



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

---

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ  
ΤΩΝ ΚΑΡΔΙΑΚΩΝ ΠΑΛΜΩΝ ΜΕ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ  
ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR**

---

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
ΤΟΥ  
**ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΥ ΚΑΡΑΝΑΣΙΟΥ**

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΜΑΡΚΟΣ ΤΣΙΠΟΥΡΑΣ

ΚΟΖΑΝΗ  
ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2018



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

---

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ  
ΤΩΝ ΚΑΡΔΙΑΚΩΝ ΠΑΛΜΩΝ ΜΕ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ  
ΤΩΝ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΩΝ RR**

---

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
ΤΟΥ  
ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΥ ΚΑΡΑΝΑΣΙΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΜΑΡΚΟΣ ΤΣΙΠΟΥΡΑΣ

ΚΟΖΑΝΗ  
ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2018



# *Δήλωση Πνευματικών Δικαιωμάτων*

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 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) Ελευθέριος Καρανάσιος, 2018, Κοζάνη

Υπογραφή Φοιτητή:

# *Ευχαριστίες*

Πριν την παρουσίαση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, αισθάνομαι την υποχρέωση να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Μάρκο Τσίπουρα για την καθοδήγηση μου καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας και την πολύτιμη συμβολή του στην πραγματοποίησή της. Επίσης, ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένεια μου για την καθημερινή στήριξη και την αμέριστη συμπαράστασή τους όλα αυτά τα χρόνια.

Ελευθέριος Καρανάσιος

Κοζάνη, Οκτώβριος 2018

# Περίληψη

Η μελέτη βιοϊατρικών σημάτων αποτελεί τα τελευταία χρόνια ένα σημαντικό κομμάτι ερευνητικού ενδιαφέροντος και ένα σημαντικό εργαλείο για την παρούσα κατάσταση του ασθενούς. Το πιο γνωστό βιοϊατρικό σήμα θεωρείται το ηλεκτροκαρδιογράφημα που καταγράφει τα ηλεκτρικά δυναμικά που προέρχονται από τον καρδιακό μυ. Δεδομένου ότι η καρδιά αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού έχει αποτελέσει αντικείμενο μακροχρόνιας έρευνας.

Η Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού, η οποία αναφέρεται στις μεταβολές του καρδιακού ρυθμού από παλμό σε παλμό, αποτελεί έναν από τους πιο αξιόπιστους δείκτες για την καρδιακή κατάσταση. Εξάγεται κατά κύριο λόγο από την ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και θεωρείται από τις πιο σημαντικές προσεγγίσεις στη διάγνωση και την ανάλυση παθήσεων που σχετίζονται με την καρδιά.

Στο πλαίσιο αυτό εντάσσεται και η παρούσα διπλωματική εργασία που έχει ως αντικείμενο την ανάλυση ορισμένων χαρακτηριστικών που αφορούν τη μεταβολή του καρδιακού ρυθμού. Αρχικά τα σήματα των διαστημάτων καρδιακών παλμών που εξάγονται ύστερα από επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος αναλύονται σε μικρότερα παράθυρα. Στη συνέχεια, εξάγονται συγκεκριμένα χαρακτηριστικά με ανάλυση στο πεδίο του χρόνου. Από τη βάση δεδομένων που δημιουργείται, πραγματοποιείται η ταξινόμηση των χαρακτηριστικών με τεχνικές εκπαίδευσης σε νευρωνικά δίκτυα. Τα αποτελέσματα της κατηγοριοποίησης αξιολογούνται με βάση αξιόπιστους δείκτες αξιολόγησης όπως τα ποσοστά ακρίβειας, ευαισθησίας, θετικής πρόβλεψης και συνολικής ακρίβειας της ταξινόμησης. Η μεθοδολογία υλοποιήθηκε και σχεδιάστηκε εξ ολοκλήρου στο περιβάλλον Matlab σε πραγματικά ιατρικά δεδομένα, από την “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia” βάση δεδομένων αποκλειστικά σε ασθενείς με περιστατικά καρδιακών αρρυθμιών.

## Λέξεις Κλειδιά

καρδιά, ηλεκτροκαρδιογράφημα, διακύμανση καρδιακού ρυθμού, σύμπλεγμα QRS, νευρωνικά δίκτυα, στατιστική ανάλυση, σήματα RR, αλγόριθμος ταξινόμησης, κατηγοριοποίηση, μηχανική μάθηση, πίνακας σύγχυσης

# *Abstract*

The study of biomedical signals has in recent years been an important part of research interest and an important tool for the present state of the patient. The most known biomedical signal is the electrocardiogram that records the electrical potentials from the heart muscle. Since the heart is one of the most important organs of the human body, it has been the subject of long-term research.

The heart rate variability, which refers to pulse-to-pulse heart rate changes, is one of the most reliable indicators for heart disease. It is primarily derived from electrocardiogram analysis and is considered one the most modern approaches to the diagnosis and analysis of heart related conditions.

This thesis includes the present dissertation, which deals with the analysis of certain characteristics related to the change in the heart rate. Initially, cardiac pulse interval signals extracted after electrocardiogram processing are analyzed in smaller windows. Specific features are extracted with time domain analysis. From the database created with these characteristics, they are classified by training techniques in neural networks. The results of the categorization are evaluated on the basis of assessment indicators such as precision, sensitivity, positive prediction and overall accuracy of the classification. The methodology was implemented and designed entirely in the Matlab environment on real medical data, from the "Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia" database exclusively to patients with cardiac arrhythmias.

## *Keywords*

heart, ecg, heart rate variability, QRS complex, neural networks, statistical analysis, RR signals, classification algorithm, categorization, machine learning, confusion matrix

# ***Πίνακας Περιεχομένων***

<i>Ευχαριστίες</i> .....	1
<i>Περίληψη</i> .....	2
<i>Abstract</i> .....	3
<i>Πίνακας Περιεχομένων</i> .....	4
<i>Περιεχόμενα Εικόνων</i> .....	7
<i>Κατάλογος Πινάκων</i> .....	8
<i>Κεφάλαιο 1</i> .....	9
<i>Εισαγωγή</i> .....	9
1.1 Εισαγωγή στη Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού.....	9
1.2 Δεδομένα.....	9
1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας.....	10
<i>Κεφάλαιο 2 Καρδιακή Λειτουργία και ΗΚΓ</i> .....	11
2.1.Η Λειτουργία της Καρδιάς.....	11
2.1.2 Η Ανατομία Καρδιάς.....	11
2.1.3 Η Λειτουργία της Καρδιάς.....	12
2.2 Η κυκλοφορία του Αίματος.....	13
2.2.1 Ο Καρδιακός Κύκλος.....	14
2.2.2 Ηλεκτρική Διέγερση της Καρδιάς.....	14
2.2.3 Ο Φλεβόκομβος.....	14
2.2.4 Ο κολποκοιλιακός κόμβος .....	14
2.2.5 Δεμάτιο του His.....	15
2.3 Εισαγωγή στις Αρρυθμίες .....	16
2.3.1 Είδη Καρδιακών Αρρυθμιών .....	16
2.3.2 Κοιλιακή μαρμαρυγή .....	16
2.3.3 Κοιλιακή Ταχυκαρδία .....	17
2.4 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) .....	18
2.4.1 Λήψη Ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	19
2.4.2 Ηλεκτροκαρδιογραφικό Χαρτί.....	19
2.4.3 Καταγραφή Ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	20
2.5 Ερμηνεία του ΗΚΓ.....	20
2.5.1 Ηλεκτροκαρδιογραφικές Απαγωγές.....	21



