκονται στην έξοδο κάθε κοιλίας για να αποτρέψουν την επιστροφή του αίματος, μία στην αορτή για την αριστερή κοιλία και μία στην πνευμονική αρτηρία από τη δεξιά κοιλία. Η ροή του αίματος μέσα και έξω από αυτούς τους θαλάμους ελέγχεται από τις βαλβίδες που ανοίγουν και κλείνουν ως απόκριση στις αλλαγές πίεσης καθώς η καρδιά συστέλλεται και χαλαρώνει κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Αυτή η σύσπαση του καρδιακού μυός διαμορφώνεται με τη σειρά του από τη ροή ηλεκτρικών σημάτων μέσω του μυός [10].



Εικόνα 1. Ανατομική δομή της καρδιάς. Πηγή: Heart – Wikipedia

2.1.2 Λεπτομερής περιγραφή της καρδιάς

Περικάρδιο

Το περικάρδιο συγκρατεί και προστατεύει την καρδιά, αλλά παρέχει επαρκή χώρο για πλήρωση και άδειασμα των θαλάμων. Η εξωτερική στιβάδα είναι το σκληρό ινώδες περικάρδιο, το οποίο αναμειγνύεται με την επιφανειακή κοιλότητα της αορτής, τον πνευμονικό κορμό, την άνω κοίλη φλέβα και τον κεντρικό τένοντα του διαφράγματος. Μέσα σε αυτό, υπάρχουν δύο στρώματα ορώδους περικαρδίου [10]:

- ένα σπλαχνικό στρώμα, που περιβάλλει την καρδιά
- ένα βρεγματικό στρώμα, που καλύπτει την εσωτερική επιφάνεια του ινώδους περικαρδίου.

Αυτά τα δύο στρώματα ορώδους περικαρδίου είναι συνεχή μεταξύ τους καθώς αντανakλούν τα κύρια αγγεία πίσω και πάνω από την καρδιά. Η ανάκλαση, οπίσθια, μεταξύ των πνευμονικών φλεβών ονομάζεται «λοξός κόλπος» του περικαρδίου. Το επίπεδο μεταξύ της άνω κοίλης φλέβας και των πνευμονικών φλεβών οπίσθια, και της αορτής και του πνευμονικού κορμού προς τα εμπρός, που δημιουργούνται από την αναδίπλωση της καρδιάς, ονομάζεται «εγκάρσιος κόλπος» του περικαρδίου [11].

Το σπλαχνικό στρώμα και η ίδια η καρδιά τροφοδοτούνται από τα συμπαθητικά νεύρα από τα καρδιακά πλέγματα. Αυτά με τη σειρά τους μεταφέρουν γενικές σπλαχνικές προσαγωγές ίνες στα σπονδυλικά επίπεδα από τα οποία προκύπτει η συμπαθητική παροχή, που είναι τα τρία αυχενικά συμπαθητικά γάγγλια και τα γάγγλια T1-5, αυτό εξηγεί γιατί ο καρδιακός πόνος σχετίζεται με τον αυχένα, το στήθος και το χέρι [11].

Χαρακτηριστικά των θαλάμων

- Δεξιός κόλπος

Η κάτω κοίλη φλέβα διέρχεται από το διάφραγμα στο επίπεδο της T8 και εισέρχεται αμέσως στον δεξιό κόλπο, ο οποίος στερείται πραγματικής βαλβίδας. Στο έμβρυο, ωστόσο, υπάρχει η λεγόμενη βαλβίδα της κάτω κοίλης φλέβας, μια πτυχή ιστού που κατευθύνει το αίμα στο ωοειδές τρήμα. Η άνω κοίλη φλέβα εισέρχεται στην ανώτερη όψη του θαλάμου. Το ωοειδές βόθρο (κατάλοιπο του αρχέγονου διαφράγματος) και το προεξέχον άκρο του (υπόλειμμα του δεύτερου διαφράγματος) βρίσκονται στο λείο, μεσοκολπικό τμήμα του θαλάμου, το οποίο αναπτύχθηκε από τον φλεβικό κόλπο. Αυτή η λεία περιοχή χωρίζεται από το μυώδες τμήμα, με τους κτενιοειδείς μύες (musculi pectinati), από την τελική ακρολοφία (crista terminalis) εσωτερικά και την τελική αύλακα (sulcus terminalis) εξωτερικά. Το μυϊκό τμήμα προέρχεται από τον εμβρυϊκό κόλπο και αντιπροσωπεύεται στην ώριμη καρδιά ως το δεξιό λοβό. Μεταξύ του ανοίγματος της κάτω κοίλης φλέβας και του κολποκοιλιακού στομίου βρίσκεται το άνοιγμα του στεφανιαίου κόλπου, το οποίο προστατεύεται σε ορισμένες καρδιές από μια μικρή (Θηβειακή) βαλβίδα που αποτρέπει την παλινδρόμηση στον στεφανιαίο κόλπο κατά τη διάρκεια της κολπικής συστολής. Ο στεφανιαίος κόλπος αδειάζει κατά τη διάρκεια της συστολής. Ο κολποκοιλιακός κόμβος βρίσκεται ανάμεσα σε αυτό το στόμιο και το διαφραγματικό άκρο της τριγλώχινας βαλβίδας [10].

- Δεξιά κοιλία

Το αίμα εισέρχεται στη δεξιά κοιλία μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας, η οποία έχει πρόσθια, διαφραγματικά και οπίσθια (που βρίσκονται κάτω) ακμές προσαρτημένες στους θηλώδεις μύες με ινώδεις τενόντιες χορδές. Το κοιλιακό τοίχωμα έχει κανονικά πάχος 3-5 mm και ανασηκώνεται εσωτερικά με τη συνέπληξη των μυϊκών δοκίδων (trabeculae carneae). Κάποιος από αυτόν τον μυ ενώνεται με τον πρόσθιο θηλώδες μυ, χαμηλά στο πρόσθιο τοίχωμα του διαφράγματος, ως διαφραγματοπεριθωριακή δοκίδα (μέτρια ζώνη) και μεταφέρει μέρος του δεξιού κλάδου δέσμης αγωγίμου ιστού, ο οποίος διασφαλίζει ότι η δεξιά κοιλία συστέλλεται ταυτόχρονα με την αριστερή. Το αίμα διέρχεται προς τα πάνω για να φύγει από αυτόν τον θάλαμο μέσω του λείου αρτηριακού κώνου (infundibulum) και της πνευμονικής βαλβίδας, η οποία έχει δύο πρόσθια και ένα οπίσθιο άκρο (PAPA – Πνευμονική-Πρόσθια-Οπίσθια-Πρόσθια) [10].

- Αριστερός κόλπος

Ο αριστερός κόλπος είναι ένας θάλαμος σε σχήμα κουτιού που βρίσκεται πίσω στη βάση της καρδιάς και λαμβάνει αίμα από τους πνεύμονες μέσω τεσσάρων μεγάλων πνευμονικών φλεβών χωρίς βαλβίδες στα τέσσερα τεταρτημόρια του θαλάμου. Η ορολογία και η ανάπτυξη των λείων και μυϊκών τμημάτων του αριστερού κόλπου αντιστοιχεί σε αυτά του δεξιού κόλπου, εκτός από το ότι το λείο τμήμα προκύπτει από την ενσωμάτωση των πνευμονικών φλεβών [10].

- Αριστερή κοιλία

Το αίμα εισέρχεται στην αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας, η οποία έχει μεγαλύτερο πρόσθιο και μικρότερο οπίσθιο άκρο, το καθένα με χορδικό τένοντα (Chordae tendineae) και θηλώδεις μύες. Η μιτροειδής βαλβίδα είναι μια ενεργή βαλβίδα και όχι απλώς ένα πτερύγιο ιστού [12]. Το μυϊκό τοίχωμα έχει πάχος περίπου 10 mm και τραχύ από μυϊκές δοκίδες (trabeculae carneae). Η λεία οδός εκροής είναι ο αορτικός προθάλαμος, που αντιστοιχεί στο μεμβρανώδες τμήμα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, που οδηγεί στην αορτική βαλβίδα με τα δύο οπίσθια άκρα και ένα πρόσθιο άκρο (APAP - Aortic-Posterior-Anterior-Poster). Η σχέση αυτών των άκρων με τα στόμια των στεφανιαίων αρτηριών περιγράφεται παρακάτω. Το ραβδωτό σχέδιο των κτενοειδών μυών στους λοβούς και των μυϊκών δοκίδων στις κοιλίες είναι ένα αποτελεσματικό μέσο για την απόκτηση ισχύος χωρίς υπερβολική πάχυνση του τοιχώματος του θαλάμου. Ένας μεμονωμένος θηλώδης μυς έχει χωριστούς χορδικούς τένοντες δύο παρακείμενες βαλβιδικές ακμές, οι οποίες τους βοηθούν να τα έλκουν μαζί για να αποτραπεί η εκτροπή της βαλβίδας κατά τη διάρκεια της συστολής [7].

Σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς

Οι εξειδικευμένες καρδιακές μυϊκές ίνες σχηματίζουν [13]:

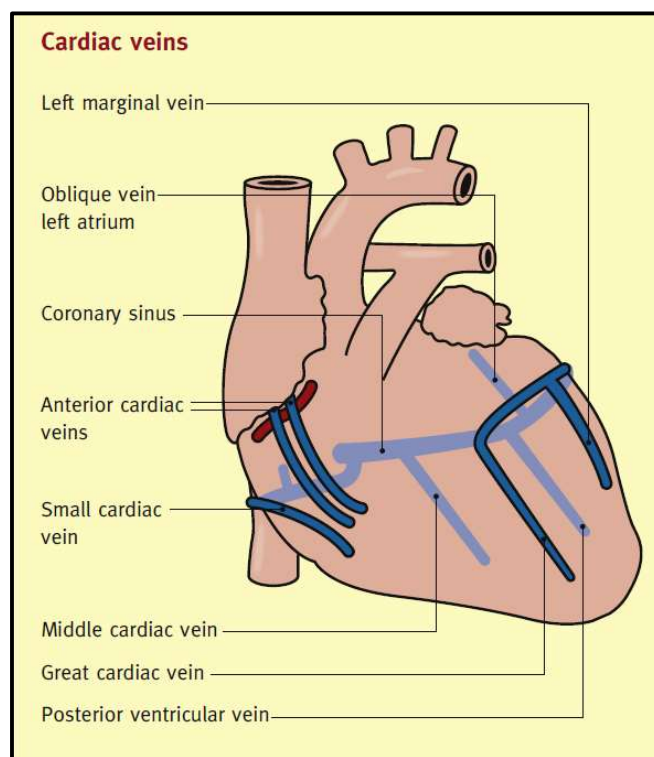
- Φλεβόκομβος (sinuatrial node) (στο τοίχωμα του δεξιού κόλπου μεταξύ του ανοίγματος της άνω κοίλης φλέβας και του λοβού)
- Κολποκοιλιακός κόμβος (atrioventricular node) (στο αριστερό τοίχωμα του δεξιού κόλπου, στο άνω όριο του μεσοκοιλιακού διαφράγματος)
- Κολποκοιλιακή δέσμη (atrioventricular bundle) (που προέρχεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο και κατέρχεται στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα).

Οι συσπάσεις που προέρχονται από τον κολπικό κόμβο (βηματοδότη) εξαπλώνονται μέσω των κολπικών τοιχωμάτων για να φτάσουν στον κολποκοιλιακό κόμβο και στη συνέχεια στην αριστερή και τη δεξιά δέσμη. Το πλέγμα των ινών Purkinje επιτρέπει την εξάπλωση της διέγερσης

στα κοιλιακά τοιχώματα έτσι ώστε οι κατώτερες πτυχές των κοιλιών να συστέλλονται πρώτα. Περαιτέρω αυτόνομος νευρικός έλεγχος γίνεται μέσω καρδιακών κλάδων από καθένα από τα αυχενικά συμπαθητικά γάγγλια και τα θωρακικά γάγγλια T1-5. Οι παρασυμπαθητικές ίνες προκύπτουν από τον άνω και κάτω καρδιακό κλάδο του πνευμονογαστρικού και από το υποτροπιάζον λαρυγγικό νεύρο [14]. Όλα τα αυτόνομα νεύρα διέρχονται από τα επιφανειακά και βαθιά καρδιακά πλέγματα στις πλάγιες και έσω όψεις του αορτικού τόξου.

Μεταφορά αίματος στην καρδιά

Τα στόμια των στεφανιαίων αρτηριών προκύπτουν στους αορτικούς κόλπους πάνω από την προσάρτηση της βάσης του σχετικού κοιλιακού κόλπου δεξιά από τον πρόσθιο κόλπο (επίσης γνωστός ως κόλπος 1 ή δεξιός στεφανιαίος κόλπος) και αριστερά από τον αριστερό οπίσθιο κόλπο (επίσης γνωστός ως κόλπος 2 ή αριστερός στεφανιαίος αορτικός κόλπος). Οι κλάδοι των στεφανιαίων αρτηριών φαίνονται στην εικόνα 2. Ο τρίτος κόλπος ονομάζεται δεξιός οπίσθιος κόλπος ή μη στεφανιαία κόλπος [15].



Εικόνα 2. Κλάδοι των στεφανιαίων αρτηριών. Πηγή: [10]

Δεξιά στεφανιαία αρτηρία

Η δεξιά στεφανιαία αρτηρία διέρχεται εμπρός από την αρχή της μεταξύ της δεξιάς κοιλιακής απόφυσης και του πνευμονικού κορμού για να εισέλθει πρώτα στη δεξιά πρόσθια κολποκοιλιακή αύλακα και στη συνέχεια στη δεξιά οπίσθια κολποκοιλιακή αύλακα, όπου αναστομώνεται με τον κυκλικό κλάδο της αριστερής στεφανιαίας αρτηρίας. Στο 90% των ατόμων, παρέχει έναν οπίσθιο (κάτω) μεσοκοιλιακό κλάδο καθώς φτάνει στην οπίσθια μεσοκοιλιακή αύλακα στην κάτω επιφάνεια της καρδιάς. Αυτό αναστομώνεται με την απόληξη της πρόσθιας μεσοκοιλιακής αρτηρίας (αριστερό στεφανιαίο) στην αύλακα στην κορυφή της καρδιάς [16].

Αριστερή στεφανιαία αρτηρία

Η αριστερή στεφανιαία αρτηρία αναδύεται από τον αριστερό οπίσθιο αορτικό κόλπο και διέρχεται εμπρός μεταξύ του αριστερού κολπικού προσαρτήματος και του πνευμονικού κορμού, για να βρεθεί στην αριστερή πρόσθια κολποκοιλιακή αύλακα. Εδώ χωρίζεται σε [16]:

- Περισπωμένη αρτηρία (Circumflex Artery) και
- Πρόσθια μεσοκοιλιακή αρτηρία.

Η περισπωμένη αρτηρία συνεχίζει πρώτα στην πρόσθια και μετά στην οπίσθια κολποκοιλιακή αύλακα και αναστομώνεται με τους τερματικούς κλάδους της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας. Η πρόσθια μεσοκοιλιακή αρτηρία (συχνά αποκαλούμενη «αριστερή πρόσθια κατιούσα αρτηρία» ή LAD) διέρχεται από την ίδια ονομαζόμενη αύλακα, γύρω από την κορυφή της καρδιάς και αναστομώνεται με τους τερματικούς κλάδους της οπίσθιας (κάτω) μεσοκοιλιακής αρτηρίας.

Το 10% των ατόμων στα οποία οι περισσότερες κοιλίες και το διάφραγμα τροφοδοτούνται από την αριστερή στεφανιαία αρτηρία λέγεται ότι έχουν αριστερή καρδιακή (στεφανιαία) κυριαρχία. Η παρουσία παράπλευρων επικοινωνιών μεταξύ του δεξιού και του αριστερού στεφανιαίου συστήματος έχει αναθεωρηθεί πρόσφατα [17], υποδηλώνοντας ότι υπάρχει περισσότερη παράπλευρη κυκλοφορία από ό,τι διδάσκεται κλασικά. Σημειώστε ότι οι στεφανιαίες αρτηρίες γεμίζουν και διανέμουν αίμα στην καρδιά κατά τη διάρκεια της διαστολής όταν ο καρδιακός μυς είναι χαλαρός και η αγγειακή αντίσταση χαμηλή.

Φλεβική παροχέτευση της καρδιάς

Η κατανομή των φλεβών της καρδιάς είναι πολύ πιο μεταβλητή από τις αρτηρίες [18]. Η παροχέτευση και των δύο κοιλιών ξεκινά με τη μεγάλη καρδιακή φλέβα στην πρόσθια μεσοκοιλιακή αύλακα (Εικόνα 2), η οποία περνά προς τα αριστερά στην πρόσθια κολποκοιλιακή αύλακα, όπου συγκεντρώνει την αριστερή περιθωριακή φλέβα. Καθώς ρέει στην οπίσθια κολποκοιλιακή αύλακα, ενώνεται με την λοξή φλέβα του αριστερού κόλπου, την οπίσθια κοιλιακή φλέβα και, τέλος, τη μέση καρδιακή φλέβα, η οποία βρίσκεται στην οπίσθια μεσοκοιλιακή αύλακα και παροχετεύει την αριστερή και τη δεξιά κοιλία οπίσθια. Η συμβολή αυτών των φλεβών είναι ο στεφανιαίος κόλπος μήκους 3 cm, που βρίσκεται στην οπίσθια κολποκοιλιακή αύλακα. Λίγο πριν ο στεφανιαίος κόλπος εισέλθει στον δεξιό κόλπο, συνήθως ενώνεται με τη μικρή καρδιακή φλέβα, η οποία παροχετεύει τον δεξιό κόλπο και τη δεξιά κοιλία. Η μικρή καρδιακή φλέβα μερικές φορές παροχετεύεται απευθείας στον δεξιό κόλπο. Μερικές πρόσθιες καρδιακές φλέβες παροχετεύουν την πρόσθια όψη της δεξιάς κοιλίας και του δεξιού κόλπου πριν διασχίσουν τη δεξιά στεφανιαία αρτηρία για να εισέλθουν στον δεξιό κόλπο. Επιπλέον, το 20-30% του συνόλου της παροχέτευσης βρίσκεται στις ελάχιστες φλέβες (Θηβησιακές φλέβες) και μικρά φλεβικά κανάλια που φαίνονται σε όλο το μυοκάρδιο και αποχετεύονται απευθείας στους θαλάμους της καρδιάς [10].

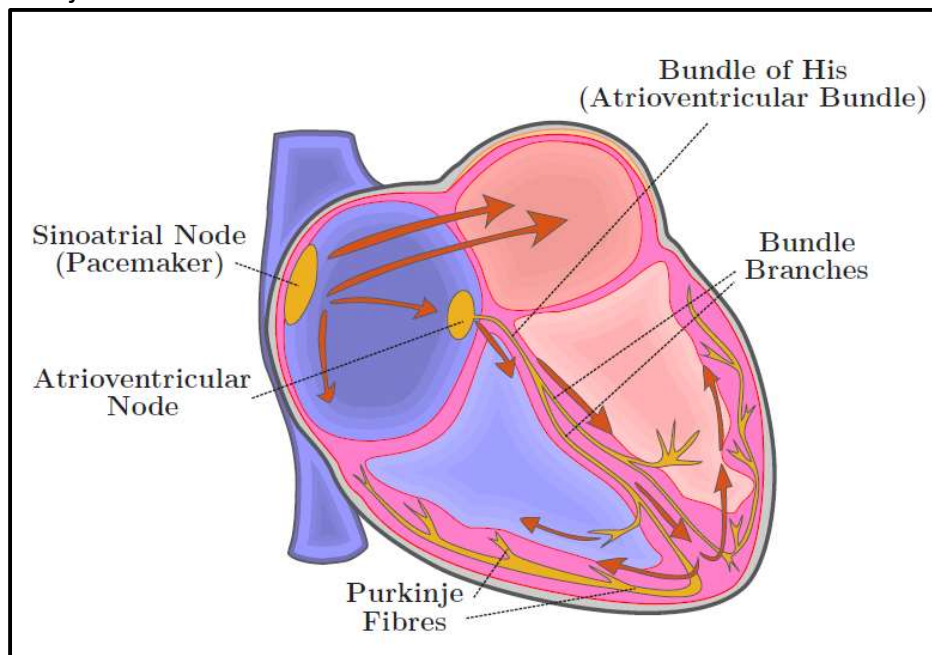
2.1.3 Σήμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Το σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς για μια χρονική περίοδο. Το καρδιακό ηλεκτρικό σύστημα βασίζεται στην ικανότητα των

καρδιακών κυττάρων να συστέλλονται ως απάντηση στην εκπόλωση των κυττάρων. Σε κατάσταση ηρεμίας, το καρδιακό κύτταρο έχει λιγότερο θετικό φορτίο εσωτερικά παρά έξω, επομένως το καθαρό ηλεκτρικό δυναμικό στο κύτταρο είναι αρνητικό. Καθώς το κύτταρο διεγείρεται, περνά σε διεγερμένη κατάσταση και ως απόκριση επιτρέπει στα ιόντα νατρίου (Na^+), μεταξύ μιας σειράς άλλων θετικά φορτισμένων ιόντων, να διαχέονται στα κύτταρα. Αυτή η είσοδος θετικών ιόντων δημιουργεί ένα θετικό φορτίο μέσα στο κύτταρο. Αυτή η διαδικασία διεύδυσης είναι γνωστή ως εκπόλωση και καθώς συμβαίνει η αποπόλωση, τα καρδιακά κύτταρα συστέλλονται. Υπάρχει εκλεκτική διαπερατότητα ιόντων μπρος-πίσω μέσω του καρδιακού ιστού που έχει ειδικά κανάλια ιόντων. Για επανειλημμένη εκπόλωση, ο καρδιακός ιστός πρέπει να επιστρέψει στην κατάσταση ηρεμίας. Αυτή η επιστροφή ονομάζεται επαναπόλωση [19].

Ο συνεχής κύκλος εκπόλωσης και επαναπόλωσης είναι το ουσιαστικό μέρος του καρδιακού ηλεκτρικού συστήματος. Αυτός ο κύκλος διεξάγεται από κύτταρο σε κύτταρο, προκαλώντας τη διάδοση ενός ηλεκτρικού ρεύματος. Η εκπόλωση των κόλπων και των κοιλιών δημιουργεί τη συστολή των κόλπων και των κοιλιών. Αυτό το κύμα εκπόλωσης περνά μέσα από την καρδιά στην ακόλουθη διαδρομή (Εικόνα 3) [10]:

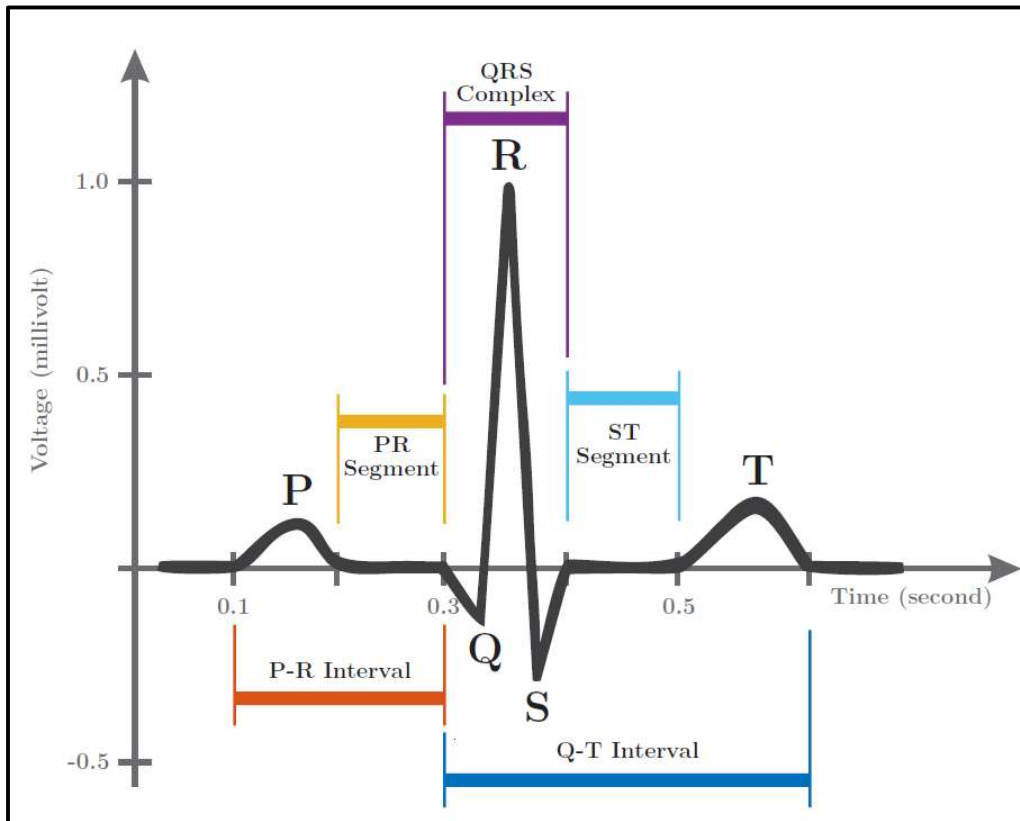
- Κόμβος SA (Sinoatrial)
- Κόμβος AV (Κολποκοιλιακός)
- Δέσμη His
- Ίνες Purkinje



Εικόνα 3. Σύστημα Ηλεκτρικής Αγωγιμότητας της καρδιάς. Πηγή: Heart – Wikipedia

Σε κάθε καρδιακό παλμό, η ηλεκτρική αγωγιμότητα αρχίζει στον κόμβο SA στο δεξιό κόλπο, ο οποίος λειτουργεί ως φυσικός βηματοδότης. Από εδώ μεταφέρεται στον κόμβο AV. Από τον κολποκοιλιακό κόμβο η ώθηση διαδίδεται μέσω της δέσμης του His (η μόνη ηλεκτρική σύνδεση μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών) και στη συνέχεια σε εξειδικευμένες ίνες Purkinje, εξαπλώνοντας σε όλο τον μυ της κοιλίας [20]. Αυτή η διαδρομή αγωγιμότητας απεικονίζεται στην εικόνα 2.

Αυτή η κυτταρική εκπόλωση και η επακόλουθη επαναπόλωση ή αγωγή καταγράφονται ως ΗΚΓ. Για τη μέτρηση του ΗΚΓ, συνήθως τοποθετούνται πολλά ηλεκτρόδια σε διάφορες στρατηγικές θέσεις πάνω από την καρδιά. Τα ηλεκτρόδια ανιχνεύουν τις μικροσκοπικές ηλεκτρικές αλλαγές που συμβαίνουν λόγω της αποπόλωσης των καρδιακών μυών κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού. Η έξοδος από αυτά τα ηλεκτρόδια καταγράφεται με την πάροδο του χρόνου και το γράφημα εξόδου της ηλεκτρικής τάσης (άξονας y) έναντι του χρόνου (άξονας x) είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα (Εικόνα 4).