2.5.2 Απαγωγές των Άκρων .....	21
2.5.3 Το τρίγωνο του Eindhoven.....	22
2.5.4 Προκάρδιες Απαγωγές .....	23
2.6 Χαρακτηριστικά του Φυσιολογικού Ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	24
2.7 Σύμπλεγμα QRS .....	24
2.7.1 Διάρκεια Συμπλέγματος QRS .....	25
2.7.2 Σχέση Ηλεκτροκαρδιογραφήματος και Καρδιακού Κύκλου.....	25
2.7.3 Πολικότητα Συμπλέγματος QRS .....	27
2.7.4. Δυναμικό QRS .....	28
2.8 Άξονας της Καρδίας.....	28
<i>Κεφάλαιο 3 Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού.....</i>	<i>30</i>
3.1 Καρδιακός Ρυθμός .....	30
3.1.1 Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού.....	30
3.1.2 Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού .....	30
3.1.3 Αναπαράσταση της ΔΚΡ.....	31
3.2 Επεξεργασία της ΔΚΡ.....	32
3.2.1 Κατηγορίες Επεξεργασίας της ΔΚΡ.....	32
3.3 Μετρήσεις στην περιοχή του χρόνου .....	32
3.3.1 Στατιστική Ανάλυση .....	33
3.3.2 Γεωμετρική Αποτίμηση.....	33
3.4 Μελέτες Ανάλυσης της ΔΚΡ.....	35
<i>Κεφάλαιο 4 Δεδομένα και Σχετικές Μελέτες.....</i>	<i>36</i>
4.1 Το Physionet.....	36
4.2 Η Βάση Δεδομένων.....	36
4.3 Σχετικές Μελέτες με τη Βάση Δεδομένων.....	37
<i>Κεφάλαιο 5 Μεθοδολογία Ανάλυσης.....</i>	<i>40</i>
5.1 Περιγραφή Ανάλυσης .....	40
5.2 Σήματα RR .....	43
5.3 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών στην Περιοχή του Χρόνου -Στατιστική Ανάλυση.....	45
5.3.1 Κανονικοποίηση των Δεδομένων .....	46
5.4 Βάση Χαρακτηριστικών.....	47
5.5 Νευρωνικά Δίκτυα .....	48
5.5.1 Εισαγωγή στα Νευρωνικά Δίκτυα .....	48
5.5.2 Μάθηση.....	48
5.5.3 Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα (ΤΝΔ).....	49

5.5.3.1 Πλεονεκτήματα ΤΝΔ .....	49
5.5.3.2 Αρχιτεκτονικές ΤΝΔ .....	50
5.5.3.3 Εκπαίδευση ΤΝΔ .....	50
5.5.4 Πολυεπίπεδο Perceptron .....	51
5.5.4.1 Υπολογιστικές Δυνατότητες Δικτύων MLP .....	52
5.5.4.2 Εκπαίδευση Δικτύων MLP .....	53
5.5.4.3 Συναρτήσεις Εκπαίδευσης και Μάθησης.....	53
5.5.5 Η Μέθοδος Lavenberg-Marquardt .....	54
5.5.6 Η μέθοδος k-fold Cross_validation .....	55
5.5.6.1 Η μέθοδος Leave-one-out Cross-validation .....	56
<i>Κεφάλαιο 6 Αξιολόγηση Αποτελεσμάτων .....</i>	<i>58</i>
6.1 Μεθοδολογία Αξιολόγησης.....	58
6.2 Μέτρα Αξιολόγησης.....	58
6.3 Αποτελέσματα.....	60
<i>Κεφάλαιο 7 Συμπεράσματα &amp; Μελλοντική Εργασία .....</i>	<i>69</i>
7.1 Συμπεράσματα .....	69
7.2 Μελλοντική Εργασία .....	70
<i>Βιβλιογραφικές Αναφορές.....</i>	<i>71</i>

# Περιεχόμενα Εικόνων

Εικόνα 2.1: Η Ανατομία της καρδιάς .....	12
Εικόνα 2.2: Η κυκλοφορία του αίματος στην καρδιά.....	12
Εικόνα 2.3: Στην αριστερή εικόνα παρουσιάζεται η μεγάλη κυκλοφορία του αίματος ενώ δεξιά η μικρή κυκλοφορία .....	13
Εικόνα 2.4: Ο φλεβόκομβος και ο κολποκοιλιακός κόμβος της καρδιάς.....	15
Εικόνα 2.5: Απεικόνιση κοιλιακής μαρμαρυγής σε ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	17
Εικόνα 2.6: Απεικόνιση κοιλιακής ταχυκαρδίας σε ηλεκτροκαρδιογράφημα .....	18
Εικόνα 2.7: Ο Ηλεκτροκαρδιογράφος .....	19
Εικόνα 2.8: Στιγμιότυπο Ηλεκτροκαρδιογραφήματος .....	19
Εικόνα 2.9: Χαρακτηριστικά σημεία ΗΚΓ .....	20
Εικόνα 2.10: Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές .....	21
Εικόνα 2.11: Διάταξη ηλεκτροδίων για την καταγραφή των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών.....	22
Εικόνα 2.12: Το τρίγωνο του Einthoven.....	23
Εικόνα 2.13: Θέσεις των προκάρδιων απαγωγών .....	23
Εικόνα 2.14: Το σύμπλεγμα QRS .....	25
Εικόνα 2.15: Ο καρδιακός κύκλος.....	26
Εικόνα 2.16: Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς.....	28
Εικόνα 2.17: Ο φυσιολογικός άξονας της καρδιάς.....	29
Εικόνα 3.1: Αναπαράσταση Διαστήματος RR.....	31
Εικόνα 3.2: Αναπαράσταση RR διαστημάτων .....	31
Εικόνα 3.3: Ιστόγραμμα διαστημάτων RR .....	34
Εικόνα 3.4: Διάγραμμα Lorentz: Στα αριστερά παρουσιάζεται μια υψηλή μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού, ενώ στο δεξιό γράφημα παρουσιάζεται μια περιορισμένη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού. ....	34
Εικόνα 5.1: Διάγραμμα ροής μεθοδολογίας ανάλυσης .....	41
Εικόνα 5.2: Αναπαράσταση του διαγράμματος ροής .....	42
Εικόνα 5.3: Επεισόδιο Κοιλιακής Ταχυκαρδίας.....	44
Εικόνα 5.4: Επεισόδιο Κοιλιακής Μαρμαρυγής.....	44
Εικόνα 5.5: Αναπαράσταση φλεβοκομβικού ρυθμού.....	45
Εικόνα 5.6: Αρχιτεκτονική δικτύου MLP.....	51
Εικόνα 5.7: Η γραφική αναπαράσταση της σιγμοειδούς συνάρτησης .....	52
Εικόνα 5.8: Γραφική απεικόνιση της προσέγγισης k-fold cross validation .....	56
Εικόνα 5.9: Η μέθοδος επικύρωσης leave-one-out.....	57
Εικόνα 6.1: Ιστόγραμμα αποτελεσμάτων για κάθε αρχείο δεδομένων .....	67
Εικόνα 6.2: Αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) για το σύνολο των παραθύρων RR.....	68
Εικόνα 6.3: Αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) για το σύνολο των αρχείων.....	68

# *Κατάλογος Πινάκων*

Πίνακας 1: Κατανομή των αρχείων για κάθε περιστατικό .....	43
Πίνακας 2: Δείκτες στατιστικής ανάλυσης.....	46
Πίνακας 3: Κατηγορία κάθε περιστατικού .....	46
Πίνακας 4: Πίνακας Τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα φλεβοκομβικού ρυθμού .....	47
Πίνακας 5: Πίνακας τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα κοιλιακής μαρμαρυγής.....	48
Πίνακας 6: Πίνακας τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα κοιλιακή ταχυκαρδίας .....	48
Πίνακας 7: Δείκτες ταξινόμησης .....	59
Πίνακας 8: Γραφική επεξήγηση των υπολογιζόμενων παραμέτρων αξιολόγησης .....	60
Πίνακας 9: Πίνακας αποτελεσμάτων για κάθε αρχείο στην βάση δεδομένων .....	64
Πίνακας 10: Πίνακας αποτελεσμάτων για κάθε ασθενή .....	66
Πίνακας 11: Πίνακας σύγκρισης για κάθε παράθυρο RR.....	66
Πίνακας 12: Πίνακας σύγκρισης για κάθε αρχείο .....	66

# *Κεφάλαιο 1*

## *Εισαγωγή*

### **1.1 Εισαγωγή στη Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού**

Η μελέτη βιοϊατρικών σημάτων αποτελεί τα τελευταία χρόνια ένα σημαντικό κομμάτι ερευνητικού ενδιαφέροντος. Έννοιες όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) ή το εγκεφαλογράφημα, συναντά κανείς πλέον, σε καθημερινή βάση. Δεδομένου ότι η καρδιά αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού αποτελεί αντικείμενο πολυετούς και συνεχούς έρευνας με επίκεντρο τον καρδιακό παλμό. Στο πλαίσιο αυτό εντάσσεται και η παρούσα διπλωματική εργασία που έχει ως αντικείμενο την μελέτη της διακύμανσης του καρδιακού ρυθμού.

Η διακύμανση καρδιακού ρυθμού (ΔΚΡ) αναφέρεται στις μεταβολές του καρδιακού ρυθμού από παλμό σε παλμό και αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους δείκτες για την κατάσταση της καρδιάς, καθώς σχετίζεται άμεσα με παθολογικές καταστάσεις. Η ανάλυση της ΔΚΡ είναι ιδιαίτερος σημαντική καθώς συνδέεται με την διάγνωση και την ανάλυση παθήσεων που σχετίζονται με την καρδιά και τη λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού. Επίσης, συσχετίζεται άμεσα με τον αθλητισμό και τον τρόπο ζωής, την επίρεια φαρμακευτικών ουσιών καθώς και με διάφορες άλλες περιπτώσεις ιατρικής σημασίας.

### **1.2 Δεδομένα**

Τα δεδομένα που χρησιμοποιούμε στη διπλωματική εργασία προέρχονται από την ψηφιακή τράπεζα καταγραφών φυσιολογικών σημάτων και δεδομένων “Physiobank”. Το “Physiobank”, περιέχει διάφορες βάσεις δεδομένων καρδιακών, νευρικών και άλλων βιοσημάτων από υγιή άτομα, και από ασθενείς με ποικιλία παθολογικών καταστάσεων. Για την παρούσα έρευνα επιλέχθηκε η “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database”, η οποία περιέχει καταγραφές από ασθενείς με εμφυτευμένους απινιδωτές, σε περιστατικά κοιλιακής ταχυκαρδίας και κοιλιακής μαρμαρυγή, καθώς και των αντίστοιχων φλεβοκομβικών ρυθμών από αυτά. Τα 265 συνολικά αρχεία που χρησιμοποιούμε, περιέχουν χρονικές σειρές διαστημάτων RR από 78 ασθενείς.

## 1.3 Δομή Διπλωματικής Εργασίας

Αρχικά, στη διπλωματική εργασία παρουσιάζονται οι βασικές λειτουργίες της καρδιάς και του καρδιακού συστήματος. Στο ίδιο κεφάλαιο ακολουθεί, μια μικρή εισαγωγή στις αρρυθμίες και κυρίως στα είδη των αρρυθμιών που θα αναλύσουμε στην συνέχεια της εργασίας ενώ μεγάλο μέρος του κεφαλαίου, καλύπτει η ανάλυση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος με ιδιαίτερη έμφαση στην ανάλυση του συμπλέγματος QRS.

Στο κεφάλαιο 3, αναλύεται ο όρος της διακύμανσης του καρδιακού ρυθμού. Ειδική αναφορά γίνεται στην μέτρηση, την ανάλυση και τις τεχνικές επεξεργασίας της διακύμανσης του καρδιακού ενώ παρουσιάζονται και σχετικές μελέτες.

Στο επόμενο κεφάλαιο, παρουσιάζεται η βάση δεδομένων με τις καταγραφές των σημάτων διαστημάτων RR που επιλέχθηκε για την έρευνά μας, καθώς και σχετικές έρευνες με τα αποτελέσματά τους που έχουν γίνει αποκλειστικά με τη συγκεκριμένη βάση.

Ακολουθεί το κεφάλαιο 5, με την ανάλυση της μεθοδολογίας για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών και τη δημιουργία της βάσης δεδομένων από αυτά. Επίσης, γίνεται εκτενής αναφορά στα νευρωνικά δίκτυα και τη μηχανική μάθηση, με έμφαση στις τεχνικές εκπαίδευσης και τους αλγόριθμους ταξινόμησης που επιλέχθηκαν για την έρευνα μας.

Στο 6<sup>ο</sup> κεφάλαιο παρουσιάζονται η μεθοδολογία και τα μέτρα αξιολόγησης. Ακόμα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της έρευνας σε αναλυτικούς πίνακες και ακολουθεί ένας σύντομος σχολιασμό τους.

Στο 7<sup>ο</sup> και τελευταίο κεφάλαιο αναφέρονται τα συμπεράσματα της έρευνας που προκύπτουν από την ανάλυση των αποτελεσμάτων και προτείνονται μελλοντικές επεκτάσεις ενώ η διπλωματική εργασία ολοκληρώνεται με τις βιβλιογραφικές αναφορές.

# *Κεφάλαιο 2*

## *Καρδιακή Λειτουργία και ΗΚΓ*

### **2.1. Η Λειτουργία της Καρδιάς**

Η καρδιά είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο με ειδικά χαρακτηριστικά, το οποίο χάρη στην αυτόματη ηλεκτρική διέγερση του, συστέλλεται, προωθώντας με αυτόν τον τρόπο το αίμα στο υπόλοιπο σώμα. Κάθε συστολή της αριστερής κοιλίας της καρδιάς προωθεί μέρος του αίματος που αυτή περιέχει στην αορτή, την κεντρική δηλαδή αρτηρία του σώματος και κάθε συστολή της καρδιάς γίνεται αντιληπτή στις μεγάλες αρτηρίες ως σφυγμός. Κάθε λεπτό έχουμε συνήθως γύρω στις 72 τέτοιες συστολές της αριστερής κοιλίας ενώ σε κατάσταση ηρεμίας η καρδιά διακινεί περίπου 5 λίτρα αίματος [1].