Εικόνα 4. Κύριο κύμα, διάστημα και τμήματα σε κανονικό σήμα ΗΚΓ. Πηγή: [21]

Ένα τυπικό ΗΚΓ απεικονίζεται στην εικόνα 4 και αποτελείται από τρία κύρια μέρη: το κύμα P (που αντιστοιχεί στην κοιλιακή εκπόλωση), το σύμπλεγμα QRS (κοιλιακή εκπόλωση) και το κύμα T (κοιλιακή επαναπόλωση). Το ΗΚΓ αντανακλά τη μεταφορά ιόντων μέσω του μυοκαρδίου, η οποία αλλάζει σε κάθε καρδιακό παλμό. Η ισοηλεκτρική γραμμή είναι η βασική τάση του ΗΚΓ που ανιχνεύεται μετά το κύμα T και πριν από το επόμενο κύμα P. Το κύμα P είναι μια μικρή απόκλιση προς τα πάνω στο ΗΚΓ. Το κύμα P αντιπροσωπεύει την κοιλιακή εκπόλωση, η οποία εμφανίζεται στον κόμβο SA και εξαπλώνεται μέσω των συσταλτικών ιών και στους δύο κόλπους. Μετά την έναρξη του κύματος P, οι κόλποι συστέλλονται. Κατά τη διάρκεια της περιόδου σταθερής εκπόλωσης, η ιχνηλάτηση του ΗΚΓ είναι επίπεδη. Το σύμπλεγμα QRS ως δεύτερο κύμα, αντιπροσωπεύει την ταχεία κοιλιακή εκπόλωση, καθώς το δυναμικό δράσης φτάνει στον κοιλιοκοιλιακό κόμβο και εξαπλώνεται μέσω των κλάδων της δέσμης και των ιών Purkinje σε όλες τις κοιλιακές συσταλτικές ίνες. Αυτό προκαλεί τη συστολή των κοιλιών λίγο μετά την εμφάνιση του συμπλέγματος QRS και συνεχίζει στο τμήμα ST. Ταυτόχρονα, εμφανίζεται κοιλιακή επαναπόλωση, αλλά συνήθως δεν είναι εμφανής σε ένα ΗΚΓ επειδή το μεγαλύτερο σύμπλεγμα QRS το καλύπτει. Το τελικό κύμα, το οποίο ονομάζεται κύμα T, παράγεται σε κατάσταση ηρεμίας των κοιλιών. Υποδεικνύει κοιλιακή επαναπόλωση και συμβαίνει ακριβώς τη στιγμή που οι κοιλίες αρχίζουν να χαλαρώνουν. Το κύμα T είναι μικρότερο και ευρύτερο από το σύμπλεγμα QRS επειδή

η επαναπόλωση συμβαίνει πιο αργά από την αποπόλωση. Ο επαναλαμβανόμενος κύκλος της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς αντιπροσωπεύεται από τις αλληλουχίες P-QRST. Το ΗΚΓ είναι ένα βασικό διαγνωστικό εργαλείο που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της υγείας της καρδιάς. Κατά την ανάγνωση ενός ΗΚΓ, το πλάτος των κυμάτων και τα χρονικά διαστήματα μεταξύ της εμφάνισης των κυμάτων μπορούν να παρέχουν ενδείξεις για ανωμαλίες. Μια συνοπτική περιγραφή και τυπικές διάρκειες για τις διάφορες συνιστώσες της κυματομορφής ΗΚΓ παρουσιάζονται στον Πίνακα 1 [19, 20].

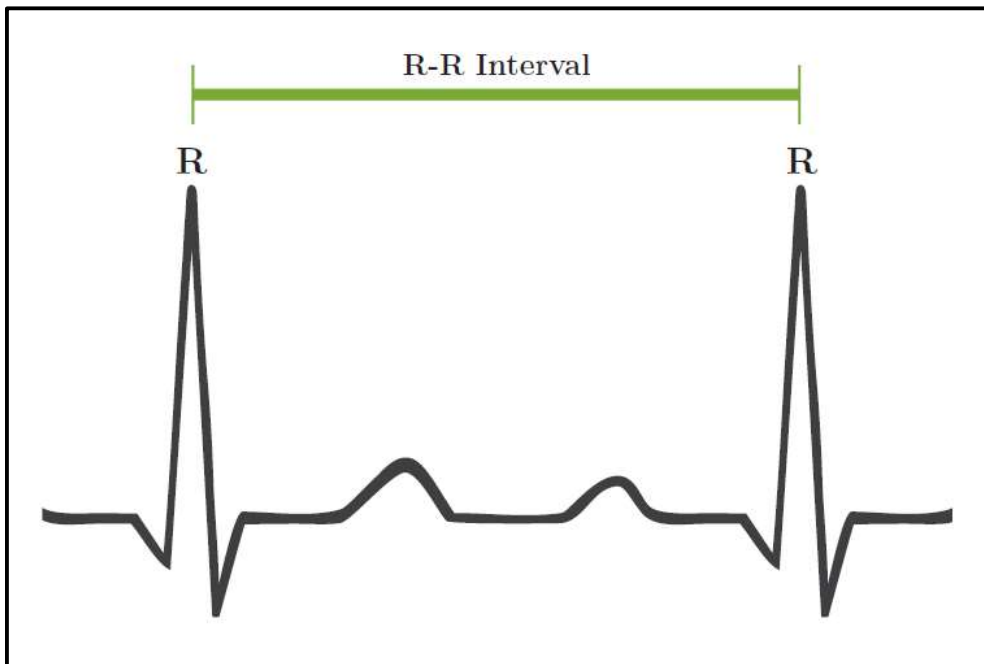
Πίνακας 1. Τυπικές διάρκειες ΗΚΓ για υγιή άτομα. Πηγή: [20]

Χαρακτηριστικό	Περιγραφή	Διάρκεια (δευτερόλεπτα)
Κύμα P	Κατά τη διάρκεια της φυσιολογικής κολπικής εκπόλωσης, ο κύριος ηλεκτρικός φορέας κατευθύνεται από τον κόμβο SA προς τον κόμβο AV και εξαπλώνεται από τον δεξιό κόλπο στον αριστερό κόλπο. Αυτό μετατρέπεται στο κύμα P στο ΗΚΓ.	0,8
Διάστημα PR	Το διάστημα PR μετράται από την αρχή του κύματος P έως την αρχή του συμπλέγματος QRS. Το διάστημα PR αντανακλά το χρόνο που χρειάζεται η ηλεκτρική ώθηση για να ταξιδέψει από τον κόμβο SA μέσω του κόμβου AV και να εισέλθει στις κοιλίες. Το διάστημα PR είναι, επομένως, μια καλή εκτίμηση της λειτουργίας του κόμβου AV.	0,12-0,2
Τμήμα PR	Το τμήμα PR συνδέει το κύμα P και το σύμπλεγμα QRS. Ο παλμικός φορέας είναι από τον κόμβο AV στη δέσμη του His στους κλάδους της δέσμης και μετά στις ίνες Purkinje. Αυτή η ηλεκτρική δραστηριότητα δεν προκαλεί απευθείας σύσπαση και απλώς ταξιδεύει προς τα κάτω προς τις κοιλίες, και αυτό εμφανίζεται επίπεδη στο ΗΚΓ. Το διάστημα P-R είναι πιο σχετικό κλινικά.	0,5-0,12
Σύμπλεγμα QRS	Το σύμπλεγμα QRS αντανακλά την ταχεία εκπόλωση της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας. Οι κοιλίες έχουν μεγάλη μυϊκή μάζα σε σύγκριση με τους κόλπους, επομένως το σύμπλεγμα QRS έχει συνήθως πολύ μεγαλύτερο πλάτος από το κύμα P.	0,8-0,12
Τμήμα ST	Το τμήμα ST συνδέει το σύμπλεγμα QRS και το κύμα T. Το τμήμα ST αντιπροσωπεύει την περίοδο κατά την οποία οι κοιλίες είναι εκπολωμένες. Είναι ισοηλεκτρικό.	0,32

Διάστημα Q-T	Το διάστημα Q-T μετράται από την αρχή του συμπλέγματος QRS έως το τέλος του κύματος T. Ένα παρατεταμένο διάστημα QT είναι ένας παράγοντας κινδύνου για κοιλιακές αρρυθμίες και αιφνίδιο καρδιακό θάνατο. Διαφέρει ανάλογα με τον καρδιακό ρυθμό και χρειάζεται διόρθωση για κλινική συνάφεια.	Έως 0,42 δευτερόλεπτα σε καρδιακό ρυθμό 60 bpm
Κύμα T	Το κύμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση (ή ανάκτηση) των κοιλιών. Το διάστημα από την αρχή του συμπλέγματος QRS έως την κορυφή του κύματος T αναφέρεται ως η απόλυτη ανθεκτική περίοδος. Το τελευταίο μισό του κύματος T αναφέρεται ως η σχετική ανθεκτική περίοδος (ή ευάλωτη περίοδος).	0,16

2.1.4 Μεταβλητότητα καρδιακού ρυθμού

Η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού (HRV) χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά κλινικά το 1963 όταν οι Hon & Lee [22] παρατήρησαν ότι η εμβρυϊκή δυσφορία συνοδευόταν από αλλαγές στη μεταβολή του παλμού σε παλμό της εμβρυϊκής καρδιάς, ακόμη και πριν υπάρξει ανιχνεύσιμη αλλαγή στον καρδιακό ρυθμό. Ο καρδιακός ρυθμός (HR) είναι ο αριθμός των καρδιακών παλμών ανά λεπτό, ενώ ο HRV καταγράφει τη χρονική διακύμανση μεταξύ των αλληλουχιών των γειτονικών καρδιακών παλμών. Μετρά το χρονικό διάστημα μεταξύ των στιγμιαίων καρδιακών παλμών που υπολογίζονται από τα διαστήματα καρδιακών R-R (Εικόνα 5). Σε ένα τυπικό ΗΚΓ, η μέγιστη προς τα πάνω απόκλιση ενός κανονικού συμπλέγματος QRS είναι στην κορυφή του κύματος R (Εικόνα 4) και η διάρκεια μεταξύ δύο γειτονικών κορυφών κύματος R ονομάζεται διάστημα RR. Τα διαστήματα RR μπορεί να αντικατοπτρίζουν φυσιολογική ή παθολογική συμπεριφορά. Το σήμα ΗΚΓ απαιτεί επεξεργασία πριν να πραγματοποιηθεί η ανάλυση HRV, μια διαδικασία που απαιτεί την αφαίρεση όλων των παλμών που δεν προέρχονται από τον κόλπο. Η περίοδος μεταξύ γειτονικών συμπλεγμάτων QRS που προκύπτουν από φυσιολογικές εκπολώσεις των φλεβοκομβικών κόμβων ονομάζεται διάστημα από φυσιολογικό σε φυσιολογικό (N-N). Το HRV είναι η μέτρηση της μεταβλητότητας των διαστημάτων N-N [23].



Εικόνα 5. Το διάστημα μεταξύ ενός κύματος R και του επόμενου κύματος R. Ο κανονικός καρδιακός ρυθμός ηρεμίας είναι μεταξύ 60 και 100 bpm. Η διάρκεια του διαστήματος R-R γενικά κυμαίνεται μεταξύ 0,6-1,2 δευτερολέπτων. Πηγή: [19]

Το HRV είναι ένα μέτρο της ισορροπίας μεταξύ των συμπαθητικών μεσολαβητών του καρδιακού ρυθμού (HR) (δηλαδή η επίδραση της επινεφρίνης και της νορεπινεφρίνης, που απελευθερώνεται από τις συμπαθητικές νευρικές ίνες, που δρουν στους κόμβους SA και AV), οι οποίοι αυξάνουν τον ρυθμό της καρδιακής συστολής και διευκολύνουν την αγωγιμότητα στον κολποκοιλιακό κόμβο και παρασυμπαθητικοί μεσολαβητές του HR (δηλαδή η επίδραση της ακετυλοχολίνης, που απελευθερώνεται από τις παρασυμπαθητικές νευρικές ίνες, που δρα στους SA και AV κόμβους), που οδηγεί σε μείωση του HR και επιβράδυνση της αγωγιμότητας στον κόμβο AV. Το HRV λειτουργεί σε διαφορετικές χρονικές κλίμακες για να μας βοηθήσει να προσαρμοστούμε στις περιβαλλοντικές και ψυχολογικές προκλήσεις. Αντανακλά επίσης τη ρύθμιση της αυτόνομης ισορροπίας, της αρτηριακής πίεσης, της ανταλλαγής αερίων, του εντέρου, της καρδιάς και του αγγειακού τόνου, που αναφέρεται στη διάμετρο των αιμοφόρων αγγείων που ρυθμίζουν την αρτηριακή πίεση [24].

Η ανάλυση HRV έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως στην κλινική πράξη για την ανίχνευση ή την πρόβλεψη απειλητικών για τη ζωή αρρυθμιών για πολλά χρόνια. Στη δεκαετία του 1970, οι Ewing et al. [25] χρησιμοποίησε βραχυπρόθεσμες μετρήσεις HRV ως δείκτη αυτόνομης διαβητικής νευροπάθειας. Το 1977, οι Wolf et al. [26] έδειξαν ότι οι ασθενείς με μειωμένο HRV μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου είχαν αυξημένη θνησιμότητα και αυτό επιβεβαιώθηκε από άλλες μελέτες που έδειξαν ότι ο HRV είναι ακριβής προγνωστικός δείκτης θνησιμότητας μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου [27]. Ο HRV μειώνεται μέσα σε 2 έως 3 ημέρες μετά το έμφραγμα του μυοκαρδίου, αρχίζει να ανακάμπτει μέσα σε λίγες εβδομάδες και ανακτάται στο μέγιστο αλλά όχι πλήρως στους 6 έως 12 μήνες [28].

Οι ασθενείς με συνεχιζόμενες χαμηλές τιμές HRV έχουν θνησιμότητα σχεδόν τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτούς με φυσιολογικό HRV [29]. Η υψηλότερη HRV δεν είναι πάντα καλύτερη,

καθώς οι παθολογικές καταστάσεις μπορούν να αυξήσουν την HRV. Όταν οι ανωμαλίες της καρδιακής αγωγιμότητας αυξάνουν τις μετρήσεις HRV, αυτό συνδέεται στενά με αυξημένο κίνδυνο θνησιμότητας. Ένα βέλτιστο επίπεδο HRV σχετίζεται με την υγεία και την ικανότητα αυτορρύθμισης και την προσαρμοστικότητα ή την ανθεκτικότητα. Τα υψηλότερα επίπεδα HRV ηρεμίας συνδέονται με την απόδοση εκτελεστικών λειτουργιών όπως η προσοχή και η συναισθηματική επεξεργασία από τον προμετωπιαίο φλοιό [30].

2.2. Καρδιακή Αρρυθμία

2.2.1. Ορισμός, συμπτώματα και τύποι καρδιακής αρρυθμίας

Η καρδιακή αρρυθμία επηρεάζει εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως, προκαλώντας σχεδόν τους μισούς θανάτους λόγω καρδιαγγειακών παθήσεων [24, 40]. Η καρδιακή αρρυθμία είναι ένας μη φυσιολογικός ή ακανόνιστος καρδιακός ρυθμός. Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός ονομάζεται φυσιολογικός φλεβοκομβικός ρυθμός όπου τα ερεθίσματα από τον κόμβο SA διαδίδονται στους τέσσερις θαλάμους της καρδιάς με συντονισμένο τρόπο. Η καρδιακή αρρυθμία είναι η διαταραχή της κανονικής ηλεκτρικής δραστηριότητας που προκαλείται από μια ανωμαλία σε αυτό το σύστημα ηλεκτρικής αγωγιμότητας. Μπορεί να κάνει τον καρδιακό παλμό πολύ αργό, πολύ γρήγορο ή ακανόνιστο. Ορισμένες καρδιακές αρρυθμίες είναι πιο σοβαρές από άλλες που μπορεί να οδηγήσουν σε καρδιακή ανακοπή και αιφνίδιο καρδιακό θάνατο εάν δεν εντοπιστούν και αφεθούν χωρίς θεραπεία [31].

Υπάρχουν πολλοί λόγοι για τους οποίους ένα άτομο μπορεί να αναπτύξει καρδιακή αρρυθμία. Για παράδειγμα, είναι πιο συχνές σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας και σε άτομα με καρδιακή πάθηση όπως στεφανιαία νόσο ή καρδιακή βαλβίδα. Τα συμπτώματα μιας αρρυθμίας θα εξαρτηθούν από το είδος της αρρυθμίας που υπάρχει και από το πώς επηρεάζει τη λειτουργία της καρδιάς. Μια μικρή αλλαγή στον καρδιακό φυσιολογικό ρυθμό των κόλπων μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές κρίσεις αρρυθμίας, που μπορεί να μειώσει την ικανότητα της καρδιάς να αντλεί αίμα και να προκαλέσει δύσπνοια, πόνο στο στήθος, ζάλη, κόπωση και απώλεια συνείδησης. Αυτά είναι τα πιο κοινά συμπτώματα μιας αρρυθμίας.

Η καρδιακή αρρυθμία είναι δύο βασικών τύπων:

- Βραδυκαρδία, όπου ο καρδιακός παλμός είναι πιο αργός από 60 παλμούς/λεπτό
- Ταχυκαρδία, όπου ο καρδιακός παλμός είναι ταχύτερος από 100 παλμούς/λεπτό

Στη βραδυκαρδία, τυπικά, κανένα σύμπτωμα δεν είναι ορατό μέχρι έναν καρδιακό ρυθμό περίπου 50 παλμούς/λεπτό. Οι χαμηλοί καρδιακοί παλμοί είναι συνηθισμένοι κατά τη διάρκεια της ανάπαυσης και επίσης μεταξύ ορισμένων αθλητών υψηλής κατάρτισης. Ο καρδιακός μυς των αθλητών έχει ρυθμιστεί ώστε να έχει μεγαλύτερο όγκο παλμού (stroke volume) και, επομένως, απαιτεί λιγότερες συσπάσεις για να κυκλοφορήσει ο ίδιος όγκος αίματος. Η βραδυκαρδία είναι λιγότερο πιθανό να είναι συγγενής και προσβάλλονται συχνότερα οι ηλικιωμένοι ασθενείς. Η δύσπνοια, η κόπωση και η ζάλη είναι κοινά συμπτώματα που σχετίζονται με τη βραδυκαρδία, ενώ σοβαρές περιπτώσεις μπορεί να οδηγήσουν σε λιποθυμία. Η βραδυκαρδία συνήθως δεν χρειάζεται θεραπεία [32]. Ωστόσο, εάν οφείλεται σε μια υποκείμενη ιατρική κατάσταση - όπως ένας υπολειτουργικός θυρεοειδής αδένας - μπορεί να χρειαστεί θεραπεία γι' αυτή την πάθηση.

Στην άλλη ομάδα, η ταχυκαρδία που ονομάζεται επίσης ταχυαρρυθμία είναι αυτή που πρέπει να εντοπιστεί και να αντιμετωπιστεί με πιο άμεσο τρόπο καθώς είναι δυνητικά πιο σοβαρή. Γενικά, ένας καρδιακός ρυθμός ηρεμίας πάνω από 100 παλμούς/λεπτό ταξινομείται ως ταχυκαρδία σε κανονικούς ενήλικες. Καθώς ο καρδιακός ρυθμός ελέγχεται από ηλεκτρικά σήματα που αποστέλλονται στους ιστούς της καρδιάς, η ταχυκαρδία εμφανίζεται όταν μια ανωμαλία στην καρδιά παράγει γρήγορα ηλεκτρικά σήματα. Όταν ο ρυθμός της καρδιάς είναι πολύ γρήγορος, μπορεί να μην αντλεί αποτελεσματικά αίμα στο υπόλοιπο σώμα, συμπεριλαμβανομένης της ίδιας της καρδιάς που παρέχει λιγότερη ροή αίματος. Αυτό καταλήγει να στερεί τα όργανα και τους ιστούς ενός ατόμου από οξυγόνο. Ο υψηλός καρδιακός ρυθμός ή η ταχυκαρδία μπορεί να προκαλέσει συμπτώματα όπως ζάλη, δύσπνοια, ελαφριά κεφαλαλγία, γρήγορους παλμούς, αίσθημα παλμών, πόνο στο στήθος και λιποθυμία ή συγκοπή. Μερικοί άνθρωποι με ταχυκαρδία δεν έχουν συμπτώματα και η κατάσταση ανακαλύπτεται μόνο κατά τη διάρκεια μιας φυσιολογικής εξέτασης ή με μια δοκιμασία παρακολούθησης της καρδιάς, όπως το ΗΚΓ. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές δομικές ανωμαλίες που μπορούν να αλλάξουν τα ηλεκτρικά σήματα και να οδηγήσουν σε ταχύτερους καρδιακούς παλμούς. Οι συνήθεις τύποι ταχυκαρδίας περιγράφονται στις υποενότητες που ακολουθούν [19].

2.2.2. Υπερκοιλιακή αρρυθμία

Οι υπερκοιλιακές αρρυθμίες ξεκινούν με γρήγορους καρδιακούς παλμούς. Ξεκινούν στις περιοχές πάνω από τις κοιλίες, όπως οι ανώτεροι θαλάμοι που είναι οι κόλποι της καρδιάς ή οι οδοί κοιλιακής αγωγιμότητας. Γενικά, οι υπερκοιλιακές ή «κοιλιακές αρρυθμίες» δεν είναι τόσο σοβαρές όσο οι κοιλιακές αρρυθμίες και μερικές φορές δεν απαιτούν καν κάποια θεραπεία. Διαφορετικοί τύποι υπερκοιλιακών αρρυθμιών (SVT) είναι η, η παροξυσμική υπερκοιλιακή ταχυκαρδία (Paroxysmal supraventricular tachycardia/PSVT), ο κοιλικός πτερυγισμός ή κοιλιακή ταχυκαρδία (AT) και το σύνδρομο Wolff-Parkinson-White (WPW). Οι υπερκοιλιακές αρρυθμίες μπορεί να συμβούν ως απόκριση σε πολλά πράγματα, όπως η κατανάλωση καπνού, αλκοόλ ή καφεΐνης και φάρμακα για τον βήχα και το κρυολόγημα. Οι υπερκοιλιακές αρρυθμίες μπορεί να προκαλέσουν δύσπνοια, αίσθημα παλμών, σφίξιμο στο στήθος και πολύ γρήγορο σφυγμό.

Υπερκοιλιακή Ταχυκαρδία

Η υπερκοιλιακή ταχυκαρδία είναι ένας γενικός όρος για κάθε γρήγορο καρδιακό ρυθμό που ξεκινά από πάνω από τις κοιλίες. Η υπερκοιλιακή ταχυκαρδία είναι συχνά «παροξυσμική», που σημαίνει περιστασιακά ή από καιρό σε καιρό. Η υπερκοιλιακή ταχυκαρδία συμβαίνει όταν τα ηλεκτρικά σήματα στους άνω θαλάμους της καρδιάς εκπέμπονται ασυνήθιστα, γεγονός που παρεμβαίνει στα ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από τον κόμβο SA, τον φυσικό βηματοδότη της καρδιάς. Οι παλμοί στους κόλπους στη συνέχεια επιταχύνουν τον καρδιακό ρυθμό. Η υπερκοιλιακή ταχυκαρδία είναι ένας γρήγορος, τακτικός καρδιακός ρυθμός όπου οι καρδιακοί παλμοί κυμαίνονται από 150-250 παλμούς/λεπτό στους κόλπους. Αυτός ο τύπος αρρυθμίας είναι πιο συχνός σε βρέφη και νεαρά άτομα. Είναι επίσης πιο πιθανό να εμφανιστεί σε γυναίκες, αγχωμένα νεαρά άτομα και άτομα που είναι πολύ κουρασμένα. Άτομα που πίνουν πολύ καφέ ή αλκοόλ ή είναι μανιώδεις καπνιστές έχουν επίσης μεγαλύτερο κίνδυνο. Οι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες είναι αρκετά συχνές, αλλά σπάνια είναι απειλητικές για τη ζωή [33].

Κολπική μαρμαρυγή

Η κολπική μαρμαρυγή είναι ένας γρήγορος, ακανόνιστος ρυθμός όπου οι μεμονωμένες μυϊκές ίνες στην καρδιά συσπώνται ή συστέλλονται. Η κολπική μαρμαρυγή συμβαίνει όταν διαφορετικά

σημεία μέσα και γύρω από τους κόλπους πυροδοτούν ηλεκτρικά ερεθίσματα με ασυντόνιστο τρόπο [34]. Αυτά τα τυχαία ηλεκτρικά ερεθίσματα συνήθως οδηγούν σε έναν ακανόνιστο ρυθμό των κοιλιών. Η προέλευση αυτής της χαστικής δραστηριότητας είναι γύρω από τις πνευμονικές φλέβες [35]. Η κολπική μαρμαρυγή είναι ο πιο κοινός τύπος αρρυθμίας που επηρεάζει ενήλικες οποιασδήποτε ηλικίας [36]. Μόνο στην Ευρώπη και τη Βόρεια Αμερική, περίπου το 3% του πληθυσμού επηρεάζεται από κολπική μαρμαρυγή [37]. Περίπου το 4% του πληθυσμού άνω των 65 ετών επηρεάζεται από κολπική μαρμαρυγή και το 10% των ατόμων ηλικίας άνω των 80 ετών. Οι άνθρωποι συνήθως χρειάζονται θεραπεία για τον έλεγχο της κολπικής μαρμαρυγής τους. Το είδος της θεραπείας εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, συμπεριλαμβανομένου του τύπου της κολπικής μαρμαρυγής. Η κολπική μαρμαρυγή μπορεί να προκαλέσει τη συγκέντρωση αίματος στους άνω θαλάμους της καρδιάς. Το συγκεντρωμένο αίμα μπορεί να οδηγήσει στο σχηματισμό θρόμβων αίματος. Ένα εγκεφαλικό μπορεί να συμβεί εάν ένας θρόμβος αίματος μετακινηθεί από την καρδιά και φράξει μια μικρότερη αρτηρία στον εγκέφαλο.

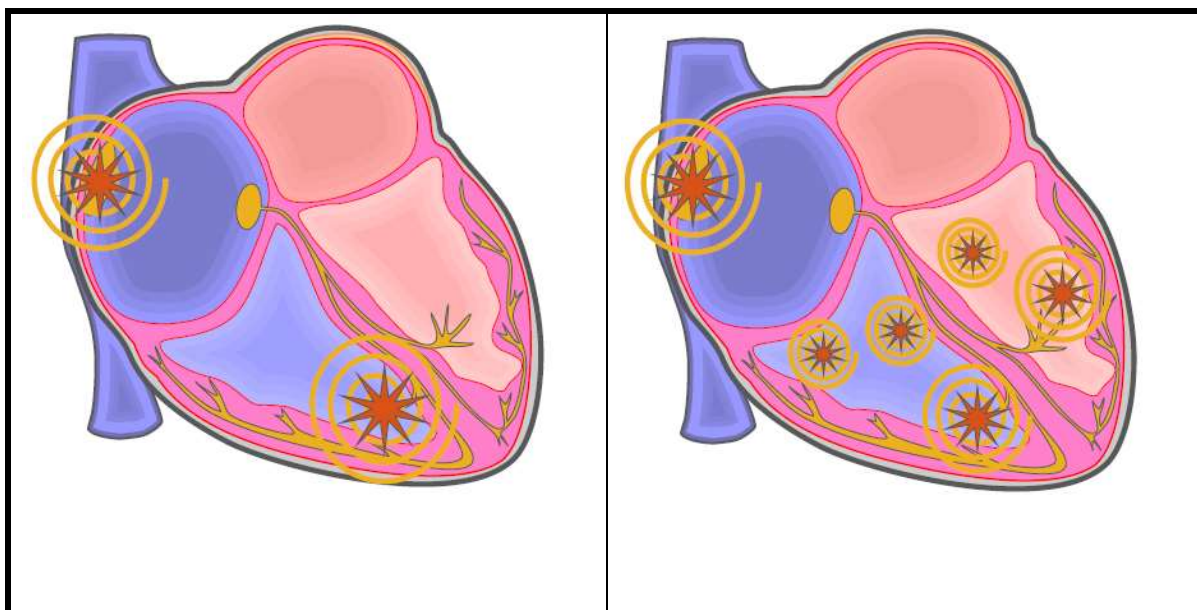
2.2.3 Κοιλιακή αρρυθμία

Οι κοιλιακές αρρυθμίες είναι γρήγοροι, μη φυσιολογικοί καρδιακοί ρυθμοί που ξεκινούν από τις κοιλίες. Οι περισσότερες κοιλιακές αρρυθμίες προκαλούνται από υποκείμενη καρδιακή νόσο και συχνά μπορεί να είναι απειλητικές για τη ζωή [38]. Οι δύο κύριοι τύποι κοιλιακών αρρυθμιών είναι η κοιλιακή ταχυκαρδία (VT για συντομία) και η κοιλιακή μαρμαρυγή (VF για συντομία). Η VT και η VF είναι οι κύριες αιτίες αιφνίδιου καρδιακού θανάτου (έως και 80%) σε ασθενείς με δομική καρδιακή νόσο [39]. Ο αιφνίδιος καρδιακός θάνατος ορίζεται ως ο θάνατος από μια ανύποπτη ανακοπή του κυκλοφορικού, συνήθως λόγω αρρυθμίας που εμφανίζεται εντός μίας ώρας από την έναρξη των συμπτωμάτων [32].