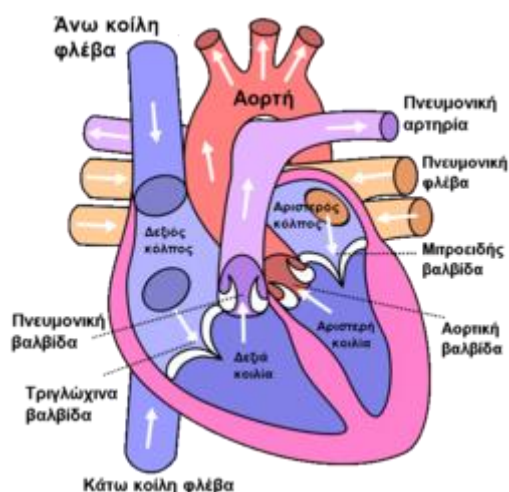
#### **2.1.2 Η Ανατομία Καρδιάς**

Η καρδιά βρίσκεται τοποθετημένη μέσα στη κοιλότητα του θώρακα, ανάμεσα στους δυο πνεύμονες και έχει σχήμα που είναι όμοιο με σχήμα κώνου και αποτελείται από μυϊκό ιστό, με χαρακτηριστικό γνώρισμα τις γραμμωτές μυϊκές ίνες.

Η καρδιά περιλαμβάνει τέσσερις κοιλότητες συνολικά, δυο κόλπους και δυο κοιλίες. Είναι χωρισμένη σε δυο τμήματα, το αριστερό και το δεξιό, με το καθένα να περιλαμβάνει έναν κόλπο και μία κοιλία. Αυτά τα δύο τμήματα είναι χωρισμένα μεταξύ τους. Η ανατομία της καρδιάς παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.1.

Οι δυο κόλποι αποτελούν το ανώτερο τμήμα της καρδιάς και οι κοιλίες το κατώτερο τμήμα, ενώ η κίνηση του αίματος γίνεται πάντα από τον έναν κόλπο προς την αντίστοιχη κοιλία. Ο κόλπος και η κοιλία της ίδιας πλευράς, επικοινωνούν μόνο μεταξύ τους μέσω μιας βαλβίδας και δεν υπάρχει καμία επικοινωνία με τις κοιλότητες της άλλης πλευράς. Η λειτουργία των βαλβίδων στην καρδιά, εξασφαλίζει τη μονόδρομη κίνηση του αίματος και έτσι δεν ανακατώνεται το αίμα του αριστερού τμήματος με το αίμα του δεξιού τμήματος [1].

Ο καρδιακός μυς, ονομάζεται μυοκάρδιο. Μέσα σε αυτόν βρίσκονται τέσσερις ινώδεις δακτύλιοι, που αποτελούν τον ινώδη σκελετό της καρδιάς και περιβάλλεται από ένα ινώδη θύλακο, που λέγεται περικάρδιο, ο οποίος δεν εφάπτεται σταθερά στο μυοκάρδιο. Η κοιλότητα του περικαρδίου είναι αυτή που επιτρέπει στο μυοκάρδιο να διαστέλλεται και να συστέλλεται ελεύθερα [5].

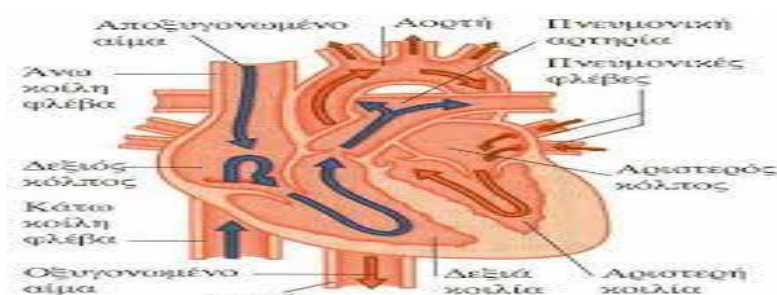


Εικόνα 2.1: Η Ανατομία της καρδιάς

### 2.1.3 Η Λειτουργία της Καρδιάς

Η κυκλοφορία του αίματος στην καρδιά παρουσιάζεται στο σχήμα 2.2, ενώ η λειτουργία της καρδιάς αποτυπώνεται συνοπτικά στα τέσσερα βήματα που ακολουθούν:

1. Ο δεξιός κόλπος δέχεται το φτωχό σε οξυγόνο αίμα από το σώμα.
2. Ο αριστερός κόλπος δέχεται οξυγονωμένο αίμα που προέρχεται από τους
3. Η δεξιά κοιλία εξωθεί αίμα στους πνεύμονες.
4. Η αριστερή κοιλία εξωθεί αίμα στο σώμα.



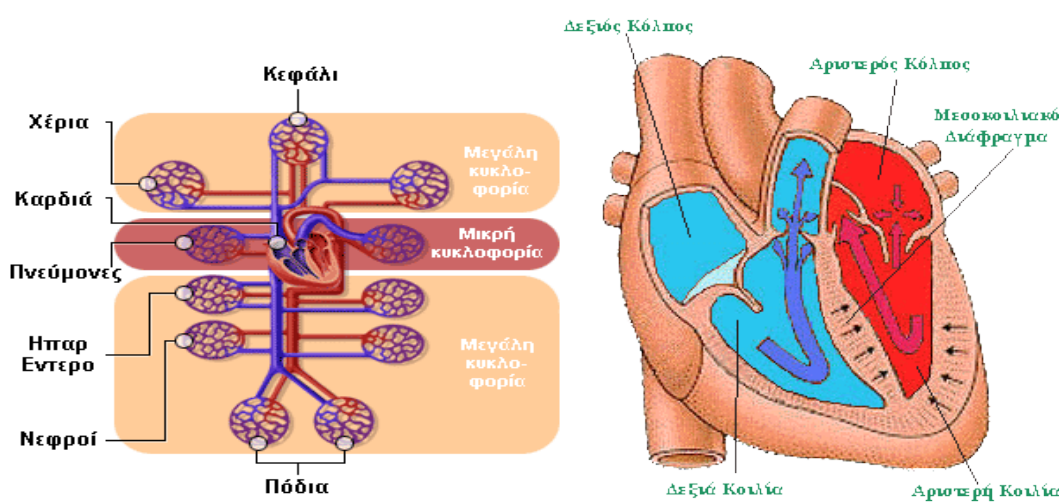
Εικόνα 2.2: Η κυκλοφορία του αίματος στην καρδιά

Σε κάθε ένα από τα τμήματα της καρδιάς το αίμα συγκεντρώνεται στον κόλπο και στη συνέχεια μεταφέρεται στην αντίστοιχη κοιλία. Ο δεξιός κόλπος δέχεται αίμα από το σώμα φτωχό σε οξυγόνο και μέσω της δεξιάς κοιλίας εξωθείται στους πνεύμονες για να διέλθει και να οξυγονωθεί. Αντίστοιχα, ο αριστερός κόλπος συγκεντρώνει αίμα από



τους πνεύμονες πλούσιο σε οξυγόνο και μεταφέρεται μέσω της αριστερής κοιλίας στο σώμα και τον εγκέφαλο.