Κοιλιακή Ταχυκαρδία

Η κοιλιακή ταχυκαρδία (Ventricular tachycardia - VT) είναι ένας γρήγορος καρδιακός ρυθμός που προέρχεται από ανωμαλία των ηλεκτρικών παλμών στους κάτω θαλάμους ή στις κοιλίες της καρδιάς. Αυτός ο γρήγορος καρδιακός ρυθμός δεν επιτρέπει στις κοιλίες να γεμίσουν πλήρως με αίμα καθώς και να συστέλλονται πλήρως για να αντλήσουν αρκετό αίμα στο σώμα (Εικόνα 6). Δεδομένου ότι οι νέες ηλεκτρικές ώσεις στους κάτω θαλάμους δεν κινούνται μέσω του καρδιακού μυός κατά μήκος της κανονικής διαδρομής, ο καρδιακός μυς δεν χτυπά κανονικά.

Η VT ορίζεται τεχνικά ως μια σειρά τριών ή περισσότερων διαδοχικών πρόωρων κοιλιακών παλμών με διάρκεια QRS > 120 χιλιοστά του δευτερολέπτου με ρυθμό μεταξύ 100 και 300 παλμών/λεπτό. Σε αυτή την κατάσταση, το σύμπλεγμα QRS δεν είναι σαφώς παρόν στο σήμα ΗΚΓ. Η VT μπορεί να είναι μονόμορφη ή πολυμορφική. Η μονόμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία αποτελείται από μια σταθερή (οργανωμένη) μεμονωμένη μορφολογία QRS συχνά με μοτίβο μπλοκ αριστερής δέσμης ή δεξιάς δέσμης. Η πολυμορφική ή πολύμορφη κοιλιακή ταχυκαρδία παρουσιάζει μια ακανόνιστα μεταβαλλόμενη διαμόρφωση QRS με μεταβλητά μήκη κύκλου μεταξύ 600 και 180 χιλιοστών του δευτερολέπτου. Η VT μπορεί να διατηρηθεί (διάρκεια > 30 δευτερόλεπτα) ή/και να απαιτείται τερματισμός λόγω αιμοδυναμικής διαταραχής σε λιγότερο από 30 δευτερόλεπτα ή μη διατηρημένη (τρεις ή περισσότεροι παλμοί αλλά λιγότερο από < 30 δευτερόλεπτα) [32]. Η VT είναι συχνά μια απειλητική για τη ζωή ιατρική έκτακτη ανάγκη και χωρίς θεραπεία καρδιακών ρυθμών θα προκαλέσει θάνατο μέσα σε λίγα λεπτά [29].



Εικόνα 6. Αριστερά: Απεικόνιση ενός παραδείγματος VT με ένα λανθασμένο ηλεκτρικό παλμό στην αριστερή κοιλία. Δεξιά: Απεικόνιση ενός παραδείγματος VF με πολλά λανθασμένα ηλεκτρικά ερεθίσματα στην αριστερή και δεξιά κοιλία. Πηγή: Heart – Wikipedia

Κοιλιακή μαρμαρυγή

Η κοιλιακή μαρμαρυγή (Ventricular Fibrillation – VF) συμβαίνει όταν οι γρήγορες, χαοτικές ηλεκτρικές ώσεις αναγκάζουν τις κοιλίες να πάλλονται αναποτελεσματικά και έτσι δεν λειτουργούν αποτελεσματικά ως θάλαμοι άντλησης. Αυτή η έλλειψη άντλησης σημαίνει ότι το σώμα και ο εγκέφαλος δεν λαμβάνουν εγκαίρως επαρκή αίμα. Η VF προκαλεί μια εντελώς αποδιοργανωμένη ταχυαρρυθμία συνήθως ταχύτερη από 300 παλμούς/λεπτό με τυχαία, ασύγχρονη ηλεκτρική δραστηριότητα των κοιλιών [32]. Δεν υπάρχουν διακριτά σύμπλοκα QRS.

Η ταχυκαρδία που προκαλείται από VF μπορεί να είναι πολύ σοβαρή και μπορεί ακόμη και να είναι θανατηφόρα εκτός εάν αντιμετωπιστεί πολύ γρήγορα. Αυτή είναι η πιο σοβαρή αρρυθμία, που προκαλεί καρδιακή ανακοπή και τα περισσότερα άτομα που εμφανίζουν VF έχουν υποκείμενη καρδιακή νόσο ή έχουν υποστεί σοβαρό τραύμα [40]. Σε σύγκριση με την VT, αντί για έναν λανθασμένο παλμό από τις κοιλίες, η VF μπορεί να έχει πολλές ώσεις που ξεκινούν ταυτόχρονα από διαφορετικές θέσεις, και όλες λένε στην καρδιά να χτυπήσει (Εικόνα 6). Η VF είναι πιο σοβαρή από την VT και χωρίς άμεση ιατρική φροντίδα και θεραπεία όπως η κατάλληλο ηλεκτροσόκ, προκαλεί αιφνίδιο καρδιακό θάνατο [41].

2.2.4 Προσεγγίσεις διαχείρισης καρδιακού ρυθμού

Τα αυξανόμενα περιστατικά αρρυθμίας και καρδιακής ανεπάρκειας έχουν ενθαρρύνει τις γρήγορες εξελίξεις στις συσκευές και τις τεχνολογίες διαχείρισης καρδιακού ρυθμού (CRM) και τη σχετική κλινική πρακτική [41]. Επί του παρόντος, ο αυτόματος εξωτερικός απινιδωτής (AEDs) ως θεραπεία καρδιακής ανακοπής εκτός νοσοκομείου και οι βηματοδότες ενός θαλάμου ή/και εμφυτεύσιμος καρδιομετατροπέας απινιδωτής (ICD) ως μόνιμη θεραπεία, είναι η πιο αποτελεσματική θεραπεία για την πρόληψη αιφνίδιου καρδιακού θανάτου [42].

Η χρήση συσκευών CRM έχει αυξηθεί σημαντικά τις τελευταίες δεκαετίες λόγω της αύξησης του προσδόκιμου ζωής και των συνεχών τεχνολογικών εξελίξεων που έχουν επεκτείνει το πεδίο εφαρμογής και τις ικανότητές τους. Με τις αυξανόμενες ενδείξεις και την προσβασιμότητα στο

CRM σε όλο τον κόσμο, ο αριθμός των ασθενών που χρειάζονται τέτοιες συσκευές αυξάνεται συνεχώς. Τέτοιες τεχνολογίες έχουν μετατρέψει την κλινική ηλεκτροφυσιολογία σε μια από τις πιο ταχέως αναπτυσσόμενες υποειδικότητες καρδιολογίας. Οι βηματοδότες είναι το αποδεκτό πρότυπο φροντίδας για άτομα με σύνθετες κολπικές και κοιλιακές αρρυθμίες [43]. Επιπλέον, οι τεχνολογικές καινοτομίες οδήγησαν στην εμφάνιση της απομακρυσμένης παρακολούθησης ως μια αποτελεσματική εναλλακτική λύση στη συνήθη φροντίδα ασθενών στο ιατρείο.

Αυτόματος Εξωτερικός Απινιδωτής

Ένας απινιδωτής είναι μια φορητή συσκευή που περιλαμβάνει έναν αλγόριθμο συμβουλών απινίδωσης που ελέγχει το επιφανειακό ΗΚΓ και μπορεί να στείλει ηλεκτροπληξία εάν ο αλγόριθμός του ανιχνεύσει είτε VT είτε VF [43]. Αυτοί οι απινιδωτές είναι σε θέση να ανιχνεύουν αυτόματα την παρουσία VT και VF και να κάνουν καρδιοανάταξη σε θύματα καρδιακής ανακοπής. Όταν υπάρχει υποψία καρδιακής ανακοπής, ένας χειριστής αυτόματου εξωτερικού απινιδωτή μπορεί να τοποθετήσει ηλεκτρόδια στο στήθος του ασθενούς. Ο Αυτόματος Εξωτερικός Απινιδωτής θα ανιχνεύσει την κατάσταση του ασθενούς, θα επιβεβαιώσει την παρουσία καρδιακής ανακοπής και θα αποφασίσει εάν χρειάζεται παρέμβαση ηλεκτροπληξίας. Ο Αυτόματος Εξωτερικός Απινιδωτής θα δώσει επίσης οδηγίες στον χειριστή να πραγματοποιήσει τα απαραίτητα βήματα για την αυτοματοποιημένη εξωτερική απινίδωση του ασθενούς [44].

Εμφυτεύσιμος καρδιομετατροπέας - απινιδωτής (Implantable cardioverter-defibrillator)

Το ICD είναι μια συσκευή που λειτουργεί με μπαταρία και τοποθετείται κάτω από το δέρμα στο στήθος και παρακολουθεί συνεχώς τις καρδιακές δραστηριότητες χρησιμοποιώντας λεπτές απαγωγές που βρίσκονται απευθείας στη δεξιά κοιλία και είναι η συνήθης θεραπεία για ασθενείς με σημαντικό καθημερινό κίνδυνο σοβαρής αρρυθμίας [45]. Επεξεργάζοντας τις ενδοκαρδιακές ηλεκτρικές δραστηριότητες εσωτερικά (που ονομάζεται EGM), οι ICD μπορούν να αποφασίσουν να κάνουν ηλεκτροσόκ, εάν είναι απαραίτητο, για να αποκαταστήσουν τον κανονικό καρδιακό ρυθμό. Η καρδιοανάταξη και η απινίδωση είναι και οι δύο μορφές σοκ υψηλής ενέργειας που σταματούν τις επικίνδυνες αρρυθμίες και αποκαθιστούν τον φυσιολογικό καρδιακό ρυθμό. Εάν ο ασθενής έχει τις αισθήσεις του (σε εγρήγορση) τη στιγμή του σοκ, είναι επώδυνο. Τις περισσότερες φορές, ωστόσο, ένα σοκ για μια επικίνδυνη αρρυθμία χορηγείται αφού ο ασθενής έχει χάσει τις αισθήσεις του και ως εκ τούτου δεν μπορεί να νιώσει το σοκ.

Η αντιταχυκαρδιακή βηματοδότηση (ATP) είναι μια εναλλακτική μέθοδος διακοπής των κοιλιακών αρρυθμιών και είναι διαθέσιμη στα περισσότερα ICD [45]. Περιλαμβάνει την παράδοση μιας σύντομης σειράς (π.χ., 5 έως 10) ρυθμών. Αυτό δεν είναι επώδυνο και μπορεί να γίνει απαρατήρητο από τον ασθενή, αν και ορισμένοι ασθενείς μπορεί να αισθανθούν μια σύντομη έκρηξη αίσθημα παλμών. Η ATP μπορεί να είναι πολύ αποτελεσματική για ορισμένες πιο αργές κοιλιακές αρρυθμίες (π.χ. 150 έως 200 παλμούς/λεπτό) και συχνά προγραμματίζεται ως η αρχική θεραπεία για αυτές τις αρρυθμίες. Τα σοκ υψηλής ενέργειας συχνά προγραμματίζονται ως η αρχική θεραπεία για πολύ γρήγορους ρυθμούς (π.χ., περισσότερους από 200 έως 220 παλμούς/λεπτό) ή ως θεραπεία διάσωσης εάν η θεραπεία με ATP αποτύχει.

Σήμερα, η ανάπτυξη διαφορετικών αλγορίθμων για την αναγνώριση των VT και VF αρρυθμιών από άλλους καρδιακούς ρυθμούς είναι ένα από τα πιο κρίσιμα ζητήματα σε ασθενείς με ICD. Ο κύριος στόχος αυτής της διαδικασίας είναι η ανάπτυξη αλγορίθμων με την υψηλότερη δυνατή ευαισθησία για την αποφυγή μη αντιμετωπίσιμων αρρυθμιών και την υψηλότερη δυνατή εξειδίκευση για την αποφυγή ακατάλληλων κραδασμών ICD [46]. Σχεδόν το 80% των ακατάλληλων σοκ προκαλούνται από εσφαλμένη ταξινόμηση των υπερκοιλιακών αρρυθμιών ως

VT ή VF [47]. Οι υπερκοιλιακές αρρυθμίες περιλαμβάνουν SVT, AF και κολλικό πτερυγισμό, οι οποίες δεν χρειάζονται άμεση θεραπεία.

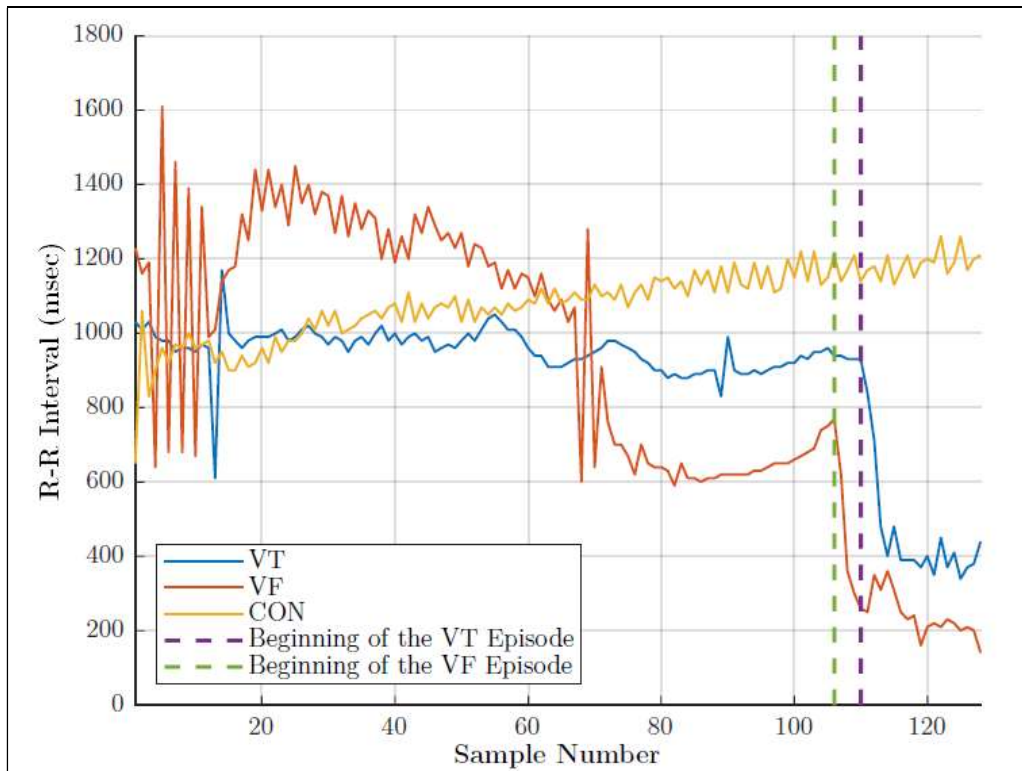
2.2.5. Ανάλυση Μεταβλητότητας Καρδιακών Παλμών

Αυτό το κεφάλαιο εισάγει τις αρχές, τις μετρήσεις και τα χαρακτηριστικά της ανάλυσης της μεταβλητότητας καρδιακών παλμών (Heart Rate Variability- HRV) που έχουν χρησιμοποιηθεί στην έρευνα πρόβλεψης και ανίχνευσης καρδιακής αρρυθμίας. Η HRV είναι μια αξιόπιστη αντανάκλαση των πολλών φυσιολογικών παραγόντων που ρυθμίζουν τον φυσιολογικό ρυθμό της καρδιάς. Δείχνει ότι η δομή που παράγει το σήμα δεν είναι μόνο απλά γραμμική, αλλά περιλαμβάνει και μη γραμμικές συνεισφορές. Τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, έχουν βρεθεί αλλαγές στην HRV σε ασθενείς με πολλές καρδιαγγειακές παθήσεις [48]. Από την εισαγωγή συσκευών CRM, όπως διαφορετικών τύπων ICD, πολλές μελέτες έχουν εξετάσει την επεξεργασία HRV, αναλύοντας επιδράσεις όπως ο κικκάδιος ρυθμός στα σήματα HRV [49] για να αναλύσουν σημαντικές αλλαγές αμέσως πριν από ένα επεισόδιο κοιλιακής ταχυκαρδίας.

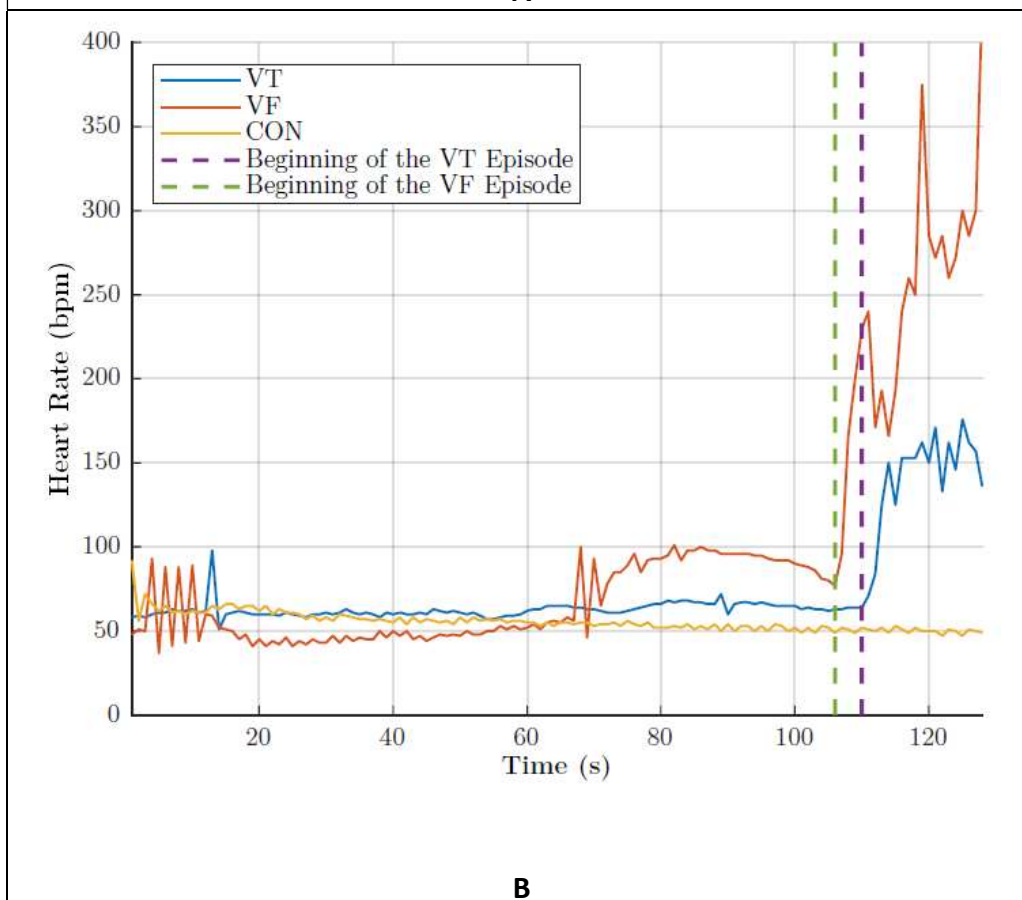
Η μεταβλητότητα των καρδιακών παλμών (HRV) μετρά τις διακυμάνσεις στον καρδιακό ρυθμό και μπορεί να αντανάκλα τόσο το συμπαθητικό όσο και το παρασυμπαθητικό στοιχείο του Αυτόνομου Νευρικού Συστήματος. Ορίζεται ως η φυσιολογική διακύμανση στη διάρκεια των διαστημάτων μεταξύ των παλμών του κόλπου και χρησιμεύει ως μετρήσιμος δείκτης της καρδιαγγειακής ακεραιότητας και της πρόγνωσης. Το σήμα στιγμιαίου καρδιακού παλμού (IHR) υπολογίζεται από τα διαστήματα R-R που καταγράφονται π.χ. από ένα ICD χρησιμοποιώντας την ακόλουθη εξίσωση:

$$IHR \text{ (beats/min)} = 60,000 / RRI \text{ (msec)}$$

Όπου *RRI* (διαστήματα R-R) είναι ο χρόνος σε χιλιοστά του δευτερολέπτου μεταξύ των στιγμιαίων καρδιακών παλμών όπως μετράται από οποιαδήποτε συσκευή διαχείρισης καρδιακού ρυθμού (CRM), η περίοδος μεταξύ γειτονικών συμπλεγμάτων QRS που προκύπτουν από εκπόλωση φλεβοκομβικών κόμβων, η οποία ονομάζεται διάστημα N-N. Η μονάδα IHR είναι beat/λεπτά (brpm). Τα χαρακτηριστικά HRV μπορούσαν να υπολογιστούν από μετρήσεις των διαστημάτων R-R (διαστήματα N-N) ή του σήματος IHR. Ως παράδειγμα, η εικόνα 7(α) δείχνει τις διακυμάνσεις των διαστημάτων R-R των φυσιολογικών (που ονομάζεται CON) και μη φυσιολογικών (VT και VF) δειγμάτων ενός τυπικού ασθενούς [50]. Η εικόνα 7(β) δείχνει το αντίστοιχο IHR που προέρχεται από αυτά τα ίχνη RRI. Η σημαντική διακύμανση του IHR για φυσιολογικές και μη φυσιολογικές καταστάσεις είναι εμφανής. Τα επίσημα κριτήρια για τον HRV και τη σύγκριση των μεταβλητών αναπτύχθηκαν από μια κοινή ομάδα εργασίας μεταξύ της Ευρωπαϊκής Καρδιολογικής Εταιρείας και της Βορειοαμερικανικής Εταιρείας Βηματοδότησης και Ηλεκτροφυσιολογίας το 1996 [23] και ενημερώθηκαν το 2015 [51].



A



B

Εικόνα 7. (A) RRI για φυσιολογικές καταστάσεις, VT και VF για έναν τυπικό καρδιακό ασθενή. (B) Αντίστοιχα για το σήμα στιγμιαίου καρδιακού παλμού (IHR). Πηγή: [52]

Γενικά, τα κύρια χαρακτηριστικά στην ανάλυση HRV μπορούν να χωριστούν σε τέσσερις κύριες ομάδες:

1. Ανάλυση μεταβλητότητα καρδιακού ρυθμού στο πεδίο του χρόνου (Time Domain Analysis)

Οι τυπικές παράμετροι της ανάλυσης HRV στο πεδίο του χρόνου είναι οι πιο απλές στην εξαγωγή και αποτελούν πολύτιμα μέτρα διακύμανσης των διαστημάτων R-R [23]. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα μέτρα στο πεδίο του χρόνου είναι ο μέσος όρος διαστημάτων N-N ή στιγμιαίων καρδιακών παλμών (MeanNN) και η τυπική απόκλιση (SDNN). Η τυπική απόκλιση είναι η τετραγωνική ρίζα της διακύμανσης. Δεδομένου ότι η διακύμανση είναι μαθηματικά ίση με τη συνολική ισχύ του φάσματος, το SDNN αντικατοπτρίζει όλα τα κυκλικά στοιχεία που είναι υπεύθυνα για τη μεταβλητότητα κατά την περίοδο καταγραφής [23]. Άλλα χαρακτηριστικά του τομέα χρόνου περιλαμβάνουν το ριζικό μέσο τετράγωνο των διαδοχικών διαφορών διαστημάτων R-R (RMSSD), τον αριθμό των γειτονικών διαστημάτων R-R που διαφέρουν κατά περισσότερο από 50 χιλιοστά του δευτερολέπτου (NN50) και το pNN50, ο αριθμός που προκύπτει διαιρώντας το NN50 με τον συνολικό αριθμό των διαστημάτων N-N [53]. Ο τριγωνικός δείκτης HRV (HRV triangular index), ο οποίος είναι ένας συνολικός αριθμός διαστημάτων N-N που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση ιστογράμματος διαιρεμένο με το μέγιστο του ύψους ιστογράμματος, χρησιμοποιείται στην ανάλυση HRV για την εξαγωγή και την αξιολόγηση γεωμετρικών χαρακτηριστικών [53, 54].

2. Ανάλυση HRV στον Τομέα της Συχνότητας

Αν και οι μέθοδοι του πεδίου χρόνου είναι υπολογιστικά απλές, πολλοί δεν μπορούν να κάνουν διάκριση μεταξύ της συμπαθητικής και της παρασυμπαθητικής συνεισφοράς στα σήματα HRV. Η συμπαθητική δραστηριότητα σχετίζεται με τη διαμόρφωση χαμηλής συχνότητας του καρδιακού ρυθμού (0,04-0,15 Hz) ενώ η παρασυμπαθητική δραστηριότητα σχετίζεται με τη ρύθμιση υψηλότερης συχνότητας (0,15-0,4 Hz). Επομένως, τα χαρακτηριστικά του τομέα συχνότητας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ξεχωριστή εκτίμηση της συμπαθητικής και της παρασυμπαθητικής συνεισφοράς στα σήματα HRV. Αυτό διευκολύνει την προληπτική παρέμβαση, όπως η αντιταχυκαρδιακή βηματοδότηση (ATP), πριν από την έναρξη του αιφνίδιου καρδιακού θανάτου [54].

Πολλές μελέτες χρησιμοποίησαν τη μέση ισχύ των σημάτων HRV σε ολόκληρη τη ζώνη συχνοτήτων επιπλέον της μέσης ισχύος για συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων. Η ισχύς σε μια δεδομένη ζώνη υπολογίζεται τυπικά με την ενσωμάτωση της εκτίμησης της φασματικής πυκνότητας ισχύος (PSD) στο εύρος συχνοτήτων ενδιαφέροντος, όπως η ζώνη πολύ χαμηλής συχνότητας (VLF) (0,0-0,04 Hz), η ζώνη χαμηλής συχνότητας (LF) (0,04, -0,15 Hz), η ζώνη υψηλής συχνότητας (HF) (0,15-0,4 Hz) και σύγκριση διαφορετικής διακύμανσης αναλογίας όπως LF/HF ή VLF/HF [53]. Αυτά τα χαρακτηριστικά του τομέα συχνότητας (0,04-0,4 Hz) μπορούν να εκτιμήσουν τη συμπαθητική και παρασυμπαθητική συνεισφορά στο σήμα HRV, που συνήθως αντανάκλαται σε αλλαγές στην κατανομή ενέργειας πριν από τον αιφνίδιο καρδιακό θάνατο [54].

Πλήθος μελετών έχει δείξει ότι υπάρχει αύξηση της φασματικής ισχύος σε χαμηλότερες συχνότητες που μπορεί να βοηθήσει στην πρόβλεψη της έναρξης της VT και της VF και επίσης ότι η ισχύς του φάσματος αυξάνεται ακριβώς πριν από τη διάσπαση του φυσιολογικού ρυθμού σε κοιλιακή αρρυθμία [56]. Ομοίως, η ανάλυση φασματικής ισχύος χρησιμοποιώντας είτε τη μέθοδο του Welch για εκτιμήσεις φάσματος περιοδογραμμάτων [57] είτε τον γρήγορο μετασχηματισμό Fourier, βρήκε παρόμοιες αλλαγές πριν από το VT και το VF [58], ανεξάρτητα από τον χρόνο επεξεργασίας και την υπολογιστική πολυπλοκότητα που έχει κάθε αλγόριθμος [59].

3. Ανάλυση Διφασμάτων

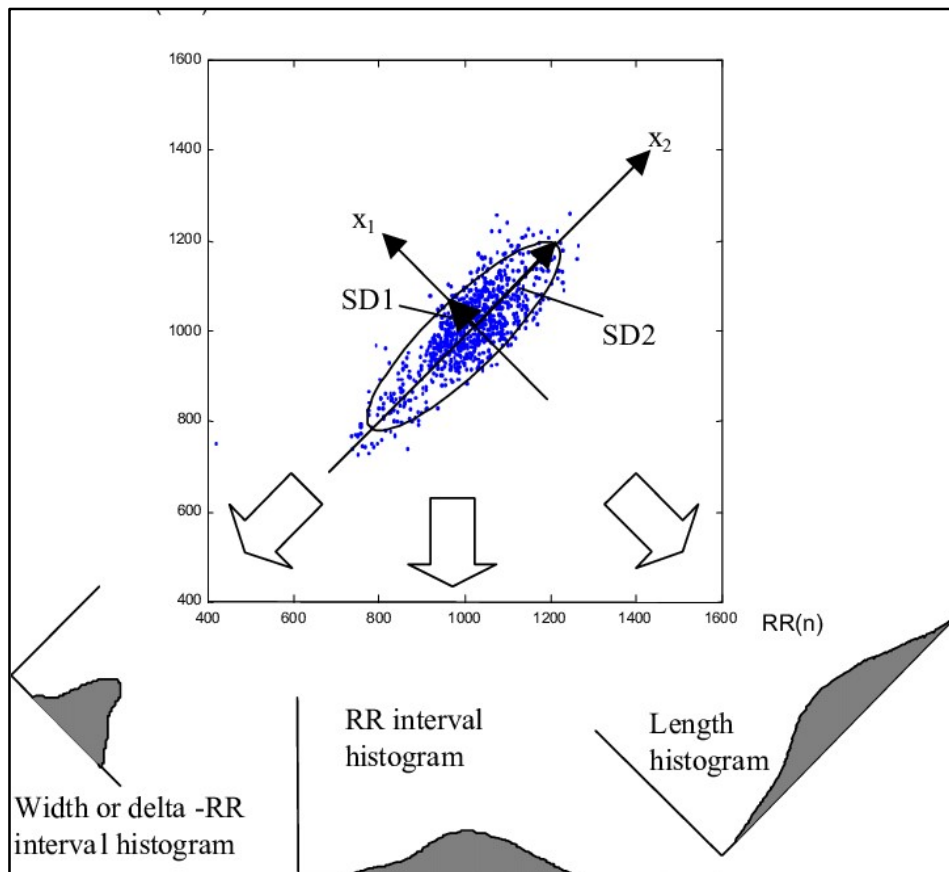
Η πολυφασματική ανάλυση με χρήση διαφορετικών χαρακτηριστικών φασματικής ανάλυσης ανώτερης τάξης (HOS) χρησιμοποιεί φασματικές αναπαραστάσεις ροπών υψηλότερης τάξης ή συσσωρευτές ενός σήματος [54]. Η ανάλυση HOS, έως τρίτης τάξης συσσωρευτή, χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση του διφασματικού φάσματος από δεδομένα IHR στο [55]. Τα χαρακτηριστικά HOS υπολογίζουν τη φάση του σήματος εκτός από το μέγεθος από τη φασματική ισχύ. Δεδομένου ότι το σήμα HRV είναι μη γραμμικό και μη Gaussian στη φύση [60], το πολυφάσμα τρίτης τάξης (διφάσμα) που χρησιμοποιεί στατιστικές έως τρίτης τάξης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να αποκαλύψει πληροφορίες που δεν υπάρχουν στον φασματικό τομέα. Επίσης, αυτό το χαρακτηριστικό έχει χρησιμοποιηθεί για να αποκαλύψει τις κρυφές πληροφορίες που διαφορετικά δεν μπορούν να παρατηρηθούν χρησιμοποιώντας κανονικό φάσμα ισχύος που υπολογίζεται από τη στιγμή δεύτερης τάξης του σήματος και για την ανίχνευση αρμονικών συζευγμένων τετραγωνικών φάσεων που προκύπτουν από μη γραμμικότητες του σήματος HRV, σε πρόσφατες έρευνες που βασίζονται στην ανάλυση HRV [53, 55].

4. Μη γραμμική και δυναμική ανάλυση

Θεωρώντας το HRV ως ένα έμμεσο ηλεκτρικό μέτρο των αυτόνομων ρυθμίσεων του καρδιακού ρυθμού, επηρεασμένο κυρίως από τη μόνιμη αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο κλάδων του ANS και θεωρώντας αυτό ως την έξοδο ενός μη γραμμικού συστήματος, μπορεί να οδηγήσει σε καλύτερη κατανόηση της δυναμικής του καρδιακού συστήματος [61]. Μελέτες έχουν επίσης τονίσει τη σημασία των μη γραμμικών τεχνικών για τη μελέτη του HRV σε θέματα που σχετίζονται τόσο με την καρδιαγγειακή υγεία όσο και με τις ασθένειες [62]. Μεταξύ αυτών, η γραφική παράσταση Poincaré έχει αποδειχθεί ότι είναι μια απλή και αποτελεσματική μέθοδος για τη διάκριση των καρδιαγγειακών παθήσεων με βάση τον HRV [63]. Η γραφική παράσταση Poincaré εμφανίζει κάθε διάστημα R-R ως συνάρτηση του προηγούμενου διαστήματος R-R, το οποίο μπορεί να υποδεικνύει τον βαθμό καρδιακής ανεπάρκειας σε ένα άτομο [64]. Δημιουργείται μια έλλειψη που ταιριάζει σε αυτά τα σημεία δεδομένων. Το πλάτος ($SD1$) αυτής της έλλειψης (ελάσσονος άξονας), που σχετίζεται με τη μεταβλητότητα γρήγορου παλμού στα δεδομένα και το μήκος ($SD2$) της έλλειψης (κύριος άξονας) σχετίζονται με τη μακροπρόθεσμη μεταβλητότητα του αυτά τα δεδομένα [65]. Αυτές οι τιμές μπορούν να υπολογιστούν απευθείας από δύο από τα χαρακτηριστικά του τομέα χρόνου: 1) την τυπική απόκλιση των διαφορών μεταξύ γειτονικών διαστημάτων R-R ($SDSD$) και 2) τον μέσο όρο της τυπικής απόκλισης όλων των διαστημάτων R-R ($SDRR$).

$$SD1 = \sqrt{\frac{1}{2}} SDSD^2$$

$$SD2 = \sqrt{2SDRR^2 - \frac{1}{2} SDSD^2}$$



Εικόνα 8. Γραφική παράσταση Poincaré, που περιγράφει λεπτομερώς τη διαδικασία προσαρμογής της έλλειψης και του ιστογράμματος. Πηγή: [85]

2.2.6. Βιβλιογραφική Ανασκόπηση Μελετών Ανίχνευσης Καρδιακών Αρρυθμιών

Σε πολλές χώρες του πλανήτη οι αρρυθμίες της καρδιάς είναι ο κύριος λόγος των καρδιακών επεισοδίων ή ακόμα και για καρδιακούς θανάτους. Για αυτόν τον λόγο η αυτόματη ανίχνευση και ταξινόμηση των καρδιακών αρρυθμιών με υψηλή ακρίβεια μάλιστα αποτελεί σημείο αναφοράς στην κλινική ιατρική καθώς παρακολουθούνται ασθενείς που βρίσκονται σε σοβαρό κίνδυνο. Επιπλέον σε πολλές εφαρμογές στον τομέα της Τηλεϊατρικής ο όγκος των πληροφοριών που πρέπει να μεταδοθεί είναι ένα σημαντικό ζήτημα καθώς χρειάζεται η χρήση όσο το δυνατόν λιγότερων πληροφοριών για να προκύψουν τα κατάλληλα και ιδανικά αποτελέσματα. Στο παρελθόν έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετοί μέθοδοι που εξυπηρετούν τον παραπάνω σκοπό όμως δεν αποδίδουν τα κατάλληλα αποτελέσματα διότι είναι ευαίσθητες στον θόρυβο και ο χρόνος υλοποίησής τους είναι μεγάλος [66].

Μια καινούρια καινοτόμος μέθοδος χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη των Asl et al. [66]. Αποτελείται από ένα νευρωνικό δίκτυο με προσαρμοστικό ρυθμό μάθησης, το οποίο ταξινομεί 4 τύπους διαφορετικών αρρυθμιών. Από την στιγμή που απαιτούνται όσο το δυνατόν λιγότερες πληροφορίες που χρειάζονται για την ανάλυση και την βελτίωση της ακρίβειας σε σχέση με τις προηγούμενες μεθόδους, χρησιμοποιήθηκε ένας συνδυασμός χαρακτηριστικών τόσο γραμμικών όσο και μη του σήματος του διαστήματος RR. Μέσω της μεθόδου αναλύθηκαν τέσσερις(4) τύποι αρρυθμιών:

1. φυσιολογικός φλεβοκομβικός ρυθμός (99,59%)
2. Η πρόωρη κοιλιακή συστολή (99,32%)
3. Η κοιλιακή μαρμαρυγή (99,73%)
4. Η κολπική μαρμαρυγή (98,69%)

Μέσω της παγκόσμιας βάσης δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH τα αποτελέσματα διάκρισης των αρρυθμιών που καταγράφηκαν ήταν εντυπωσιακά καθώς έφτασαν στα επίπεδα που αναγράφονται στις αρρυθμίες παραπάνω.

Η ανίχνευση της κολπικής μαρμαρυγής στην κλινική ιατρική είναι ένα σημαντικό θέμα το οποίο απασχολεί τους ειδικούς καθώς πολλά επεισόδια κολπικής μαρμαρυγής είναι ασυμπτωματικά και απαιτείται η συνεχή παρακολούθησή τους. Η κολπική μαρμαρυγή (KM) είναι μια υπέρ-κοιλιακή ταχυαρρυθμία που χαρακτηρίζεται από ασυντόνιστη κολπική ενεργοποίηση με επακόλουθη επιδείνωση της κολπικής μηχανικής λειτουργίας. Μια μέθοδος που θα μπορούσε να δώσει λύση στον αυτόματο εντοπισμό της KM είναι μέσω του διαγράμματος διασποράς του RR σήματος. Σε σχέση με τα κανονικά σήματα του ΗΚΓ, τα PP διαστήματα της KM διαφέρουν(καθώς είναι ακανόνιστα) τόσο σε πλάτος, μήκος και χρόνο. Από το διάγραμμα διασποράς του σήματος του διαστήματος RR εξάγονται δείκτες όπως VAI, VLI, SD1, SD2. Ο αλγόριθμος στον οποίο γίνεται χρήση της βάσης δεδομένων KM και κλινικών δεδομένων του ΗΚΓ δείχνουν ότι οι παραπάνω δείκτες όσον αφορά την ταξινόμηση της KM από το φυσιολογικό ΗΚΓ, έχουν υψηλή ευαισθησία και είναι εξαιρετικά ακριβείς [67].

Οι Tsirouras et al. [68] προτείνουν μια μέθοδος που βασίζεται στο σήμα του διαστήματος RR που εξάγεται από το ΗΚΓ, διότι μπορούν να ανιχνευθούν οι περισσότεροι τύποι αρρυθμιών. Ένα συρόμενο παράθυρο τριών διαστημάτων RR χρησιμοποιείται σε αλγόριθμο ταξινόμησης αρρυθμίας. Μέσω του αλγορίθμου αναγνωρίζονται τέσσερις διαφορετικές κατηγορίες καρδιακού ρυθμού: Φυσιολογικές και Πρόωρες Κοιλιακές Συσπάσεις, Κοιλιακή Μαρμαρυγή και Δεύτερο Καρδιακό Επεισόδιο. Ο αλγόριθμος βασίζεται σε ντετερμινιστικό αυτόματο χρησιμοποιώντας ταυτόχρονα και τις γνώσεις ειδικών του κλάδου της καρδιολογίας. Ανιχνεύονται και ταξινομούνται έξι τύποι ρυθμών οι οποίοι είναι: Κοιλιακή Τριγωνική, Κοιλιακή Ταχυκαρδία, Κοιλιακή Μεγαλοελίνη, Κοιλιακή Συζευκή, Κοιλιακή Μαρμαρυγή και Δεύτερο καρδιακό Επεισόδιο. Για την αξιολόγηση της τεχνικής χρησιμοποιήθηκε η MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμιών και τα αποτελέσματα ήταν εντυπωσιακά, αφού διαπιστώθηκε μεγάλη ακρίβεια τόσο στην ταξινόμηση καρδιακών επεισοδίων αλλά και στην ταξινόμηση των αρρυθμιών, ήτοι 98% και 94% αντίστοιχα.

Στην έρευνα των Nasiri et al. [69] προτείνεται μία μέθοδος που συνδυάζει τόσο την μηχανή διανυσμάτων υποστήριξης που είναι δημοφιλείς στην εκμάθηση προτύπων λόγω της υποστήριξης υψηλών διαστατικών δεδομένων, όσο και τις προσεγγίσεις του γενετικού αλγορίθμου ο οποίος είναι μια επιλογή για την μείωση των χαρακτηριστικών. Αρχικά από το σήμα του ΗΚΓ εξάγονται 22 χαρακτηριστικά τα οποία λαμβάνονται ημιαυτόματα από την χρονική τάση των χαρακτηριστικών R,S,T,P,Q ενός σήματος ΗΚΓ. Έπειτα, χρησιμοποιείται ο γενετικός αλγόριθμος ο οποίος βελτιώνει την απόδοση γενίκευσης του ταξινομητή της μηχανής διανυσμάτων υποστήριξης. Για να πραγματοποιηθεί η παραπάνω διαδικασία, πρέπει να βελτιστοποιηθεί ο σχεδιασμός του ταξινομητή SVM. Από τις τιμές των παραμέτρων που συντονίζουν την συνάρτηση διάκρισης επιλέγεται η καλύτερη καθώς επίσης επιλέγεται το καλύτερο υποσύνολο χαρακτηριστικών που βελτιστοποιεί την συνάρτηση καταλληλότητας ταξινόμησης. Η μέθοδος ελέγχθηκε από την MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμιών και τα

αποτελέσματα έδειξαν ότι τα σήματα ΗΚΓ ταξινομούνται καλύτερα. Τέλος, κάποια επιπλέον πειραματικά αποτελέσματα ανέδειξαν ότι τέσσερις τύποι διαφορετικών αρρυθμιών διακρίνονται με ακρίβεια σε ένα ποσοστό κοντά στο 93%.

Η κολπική μαρμαρυγή είναι η αρρυθμία που απασχολεί σε υψηλό βαθμό τους ειδικούς στον τομέα της καρδιολογίας. Δεδομένης της σημασίας της Κ.Μ ένας αλγόριθμος ανίχνευσης αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο στα χέρια των ειδικών. Ο αλγόριθμος θα πρέπει να έχει χαμηλή υπολογιστική πολυπλοκότητα προκειμένου να αναλύει σήματα ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο και επιπλέον να είναι σε θέση να υπολογίζει με ακρίβεια επεισόδια κολπικής μαρμαρυγής. Έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι για την ανίχνευση της Κ.Μ που βασίζονται στην ανωμαλία του διαστήματος RR αλλά λόγω της χαστικής φύσης της Κ.Μ. είναι αδύνατο να μοντελοποιηθεί η ακριβής συμπεριφορά των ανωμαλιών του RR κατά την διάρκεια της κολπικής μαρμαρυγής. Στην έρευνα των Ghodrati & Marinello [70] συγκρίνονται δύο μέθοδοι που ανιχνεύουν την Κ.Μ. από την επιφάνεια του ΗΚΓ με βάση την μεταβλητότητα του διαστήματος RR σε ένα στατιστικό πλαίσιο. Αρχικά από την βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH λαμβάνονται τα ιστογράμματα των κανονικοποιημένων διαφορών RR για τα επεισόδια Κ.Μ και μη Κ.Μ τα οποία μοντελοποιούνται με βάση 2 συναρτήσεων πυκνότητας -πιθανότητας: Gaussian και Laplace. Εν συνεχεία για την λήψη κριτηρίων που βοηθούν την ανίχνευση της Κ.Μ χρησιμοποιείται η προσέγγιση ανίχνευσης Neyman Pearson. Τέλος, οι δύο μέθοδοι μέσω καμπύλων λειτουργίας δείκτη συγκρίνονται και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η Laplace προσεγγίζει καλύτερα το ιστογράμμα των κανονικοποιημένων διαφορών RR σε σχέση με την Gaussian και έχει καλύτερη απόδοση στην ανίχνευση της Κ.Μ.

Η παροξυσμική κολπική μαρμαρυγή (ΠΚΜ) είναι μια από τις σημαντικότερες αρρυθμίες που αντιμετωπίζουν οι ειδικοί στην πράξη. Η αρρυθμία ταξινομείται σε δύο τύπους πνευμονοκοιλιακή και συμπαθητική με βάση το κλινικό ιστορικό και το αυτόνομο προφίλ. Η ποικιλομορφία του καρδιακού ρυθμού που προηγείται της αυθόρμητης έναρξης Α.Γ. είναι μια μέθοδος αξιολόγησης του αυτόνομου τόνου. Μετά από πρόσφατες έρευνες αποδείχθηκε ότι οι μη γραμμικές μέθοδοι ανάλυσης της HRV παρέχουν πληροφορίες για το δυναμικό της καρδιακής συχνότητας και προβλέπουν τον κίνδυνο κολπικής/κοιλιακής αρρυθμίας σε ένα συγκεκριμένο σύνολο νόσων. Συνεπώς η μελέτη όπου η μεταβαλλόμενη δυναμική του διαστήματος RR που αναλύεται με μετρήσεις πολυπλοκότητας μπορεί να προηγείται της εμφάνισης της Π.Κ.Μ. Στην έρευνα των Shin et al. [71] επιλέχθηκαν 44 δείγματα από τα 105 στα οποία προηγήθηκε φλεβοκομβικός ρυθμός και υποβλήθηκαν σε αναλύσεις της μεταβλητότητας του καρδιακού ρυθμού στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας αλλά και σε αναλύσεις της προσεγγιστικής εντροπίας και της δειγματικής εντροπίας. Τα επεισόδια χωρίστηκαν σε τρεις(3) υποομάδες: Αυξημένη Συνιστώσα υψηλής συχνότητας και μειωμένος λόγος L/H, Χαμηλή Συνιστώσα υψηλής συνιστώσας και αυξημένος λόγος L/H, και Μη Σχετιζόμενος τύπος. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι πριν από την έναρξη της κολπικής μαρμαρυγής οι 2 εντροπίες μειώθηκαν, γεγονός που αποτελεί χαρακτηριστικό γνώρισμα της τροποποιημένης δυναμικής του καρδιακού ρυθμού πριν την έναρξη της κολπικής μαρμαρυγής. Συμπερασματικά, η μειωμένη πολυπλοκότητα των δεδομένων του διαστήματος RR και οι μειώσεις των εντροπιών είναι δύο μη γραμμικά μέτρα που μπορεί να είναι χρήσιμα στην πρόβλεψη εμφάνισης της κολπικής μαρμαρυγής.

Στην έρευνα των Lian et al. [72] αξιολογήθηκε ένας νέος αλγόριθμος ο οποίος βασίζεται σε έναν χάρτη που απεικονίζει τα διαστήματα RR σε σχέση με την μεταβολή των ίδιων (RR διαστήματα). Αρχικά, ο χάρτης χωρίζεται από ένα πλέγμα με ανάλυση 25ms και σε δύο άξονες. Έπειτα μετρήθηκαν τα μη κενά κελιά για την ταξινόμηση των επεισοδίων Κ.Μ και μη Κ.Μ. Στην συνέχεια, χωρίζεται η κάθε εγγραφή που έχει καταγραφεί σε παράθυρα που περιέχουν 3, 64 και 128

διαστήματα RR. Ο χάρτης PDR απεικονίζει μοτίβα υπογραφής διαφόρων καρδιακών ρυθμών. Επιπλέον, μέσω της ανάλυσης της καμπύλης των χαρακτηριστικών της λειτουργίας του δείκτη, η ανίχνευση της Κ.Μ έχει σπουδαία αποτελέσματα. Το βέλτιστο όριο αποκοπής μη κενού κελιών για την ανίχνευση AF προσδιορίστηκε με ανάλυση χαρακτηριστικής καμπύλης λειτουργίας δέκτη, η οποία αποδίδει εξαιρετική ευαισθησία και ειδικότητα για τα μεγέθη παραθύρων 32 (94,4% και 92,6%, αντίστοιχα), 64 (95,8% και 94,3%) και 128 (95,9% και 95,4%). Σύμφωνα με τα παραπάνω αποτελέσματα μέσω του χάρτη μπορεί να επιτευχθεί υψηλή ακρίβεια και ανίχνευση Κ.Μ ακόμη και σε 32 καρδιακούς παλμούς. Για την αξιολόγηση της μεθόδου χρησιμοποιήθηκαν βάσεις δεδομένων αρρυθμιών όπως : MIT-BIH, MIT-BIH NORMAL SINUS RHYTHM και NSR Διαστημάτων RR.

Στη μελέτη των Mahesh et al. [73] προτείνεται ένα νέος αλγόριθμος LMT ο οποίος είναι ικανός να ταξινομήσει μια καρδιακή αρρυθμία, και ίσως να είναι σε θέση να αντιμετωπίσει μη γραμμικές διακρίσεις μεταξύ των τάσεων και την καταστολή ψευδών συναγερμών. Ο ταξινομητής LMT (Logistic Model Tree) είναι μια πρόσφατη προσθήκη στα δέντρα αποφάσεων με συναρτήσεις λογιστικής παλινδρόμησης, δηλαδή τα δέντρα αποφάσεων που παράγονται είναι πιο ακριβή και πιο κατανοητά. Επιπλέον για το εύρος και την διάρκεια των κυμάτων του ΗΚΓ χρησιμοποιείται για μεγαλύτερη ακρίβεια η ανάλυση διακριτού μετασχηματισμού. Η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού χαρακτηρίζεται ως μη γραμμική συμπεριφορά του καρδιακού συστήματος. Ο LMT χρησιμοποιεί γραμμικά και μη γνωρίσματα των σημάτων του ΗΚΓ έτσι ώστε να μπορέσει να αρρυθμώσει έντεκα(11) τύπους αρρυθμιών. Το παραπάνω σύστημα έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα καθώς ένα ποσοστό της τάξεως του 98% αποτυπώθηκε στις αναλύσεις, ποσοστό που αποδεικνύει ότι μπορεί να γίνει χρήση του συστήματος στην πράξη από τους ειδικούς.

Οι Tsiouras & Fotiadis [74] ανέπτυξαν ένα αυτόματο σύστημα ανίχνευσης αρρυθμίας, το οποίο βασίζεται μόνο σε χαρακτηριστικά καρδιακού ρυθμού. Αρχικά, το σήμα διάρκειας διαστήματος RR εξάγεται από τις εγγραφές ΗΚΓ και τμηματοποιείται σε μικρά διαστήματα. Η ανάλυση βασίζεται τόσο σε χαρακτηριστικά χρόνου όσο και σε χαρακτηριστικά χρόνου-συχνότητας (t-f). Εξάγονται μετρήσεις πεδίου χρόνου και αρκετοί συνδυασμοί μεταξύ των λαμβανόμενων χαρακτηριστικών χρησιμοποιούνται για την εκπαίδευση ενός συνόλου νευρωνικών δικτύων. Ο μετασχηματισμός Fourier μικρού χρόνου και πολλές κατανομές χρόνου-συχνότητας (TFD) χρησιμοποιούνται στην ανάλυση t-f. Τα χαρακτηριστικά που λαμβάνονται χρησιμοποιούνται για την εκπαίδευση ενός συνόλου νευρωνικών δικτύων, ένα για κάθε διανομή. Η προτεινόμενη προσέγγιση ελέγχεται χρησιμοποιώντας τη βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH και λαμβάνονται ικανοποιητικά αποτελέσματα τόσο για την ευαισθησία όσο και για την ειδικότητα (87,5 και 89,5%, αντίστοιχα, για ανάλυση πεδίου χρόνου και 90 και 93%, αντίστοιχα, για ανάλυση τομέα t-f).

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται για την ταξινόμηση των εννέα καρδιακών ρυθμών στη μελέτη των Tsiouras et al. [75] είναι βασισμένη στο μοντέλο της ασαφούς λογικής και του μοντέλου MARKOV. Χρησιμοποιείται μόνο το σήμα του διαστήματος RR το οποίο εξάγεται με ακρίβεια από το ΗΚΓ. Παρουσιάζονται και προτείνονται δύο ξεχωριστές ταξινομήσεις. Η πρώτη βασίζεται στην ανάλυση της ασαφούς λογικής και χρησιμοποιεί την μέση τιμή και την τυπική απόκλιση των RR διαστημάτων σε ένα καρδιακό επεισόδιο. Η δεύτερη βασίζεται στο μοντέλο MARKOV χρησιμοποιώντας ακολουθίες χαρακτήρων που παράγονται από το σήμα του RR διαστήματος με την χρήση μεθόδων συμβολικής αναπαράστασης. Για να ταξινομηθεί επιτυχημένα η αρρυθμία συνδυάζονται τα αποτελέσματα των δύο προσεγγίσεων. Στην αξιολόγηση της παραπάνω μεθόδου χρησιμοποιήθηκε η βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH και τα αποτελέσματα

δείχνουν ένα ποσοστό 73%, αριθμός που αποδεικνύει ότι το σύστημα έχει υψηλή απόδοση στην ταξινόμηση αρρυθμικών επεισοδίων.