Συνοπτικά, η καρδιά αποτελείται από δύο αντλίες ξεχωριστές μεταξύ τους, οι οποίες μέσω συστολών ευθύνονται για την κυκλοφορία του αίματος. Η δεξιά κοιλία επιτελεί την μικρή κυκλοφορία ενώ η αριστερή κοιλία τη μεγάλη κυκλοφορία (Εικόνα 2.3) [2]. Στις εικόνες που ακολουθούν διακρίνονται οι πνευμονική (μικρή κυκλοφορία) και η συστηματική κυκλοφορία (μεγάλη κυκλοφορία) του αίματος.



Εικόνα 2.3: Στην αριστερή εικόνα παρουσιάζεται η μεγάλη κυκλοφορία του αίματος ενώ δεξιά η μικρή κυκλοφορία

## 2.2 Η κυκλοφορία του Αίματος

Το φλεβικό αίμα, παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες από τα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού και συγκεντρώνεται στην κάτω κοίλη φλέβα και την άνω κοίλη φλέβοποιεεκβάλλουν χωριστά ή καθεμιά στο δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα μεταφέρεται στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική αρτηρία ή οποία το μεταφέρει με τη σειρά της στους πνεύμονες. Εκεί, το αίμα αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακος και εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Έτσι από φλεβικό γίνεται αρτηριακό, κα μέσω των πνευμονικών φλεβών επιστρέφει στον αριστερό κόλπο και στη συνέχεια πηγαίνει στην αριστερά κοιλία.

Από την αριστερή κοιλία και μέσω της αορτής, μεταφέρεται σε ολόκληρο το σώμα αφήνοντας το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες και παραλαμβάνοντας τα άχρηστα προϊόντα και το διοξείδιο του άνθρακος. Στη συνέχεια το αίμα επιστρέφει σαν φλεβικό στις φλέβες και συγκεντρώνεται τελικά στην άνω και την κάτω κοίλη φλέβα για να αρχίσει και πάλι ο κύκλος από την αρχή [5].

### **2.2.1 Ο Καρδιακός Κύκλος**

Ο Καρδιακός κύκλος διακρίνεται σε δύο φάσεις, τη συστολική και τη διαστολική. Κατά τη φάση της συστολής, το αίμα εξωθείται από τη δεξιά κοιλία στην πνευμονική αρτηρία και από την αριστερή κοιλία στην αορτή. Στη φάση της διαστολής, επέρχεται χάλαση των κοιλιών, οι οποίες πληρούνται εκ νέου. Ο χρόνος που περικλείει μια καρδιακή συστολή και διαστολή ονομάζεται καρδιακός κύκλος [5].

### **2.2.2 Ηλεκτρική Διέγερση της Καρδιάς**

Η καρδιά συστέλλεται χωρίς εξωτερικό ερέθισμα, που να προέρχεται από άλλα όργανα, εξαιτίας της ύπαρξης ενός ειδικού ηλεκτρικού συστήματος (ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς) [4]. Η βηματοδοτική λειτουργία της καρδιάς, διαδραματίζει τρεις σημαντικούς ρόλους:

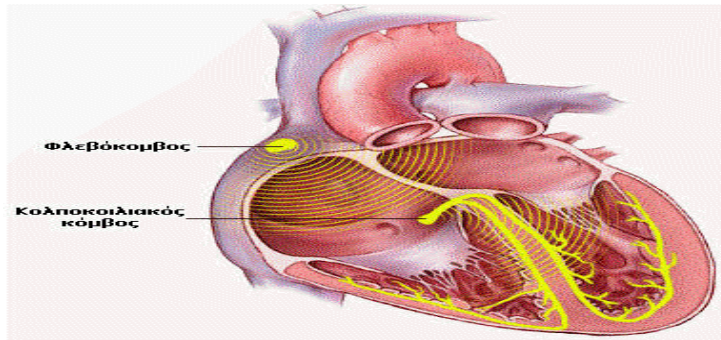
1. Κάνει, την καρδιά να χτυπά αυθόρμητα.
2. Ρυθμίζει την καρδιακή συχνότητα.
3. Μέσω ειδικών οδών μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα στις κοιλίες με κάθε καρδιακό παλμό.

### **2.2.3 Ο Φλεβόκομβος**

Ο φλεβόκομβος παράγει το ερέθισμα στην καρδιά. Βρίσκεται στη συμβολή του δεξιού κόλπου και της άνω κοίλης φλέβας, και αποτελεί ένα σύνολο κυττάρων που σχηματίζουν την πρωτογενή ηλεκτρική γεννήτρια (βηματοδότη) της καρδιάς. Κάθε καρδιακός παλμός ξεκινά στο φλεβόκομβο και πυροδοτεί μια αλυσιδωτή ηλεκτρική αντίδραση που διαχέει το σήμα και στους δύο κόλπους, με αποτέλεσμα την κολπική σύσπαση. Στη συνέχεια το ηλεκτρικό σήμα μεταβιβάζεται στον κολποκοιλιακό κόμβο [2].

### **2.2.4 Ο κολποκοιλιακός κόμβος**

Η ηλεκτρική ώση μεταβιβάζεται από τους κόλπους στον κολποκοιλιακό κόμβο. Ο κολποκοιλιακός κόμβος πρόκειται για μια ζώνη που βρίσκεται στη δεξιά οπίσθια θέση του μεσοκολπικού διαφράγματος και αποτελεί το μοναδικό σημείο ηλεκτρικής σύνδεσης μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών. Ο κολποκοιλιακός κόμβος όπως αυτός που παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.4, λειτουργεί ως θύρα ελέγχου του ηλεκτρικού σήματος μεταξύ του φλεβόκομβου και των οδών αγωγής των κοιλιών, προκειμένου να εξασφαλίζει το σωστό χρόνο μετάδοσης της ηλεκτρικής ώσης για την έναρξη της κοιλιακής σύσπασης. Ουσιαστικά, το ερέθισμα καθυστερεί για λίγο μέσα στον κολποκοιλιακό κόμβο και μετά μέσω του δεματίου του His, διαχέεται στις κοιλίες για να τις διεγείρει [3].



Εικόνα 2.4: Ο φλεβόκομβος και ο κολποκοιλιακός κόμβος της καρδιάς

### 2.2.5 Δεμάτιο του His

Το δεμάτιο του His πρόκειται για ένα ειδικό ερεθισματοαγωγό ιστό των κοιλιών που μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα μετά τον κολποκοιλιακό κόμβο στις κοιλίες. Το δεμάτιο του His είναι συνέχεια του κολποκοιλιακού κόμβου και διακλαδίζεται σε δύο σκέλη το αριστερό και το δεξιό σκέλος έτσι ώστε να προκαλεί ηλεκτρική διέγερση και στις δύο κοιλίες [3].