Στην έρευνα των Tsirouras et al. [76] παρουσιάζεται μια μεθοδολογία για την αυτοματοποιημένη ανάπτυξη ασαφών έμπειρων συστημάτων. Η ιδέα ήταν να ξεκινήσει με ένα ευκρινές μοντέλο που περιγράφεται από ευκρινείς κανόνες και στη συνέχεια να μετατραπεί σε ένα σύνολο ασαφών κανόνων, δημιουργώντας έτσι ένα ασαφές μοντέλο. Η προσαρμογή των παραμέτρων του μοντέλου πραγματοποιείται μέσω μιας στοχαστικής συνολικής διαδικασίας βελτιστοποίησης. Η προτεινόμενη μεθοδολογία δοκιμάζεται με την εφαρμογή της σε προβλήματα που σχετίζονται με καρδιαγγειακά νοσήματα, όπως η αυτόματη ταξινόμηση αρρυθμικών παλμών και η αυτοματοποιημένη ταξινόμηση ισχαιμικών παλμών, τα οποία, εκτός από γνωστά σημεία αναφοράς, παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον λόγω της προφανούς ιατρικής διαγνωστικής τους σημασίας. Και για τα δύο προβλήματα, το αρχικό σύνολο κανόνων καθορίστηκε από ειδικούς καρδιολόγους και η βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH και η ευρωπαϊκή βάση δεδομένων ST-T χρησιμοποιούνται για τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων του ασαφούς μοντέλου και την αξιολόγηση του ασαφούς εμπειρογνώμονα συστήματος. Και στις δύο περιπτώσεις, τα αποτελέσματα υποδεικνύουν μια κλιμάκωση της απόδοσης από το απλό αρχικό καθαρό μοντέλο στα πιο εξελιγμένα ασαφή μοντέλα, αποδεικνύοντας την επιστημονική προστιθέμενη αξία του προτεινόμενου πλαισίου. Επίσης, η ικανότητα ερμηνείας των αποφάσεων των δημιουργημένων ασαφών έμπειρων συστημάτων είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα σε σύγκριση με τις προσεγγίσεις του «μαύρου κουτιού», όπως τα νευρωνικά δίκτυα και άλλες τεχνικές.

Στην εργασία των Exarchos et al. [77] προτείνεται μια μεθοδολογία για την αυτοματοποιημένη δημιουργία ασαφών έμπειρων συστημάτων, που εφαρμόζονται στην ταξινόμηση ισχαιμικών και αρρυθμικών παλμών. Η προτεινόμενη μεθοδολογία δημιουργεί αυτόματα ένα ασαφές έμπειρο σύστημα από ένα αρχικό σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης. Η προσέγγιση αποτελείται από τρία στάδια: (α) εξαγωγή ενός σαφούς συνόλου κανόνων από ένα δέντρο αποφάσεων που προέρχεται από το σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης, (β) μετατροπή του ευκρινούς συνόλου κανόνων σε ένα ασαφές μοντέλο και (γ) βελτιστοποίηση του ασαφούς μοντέλου παραμέτρους που χρησιμοποιούν καθολική βελτιστοποίηση. Η μεθοδολογία χρησιμοποιείται για τη δημιουργία ασαφών εξειδικευμένων συστημάτων για ταξινόμηση ισχαιμικών και αρρυθμικών παλμών σε καταγραφές ΗΚΓ. Το ασαφές έμπειρο σύστημα για την ανίχνευση ισχαιμικού παλμού αξιολογείται σε ένα σύνολο δεδομένων καρδιακών παλμών που κατασκευάστηκε χρησιμοποιώντας καταγραφές από τη βάση δεδομένων ST-T της Ευρωπαϊκής Εταιρείας Καρδιολογίας. Το ασαφές ειδικό σύστημα ταξινόμησης αρρυθμικών παλμών αξιολογείται χρησιμοποιώντας τη βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH. Το ασαφές ειδικό σύστημα για την ταξινόμηση ισχαιμικών παλμών ανέφερε ευαισθησία 91% και ειδικότητα 92%. Το ασαφές ειδικό σύστημα ταξινόμησης αρρυθμικών ρυθμών ανέφερε 96% μέση ευαισθησία και 99% μέση ειδικότητα για όλες τις κατηγορίες. Συμπερασματικά λοιπόν η προτεινόμενη μεθοδολογία παρέχει υψηλή ακρίβεια και ικανότητα ερμηνείας των αποφάσεων που λαμβάνονται. Τα ασαφή έμπειρα συστήματα για την ταξινόμηση ισχαιμικών και αρρυθμικών παλμών συγκρίνονται καλά με αποτελέσματα που έχουν αναφερθεί προηγουμένως, υποδεικνύοντας ότι θα μπορούσαν να αποτελούν μέρος ενός συνολικού κλινικού συστήματος για ανάλυση και διάγνωση ΗΚΓ.

Στην μελέτη των Tsirouras et al. [78] προτείνεται μια μέθοδος για την αυτόματη ταξινόμηση αρρυθμίας η οποία χρησιμοποιεί τα χαρακτηριστικά των διαστημάτων που εξάγονται από το ΗΚΓ. Αρχικά, η μέθοδος απαρτίζεται από τέσσερα στάδια τα οποία είναι τα εξής Ανίχνευση QRS και σύνθεση ταχογραφήματος ενώ το δεύτερο στάδιο ασχολείται με τα διανυσματικά μηχανήματα

υποστήριξης για να διαμορφωθεί το πρόβλημα της ταξινόμησης. Το τρίτο στάδιο αποτελείται από την λύση του προβλήματος του τετραπλού προγραμματισμού με την επιφύλαξη απλών περιορισμών(μέθοδος CQP) και το τελευταίο στάδιο ασχολείται με την ταξινόμηση πολλαπλών κατηγοριών. Στα στάδια δύο και τρία δημιουργείται ένας δυαδικός ταξινομητής, γι' αυτό το τέταρτο στάδιο χρησιμοποιείται όταν απαιτούνται δύο τεχνικές. Η μια τεχνική εναντίων όλων και οι τεχνικές όλες εναντίων όλων χρησιμοποιούνται για τον συνδυασμό διαφόρων δυαδικών ταξινομητών, για να δημιουργηθεί ένας ενιαίος ταξινομητής πολλαπλών κατηγοριών. Σύμφωνα με τα παραπάνω, στην διαδικασία ταξινομούνται τέσσερις τύποι καρδιακών ρυθμών οι οποίοι είναι: το κοιλιακό φτερούγισμα/μαρμαρυγή, πρόωρες κοιλιακές συσπάσεις, φυσιολογικός ρυθμός κόλπων και δεύτερο καρδιακό επεισόδιο. Για την αξιολόγηση της παραπάνω μεθόδου χρησιμοποιείται η MIT-BIH βάση δεδομένων και τα αποτελέσματα καταγράφουν υψηλή αποτελεσματικότητα στην ικανότητα της ταξινόμησης και της γενίκευσης.

Για την ταξινόμηση αρρυθμιών επίσης στη μελέτη των Tsirouras et al. [79] αναλύθηκε η χρήση του σήματος διάρκειας του διαστήματος RR το οποίο εξάγεται από το ΗΚΓ. Για να ταξινομηθούν αρρυθμικοί παλμοί σε πέντε κατηγορίες αρρυθμιών της διάρκειας του διαστήματος RR ακολουθήθηκαν κάποια συγκεκριμένα βήματα. Το πρώτο βήμα για την ταξινόμηση των αρρυθμικών παλμών ήταν η ανίχνευση(QRS) μέσω των ΗΚΓ και δημιουργείται του σήματος του RR διαστήματος. Εν συνεχεία για την ομαλή εξαγωγή των αποτελεσμάτων και την ταξινόμηση του μέσου παλμού χρησιμοποιείται ένα σύστημα βασισμένο σε κανόνες (οι οποίοι βασίζονται στις γνώσεις καρδιολόγων και σχετίζονται με την μορφολογία του ταχογραφήματος σε αρρυθμικά γεγονότα) και γίνεται χρήση ενός συρόμενου παραθύρου διαστήματος τριών RR. Η κατηγορία της κάθε αρρυθμίας καθορίζεται με βάση το σχολιασμό των παλμών στην MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμιών. Το κύριο αποτέλεσμα του συστήματος είναι ότι βασίζεται πλήρως σε κανόνες και στην διάρκεια του σήματος του διαστήματος RR. Χρησιμοποιεί μόνο την ανίχνευση QRS και όχι κάποια άλλη αναξιόπιστη και χρονοβόρα διαδικασία του ΗΚΓ. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικό χρόνο και έρευνες που πραγματοποιήθηκαν κατέγραψαν υψηλή απόδοση (95,85%) για την ταξινόμηση διαφόρων κατηγοριών αρρυθμικών παλμών.

Στη μελέτη των Οικονομου et al. [80] περιγράφονται δύο μέθοδοι που βασίζονται στη γνώση για την ανίχνευση και ταξινόμηση της αρρυθμίας χρησιμοποιώντας καταγραφές ΗΚΓ, οι οποίες χρησιμοποιούν διαφορετικές πληροφορίες του σήματος ΗΚΓ. Το πρώτο χρησιμοποιεί χαρακτηριστικά του σήματος ΗΚΓ (κύμα R, διάρκεια QRS, κύμα P, διάστημα RR, διάστημα PR, διάστημα PP, ομοιότητα QRS και ομοιότητα κυμάτων P), τα οποία τροφοδοτούνται σε ένα σύστημα βασισμένο στη γνώση όπως το δέντρο αποφάσεων. Το σύστημα μπορεί να ταξινομήσει όλους τους τύπους αρρυθμιών. Το δεύτερο βασίζεται μόνο στη χρήση του σήματος διάρκειας RR. Αρχικά, χρησιμοποιούνται κανόνες που βασίζονται στην ιατρική γνώση για την ταξινόμηση των αρρυθμικών παλμών και τα αποτελέσματα τροφοδοτούνται σε ένα ντετερμινιστικό αυτόματο για την ανίχνευση και ταξινόμηση αρρυθμικών επεισοδίων. Το σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ταξινόμηση περιορισμένων τύπων αρρυθμιών λόγω του γεγονότος ότι μόνο περιορισμένες πληροφορίες μεταφέρονται από το σήμα διάρκειας RR.

Διερευνώντας το σήμα του διαστήματος RR για να ανιχνευθούν αρρυθμικά τμήματα στα ΗΚΓ στη μελέτη των Tsirouras & Fotiadis [81] χρησιμοποιείται η μη γραμμική ανάλυση του RR διαστήματος. Για να πραγματοποιηθεί η παραπάνω διαδικασία ακολουθούνται κάποια συγκεκριμένα βήματα. Αρχικά από τις καταγραφές που πραγματοποιούνται πάνω στο ΗΚΓ εξάγεται το σήμα του διαστήματος RR και στην συνέχεια τμηματοποιείται σε μικρότερα τμήματα. Για το κάθε τμήμα που δημιουργείται εξάγονται κάποια βασικά χαρακτηριστικά όπως η γραμμική τυπική απόκλιση, η φασματική συνολική ενέργεια και μη γραμμικά χαρακτηριστικά όπως η

προσεγγιστική εντροπία και η κανονικοποιημένη εντροπία. Στην συνέχεια με την βοήθεια της ανάλυσης χρονικής συχνότητας υπολογίζεται η συνολική ενέργεια και η ισχύς του κάθε τμήματος. Τέλος για να ταξινομηθεί το κάθε τμήμα ως φυσιολογικό ή αρρυθμικό απαιτείται η εισαγωγή των παραπάνω χαρακτηριστικών σε ένα νευρωνικό δίκτυο. Η μέθοδος πλεονεκτεί σε σχέση με άλλες προσεγγιστικές μεθόδους καθώς: 1) Χρησιμοποιεί το σήμα του διαστήματος RR το οποίο εξάγεται με υψηλή ακρίβεια, ακόμα και για θορυβώδες καταγραφές του ΗΚΓ, 2) Εκτελείται σε πραγματικό χρόνο και περιορίζεται μόνο στο μήκος του τμήματος και 3) Ανιχνεύει όλους τους τύπους αρρυθμιών που περιλαμβάνονται στην MIT-BIH βάση δεδομένων αρρυθμίας.

Στη μελέτη των Tsirouras et al. [82] παρουσιάζεται μια νέα αυτοματοποιημένη μέθοδος, που συνδυάζει ανάλυση χρόνου-συχνότητας και γνώσεις ειδικών, για την ταξινόμηση των κολλικών ταχυαρρυθμιών. Βασίζεται στην ανάλυση μικρών τμημάτων ΗΚΓ και την ταξινόμηση τους σε τρεις κατηγορίες καρδιακού ρυθμού: (α) κολλική μαρμαρυγή, (β) κολλικό πτερυγισμό και (γ) φυσιολογικούς φλεβοκομβικούς ρυθμούς. Η ανάλυση χρόνου-συχνότητας χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της πυκνότητας φάσματος ισχύος για κάθε τμήμα. Πολλά φασματικά χαρακτηριστικά εξάγονται από την πυκνότητα του φάσματος ισχύος, που αντιπροσωπεύουν την κατανομή ενέργειας στο επίπεδο χρόνου-συχνότητας. Αυτά τα χαρακτηριστικά χρησιμοποιούνται ως είσοδος σε ένα τεχνητό νευρωνικό δίκτυο, το οποίο ταξινομεί κάθε τμήμα ΗΚΓ σε μία από τις τρεις κατηγορίες. Η μέθοδος επικυρώνεται χρησιμοποιώντας τη βάση δεδομένων αρρυθμιών MIT-BIH και η μέση ευαισθησία και ειδικότητα που προκύπτει είναι 93,4% και 96,5%, αντίστοιχα.

Στην εργασία των Tsirouras et al. [83] συγκρίνονται τρεις διαφορετικές μεθοδολογίες για τη δημιουργία ασαφών έμπειρων συστημάτων: μια πολύ γνωστή νευρο-ασαφής προσέγγιση, μια προσέγγιση βασισμένη στη γνώση και μια νέα μεθοδολογία, βασισμένη στην εξαγωγή κανόνων. Το προσαρμοστικό νευρο-ασαφή πληροφοριακό σύστημα (ANFIS) χρησιμοποιείται για την αυτόματη δημιουργία ενός ασαφούς έμπειρου συστήματος. Στην προσέγγιση που βασίζεται στη γνώση και στη μεθοδολογία εξαγωγής κανόνων, η ιδέα είναι η έναρξη με ένα μοντέλο που περιγράφεται με σαφείς κανόνες, που παρέχονται από ειδικούς ιατρούς στην πρώτη περίπτωση ή εξάγονται με τη χρήση τεχνικών εξόρυξης δεδομένων στη δεύτερη, και στη συνέχεια να μετατρέπονται σε ένα σύνολο ασαφών κανόνων, δημιουργώντας ένα ασαφές μοντέλο. Σε κάθε περίπτωση, η προσαρμογή των παραμέτρων του μοντέλου πραγματοποιείται μέσω μιας στοχαστικής συνολικής διαδικασίας βελτιστοποίησης. Και οι τρεις προσεγγίσεις εφαρμόζονται σε ένα πρόβλημα ιατρικού τομέα, την ταξινόμηση καρδιακών αρρυθμικών παλμών. Η ικανότητα ερμηνείας των αποφάσεων που λαμβάνονται από τα δημιουργημένα ασαφή έμπειρα συστήματα είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα σε σύγκριση με άλλες προσεγγίσεις «μαύρου κουτιού».

Στην εργασία των Tsirouras et al. [84], προτείνεται μια μέθοδος για τη δημιουργία αυτοματοποιημένου συστήματος ειδικών. Η μέθοδος βασίζεται στην ενσωμάτωση της παγκόσμιας γνώσης (δηλαδή της γνώσης από τους ειδικούς του πεδίου) και της τοπικής γνώσης (δηλαδή της γνώσης που προέρχεται από τα διαθέσιμα δεδομένα) σε μια ενιαία μηχανή συμπερασμάτων. Ξεκινώντας από ένα αρχικό σύνολο κανόνων (γνώση των ειδικών) και ένα σχολιασμένο σύνολο δεδομένων, πραγματοποιείται εξόρυξη δεδομένων στο σύνολο δεδομένων και αποκτάται ένα δεύτερο σύνολο κανόνων. Και τα δύο είναι ενσωματωμένα σε ένα ενιαίο σύνολο κανόνων. Στη συνέχεια, η ασαφής μοντελοποίηση εφαρμόζεται στους κανόνες, μετατρέποντάς τους σε ένα ασαφές μοντέλο και, τέλος, χρησιμοποιείται μια τεχνική βελτιστοποίησης για τον συντονισμό των παραμέτρων του ασαφούς μοντέλου. Η μέθοδος εφαρμόζεται στην ταξινόμηση των καρδιακών αρρυθμιών και λαμβάνονται ικανοποιητικά αποτελέσματα. Η μέθοδος έχει πολλά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με προσεγγίσεις που βασίζονται αποκλειστικά στη γνώση των ειδικών ή στις γνώσεις εξόρυξης, ενώ η ικανότητα

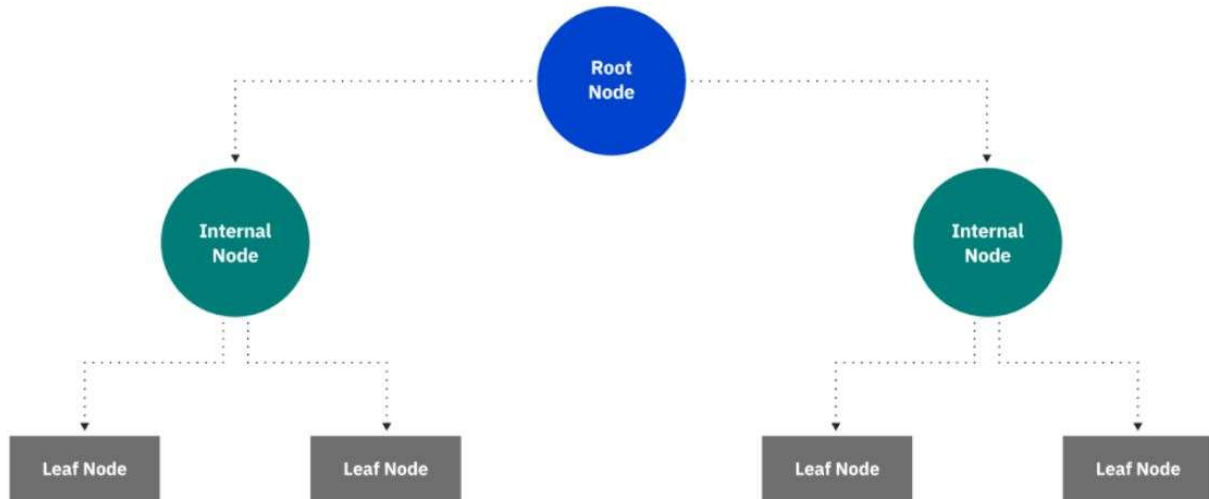
ερμηνείας των αποφάσεων που λαμβάνονται από το δημιουργημένο ασαφές ειδικό σύστημα είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα σε σύγκριση με τις προσεγγίσεις του "μαύρου κουτιού".

Κεφάλαιο 3: Ανάλυση του Θέματος

3.1 Ταξινομητές

Μέσω της εφαρμογής Weka χρησιμοποιήθηκαν πολλαπλοί ταξινομητές για την ανάλυση των διαστημάτων RR. Οι ταξινομητές χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες ανάλογα με τη δομή τους, τα δέντρα αποφάσεων και νευρωνικά δίκτυα.

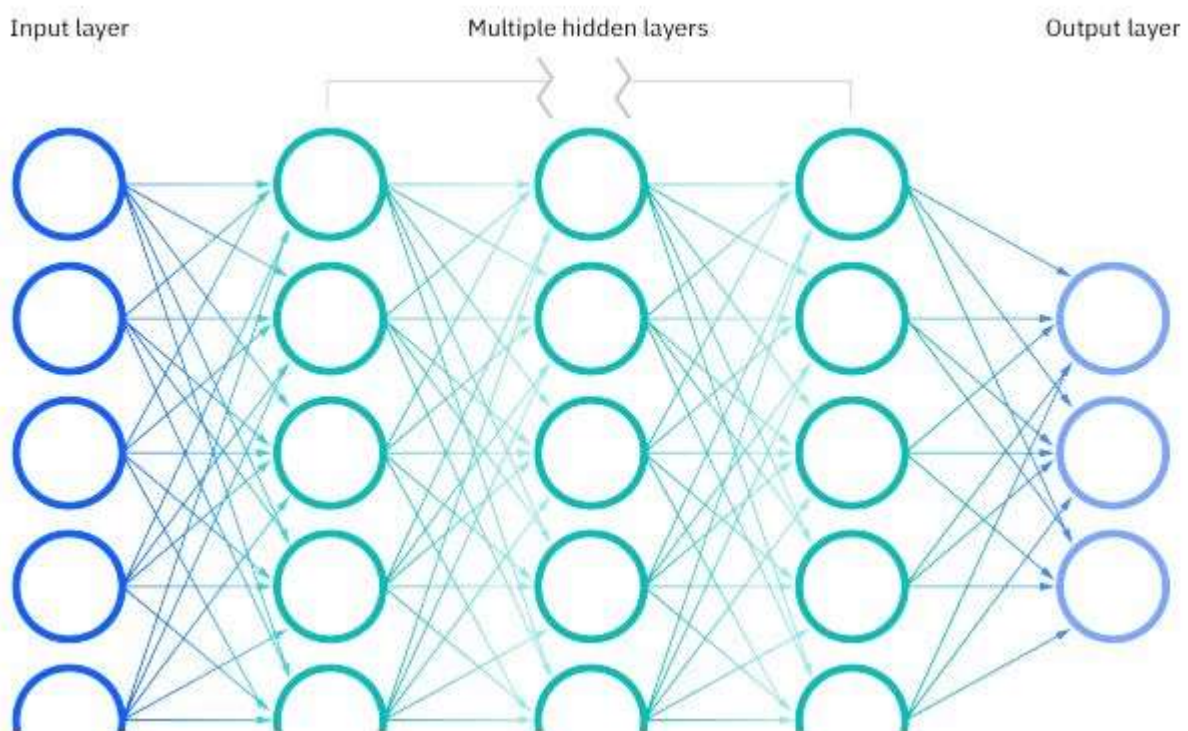
Τα δέντρα αποφάσεων είναι μη-παραμετρικοί επιβλεπόμενοι αλγόριθμοι που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για διεργασίες ταξινόμησης και παλινδρόμησης.



Εικόνα 9 Δέντρα Αποφάσεων Πηγή: ibm.com

Όπως φαίνεται από το παραπάνω διάγραμμα τα δέντρα αποφάσεων ξεκινούν από ένα κεντρικό κόμβο που ονομάζεται ρίζα του δέντρου, ο οποίος δεν έχει εισερχόμενες διακλαδώσεις. Οι εξερχόμενες διακλαδώσεις του πηγαινούν σε εσωτερικούς κόμβους που ονομάζονται και κόμβοι αποφάσεων. Οι εσωτερικοί κόμβοι εκτελούν υπολογισμούς για τη δημιουργία ομογενών υποσυνόλων την αρχικής βάσης δεδομένων τα οποία ονομάζονται κομβικά φύλλα και στην ουσία αντιπροσωπεύουν όλα τα πιθανά αποτελέσματα που μπορούν να υπάρχουν από τη βάση δεδομένων. Στη περίπτωση μας δηλαδή κάθε κόμβος αποφάσεων θα καταλήγει σε δύο κομβικά φύλλα διότι η κατάταξη κάθε υποσυνόλου μπορεί να είναι μόνο αν είναι παθογενές ή μη.

Τα νευρωνικά δίκτυα είναι αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης που μιμούνται τη δομή των νευρώνων του ανθρώπινου εγκεφάλου.



Εικόνα 9. Νευρωνικό Δίκτυο Πηγή: ibm.com

Τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα αποτελούνται από ζώνες κόμβων. Η πρώτη ζώνη ονομάζεται ζώνη καταχώρησης και είναι η μόνη που μπορεί να εισάγει νέα δεδομένα στο δίκτυο. Η τελευταία ζώνη ονομάζεται ζώνη εξαγωγής και είναι αυτή που αποδίδει τους τελικούς υπολογισμούς στον εκάστοτε αποδέκτη. Όλες οι ενδιάμεσες ζώνες, ονομάζονται και κρυφές ζώνες λόγω της μη προσβασιμότητας τους εκτός του δικτύου. Κάθε κόμβος συνδέεται με όλους τους κόμβους της επόμενης από τη τρέχουσα ζώνης και έχει ένα προκαθορισμένο στατιστικό βάρος και ένα όριο ενεργοποίησης. Αν το εισερχόμενο σήμα ξεπεράσει το όριο ενεργοποίησης του κόμβου τότε ο κόμβος εκτελεί την προκαθορισμένη του διεργασία και μεταδίδει ένα νέο σήμα στους διασυνδεδεμένους κόμβους της επόμενης ζώνης. Αν το όριο ενεργοποίησης του κόμβου δεν ξεπεραστεί τότε ο κόμβος παραμένει ανενεργός και δεν μεταδίδει δεδομένα. Τα νευρωνικά δίκτυα βασίζονται στην εκπαίδευση του δικτύου τους με τη πάροδο του χρόνου ώστε να παράγουν ολοένα και πιο ακριβή αποτελέσματα.

Δέντρο αποφάσεων J-48

Είναι ένας ισχυρός αλγόριθμος μηχανικής μάθησης ο οποίος βασίζεται στη τακτική διαίρει και βασίλευε . Δημιουργεί ένα δέντρο αποφάσεων τύπου C4.5. Κάθε στήλη του πίνακα (δλδ κάθε παράγοντας που επηρεάζει) διαιρείται σε υποσύνολα και προσπαθεί να κατατάξει το κάθε υποσύνολο σε μία κλάση. Η διαδικασία τεμαχισμού του κάθε παράγοντα σε υποσύνολα σταματάει όταν πλέον μπορεί να κατατάξει το υποσύνολο αυτό σε μια από τις κλάσεις που δημιούργησε. έτσι κατατρέχοντας στο σύνολο το δεδομένων της βάσης κατηγοριοποιεί τα νέα δεδομένα σύμφωνα με τις κλάσεις που τα κατατάσσει και κατά συνέπεια με το αντίστοιχο αποτέλεσμα που έχει προσδώσει στη κλάση αυτή.

Δέντρο αποφάσεων Random Forest

Ο ταξινομητής αυτός όπως και το όνομα του καταδεικνύει δεν αποτελείται από ένα δέντρο αποφάσεων αλλά από πολλά τυχαιοκρατικά φτιαγμένα δέντρα αποφάσεων τα οποία λειτουργούν όλα μαζί σαν σύνολο. Κάθε ατομικό δέντρο αποφάσεων δημιουργεί μία κλάση και κάθε κλάση αξιολογείται. Αυτή με τους περισσότερους ψήφους (ποσοστό επιτυχίας) γίνεται η επικρατούσα κλάση που υιοθετείται τελικά από το μοντέλο για ταξινόμηση.

Η θεμελιώδης λογική του αλγορίθμου είναι προφανής , χρησιμοποιεί την σοφία του πλήθους. Ένα μεγάλο πλήθος από μη συσχετιζόμενα δέντρα αποφάσεων τα οποία λειτουργούν ως σύνολο θα ξεπεράσουν σε επίδοση κάθε αυτόνομο μοντέλο πρόβλεψης.

Δέντρο αποφάσεων JRip

Ο ταξινομητής αυτός δεν χρησιμοποιεί αρχικούς κανόνες ταξινόμησης αλλά τους κατασκευάζει στη πορεία της ανάλυσης. Αποδίδει αποφάσεις σε ένα ποσοστό το δεδομένων που έχει επιλεγεί για την εκπαίδευση του και προσπαθεί να βρει τους κανόνες που διέπουν ολόκληρη την αντίστοιχη κλάση.

Νευρωνικό δίκτυο BayesNet

Αυτό το νευρωνικό δίκτυο στην ουσία είναι ένα πιθανοκρατικό γραφιστικό μοντέλο το οποίο αναπαριστά ένα σύνολο μεταβλητών (παραγόντων) καθώς και τις εξαρτήσεις – συσχετίσεις τους μέσω ενός απεριόδικου προσανατολισμένου γραφήματος. Τα νευρωνικά δίκτυα αυτού του τύπου είναι ιδανικά στο αναγνωρίζουν σε ένα συμβάν ποιος ήταν ο καθοριστικός παράγοντας.

Νευρωνικό δίκτυο MultiLayerPerceptron

Είναι ένα μονοδρομικό νευρωνικό δίκτυο ικανό να διακρίνει αρκετά πολύπλοκους συσχετισμούς και λόγω της ευθύτητας της ροής των πληροφοριών μπορεί να επεξεργαστεί μεγάλο όγκο δεδομένων.

3.2 Ventricular Tachyarrhythmia Database

Στη βάση περιέχονται 35 αρχεία .dat με 127232 παρατηρήσεις κωδικοποιημένες σε 12 – bit ανάλυση και συχνότητα ψηφιοποίησης 250Hz , 1 δηλαδή 8.5 λεπτά περίπου έκαστο . Τα σήματα που αναπαριστούν οι παρατηρήσεις αυτές έχουν περαστεί από ένα ενεργό φίλτρο χαμηλής προσπέλασης (low – pass) δευτέρας τάξεως συνάρτησης Bessel με κόφτη τα 70Hz καθώς και τα αρχεία σήμανσης παθογένειας των παλμών που τους αντιστοιχούν. Το καρδιογράφημα του

πρώτου ασθενούς (αρχείο cu01) προέρχεται από συσκευή καταγραφής μακράς διάρκειας (Holter) , το οποίο ψηφιοποιήθηκε εκ των υστέρων. Τα υπόλοιπα αρχεία προήλθαν από καταγραφή σε πραγματικό χρόνο από υψηλής στάθμης αναλογικά σήματα (1V/mV) από της συσκευές παρακολούθησης των ασθενών [86].

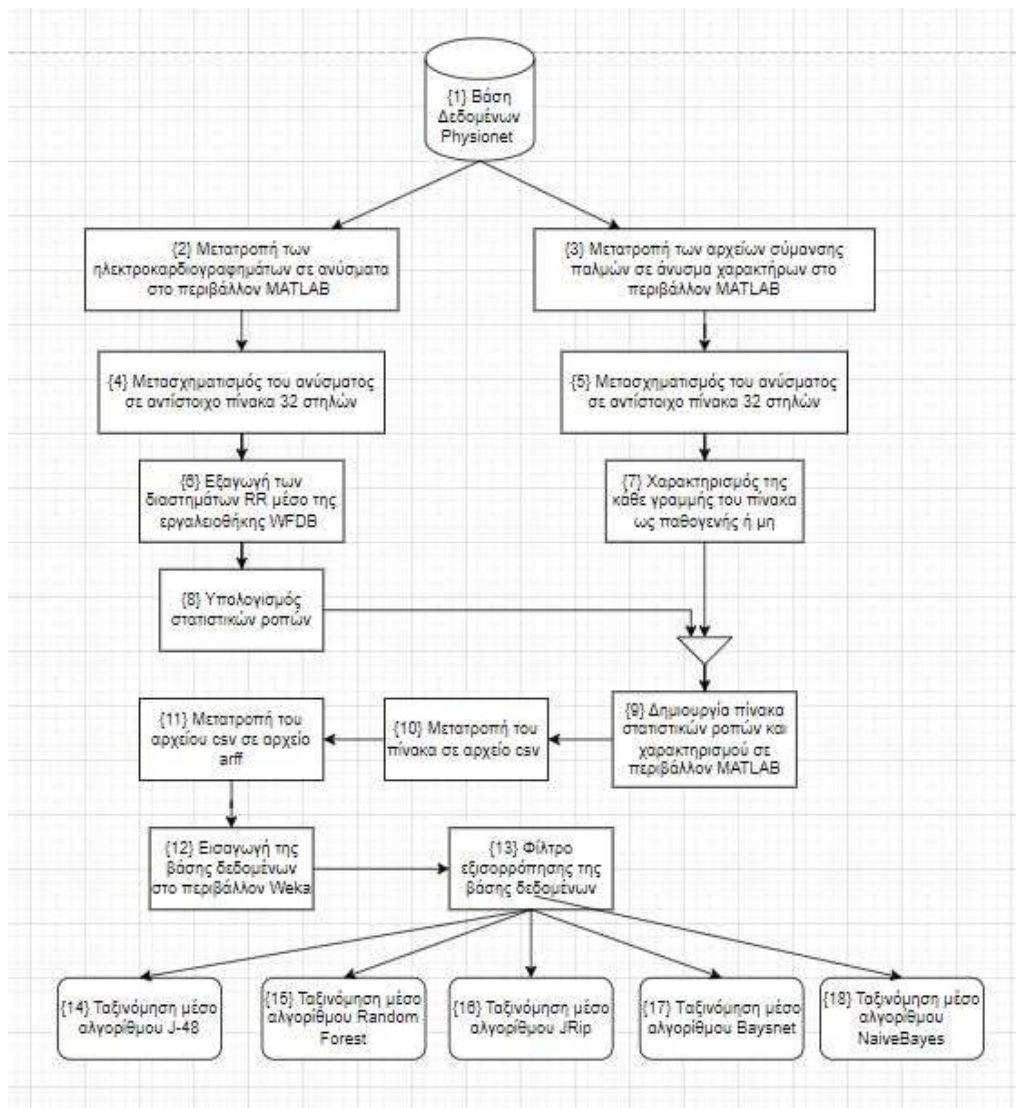
Στις περιπτώσεις καρδιακού εμφράγματος, της κοιλιακής μαρμαρυγής σχεδόν πάντοτε προηγείται ένα επεισόδιο κοιλιακής ταχυκαρδίας το οποίο νομοτελειακά καταλήγει στο επεισόδιο κοιλιακής μαρμαρυγής καθ'αυτό. Η απαρχή του επεισοδίου κοιλιακής μαρμαρυγής είναι πολύ δύσκολο να οροθετηθεί στις περισσότερες των περιπτώσεων. Για να έχει κλινικά νόημα ύπαρξης κάθε ανιχνευτής κοιλιακής μαρμαρυγής θα πρέπει να ενεργοποιείται κατά την έναρξη του επεισοδίου της ταχυκαρδίας που προηγείται της μαρμαρυγής, αφού η ιατρική παρέμβαση πρέπει να γίνει το συντομότερο δυνατό. Με αυτόν το τρόπο δίνει χρόνο στους επιβλέποντες ιατρούς να ενεργήσουν έγκαιρα. Για το λόγο αυτό η βάση δεδομένων αυτή χαρακτηρίζεται ως βάση δεδομένων ταχυκαρδίας και όχι ως βάση δεδομένων κοιλιακής μαρμαρυγής [87].

Στα αρχεία της βάσης ο ελάχιστος αριθμός κανονικών παλμών που προηγούνται της έναρξης της ταχυκαρδίας είναι 61 . Ο μέσος χρόνος εκ των 8:30 λεπτών που διαρκεί το κάθε καρδιογράφημα μέχρι την έναρξη του επεισοδίου κοιλιακής μαρμαρυγής είναι 5:47 λεπτά με τυπική απόκλιση 2:01 λεπτά . Πέντε εκ των τριανταπέντε αρχείων (cu12, cu15, cu24, cu25, και cu32) είναι από ασθενείς με βηματοδότη (σε μερικές περιπτώσεις η παρουσία βηματοδότη δεν γίνεται εμφανής παρά μόνον από τη περιοδικότητα των παλμών). Πολλαπλές προσπάθειες ανάνηψης ασθενών είναι εμφανείς σε πολλά από τα καρδιογραφήματα Σημείωση ως προς τον συντάκτη.

Κεφάλαιο 4: Σχεδίαση του Θέματος

4.1 Διάγραμμα Ροής

Το διάγραμμα ροής που ακολουθήθηκε για την ανάλυση και εξαγωγή των αποτελεσμάτων παρατίθεται παρακάτω:



Διάγραμμα 1. Διάγραμμα Ροής

{1} Βάση Δεδομένων PhysioNet – 3.2 Ventricular Tachyarrhythmia database σελ 47

Η βάση δεδομένων της PhysioNet στην αρχική της μορφή με τα αρχεία κάθε ασθενή να είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα σε μορφή dat και το αρχείο σήμανσης των παλμών σε μορφή hea

{2} Μετατροπή ηλεκτροκαρδιογραφημάτων σε ανύσματα στο περιβάλλον MATLAB – 4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR σελ 53

Μεταφόρτωση των αρχείων μορφής dat στο περιβάλλον MATLAB και αποθήκευση καθενός από αυτά σε ένα άνυσμα αριθμητικών τιμών (vector)

{3} Μετατροπή των αρχείων σήμανσης παλμών σε άνυσμα χαρακτήρων στο περιβάλλον MATLAB - 4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR σελ 53

Μεταφόρτωση των αρχείων σήμανσης hea στο περιβάλλον MATLAB και αποθήκευση τους σε ένα άνυσμα χαρακτήρων (char array)

{4} Μετασχηματισμός του ανύσματος αριθμητικών τιμών σε ένα πίνακα πλάτους 32 στηλών - 4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR σελ 53

Μετασχηματισμός του ανύσματος αριθμητικών τιμών σε ένα πίνακα πλάτους 32 στηλών όπου η αλληλουχία των τιμών του αρχικού ανύσματος διατηρήθηκε ανά γραμμή του νέου πίνακα από αριστερά προς τα δεξιά

{5} Μετασχηματισμός του ανύσματος χαρακτήρων σε ένα πίνακα χαρακτήρων πλάτους 32 στηλών - 4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR σελ 53

Μετασχηματισμός του ανύσματος χαρακτήρων σε ένα πίνακα χαρακτήρων πλάτους 32 στηλών όπου η αλληλουχία των χαρακτήρων του αρχικού ανύσματος διατηρήθηκε ανά γραμμή του νέου πίνακα από αριστερά προς τα δεξιά

{6} Εξαγωγή των διαστημάτων RR μέσω της εργαλειοθήκης WFDB – 4.2 Ανίχνευση των διαστημάτων RR σελ 52

Έγινε εξαγωγή των διαστημάτων RR με χρήση της εγγενούς ρουτίνας ann2rr της εργαλειοθήκης WFDB σε περιβάλλον MATLAB

{7} Χαρακτηρισμός της κάθε γραμμής του πίνακα ως παθογενής ή μη - 4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR σελ 53

Χαρακτηρισμός της κάθε γραμμής του πίνακα ως παθογενής ή μη με τη λογική any δλδ παρουσία έστω και ενός παθογενούς παλμού χαρακτηρίζει ολόκληρη την γραμμή ως παθογενή και αποθήκευση των αποτελεσμάτων σε ένα άνυσμα στήλης

{8} Υπολογισμός των στατιστικών ροπών - 4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών σελ 54

Υπολογισμός των στατιστικών ροπών SDNN, SDSD, rMSSD, pNN5, pNN10, pNN50

{9} Δημιουργία πίνακα στατιστικών ροπών και χαρακτηρισμού σε περιβάλλον MATLAB - 4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών σελ 53

Συρραφή του πίνακα στατιστικών ροπών με το άνυσμα στήλης χαρακτηρισμού παθογένειας

{10} Μετατροπή του πίνακα σε αρχείο CSV - **4.3 Παραθυροποίηση των διαστημάτων RR** σελ 53

Μετατροπή του ενοποιημένου πίνακα στατιστικών ροπών – παθογένειας σε αρχείο comma separated values (csv) της εργαλειοθήκης excel

{11} **Μετατροπή του αρχείου csv σε αρχείο arff - 4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών** σελ 54

Μέσο των κανόνων προγραμματισμού των αρχείων arff μετατροπή του αρχείου csv σε αρχείο arff προγραμματιστικά (χωρίς χρήση αυτόματης μετατροπής), σε περιβάλλον notepad++

{12} **Εισαγωγή της βάσης δεδομένων σε περιβάλλον Weka - 4.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών** σελ 54

Μεταφόρτωση του αρχείου arff στο περιβάλλον Weka

{13} **Φίλτρο εξισορρόπησης της βάσης δεδομένων – 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

Χρήση του φίλτρου ClassBalancer του περιβάλλοντος Weka πάνω στην μεταβλητή χαρακτηρισμού παθογένειας και κατά συνέπεια εξισορρόπηση της βάσης δεδομένων σε ίσα ποσοστά παθογένειας και μη

{14} **Ταξινόμηση μέσω του αλγορίθμου J48 - 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

Ταξινόμηση μέσω του δέντρου αποφάσεων J48 και εξαγωγή τελικών αποτελεσμάτων

{15} **Ταξινόμηση μέσω αλγορίθμου Random Forest - 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

Ταξινόμηση μέσω του δέντρου αποφάσεων Random Forest και εξαγωγή τελικών αποτελεσμάτων

{16} **Ταξινόμηση μέσω αλγορίθμου JRip - 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

Ταξινόμηση μέσω του νευρωνικού δικτύου JRip και εξαγωγή τελικών αποτελεσμάτων

{17} **Ταξινόμηση μέσω αλγορίθμου BaysNet - 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

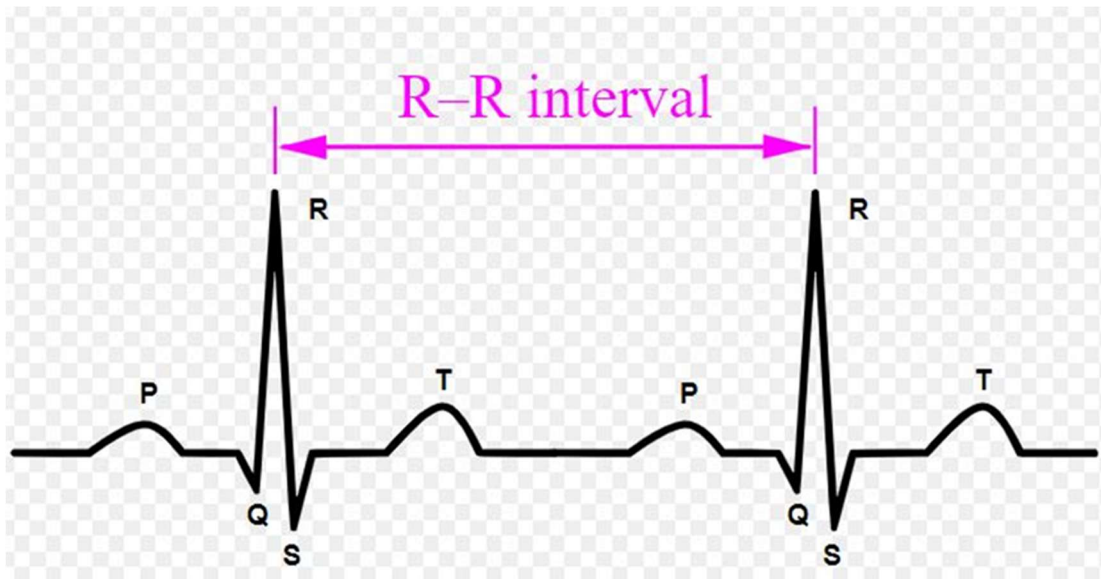
Ταξινόμηση μέσω του νευρωνικού δικτύου BaysNet και εξαγωγή τελικών αποτελεσμάτων

{18} **Ταξινόμηση μέσω αλγορίθμου NaiveBayes - 4.5 Αποτελέσματα** σελ 56

Ταξινόμηση μέσω του νευρωνικού δικτύου NaiveBayes και εξαγωγή τελικών αποτελεσμάτων

4.2 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR

Η ανίχνευση των διαστημάτων RR έγινε με την χρήση της ειδικής εργαλειοθήκης WFDB Toolbox της MATLAB . Πρόκειται για μια συλλογή ρουτινών για την εγγραφή , ανάγνωση και επεξεργασία σημάτων φυσιολογικού χαρακτήρα και χρονικών σειρών εξειδικευμένη για χρήση στις βάσεις δεδομένων της Physionet από όπου φυσικά προήλθε και η εν λόγω βάση . Η χρήση της κρίθηκε επιβεβλημένη κυρίως για την εξαγωγή της σήμανσης των καρδιακών παλμών και του συγχρονισμού των τελευταίων με τους παλμούς του καρδιογραφήματος [88].



Εικόνα 10 Απεικόνιση του Διαστήματος μεταξύ δύο παλμών Πηγή: Mdpi.com

Συγκεκριμένα έγινε χρήση της ρουτίνας `ann2rr` εγγενής στην εργαλειοθήκη WFDB για την εξαγωγή των διαστημάτων και το συγχρονισμό τους με τις σημάνσεις των καρδιακών παλμών . Το αποτέλεσμα της ρουτίνας πάνω στο καρδιογράφημα (ECG) είναι ένα μονοδιάστατο άνυσμα με τιμές τα διαστήματα RR το οποίο σε περεταίρω βήμα μορφοποιήθηκε αναλόγως [89].

4.3 ΠΑΡΑΘΥΡΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR

Με την εξαγωγή των διαστημάτων RR του κάθε ασθενούς και την αποθήκευση τους σε ένα άνυσμα (vector) στο περιβάλλον MATLAB έγινε κατακερματισμός των τιμών τους ανά 32 παρατηρήσεις. Λόγο του διαφορετικού αριθμού παλμών σε κάθε καρδιογράφημα και την επιλογή του συνόλου των 32 παρατηρήσεων για παραθυροποίηση τους έπρεπε να απορριφτούν κάποιες εκ των τιμών του αρχικού ανύσματος , ώστε να είναι δυνατή η κατάτμηση του σε ομάδες πλάτους 32. έπρεπε με κάποιο κριτήριο να επιλεγεί ποιές από τις τιμές θα απορριφθούν. Επειδή όπως αναφέρεται εκτενώς στη περιγραφή της βάσης δεδομένων ότι οι παθολογικές περιοχές στα καρδιογραφήματα εμφανίζονται κατά μέσο όρο 5 λεπτά μετά την έναρξη με τυπική απόκλιση 2 λεπτών κρίθη4 κε βέλτιστο να απορριφθούν οι παρατηρήσεις (διαστήματα RR) από την αρχή του ανύσματος όπου οι παλμοί κρίνονταν όλοι φυσιολογικοί.

Μετά την κατάτμηση του αρχικού ανύσματος σε ομάδες πλάτους των 32 διαστημάτων RR κάθε ομάδα αποθηκευτική σε ένα πίνακα (matrix) για κάθε ασθενή ξεχωριστά . Η ίδια διαδικασία εφαρμόστηκε και στο αρχείο σήμανσης των παλμών .έτσι δημιουργήθηκαν δύο πίνακες για κάθε καρδιογράφημα ίσων διαστάσεων όπου κάθε γραμμή έχει πλάτος 32 και υπήρχαν όσες γραμμές απαιτούντο για την κάλυψη όλων των τιμών του αρχικού ανύσματος . Ο πρώτος πίνακας περιείχε τα διαστήματα RR σε μονάδες msec και ο δεύτερος τον χαρακτηρισμό σε παθολογικής ή μη του κάθε διαστήματος.

Τέλος δημιουργήθηκε ένα άνυσμα στήλης (column vector) όπου για κάθε γραμμή του πίνακα διαστημάτων RR όπου παρουσιάστηκε έστω και ένας παλμός με παθογένεια εκ των 32 της κάθε γραμμής του πίνακα, η γραμμή χαρακτηριζόταν ως παθογενής με σήμανση 1 και όταν δεν παρουσιαζόταν καμία παθογένεια τότε χαρακτηριζόταν υγιείς με σήμανση 0.

4.4 ΕΞΑΓΩΓΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ

Οι στατιστικές ροπές που χρησιμοποιήθηκαν ανά ομάδα 32 διαστημάτων RR ήταν οι εξής [90] :

Τυπική απόκλιση των διαστημάτων RR, SDNN ή SDRR:

$$SDNN = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(RR_i - \mu)^2}{N}}$$

όπου μ νοείται η μέση τιμή της εκάστοτε ομάδας 32 RR

Τυπική απόκλιση διαδοχικών διαφορών SDSD :

$$SDSD = \sqrt{\sum_{i=1}^{N-1} \frac{(RR_i - RR_{i+1})^2}{N-1}}$$

όπου μ νοείται η μέση τιμή της εκάστοτε ομάδας 32 RR

Τετραγωνική ρίζα του μέσου των τετραγώνων των διαδοχικών διαφορών rMSSD:

$$rMSSD = \sqrt{\sum_{i=1}^{N-1} \frac{(RR_i - RR_{i+1})^2}{N-1}}$$

Ποσοστό των περιπτώσεων μεγαλύτερης διαφοράς των 5msec pNN5:

Στατιστική ροπή που υπολογίζει τι ποσοστό εκ των διαφορών των διαστημάτων RR είναι άνω των 5 msec και δίδεται από το τύπο (με σήμανση ψευδοκώδικα) :

$$pNN5 = 100 \frac{\sum |RR_i - RR_{i+1}| > 5}{N}$$

Ποσοστό των περιπτώσεων μεγαλύτερης διαφοράς των 5msec **pNN10**:

Στατιστική ροπή που υπολογίζει τι ποσοστό εκ των διαφορών των διαστημάτων RR είναι άνω των 10 msec και δίδεται από το τύπο (με σήμανση ψευδοκώδικα) :

$$pNN10 = 100 \frac{\sum |RR_i - RR_{i+1}| > 10}{N}$$

Ποσοστό των περιπτώσεων μεγαλύτερης διαφοράς των 5msec **pNN50**:

Στατιστική ροπή που υπολογίζει τι ποσοστό εκ των διαφορών των διαστημάτων RR είναι άνω των 50 msec και δίδεται από το τύπο (με σήμανση ψευδοκώδικα) :

$$pNN50 = 100 \frac{\sum |RR_i - RR_{i+1}| > 50}{N}$$

Οι παραπάνω στατιστικές ροπές αφού υπολογίστηκαν για κάθε γραμμή του πίνακα των διαστημάτων RR τοποθετήθηκαν ως στήλες στη σειρά για διαμορφώσουν τη νέα βάση δεδομένων που θα χρησιμοποιηθεί παρακάτω για την ανάλυση μέσω κατάλληλου ταξινομητή . Συνεπώς δημιουργήθηκε ένας πίνακας με πρώτη στήλη τον αριθμό του εκάστοτε ασθενή (1-35) που αναφέρεται στην εκάστοτε 32αδα διαστημάτων RR, επόμενη στήλη τη στατιστική ροπή SDNN , επόμενη στήλη τη στατιστική ροπή rMSSD ,επόμενη στήλη τη στατιστική ροπή SDD και τρεις επόμενες στήλες τις ροπές pNN5 ,pNN10 , pNN50 αντίστοιχα και τέλος της στήλη που χαρακτηρίζει την εκάστοτε ομάδα ως παθογενή ή μη

588x8 [table](#)

patientNum	SDNN	rMSSD	SDSD	PNN5	PNN10	PNN50	pathogenic
1	5.8882	7.923	269.7	54.839	12.903	0	0
1	5.12	5.5504	265.49	38.71	3.2258	0	0
1	3.9509	5.4536	265.18	29.032	6.4516	0	0
1	7.1528	8.0462	262.94	54.839	22.581	0	0
1	6.9989	9.4715	266.69	58.065	32.258	0	0
1	5.1795	7.1482	256.75	54.839	16.129	0	1
2	0.95556	1.0776	133.66	0	0	0	0
2	0.83794	0.78288	134.32	0	0	0	0
2	1.9111	1.6656	134.5	3.2258	0	0	0
2	22.096	27.73	130.2	41.935	25.806	12.903	0
2	16.605	17.516	134.02	19.355	12.903	6.4516	0
2	4.9251	8.4395	139.04	25.806	22.581	0	0
2	1.0416	1.1778	139.88	0	0	0	0
2	6.3882	11.006	140.84	9.6774	9.6774	0	0
2	2.2185	3.7157	141.11	9.6774	3.2258	0	0
2	3.511	6.0322	141.91	9.6774	9.6774	0	0
2	18.433	18.303	136.98	25.806	12.903	6.4516	0
2	31.556	17.562	92.927	54.839	45.161	3.2258	0
2	6.3022	10.703	141.28	29.032	22.581	0	0
2	4.3477	7.3944	141.78	9.6774	9.6774	0	0
2	17.561	18.866	139.19	16.129	12.903	6.4516	0
2	1.7785	2.2647	140.27	3.2258	0	0	0
2	3.9	6.7058	142	16.129	16.129	0	0
2	2.3979	3.8058	143.08	12.903	3.2258	0	0
2	3.819	6.1145	143.07	16.129	6.4516	0	0
2	23.272	25.386	133.97	29.032	16.129	12.903	0
2	21.152	21.883	133.36	54.839	38.71	9.6774	0
2	0.93906	1.356	141.88	0	0	0	0
2	6.2045	11.272	141.11	22.581	16.129	0	0
2	6.033	10.238	142.44	45.161	12.903	0	0
2	2.8723	4.8693	141.99	19.355	6.4516	0	0
2	17.42	18.845	139.29	12.903	9.6774	6.4516	0

Εικόνα 11 Μέρος της νέας βάσης δεδομένων Πηγή : Στιγμιότυπο MATLAB

Κατόπιν έγινε εξαγωγή της βάσης δεδομένων από το περιβάλλον MATLAB όπου βρισκόταν υπό τη μορφή μεταβλητής table σε αρχείο CSV (comma separated values) και βάση των κανόνων προγραμματισμού αρχείων arff συντάχθηκε ο κώδικας για την μετατροπή του αρχείου στη μορφή αυτή σε περιβάλλον Notepad++ και μετονομασία του αρχείου ώστε να περιέχει τη σωστή κατάληξη **.arff** . Τέλος έγινε εισαγωγή της τελικής μορφής του αρχείου στο περιβάλλον Weka.

Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα

Για τη περιγραφή και αποτίμηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν κατάλληλες στατιστικές μετρικές και πίνακες των οποίων η ερμηνεία παρατίθεται παρακάτω.

Στην στρωματοποιημένη ανάλυση χρησιμοποιήθηκε η στατιστική Kappa ως ένα από τα μέτρα αποτίμησης των αποτελεσμάτων. Είναι μια στατιστική ροπή που χρησιμοποιείται κυρίως σε δεδομένα τα οποία είναι απόρροια μιας ταξινόμησης και για αυτό το λόγο έγινε χρήση της. Μετράει το βαθμό συμβατότητας μεταξύ δύο μεταβλητών. Δηλαδή στη περίπτωση της αποτίμησης ενός ταξινομητή συγκρίνει τη πιθανότητα σύμπτωσης με τα αναμενόμενα αποτελέσματα, με την προϋπόθεση να είναι τα ποσοστά αυτά ανεξάρτητα. Οι τιμές τις είναι στο εύρος $[-1,1]$ με το άνω όριο να σημαίνει πλήρη σύμπτωση και το μηδέν να σημαίνει μη συμβατότητα. Αρνητική τιμή της συγκεκριμένης μετρικής σημαίνει ότι ο ταξινομητής έχει αποτελέσματα χειρότερα από τυχαία ταξινόμηση.