Συνοπτικά η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς ακολουθεί, φυσιολογικά, τέσσερις φάσεις σε επανάληψη:

- Παραγωγή ενός ερεθίσματος από τον φλεβόκομβο μέσα στο δεξιό κόλπο.
- Διέγερση του δεξιού και του αριστερού κόλπου.
- Επέκταση του ερεθίσματος δια μέσου της κολποκοιλιακής σύνδεσης (κολποκοιλιακός κόμβος και δεμάτιο του His) και ταυτόχρονη επέκταση του ερεθίσματος από τα δύο (αριστερό και δεξιό) σκέλη του δεματίου.
- Διέγερση του αριστερού και δεξιού κοιλιακού μυός.

Όσο περισσότερες συστολές επιτελεί η καρδιά ανά λεπτό τόσο περισσότερη ποσότητα αίματος αντλεί. Όταν η συχνότητα καρδιακής λειτουργίας ξεπεράσει ένα κρίσιμο επίπεδο, η ένταση της συστολής της καρδιάς και ο χρόνος της διαστολής ελαττώνονται τόσο πολύ, ώστε να μην παρέχεται αρκετός χρόνος για τη ροή αίματος με ικανοποιητικό ρυθμό από τους κόλπους προς τις κοιλίες.

Για τους λόγους αυτούς, όταν η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας αυξάνεται τεχνητά με ηλεκτρικά ερεθίσματα (τεχνητή βηματοδότηση), η καρδιά εμφανίζει την κορυφαία ικανότητά της για άντληση μεγάλων ποσών αίματος μεταξύ των 100 και 150 συστολών ανά λεπτό.

## 2.3 Εισαγωγή στις Αρρυθμίες

Αρρυθμία ονομάζουμε τη διαταραχή του καρδιακού ρυθμού ή της καρδιακή συχνότητας. Η καρδιά όπως αναφέραμε στις παραπάνω ενότητες, φυσιολογικά διεγείρεται από τον φλεβόκομβο. Το ερέθισμα μετά διαχέεται στου κόλπους και τους διεγείρει (κολπική συστολή). Στη συνέχεια μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου μεταφέρεται στις κοιλίες που τις διεγείρει (κοιλιακή συστολή). Εάν για τον οποιονδήποτε λόγο αυτή η ρυθμική διέγερση της καρδιάς διακοπεί, παρουσιάζεται αρρυθμία.

### 2.3.1 Είδη Καρδιακών Αρρυθμιών

Οι αρρυθμίες ανάλογα με τον καρδιακό ρυθμό, διαχωρίζονται σε υπερκοιλιακές και κοιλιακές [4] .

Στην πρώτη κατηγορία παρατηρούνται τα εξής είδη αρρυθμιών:

- Υπερκοιλιακές αρρυθμίες
- Νόσος του φλεβόκομβου
- Φλεβοκομβικές αρρυθμίες
- Πρώιμες ή έκτακτες κολπικές συστολές
- Παροξυσμική υπερκοιλιακή ταχυκαρδία
- Κολπικός πτερυγισμός
- Κολπική μαρμαρυγή
- Κομβικές αρρυθμίες

Στις κοιλιακές αρρυθμίες ανήκουν τα παρακάτω είδη:

- Κοιλιακή ταχυκαρδία
- Κοιλιακή μαρμαρυγή
- Πρώιμες κοιλιακές συστολές
- Κολποκοιλιακοί αποκλεισμοί
- Ενδοκοιλιακοί αποκλεισμοί

Μερικοί από τους παράγοντες που μπορεί να προκαλέσουν τη διακοπή της ρυθμικής διέγερσης της καρδιάς και την εμφάνιση αρρυθμίας είναι το άγχος, η κατανάλωση αλκοόλ και καφεΐνης καθώς και το κάπνισμα. Ακόμα, σε μικρότερο ποσοστό μπορούν να προκαλέσουν περιπτώσεις αρρυθμίας η έλλειψη σωματικής δραστηριότητας και η λήψη φαρμάκων.

### 2.3.2 Κοιλιακή μαρμαρυγή

Η κοιλιακή μαρμαρυγή αποτελεί τον συχνότερο μηχανισμό αιφνίδιου καρδιακού θανάτου. Στις κοιλίες επικρατεί ένας χαώδης ρυθμός με συχνότητα ερεθισμάτων που κυμαίνεται από 300 έως 4000 ανά λεπτό. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα διάφορα τμήματα του κοιλιακού μυοκαρδίου να συσπώνονται και να χαλαρώνονται χωρίς κανένα συντονισμό. Έτσι, οι κοιλίες παύουν να εκτελούν μια οργανωμένη συστολή, με

συνέπεια την ανυπαρξία αποτελεσματικής κοιλιακής σύσπασης και τη διακοπή της κυκλοφορίας. Ουσιαστικά πρόκειται για μια θανατηφόρα αρρυθμία αν δεν αντιμετωπισθεί με ηλεκτρική ανάταξη μέσα σε περίπου τρία λεπτά [5]. Στην Εικόνα 2.5 παρουσιάζεται ένα στιγμιότυπο ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε περιστατικό κοιλιακής μαρμαρυγής.



Εικόνα 2.5: Απεικόνιση κοιλιακής μαρμαρυγής σε ηλεκτροκαρδιογράφημα

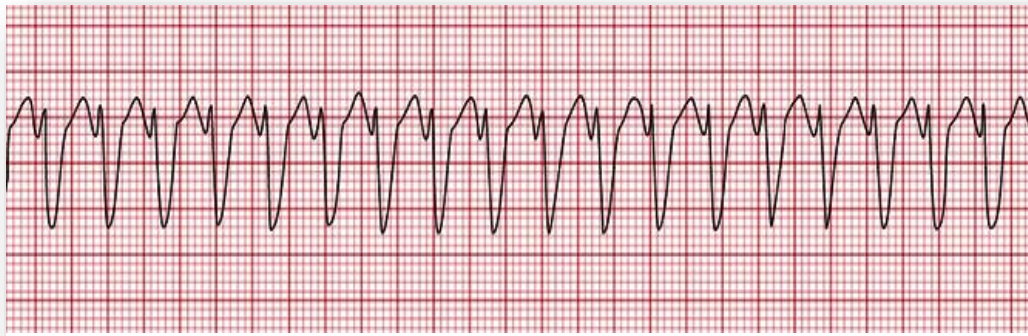
Η διάγνωση της κοιλιακής μαρμαρυγής πραγματοποιείται όταν σε ασθενή με απώλεια της συνείδησης, καταγραφεί στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) μια άμορφη και ανώμαλη κυματοειδής παραμόρφωση της ισοηλεκτρικής γραμμής, χωρίς να είναι δυνατή η διάκριση των κυμάτων P, των συμπλεγμάτων QRS, του τμήματος ST και των κυμάτων T. Η κοιλιακή μαρμαρυγή αποτελεί την αρρυθμία με την οποία συνήθως καταλήγουν οι ασθενείς, ανεξάρτητα από την πρωτοπαθή καρδιακή ή εξωκαρδιακή νόσο.