Το μέσο απόλυτο σφάλμα είναι επίσης μια μετρική που χρησιμοποιείτε για την αποτίμηση ενός ταξινομητή. Η μετρική αυτή είναι στην ουσία η απόλυτη τιμή της μέσης τιμής των ατομικών σφαλμάτων των προβλέψεων πάνω σε όλη τη βάση δεδομένων. Ως ατομικό σφάλμα νοείται η διαφορά μεταξύ πραγματικής τιμής και τιμής πρόβλεψης.

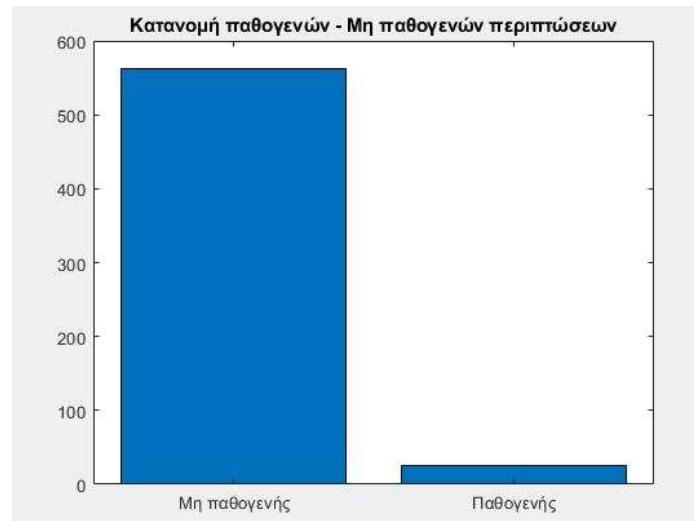
Η ρίζα του μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος είναι η τυπική απόκλιση των ατομικών σφαλμάτων και είναι ένας δείκτης του πόσο απλωμένα είναι τα σφάλματα γύρο από τη μέση τιμή τους.

Το σχετικό απόλυτο σφάλμα υπολογίζει την επίδοση του ταξινομητή ενάντια στην απόδοση ενός τετριμμένου μοντέλου. Στη περίπτωση μας το τετριμμένο μοντέλο είναι η έκφανση όλων των περιπτώσεων να είναι αυτή της πολυπληθέστερης κλάσης. Επειδή η βάση δεδομένων εξισορροπήθηκε μέσω φίλτρου και τα στατιστικά βάρη και των δύο κλάσεων είναι ίσα το τετριμμένο μοντέλο αποδίδει κατά 50%. Τιμές αυτής της μετρικής κάτω του 1 σημαίνουν ότι το μοντέλο αποδίδει καλύτερα από το τη τετριμμένη εκδοχή.

Η ρίζα του σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος είναι επίσης μια μετρική αποτίμησης της επίδοσης ενός ταξινομητή που επιπρόσθετα με το σχετικό τετραγωνισμένο σφάλμα είναι ομαλοποιημένη δηλαδή λαμβάνει υπόψη το μέγεθος της βάσης. Οι τιμές τις κυμαίνονται από το μηδέν ως το άπειρο με βέλτιστη τιμή το μηδέν που σημαίνει πλήρη ευστοχία στα αποτελέσματα

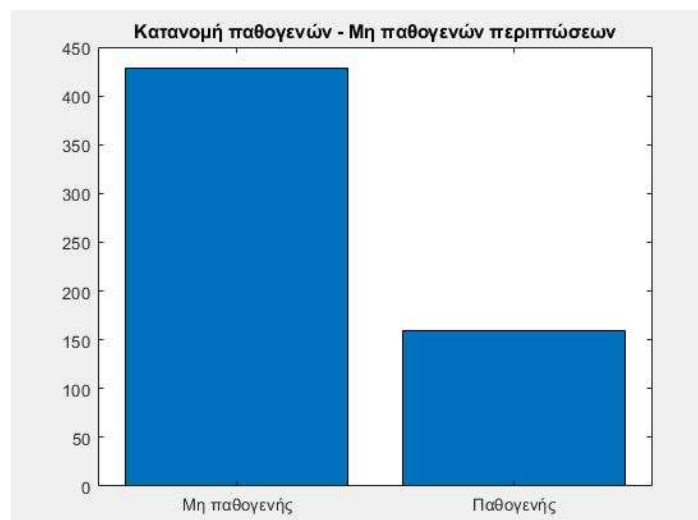
5.1 Αναμόρφωση της βάσης δεδομένων

Λόγω του ότι η πλειονότητα των υποσυνόλων RR στην αρχική βάση δεδομένων ήταν μη παθογενή σε αναλογία 19 προς 1 κρίθηκε αναγκαίο να γίνει εξισορρόπηση της βάσης. Ο λόγος είναι ότι οι ταξινομητές μπορούν να επιτύχουν μεγάλη ακρίβεια χαρακτηρίζοντας ολόκληρη τη βάση ως μη παθογενή καθιστώντας την ανάλυση μη παραγωγική.



Διάγραμμα 2 Κατανομή πληθυσμού βάσης δεδομένων

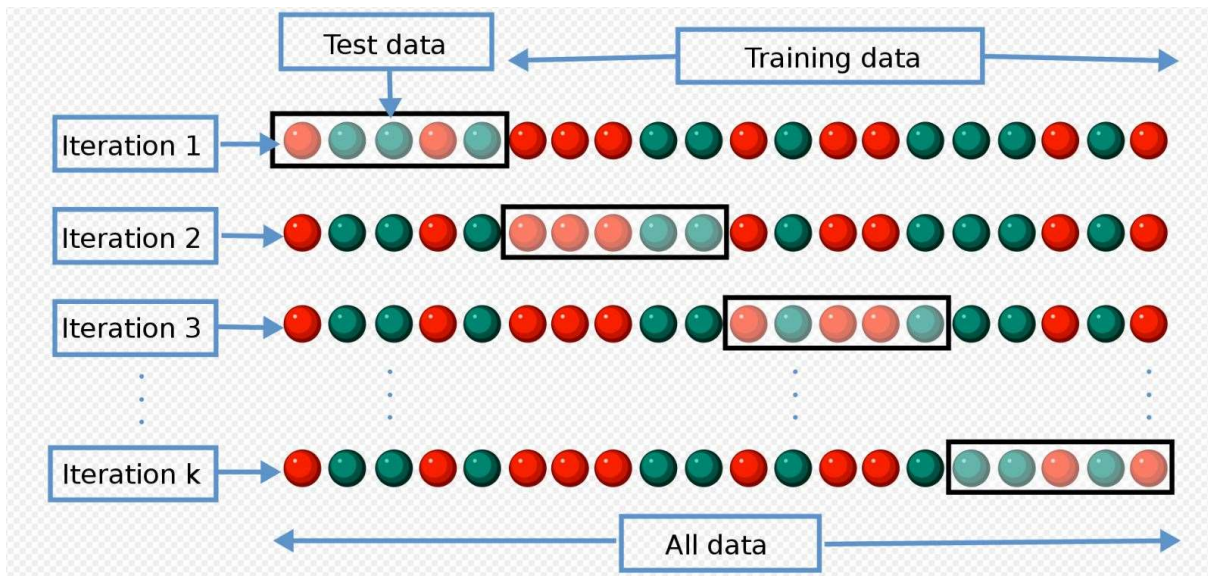
Χρησιμοποιήθηκε το φίλτρο Resample του Weka κατά το διάστημα της προεργασίας των δεδομένων ώστε τα ποσοστά παθογενών και μη περιπτώσεων να εξισορροπηθούν ως προς τα στατιστικά βάρη τους. Στο ως άνω φίλτρο ορίστηκε ο συντελεστής `biasedUniformClass` στο 0.5. Ο συγκεκριμένος συντελεστής ορίζει το στατιστικό βάρος κάθε κλάσης ταξινόμησης ως προς τη σημαντικότητα του. Σε μια δυαδική επιλογή ταξινόμησης όπως στη υπό περίπτωση μελέτη, δηλαδή παθογενής ή μη παθογενής η τιμή 0.5 προσδίδει ίσο βάρος και στις δύο εκδοχές. Αυτό δε σημαίνει ότι η αναπροσαρμογή της βάσης δεδομένων θα αποδώσει ίσο αριθμό εκδοχών και στις δύο κλάσεις. Αυτό θα συνέβαινε αν ο αρχικός πληθυσμός ήταν κοντά σε ισορροπία. Μετά την εφαρμογή του φίλτρου η κατανομή των κλάσεων φαίνεται στο Διάγραμμα 3.



Διάγραμμα 3 Νέα κατανομή πληθυσμού βάσης δεδομένων

Όπου ο πληθυσμός της πρώτης κλάσης μειώθηκε σε 428 μη παθογενής περιπτώσεις και ο πληθυσμός της δεύτερης κλάσης αυξήθηκε από 25 αρχικά σε 159.

ΔΙΑΣΤΑΥΡΟΥΜΕΝΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ (CROSS VALIDATION)



Εικόνα 12 Αναπαράσταση διασταυρούμενης αξιολόγησης

Έγινε χρήση της επιλογής διασταυρούμενης αξιολόγησης (cross validation) με επιλογή τιμής 10 στο πεδίο folds. Οι αλγόριθμοι επιβλεπόμενης μηχανικής μάθησης χρησιμοποιούν ένα μέρος της βάσης δεδομένων για να εκπαιδευτούν ως προς τη ταξινόμηση του υπολοίπου. Συνεπώς το τελικό αποτέλεσμα έχει μεγάλη εξάρτηση από το αρχικό τμήμα της βάσης δεδομένων που επιλέχθηκε για να γίνει η εκπαίδευση. Για να ελαχιστοποιηθεί η εξάρτηση αυτή για τη δημιουργία του τμήματος της βάσης δεδομένων που θα γίνει η εκπαίδευση του αλγορίθμου επιλέγονται τυχαίες περιπτώσεις από όλο το πληθυσμό. Η διαδικασία διασταυρούμενης αξιολόγησης αναφαίρετε στην ως άνω μέθοδο επιλογής. Το πεδίο folds ορίζει πόσες φορές θα δημιουργηθεί το τμήμα της βάσης δεδομένων που θα εκπαιδευτεί ο αλγόριθμος.

Με τη τυχαία ανακατάταξη ολόκληρης της βάσης δεδομένων και την διασταυρούμενη αξιολόγηση αίρετε η εξάρτηση του αποτελέσματος από την επιλογή του τμήματος που θα επιλεγεί για την εκπαίδευση του εκάστοτε αλγορίθμου καθώς και η αυτοσυσχέτιση που είναι αναπόφευκτο να υπάρχει μεταξύ των γειτονικών ομάδων καρδιακών παλμών που προέρχονται από το ίδιο ηλεκτροκαρδιογράφημα.

5.2 Σχολιασμός Αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα ανά ταξινομητή παρατίθενται παρακάτω:

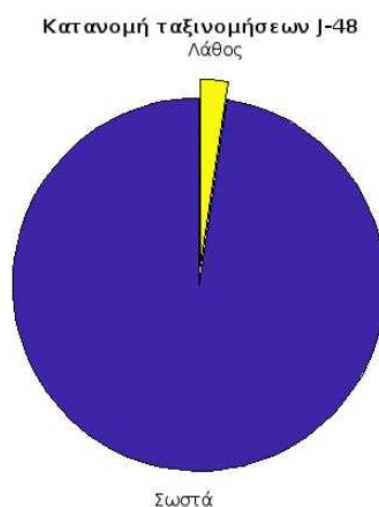
Ταξινομητής J-48

Τα αποτελέσματα της διασταυρούμενης στρωματοποιημένης ανάλυσης παρατίθεται στο Πίνακα 2:

Πίνακας 2 Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή J-48

Σωστά ταξινομημένες περιπτώσεις	573	97,615%
Λανθασμένα ταξινομημένες περιπτώσεις	14	2,385%
Στατιστική Καρρα	0,9403	
Μέσο απόλυτο σφάλμα	0,032	
Ρίζα μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος	0,1514	
Σχετικό απόλυτο σφάλμα	8,0945%	
Ρίζα σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος	34,0624%	
Σύνολο περιπτώσεων	587	

Το δέντρο αποφάσεων J-48 αρχειοθέτησε 97,615% σωστά σε σύνολο 587 περιπτώσεων. Η μετρική Καρρα με τιμή 0,9403 > 0 δείχνει αρκετά καλή επίδοση. Το μέσο απόλυτο σφάλμα με τιμή 0.032 δείχνει αρκετά μικρό εύρος στα λάθος αποτελέσματα το οποίο σε ένα βαθμό δικαιολογείτε καθώς ο ταξινομητής αποφαινεται σε δύο μόνο εκδοχές.



Διάγραμμα 3 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων J-48

Στο πίνακα σύγκρισης φαίνεται ότι 418 μη παθογόνες περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και 10 μη παθογόνες περιπτώσεις λανθασμένα ως θετικές ενώ αντίστοιχα 155 παθογόνες περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και 10 λανθασμένα ως μη παθογόνες.

Πίνακας 3 Πίνακας Σύγκυσης Ταξινομητή J-48

Μη παθογενής	Παθογενής
418	10
4	155

Ταξινομητής Random Forest

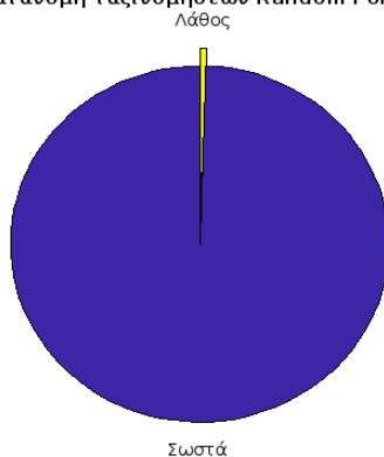
Τα αποτελέσματα της διασταυρούμενης στρωματοποιημένης ανάλυσης παρατίθεται στο Πίνακα 4:

Πίνακας 4. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή Random Forest

Σωστά ταξινομημένες περιπτώσεις	584	99,4889%
Λανθασμένα ταξινομημένες περιπτώσεις	3	0,5111%
Στατιστική Καρρα	0,9871	
Μέσο απόλυτο σφάλμα	0,0382	
Ρίζα μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος	0,0999	
Σχετικό απόλυτο σφάλμα	9,6554%	
Ρίζα σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος	22,4902%	
Σύνολο περιπτώσεων	587	

Το δέντρο αποφάσεων Random Forest αρχειοθέτησε το 99,4889% σωστά σε σύνολο 587 περιπτώσεων. Η μετρική Καρρα δείχνει σχεδόν τέλεια σύγκλιση με τιμή 0,9871. Το μέσο απόλυτο σφάλμα 0,0382 δείχνει πολύ μικρή διακύμανση γύρο από τη μέση τιμή σφάλματος.

Κατανομή ταξινομήσεων Random Forest



Διάγραμμα 4 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων Random Forest

Πίνακας 5. Πίνακας Σύγκυσης Ταξινομητή Random Forest

Μη παθογενής	Παθογενής
426	2
1	158

Στο πίνακα σύγκυσης φαίνεται ότι 426 μη παθογενής περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και 2 μη παθογενής περιπτώσεις λανθασμένα ως θετικές ενώ αντίστοιχα 158 παθογενής περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και μόλις 1 λανθασμένα ως μη παθογενής.

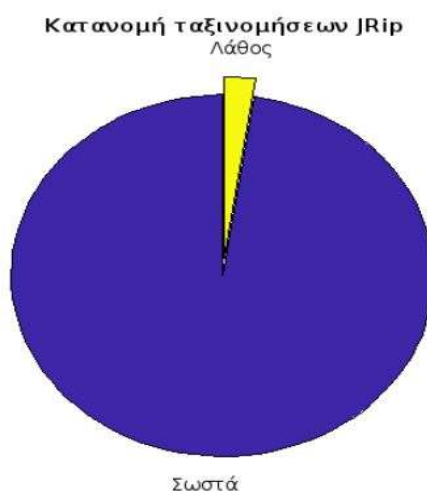
Ταξινομητής JRip

Τα αποτελέσματα της διασταυρούμενης στρωματοποιημένης ανάλυσης παρατίθεται στο Πίνακα 6:

Πίνακας 6. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή JRip

Σωστά ταξινομημένες περιπτώσεις	573	97,615%
Λανθασμένα ταξινομημένες περιπτώσεις	14	2,385%
Στατιστική Καρρα	0,9401	
Μέσο απόλυτο σφάλμα	0,0342	
Ρίζα μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος	0,1515	
Σχετικό απόλυτο σφάλμα	8,6541%	
Ρίζα σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος	34,0977%	
Σύνολο περιπτώσεων	587	

Ο ταξινομητής JRip αρχειοθέτησε το 97,615% των περιπτώσεων σωστά και η στατιστική Καρρα καταδεικνύει καλή απόδοση με τιμή 0,9401. Εμφανίζει μικρό μέσο απόλυτο σφάλμα με τιμή 0,0342 και ίδια περίπου επίδοση με τους υπόλοιπους ταξινομητές όσο αφορά το σχετικό απόλυτο σφάλμα στο 8,6541%.



Διάγραμμα 5 Κατανομή ταξινομήσεων δέντρου αποφάσεων JRip

Πίνακας 7. Πίνακας Σύγκυσης Ταξινομητή JRip

Μη παθογενής	Παθογενής
419	9
5	154

Το μικρό μέσο απόλυτο σφάλμα φαίνεται και στο πίνακα σύγκυσης όπου 419 μη παθογενής περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και 9 εσφαλμένα ενώ αντίστοιχα 154 παθογενής περιπτώσεις ταξινομήθηκαν σωστά και 5 λανθασμένα.

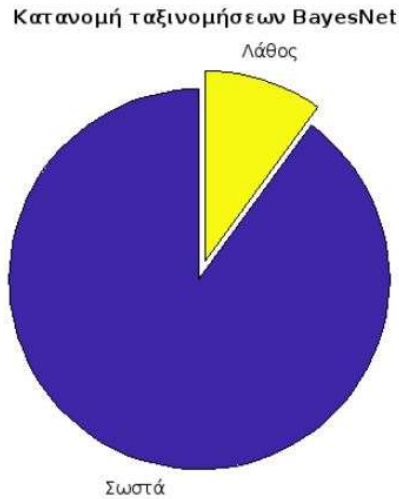
Ταξινομητής BayesNet

Τα αποτελέσματα της διασταυρούμενης στρωματοποιημένης ανάλυσης παρατίθεται στο Πίνακα 8:

Πίνακας 8. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή BayesNet

Σωστά ταξινομημένες περιπτώσεις	528	89,9489%
Λανθασμένα ταξινομημένες περιπτώσεις	59	10,0511%
Στατιστική Καρρα	0,7557	
Μέσο απόλυτο σφάλμα	0,1139	
Ρίζα μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος	0,2805	
Σχετικό απόλυτο σφάλμα	28,814%	
Ρίζα σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος	63,1232%	
Σύνολο περιπτώσεων	587	

Το νευρωνικό δίκτυο BayesNet αρχειοθέτησε σωστά στο 89,9489% των περιπτώσεων με τη μετρική Καρρα να είναι στο 0.7557 και να δείχνει μέτρια απόδοση. Το μέσο απόλυτο σφάλμα είναι αρκετά μεγάλο στο 28,814%.



Διάγραμμα 6 Κατανομή ταξινομήσεων νευρωνικού δικτύου BayesNet

Πίνακας 9. Πίνακας Σύγκυσης Ταξινομητή BayesNet

Μη παθογενής	Παθογενής
388	40
19	140

Στο πίνακα σύγκυσης φαίνεται ότι το δίκτυο BayesNet τα πήγε πολύ μέτρια στις μη παθογενής περιπτώσεις αφού πέτυχε 388 και καταχώρησε λάθος 40. Μεγάλη απόκλιση παρουσιάζεται και στις παθογενής με 140 να έχουν καταχωρηθεί σωστά και 19 λανθασμένα.

Ταξινομητής MultiLayerPerceptron

Τα αποτελέσματα της διασταυρούμενης στρωματοποιημένης ανάλυσης παρατίθεται στο Πίνακα 10.

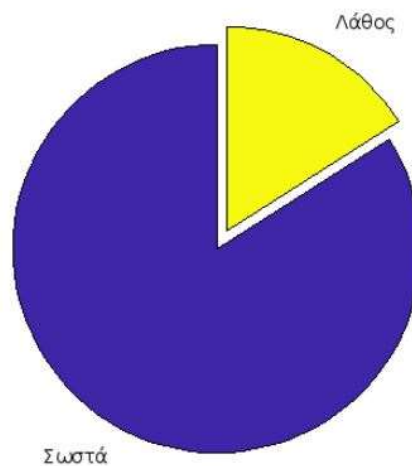
Πίνακας 10. Διασταυρούμενη Στρωματοποιημένη Ανάλυση Ταξινομητή MultiLayerPerceptron

Σωστά ταξινομημένες περιπτώσεις	493	83,9864%
Λανθασμένα ταξινομημένες περιπτώσεις	94	16,0136%
Στατιστική Καρρα	0,556	
Μέσο απόλυτο σφάλμα	0,2402	
Ρίζα μέσου τετραγωνισμένου σφάλματος	0,3555	

Σχετικό απόλυτο σφάλμα	60,7611%
Ρίζα σχετικού τετραγωνισμένου σφάλματος	79,995%
Σύνολο περιπτώσεων	587

Το νευρωνικό δίκτυο MultiLayerPerceptron κατάφερε να καταχωρήσει 493 περιπτώσεις σωστά και η στατιστική Kappa με τιμή 0,556 καταδεικνύει μέτρια επίδοση. Αυτό αντικατοπτρίζετε και στο μέσο απόλυτο σφάλμα με τιμή 0,2402 και εξίσου στη ρίζα του τετραγωνισμένου απόλυτου σφάλματος με τιμή 0,3555.

Κατανομή ταξινομήσεων MultiLayerPerceptron



Διάγραμμα 7 Κατανομή ταξινομήσεων νευρωνικού δικτύου MultiLayerPerceptron

Πίνακας 11. Πίνακας Σύγχυσης Ταξινομητή MultiLayerPerceptron

	Μη παθογενής	Παθογενής
Μη παθογενής	403	25
Παθογενής	69	90

Κεφάλαιο 6: Συμπεράσματα

6.1 Σύνοψη της εργασίας

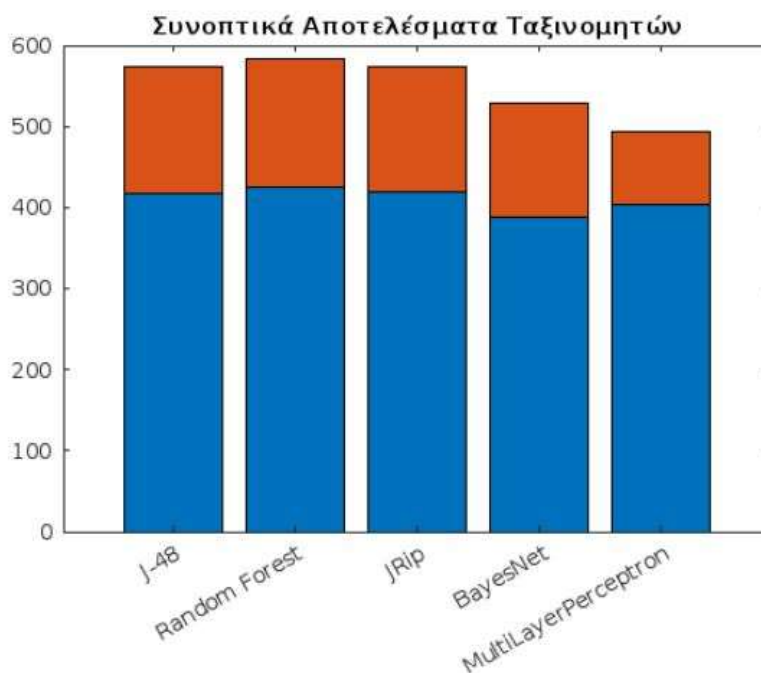
Χρησιμοποιήθηκε η βάση δεδομένων Ventricular Tachyarrhythmia Database της PhysioNet και συγκεκριμένα το τμήμα “cu” που περιέχει καρδιογραφήματα 35 ασθενών που υπέστησαν επεισόδιο κοιλιακής μαρμαρυγής. Σε όλες τις περιπτώσεις προηγείται του επεισοδίου ταχυκαρδία και σκοπός της εργασίας αυτής αποτελεί η έγκαιρη ανίχνευση της.

Τα καρδιογραφήματα των ασθενών συνοδεύονται από σήμανση στο πεδίο του χρόνου που χαρακτηρίζει κάθε παλμό ως φυσιολογικό ή μη. Έγινε κατάτμηση του κάθε καρδιογραφήματος σε ομάδες των 32 παλμών και ανάλογα με τη παρουσία παθογενών παλμών ή όχι κάθε ομάδα κατηγοριοποιήθηκε ως παθογενή ή μη. Κατόπιν υπολογίστηκαν οι στατιστικές ροπές που αναφέρονται στο υποκεφάλαιο 4.4 της παρούσης για κάθε ομάδα 32 παλμών ξεχωριστά και κατακρήθηκε πίνακας οι γραμμές του οποίου είναι οι στατιστικές ροπές της κάθε ομάδας και ως τελευταίο όρισμα ο χαρακτηρισμός της ομάδας ως παθογενής ή μη.

Κατόπιν ο πίνακας που προέκυψε από της ως άνω διαδικασία επεξεργάστηκε μέσω του λογισμικού Weka. Λόγο της επικράτησης των μη παθογενών περιπτώσεων στη νέα βάση δεδομένων, έγινε εξισορρόπηση της μέσω της εγγενούς ρουτίνας διασταυρούμενης εξισορρόπησης του λογισμικού Weka. Το νέο ισορροπημένο σύνολο δεδομένων εισάχθηκε σε πολλαπλούς ταξινομητές (δέντρα αποφάσεων και νευρωνικά δίκτυα) που είναι διαθέσιμα στο περιβάλλον Weka. Οι ταξινομητές αυτοί χρησιμοποίησαν μέρος της βάσης δεδομένων για να εκπαιδευτούν και κατόπιν ταξινόμησαν το υπόλοιπο της βάσης παράγοντας τα αποτελέσματα που παρατίθενται στο υποκεφάλαιο 5.2.

6.2 Συμπεράσματα

Με τη χρήση νευρωνικών δικτύων και δέντρων αποφάσεων επιτεύχθηκε ένα μέσο ποσοστό επιτυχίας ταξινόμησης 93,71% με υψηλότερο αυτό του δέντρου αποφάσεων Random Forest με το εντυπωσιακό ποσοστό 99,5%. Δεδομένου ότι η ταξινόμηση έχει μόνο δύο πιθανές εκδοχές και από το νόμο των μεγάλων αριθμών για τυχαία διαλογή έχουμε μια βάση για την αξιολόγηση των αλγορίθμων στο 50% επιτυχίας ταξινόμησης κάτω από την οποία ο αλγόριθμος αποδίδει χειρότερα από τυχαία επιλογή.



Διάγραμμα 8 Σύνοψη αποτελεσμάτων ταξινόμησης

Λαμβάνοντας υπόψη το μικρό μέγεθος της βάσης δεδομένων δηλαδή 587 περιπτώσεις. Το γεγονός ότι στην αρχική της μορφή οι μη παθογενείς περιπτώσεις ήταν η συντριπτική πλειοψηφία οπότε έπρεπε η βάση δεδομένων να εξισορροπηθεί με κλωνοποίηση των παθογενών περιπτώσεων και απόρριψη μερικών εκ το μη παθογενών το οποίο νομοτελειακά μειώνει την απόδοση των αλγορίθμων σε σχέση με αυτή που θα είχαν σε μια εξισορροπημένη εξ αρχής βάση. Τη χρήση ανάλυσης μόνο με μετρήσεις στο πεδίο του χρόνου και όχι συνδυαστική προσέγγιση μέσω ανάλυσης και στο πεδίο των συχνοτήτων, τα αποτελέσματα είναι εντυπωσιακά και δείχνουν μεγάλη εξάρτηση στις στατιστικές ροπές στο πεδίο του χρόνου. Τέλος διαπιστώνεται ότι δέντρα αποφάσεων είχαν αισθητά καλύτερη επίδοση σε σχέση με τα νευρωνικά δίκτυα. Τα τελευταία ενδέχεται να αυξάνουν την απόδοσή τους σε μεγαλύτερες βάσεις δεδομένων.

Παρόλο που το ποσοστό επιτυχίας είναι 93,71% είναι αρκετά υψηλό για την πρακτική εφαρμογή του ως ανιχνευτής σε πραγματικές συνθήκες προτείνεται να εισαχθούν και μετρήσεις στην περιοχή των συχνοτήτων για τη περαιτέρω βελτίωση του. Αυτό συμβαίνει διότι αν και η πρόληψη ενός επεισοδίου κοιλιακής μαρμαρυγής από έγκαιρη επέμβαση είναι υψίστης σημασίας, η επέμβαση ιατρικού προσωπικού είναι εξίσου σημαντικός πόρος. Συνεπώς η κλήση του τελευταίου σε λανθασμένους συναγερμούς ενέχει τεράστιο κόστος και αποτελεί σπατάλη του συγκεκριμένου πόρου.

6.3 Σύγκριση Αποτελεσμάτων

Πίνακας 12 Σύγκριση αποτελεσμάτων παρεμφερών πονημάτων

Εκπονητές	Βάση Δεδομένων	Μέθοδος	Αλγόριθμος	Ποσοστό Επιτυχίας
M.G Tsipouras, D.I Fotiadis, D.Sideris Murray A,editors. Computers in cardiology. Piscataway: IEEE, 2002. p. 485—88	MIT-BIH arrythmia database	Ανάλυση RR- interval για ταξινόμηση αρρυθμίας	Knowledge-based system	95,85%
M.G Tsipouras, D.I Fotiadis, D.Sideris Artificial Intelligence in Medicine (2005) 33, 237—250	MIT-BIH arrythmia database	Ανάλυση RR- interval για ταξινόμηση αρρυθμίας	Knowledge-based system	94,26%
M.G Tsipouras, C Voglis, I. E Legaris The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference (2005)	MIT-BIH arrythmia database	Ανάλυση ECG σήματος – Tachogram	Support Vector Machines	94.85%
C Soilemes	Ventricular Tachyarrhythmia database PhysioNet	Ανάλυση RR- interval για ταξινόμηση αρρυθμίας	Neural Networks Decision Trees	93.71%

Στο πίνακα 12 παρατίθενται παρεμφερή πονήματα πάνω στην ανίχνευση αρρυθμιών από την ανάλυση καρδιογραφήματος με μεθόδους μηχανικής μάθησης. Το ποσοστό που επιτεύχθηκε στο πλαίσιο αυτής της πτυχιακής εργασίας (93,71%) αν και χαμηλότερο από τα ως άνω πονήματα θεωρείται ότι πλησιάζει αρκετά το μέσο όρο (~94,5%) και κρίνεται ικανοποιητικό.

Βιβλιογραφία

Heart - Wikipedia. Διαθέσιμο στο: <https://en.wikipedia.org/wiki/Heart>

- [1] WHO (2021). Cardiovascular diseases (CVDs). Διαθέσιμο στο: [https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- [2] Cleveland Clinic Abu Dhabi (2019). Focuses on Prevention- Urgent need to Tackle Root Causes of Heart Disease: Obesity, Lack of Exercise, Smoking and Stress. Ανακτήθηκε στις 10 Αυγούστου από: <https://www.clevelandclinicabudhabi.ae/en/media-center/news/pages/survey-reveals-high-number-of-heart-risk-factors-across-uae-population.aspx>
- [3] Xie, L., Li, Z., Zhou, Y., He, Y., & Zhu, J. (2020). Computational Diagnostic Techniques for Electrocardiogram Signal Analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(21), 6318. <https://doi.org/10.3390/s20216318>
- [4] Sarazan, R. (2014). The QT Interval of the Electrocardiogram. *Encyclopedia Of Toxicology*, 10-15. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-386454-3.00917-9>
- [5] Matias, I., Garcia, N., Pirbhulal, S., Felizardo, V., Pombo, N., & Zacarias, H. et al. (2021). Prediction of Atrial Fibrillation using artificial intelligence on Electrocardiograms: A systematic review. *Computer Science Review*, 39, 100334. <https://doi.org/10.1016/j.cosrev.2020.100334>
- [6] Sampson, M., & McGrath, A. (2015). Understanding the ECG. Part 1: Anatomy and physiology. *British Journal Of Cardiac Nursing*, 10(11), 548-554. <https://doi.org/10.12968/bjca.2015.10.11.548>
- [7] Singh, S., Pandey, S., Pawar, U., & Janghel, R. (2018). Classification of ECG Arrhythmia using Recurrent Neural Networks. *Procedia Computer Science*, 132, 1290-1297. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.05.045>
- [8] Sztajzel J. (2004). Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss medical weekly*, 134(35-36), 514–522.
- [9] Gorman, N., & Salvador, F. (2022). *Circulatory (cardiovascular) system*. Kenhub. Retrieved 21 September 2022, from <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/circulatory-system>.

- [10] Whitaker, R. (2014). Anatomy of the heart. *Medicine*, 42(8), 406-408. <https://doi.org/10.1016/j.mpmed.2014.05.007>
- [11] Anderson, R., & Loukas, M. (2009). The importance of attitudinally appropriate description of cardiac anatomy. *Clinical Anatomy*, 22(1), 47-51. <https://doi.org/10.1002/ca.20741>
- [12] Muresian, H. (2009). The clinical anatomy of the mitral valve. *Clinical Anatomy*, 22(1), 85-98. <https://doi.org/10.1002/ca.20692>
- [13] James, T. N., & Sherf, L. (1971). Fine structure of the His bundle. *Circulation*, 44(1), 9–28. <https://doi.org/10.1161/01.cir.44.1.9>
- [14] Hildreth, V., Anderson, R., & Henderson, D. (2009). Autonomic innervation of the developing heart: Origins and function. *Clinical Anatomy*, 22(1), 36-46. <https://doi.org/10.1002/ca.20695>
- [15] Loukas, M., Groat, C., Khangura, R., Owens, D., & Anderson, R. (2009). The normal and abnormal anatomy of the coronary arteries. *Clinical Anatomy*, 22(1), 114-128.
- [16] Bazira, P. (2021). Clinically applied anatomy of the heart. *Surgery (Oxford)*, 39(3), 117-125. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2021.01.004>
- [17] Loukas, M., Bilinsky, S., Bilinsky, E., Matusz, P., & Anderson, R. (2010). The clinical anatomy of the coronary collateral circulation. *Clinical Anatomy*, NA-NA. <https://doi.org/10.1002/ca.20929>
- [18] Loukas, M., Bilinsky, S., Bilinsky, E., El-Sedfy, A., & Anderson, R. (2009a). Cardiac veins: A review of the literature. *Clinical Anatomy*, 22(1), 129-145. <https://doi.org/10.1002/ca.20745>
- [19] Padsalgikar, A. (2017). Cardiovascular System: Structure, Assessment, and Diseases. *Plastics In Medical Devices For Cardiovascular Applications*, 103-132. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-35885-9.00005-9>
- [20] Feher, J. (2012). The Electrocardiogram. *Quantitative Human Physiology*, 467-476. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-382163-8.00050-5>
- [21] Madona, P., Basti, R., & Zain, M. (2021). PQRST wave detection on ECG signals. *Gaceta Sanitaria*, 35, S364-S369. <https://doi.org/10.1016/j.gaceta.2021.10.052>
- [22] Hon, E. H., & Lee, S. T. (1963). Electronic Evaluation of The Fetal Heart Rate. Viii. Patterns Preceding Fetal Death, Further Observations. *American journal of obstetrics and gynecology*, 87, 814–826.
- [23] Malik, M., Bigger, J., Camm, A., Kleiger, R., Malliani, A., Moss, A., & Schwartz, P. (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17(3), 354-381. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868>
- [24] Schwartz M. S. & Andrasik, F. (2016). *Biofeedback: A Practitioner's Guide*, 4th Edition. New York: The Guilford Press.

- [25] Ewing, D., Martyn, C., Young, R., & Clarke, B. (1985). The Value of Cardiovascular Autonomic Function Tests: 10 Years Experience in Diabetes. *Diabetes Care*, 8(5), 491-498. <https://doi.org/10.2337/diacare.8.5.491>. [2] Timmis, A., Vardas, P., Townsend, N., Torbica, A., Katus, H., & De Smedt, D. et al. (2022). European Society of Cardiology: cardiovascular disease statistics 2021. *European Heart Journal*, 43(8), 716-799. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab892>
- [26] Wolf, M., Varigos, G., Hunt, D., & Sloman, J. (1978). Sinus Arrhythmia in Acute Myocardial Infarction. *Medical Journal Of Australia*, 2(2), 52-53. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.1978.tb131339.x>
- [27] Malik, M., Farrell, T., Cripps, T., & Camm, A. (1989). Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: Selection of optimal processing techniques. *European Heart Journal*, 10(12), 1060-1074. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a059428>.
- [28] Bigger, J., Fleiss, J., Rolnitzky, L., Steinman, R., & Schneider, W. (1991). Time course of recovery of heart period variability after myocardial infarction. *Journal Of The American College Of Cardiology*, 18(7), 1643-1649. [https://doi.org/10.1016/0735-1097\(91\)90497-w](https://doi.org/10.1016/0735-1097(91)90497-w)
- [29] Kleiger, R., Miller, J., Bigger, J., & Moss, A. (1987). Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American Journal Of Cardiology*, 59(4), 256-262. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(87\)90795-8](https://doi.org/10.1016/0002-9149(87)90795-8)
- [30] Mccraty, R., & Shaffer, F. (2015). Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health Risk. *Global Advances In Health And Medicine*, 4(1), 46-61. <https://doi.org/10.7453/gahmj.2014.073>.
- [31] Huikuri, H., Castellanos, A., & Myerburg, R. (2001). Sudden Death Due to Cardiac Arrhythmias. *New England Journal Of Medicine*, 345(20), 1473-1482. <https://doi.org/10.1056/nejmra000650>
- [32] Stroobandt, R. X. Barold, S. S. & Sinnaeve, A. F. (2009). *Implantable Cardioverter-Defibrillators Step by Step*. Oxford, UK: Wiley-Blackwell, Bibliography 125.
- [33] Brugada, J., Katritsis, D., Arbelo, E., Arribas, F., Bax, J., & Blomström-Lundqvist, C. et al. (2019). 2019 ESC Guidelines for the management of patients with supraventricular tachycardia The Task Force for the management of patients with supraventricular tachycardia of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, 41(5), 655-720. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehz467>
- [34] DeSimone, C., Naksuk, N., & Asirvatham, S. (2018). Supraventricular Arrhythmias: Clinical Framework and Common Scenarios for the Internist. *Mayo Clinic Proceedings*, 93(12), 1825-1841. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2018.07.019>
- [35] Vasan, R., & Levy, D. (2000). Defining Diastolic Heart Failure. *Circulation*, 101(17), 2118-2121. <https://doi.org/10.1161/01.cir.101.17.2118>
- [36] Iwasaki, Y., Nishida, K., Kato, T., & Nattel, S. (2011). Atrial Fibrillation Pathophysiology. *Circulation*, 124(20), 2264-2274. <https://doi.org/10.1161/circulationaha.111.019893>

- [37] Zoni-Berisso, M., Lercari, F., Carazza, T., & Domenicucci, S. (2014). Epidemiology of atrial fibrillation: European perspective. *Clinical Epidemiology*, 213. <https://doi.org/10.2147/cep.s47385>
- [38] Batul, S., Olshansky, B., Fisher, J., & Gopinathannair, R. (2017). Recent advances in the management of ventricular tachyarrhythmias. *F1000research*, 6, 1027. <https://doi.org/10.12688/f1000research.11202.1>
- [39] de Luna, A., Coumel, P., & Leclercq, J. (1989). Ambulatory sudden cardiac death: Mechanisms of production of fatal arrhythmia on the basis of data from 157 cases. *American Heart Journal*, 117(1), 151-159. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(89\)90670-4](https://doi.org/10.1016/0002-8703(89)90670-4)
- [40] Al-Khatib, S., Stevenson, W., Ackerman, M., Bryant, W., Callans, D., & Curtis, A. et al. (2018). 2017 AHA/ACC/HRS Guideline for Management of Patients With Ventricular Arrhythmias and the Prevention of Sudden Cardiac Death. *Circulation*, 138(13). <https://doi.org/10.1161/cir.0000000000000549>
- [41] John, R. M., Tedrow, U. B., Koplman, B. A., Albert, C. M., Epstein, L. M., Sweeney, M. O., Miller, A. L., Michaud, G. F., & Stevenson, W. G. (2012). Ventricular arrhythmias and sudden cardiac death. *Lancet (London, England)*, 380(9852), 1520–1529. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61413-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61413-5)
- [42] Myerburg, R. (2008). Implantable Cardioverter–Defibrillators after Myocardial Infarction. *New England Journal Of Medicine*, 359(21), 2245-2253. <https://doi.org/10.1056/nejmra0803409>
- [43] Figuera, C., Irusta, U., Morgado, E., Aramendi, E., Ayala, U., Wik, L., Kramer-Johansen, J., Eftestøl, T., & Alonso-Atienza, F. (2016). Machine Learning Techniques for the Detection of Shockable Rhythms in Automated External Defibrillators. *PloS one*, 11(7), e0159654. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0159654>
- [44] Prabhakararao, E., & Manikandan, M. (2016). Detection of life-threatening arrhythmias using random noise and zerocrossing information. *2016 International Conference On Wireless Communications, Signal Processing And Networking (Wispnet)*. <https://doi.org/10.1109/wispnet.2016.7566116>
- [45] Chow A. W. C. & Buxton, A. E. Eds. (2006). *Implantable Cardiac Pacemakers and Defibrillators*. Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd.
- [46] Seifert, M. (2013). Tachycardia Discrimination Algorithms in ICDs. *Cardiac Defibrillation*. <https://doi.org/10.5772/52657>
- [47] van Rees, J., Borleffs, C., de Bie, M., Stijnen, T., van Erven, L., Bax, J., & Schalij, M. (2011). Inappropriate Implantable Cardioverter-Defibrillator Shocks. *Journal Of The American College Of Cardiology*, 57(5), 556-562. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2010.06.059>
- [48] Singh, N., Moneghetti, K., Christle, J., Hadley, D., Plews, D., & Froelicher, V. (2018a). Heart Rate Variability: An Old Metric with New Meaning in the Era of using mHealth Technologies for Health and Exercise Training Guidance. Part One: Physiology and Methods. *Arrhythmia & Electrophysiology Review*, 7(3), 193. <https://doi.org/10.15420/aer.2018.27.2>

- [49] Kozák, M., Krivan, L., & Semrád, B. (2003). Circadian variations in the occurrence of ventricular tachyarrhythmias in patients with implantable cardioverter defibrillators. *Pacing and clinical electrophysiology : PACE*, 26(3), 731–735. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9592.2003.00124.x>
- [50] Pearson A. M. & Olson, W. H. (1997). Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database Version 1.0 from Medtronic, Inc. Διαθέσιμο στο: <https://www.physionet.org/physiobank/database/mvtdb/>
- [51] Sassi, R., Cerutti, S., Lombardi, F., Malik, M., Huikuri, H., & Peng, C. et al. (2015). Advances in heart rate variability signal analysis: joint position statement by the e-Cardiology ESC Working Group and the European Heart Rhythm Association co-endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society. *Europace*, 17(9), 1341-1353. <https://doi.org/10.1093/europace/euv015>
- [52] Parsi, A., O'Loughlin, D., Glavin, M., & Jones, E. (2020). Prediction of Sudden Cardiac Death in Implantable Cardioverter Defibrillators: A Review and Comparative Study of Heart Rate Variability Features. *IEEE Reviews In Biomedical Engineering*, 13, 5-16. <https://doi.org/10.1109/rbme.2019.2912313>
- [53] Boon, K., Bala Krishnan, M., & Khalil-Hani, M. (2016). Ventricular Tachyarrhythmia Prediction based on Heart Rate Variability and Genetic Algorithm. *TELKOMNIKA (Telecommunication Computing Electronics And Control)*, 14(3), 999. doi: 10.12928/telkomnika.v14i3.3665
- [54] Rajendra Acharya, U., Paul Joseph, K., Kannathal, N., Lim, C., & Suri, J. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(12), 1031-1051. doi: 10.1007/s11517-006-0119-0
- [55] Boon, K. H., Khalil-Hani, M., & Malarvili, M. B. (2018). Paroxysmal atrial fibrillation prediction based on HRV analysis and non-dominated sorting genetic algorithm III. *Computer methods and programs in biomedicine*, 153, 171–184. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.10.012>
- [56] Mani, V., Wu, X., Wood, M. A., Ellenbogen, K. A., & Hsia, P. W. (1999). Variation of spectral power immediately prior to spontaneous onset of ventricular tachycardia/ventricular fibrillation in implantable cardioverter defibrillator patients. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 10(12), 1586–1596. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8167.1999.tb00223.x>
- [57] Lee, H., Shin, S. Y., Seo, M., Nam, G. B., & Joo, S. (2016). Prediction of Ventricular Tachycardia One Hour before Occurrence Using Artificial Neural Networks. *Scientific reports*, 6, 32390. <https://doi.org/10.1038/srep3239058>
- [58] Shen, T. W., Shen, H. P., Lin, C. H., & Ou, Y. L. (2007). Detection and prediction of sudden cardiac death (SCD) for personal healthcare. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2007*, 2575–2578. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352855>
- [59] Roy, A.B., Dey, D., Banerjee, D., & Mohanty, B. (2013). Comparison of FFT, DCT, DWT, WHT Compression Techniques on Electrocardiogram and Photoplethysmography Signals.
- [60] Francesco, B., Maria Grazia, B., Emanuele, G., Valentina, F., Sara, C., Chiara, F., Riccardo, M., & Francesco, F. (2012). Linear and nonlinear heart rate variability indexes in clinical

practice. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2012, 219080. <https://doi.org/10.1155/2012/219080>

- [61] Cerutti S. (2009). In the spotlight: biomedical signal processing--a well established discipline or a paradigm to promising integrated visions?. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 2, 9–11. <https://doi.org/10.1109/RBME.2009.2034698>
- [62] Woo, M., Stevenson, W., Moser, D., & Middlekauff, H. (1994). Complex heart rate variability and serum norepinephrine levels in patients with advanced heart failure. *Journal Of The American College Of Cardiology*, 23(3), 565-569. doi: 10.1016/0735-1097(94)90737-4
- [63] Marciano, F., Migaux, M., Acanfora, D., Furgi, G., & Rengo, F. Quantification of Poincare' maps for the evaluation of heart rate variability. *Computers In Cardiology 1994*. doi: 10.1109/cic.1994.470126
- [64] Woo, M., Stevenson, W., Moser, D., Trelease, R., & Harper, R. (1992). Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure. *American Heart Journal*, 123(3), 704-710. doi: 10.1016/0002-8703(92)90510-3
- [65] Kamen, P. W., Krum, H., & Tonkin, A. M. (1996). Poincaré plot of heart rate variability allows quantitative display of parasympathetic nervous activity in humans. *Clinical science (London, England : 1979)*, 91(2), 201–208. <https://doi.org/10.1042/cs0910201>
- [66] Asl, B., Sharafat, A., & Setarehdan, S. (2012). AN ADAPTIVE BACKPROPAGATION NEURAL NETWORK FOR ARRHYTHMIA CLASSIFICATION USING R-R INTERVAL SIGNAL. *Neural Network World*, 22(6), 535-548. doi: 10.14311/nnw.2012.22.033
- [67] Ruan, X., Liu, C., Liu, C., Wang, X., & Li, P. (2011). Automatic detection of atrial fibrillation using R-R interval signal. *2011 4Th International Conference On Biomedical Engineering And Informatics (BMEI)*. doi: 10.1109/bmei.2011.6098492
- [68] Tsipouras, M. G., Fotiadis, D. I., & Sideris, D. (2005). An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal. *Artificial intelligence in medicine*, 33(3), 237–250. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2004.03.007>
- [69] Nasiri, J., Naghibzadeh, M., Yazdi, H., & Naghibzadeh, B. (2009). ECG Arrhythmia Classification with Support Vector Machines and Genetic Algorithm. *2009 Third Uksim European Symposium On Computer Modeling And Simulation*. doi: 10.1109/ems.2009.39
- [70] Ghodrati, A., & Marinello, S. (2008). Statistical analysis of RR interval irregularities for detection of atrial fibrillation. *2008 Computers In Cardiology*. doi: 10.1109/cic.2008.4749227
- [71] Shin, D. G., Yoo, C. S., Yi, S. H., Bae, J. H., Kim, Y. J., Park, J. S., & Hong, G. R. (2006). Prediction of paroxysmal atrial fibrillation using nonlinear analysis of the R-R interval dynamics before the spontaneous onset of atrial fibrillation. *Circulation journal : official journal of the Japanese Circulation Society*, 70(1), 94–99. <https://doi.org/10.1253/circj.70.94>
- [72] Lian, J., Wang, L., & Muessig, D. (2011). A simple method to detect atrial fibrillation using RR intervals. *The American journal of cardiology*, 107(10), 1494–1497. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2011.01.028>

- [73] Mahesh, V., Kandaswamy, A., Vimal, C., & Sathish, B. (2009). ECG arrhythmia classification based on logistic model tree. *Journal Of Biomedical Science And Engineering*, 02(06), 405-411. doi: 10.4236/jbise.2009.26058
- [74] Tsipouras, M. G., & Fotiadis, D. I. (2004). Automatic arrhythmia detection based on time and time-frequency analysis of heart rate variability. *Computer methods and programs in biomedicine*, 74(2), 95–108. [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(03\)00079-8](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(03)00079-8)
- [75] Tsipouras, M., Goletsis, Y., & Fotiadis, D. A method for arrhythmic episode classification in ECGs using fuzzy logic and markov models. *Computers In Cardiology*, 2004. doi: 10.1109/cic.2004.1442947
- [76] Tsipouras, M. G., Voglis, C., & Fotiadis, D. I. (2007). A framework for fuzzy expert system creation--application to cardiovascular diseases. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11), 2089–2105. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.893500>
- [77] Exarchos, T. P., Tsipouras, M. G., Exarchos, C. P., Papaloukas, C., Fotiadis, D. I., & Michalis, L. K. (2007). A methodology for the automated creation of fuzzy expert systems for ischaemic and arrhythmic beat classification based on a set of rules obtained by a decision tree. *Artificial intelligence in medicine*, 40(3), 187–200. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2007.04.001>
- [78] Tsipouras, M., Vogklis, K., Lagaris, I. & Fotiadis, D. (2005). Cardiac arrhythmia classification using support vector machines. *3rd European Medical & Biological Engineering Conference (EMBECE '05 , Prague, Czech Republic)*, (20-25 Nov. 2005).
- [79] Tsipouras, M., Fotiadis, D., & Sideris, D. (2003) Arrhythmia classification using the RR-interval duration signal. *Computers In Cardiology*. doi: 10.1109/cic.2002.1166815
- [80] Oikonomou, V., Tsipouras, M., Fotiadis, D., & Sideris, D. (2004). Knowledge-Based Systems For Arrhythmia Detection And Classification. *Advances In Scattering And Biomedical Engineering*. doi: 10.1142/9789812702593_0055
- [81] Tsipouras, M. & Fotiadis, D. (2003). An Efficient System for the Detection of Arrhythmic Segments in ECG Recordings based on non-Linear Features of the RR Interval Signal. *COMPUTERS IN CARDIOLOGY*, Volume 30, September 21 -24, Thessaloniki Chalkidiki, Greece. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.
- [82] Tsipouras, M., Oikonomou, V., Fotiadis, D., Michalis, L., & Sideris, D. (2004). Classification of atrial tachyarrhythmias in electrocardiograms using time frequency analysis. *Computers In Cardiology*. doi: 10.1109/cic.2004.1442918
- [83] Tsipouras, M. G., Exarchos, T. P., & Fotiadis, D. I. (2006). A comparison of methodologies for fuzzy expert system creation--application to arrhythmic beat classification. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2006*, 2316–2319. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260565>
- [84] Tsipouras, M. G., Exarchos, T. P., & Fotiadis, D. I. (2007). Integration of global and local knowledge for fuzzy expert system creation: application to arrhythmic beat classification. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and*

Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2007*, 3840–3843. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353170>

- [85] Brennan, M., Palaniswami, M., & Kamen, P. New insights into the relationship between Poincare plot geometry and linear measures of heart rate variability. *2001 Conference Proceedings Of The 23Rd Annual International Conference Of The IEEE Engineering In Medicine And Biology Society*. <https://doi.org/10.1109/iembs.2001.1018984>
- [86] Nolle FM, Badura FK, Catlett JM, Bowser RW, Sketch MH. CREI –GARD, a new concept in computerized arrhythmia monitoring systems. *Computers in Cardiology* 13 : 515–518(1986).
- [87] Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J. , Ivanov, P.C., M ark, R., ...& Stanley, H.E.(2000). P hysioBank, P hysioT oolkit, and P hysioNet : Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [Online]. 101(23), pp.e215–e220
- [88] Silva, I, Moody, G. "An Open – source Toolbox for Analysing and Processing P hysioNet Databases in MAT LAB and Octave." *Journal of Open Research Sof tware* 2(1) : e27[[http : //dx.doi.org/10.5334/jors.bi](http://dx.doi.org/10.5334/jors.bi)] 2014(September24).
- [89] GoldbergerAL, AmaralLAN, GlassL, Hausdorff JM , Ivanov P Ch , M arkRG, M ietus JE , Moody GB , P engCK , Stanley HE. "P hysioBank, P hysioT oolkit, and PhysioNet : Components of a New Research Resource for Complex P hysiologic Signals. " *Circulation* 101(23) : e215–e220[[http : //circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full](http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full)] 2000(June13).PMID : 10851218; doi : 10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [90] Tsipouras, M., Giannakeas, N., Karvounis, E., T zallas, A.(2015). Heart Rate V ariability [Chapter].In T sipouras, M., Giannakeas, N., Karvounis, E., T zallas, A.201 *Medical Informatics* [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. [https : //hdl.handle.net/11419/2983](https://hdl.handle.net/11419/2983)

Συντομογραφίες - Αρκτικόλεξα - Ακρωνύμια

βλπ

βλέπε

κ.λπ.

και λοιπά

κ.ο.κ

και ούτω καθεξής

Απόδοση Ξενόγλωσσων Όρων

Αδελφός

Sibling

Απορρόφηση

Absorption

Βάση Δεδομένων

Database