Η κοιλιακή μαρμαρυγή εμφανίζεται πάντα σαν επιπλοκή οργανικών παθήσεων της καρδιάς, με τα πιο συνηθισμένα αίτια που την προκαλούν να αναφέρονται παρακάτω:

- Μυοκαρδιοπάθειες
- Υπερτασική καρδιοπάθεια
- Βαλβιδοπάθειες
- Στεφανιαία νόσος με σημαντικότερη το έμφραγμα του μυοκαρδίου
- Άλλες μεταβολικές διαταραχές

### 2.3.3 Κοιλιακή Ταχυκαρδία

Η κοιλιακή ταχυκαρδία πρόκειται για ένα γρήγορο ρυθμό με περισσότερους από 100 παλμούς το λεπτό που προέρχεται από τις κοιλίες της καρδιάς. Ο ρυθμός αυτός για όσο υφίσταται, υπερκαλύπτει το φυσιολογικό (φλεβοκομβικό) ρυθμό και επιβάλλει μια γρήγορη, αλλά όχι τόσο αποτελεσματική λειτουργία της καρδιάς. Η κοιλιακή ταχυκαρδία, γίνεται αντιληπτή εύκολα μέσα από το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) όπως αυτό στην Εικόνα 2.6. Οι κοιλιακές ταχυκαρδίες αποτελούν την πιο επικίνδυνη διαταραχή του καρδιακού ρυθμού για αυτό και χρειάζονται άμεση αντιμετώπιση [6].



Εικόνα 2.6: Απεικόνιση κοιλιακής ταχυκαρδίας σε ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η κοιλιακή ταχυκαρδία εμφανίζεται πάντα σαν επιπλοκή οργανικών παθήσεων της καρδιάς. Τα πιο συνηθισμένα αίτια της κοιλιακής ταχυκαρδίας είναι τα παρακάτω:

- Μυοκαρδιοπάθειες
- Στεφανιαία νόσος
- Βαλβιδοπάθειες
- Μεταβολικές διαταραχές
- Υπερτασική Καρδιοπάθεια

Η διάγνωση της κοιλιακής ταχυκαρδίας γίνεται τυπικά από το ΗΚΓ. Τα QRS συμπλέγματα είναι διευρυμένα και τα κολπικά επάρματα P δεν φαίνονται. Εάν είναι διαλείπουσα πιθανόν χρειάζονται μέθοδοι συνεχούς ηλεκτροκαρδιογραφικής καταγραφής όπως το “Holter” ρυθμού ή το εμφυτεύσιμο “Holter”. Σε ασθενείς με εμφυτευμένους απινιδωτές ή βηματοδότες, η διάγνωση γίνεται εύκολα, με ανάκτηση του επεισοδίου από τη μνήμη της συσκευής.

## 2.4 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Κατά την επέκταση του επάρματος της διέγερσης στα διάφορα τμήματα της καρδιάς, ηλεκτρικά ρεύματα διατρέχουν τους ιστούς γύρω από την καρδιά και ένα μικρό μέρος από αυτά, φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Με την τοποθέτηση ηλεκτροδίων πάνω στο δέρμα σε καθεμία πλευρά της καρδιάς, γίνεται η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτήν. Η καμπύλη που λαμβάνεται από τα ηλεκτρικά δυναμικά που προέρχονται από την καρδιά, ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα [6].



### 2.4.1 Λήψη Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

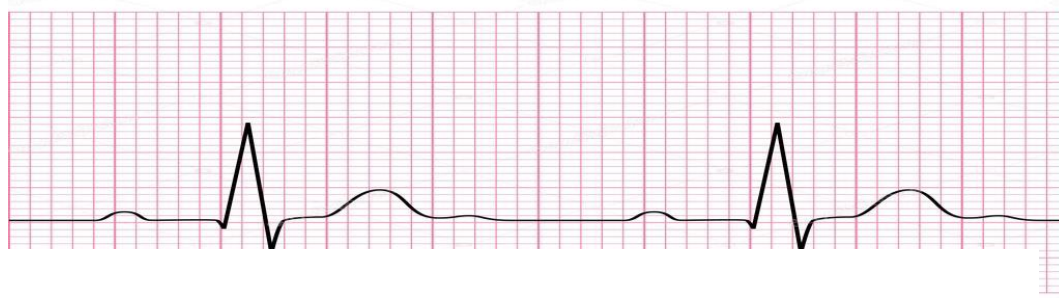
Η λήψη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος γίνεται με μια ειδική συσκευή που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Ουσιαστικά πρόκειται για ένα βολτόμετρο όπως αυτό που απεικονίζεται στην Εικόνα 2.7, που καταγράφει τις διαφορές δυναμικού των ερεθισμάτων, τα οποία παράγονται στην καρδιά και φθάνουν έως την επιφάνεια του σώματος. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος, αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και 10 καλώδια: 4 πλάκες τοποθετούνται στα άνω και κάτω άκρα και 6 ηλεκτρόδια στο θωρακικό τοίχωμα του εξεταζόμενου (καρδιογράφος 12 απαγωγών) [6].



Εικόνα 2.7: Ο Ηλεκτροκαρδιογράφος

### 2.4.2 Ηλεκτροκαρδιογραφικό Χαρτί

Η αποτύπωση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος πραγματοποιείται σε ένα ειδικό χιλιοστομετρικό χαρτί ροζ απόχρωσης συνήθως, που είναι χωρισμένο σε τετραγωνάκια με πλευρά μήκους 1 χιλιοστού, όπως αυτό της Εικόνας 2.8. Κάθε πέντε χιλιοστά υπάρχουν πιο παχιές γραμμές, που χωρίζουν το χαρτί σε μεγαλύτερα τετράγωνα. Στον οριζόντιο άξονα παριστάνεται ο χρόνος και στον κατακόρυφο άξονα το μέγεθος του δυναμικού. Το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί, κινείται με ταχύτητα περίπου 25 mm/min. Επομένως το 1 mm αντιστοιχεί με 0.04 sec και τα 5 mm με 0.20sec στον οριζόντιο άξονα, και στον κατακόρυφο άξονα το 1 mm αντιστοιχεί με το 0.1 mV [6].



Εικόνα 2.8: Στιγμιότυπο Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

### 2.4.3 Καταγραφή Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Συνολικά το ΗΚΓ αποτελείται από 12 απαγωγές, εκ των οποίων οι πρώτες 6 ονομάζονται απαγωγές των άκρων, γιατί καταγράφουν τα δυναμικά που φθάνουν στα άκρα. Ο συμβολισμός για τις απαγωγές των άκρων γίνεται με τα σύμβολα I, II, III, aVR, aVL, aVF. Οι υπόλοιπες 6 απαγωγές καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από την επιφάνεια του θώρακα και ονομάζονται προκάρδιες απαγωγές. Οι προκάρδιες απαγωγές συμβολίζονται ως V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Σε περίπτωση που το κύμα εκπόλωσης, οδεύει από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου, η γραφίδα κινείται προς τα πάνω καταγράφοντας θετική απόκλιση. Σε αντίθετη περίπτωση, όταν το κύμα εκπόλωσης οδεύει από το θετικό προς το αρνητικό ηλεκτρόδιο, η κίνηση της γραφίδας είναι προς τα κάτω. Τέλος, διαφασική απόκλιση έχουμε σε περίπτωση που το κύμα εκπόλωσης επεκτείνεται κάθετα προς μια απαγωγή [6].

## 2.5 Ερμηνεία του ΗΚΓ

Η διέγερση των κυττάρων της καρδιάς ονομάζεται εκπόλωση και η επαναφορά τους σε κατάσταση ηρεμίας επαναπόλωση. Το πολωμένο (διεγερμένο) κύτταρο, είναι φορτισμένο θετικά στο εξωτερικό του και αρνητικά στο εσωτερικό του. Αντίθετα, το εκπολωμένο κύτταρο είναι φορτισμένο αρνητικά στο εξωτερικό του και θετικά στο εσωτερικό του. Η πορεία της διέγερσης στις κοιλίες παριστάνεται ως σύμπλεγμα QRS και η πορεία της επαναπόλωσης στις κοιλίες αντιστοιχεί στο κύμα T. Όταν έχει συμπληρωθεί η διέγερση των κοιλιών, αλλά δεν έχει αρχίσει η επαναπόλωσή τους, σημειώνεται ισοηλεκτρική γραμμή (τμήμα ST) [6]. Στο σχήμα 2.9, που ακολουθεί διακρίνονται τα χαρακτηριστικά σημεία ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

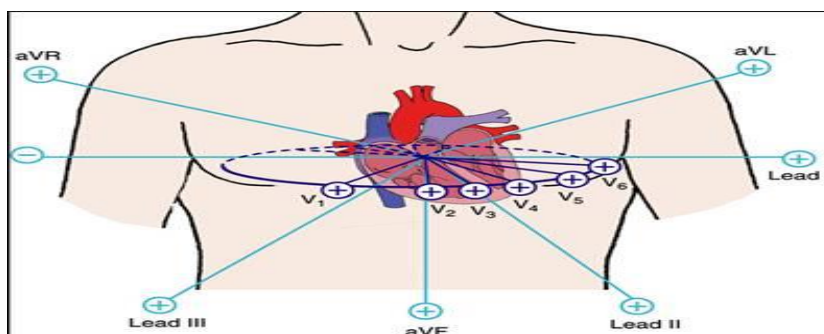


Εικόνα 2.9: Χαρακτηριστικά σημεία ΗΚΓ



## 2.5.1 Ηλεκτροκαρδιογραφικές Απαγωγές

Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές, είναι οι διάφορες κατευθύνσεις (θέσεις) από τις οποίες καταγράφονται τα ηλεκτρικά δυναμικά της καρδιάς και η καθεμία από αυτές αντιπροσωπεύει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων. Στην Εικόνα 2.10 απεικονίζονται τα σημεία των ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών στην καρδιά.



Εικόνα 2.10: Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές απαγωγές

Η πολικότητα της εγγραφής κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου (θετική ή αρνητική) καθορίζεται από τον προσανατολισμό των ηλεκτροδίων σε σχέση με την κατεύθυνση του ρεύματος στην καρδιά [7].

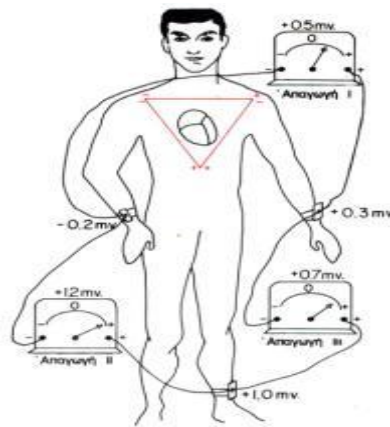
## 2.5.2 Απαγωγές των Άκρων

Οι έξι συνολικά απαγωγές των άκρων καταγράφονται μέσα από ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στα άκρα όπως ακριβώς στην Εικόνα 2.11. Από αυτές, διπολικές απαγωγές είναι οι I, II, III, επειδή για την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος χρησιμοποιούνται δυο ηλεκτρόδια στα άκρα του σώματος. Αντίθετα μονοπολικές απαγωγές είναι οι aVR, aVL και aVF [8].

Για τις διπολικές απαγωγές ισχύουν τα παρακάτω:

- Απαγωγή I : Κατά την καταγραφή με την απαγωγή I, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό άνω άκρο ώστε να καταγράφεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού και του δεξιού χεριού.
- Απαγωγή II : Κατά την καταγραφή με την απαγωγή II, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο και καταγράφει τη διαφορά δυναμικού ανάμεσα στο αριστερό πόδι και το δεξί χέρι.
- Απαγωγή III : Κατά την καταγραφή με την απαγωγή III, το αρνητικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου τοποθετείται στο αριστερό άνω άκρο,

και το θετικό ηλεκτρόδιο στο αριστερό κάτω άκρο. Η απαγωγή III καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού ποδιού και του αριστερού χεριού.



Εικόνα 2.11: Διάταξη ηλεκτροδίων για την καταγραφή των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών απαγωγών

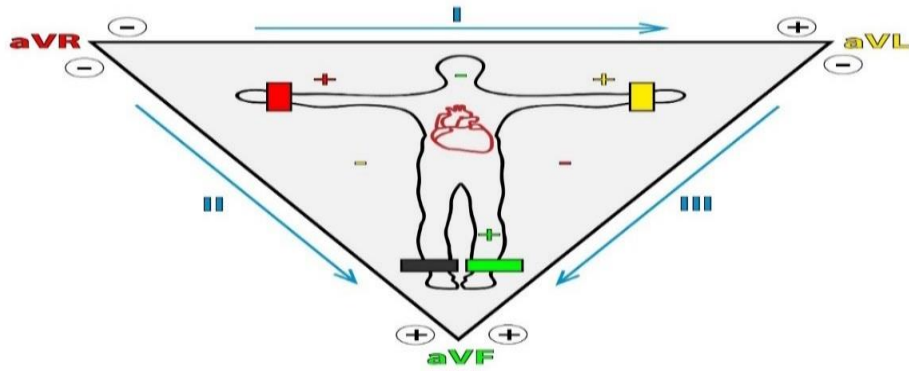
Όσον αφορά τις μονοπολικές απαγωγές των άκρων, υπολογίζεται η διαφορά δυναμικού μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και του σημείου αναφοράς που προκύπτει από τη συνισταμένη των άλλων δύο.

Για τις μονοπολικές απαγωγές ισχύουν τα παρακάτω:

- Απαγωγή aVR: Η απαγωγή aVR καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του δεξιού χεριού και της συνισταμένης των άλλων δύο.
- Απαγωγή aVL: Η απαγωγή aVL καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού χεριού και της συνισταμένης των άλλων δύο.
- Απαγωγή aVF: Η απαγωγή aVF καταγράφει διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού ποδιού και της συνισταμένης των άλλων δύο.

### 2.5.3 Το τρίγωνο του Einthoven

Τα ηλεκτρόδια του δεξιού χεριού, του αριστερού χεριού και του αριστερού ποδιού σχηματίζουν τρίγωνο (το τρίγωνο του Einthoven) που απεικονίζεται και στο σχήμα 2.12. Οι δύο άνω γωνίες, παριστάνουν τα σημεία στα οποία τα δύο άνω άκρα πραγματοποιούν ηλεκτρική σύνδεση με τα υγρά που περιβάλλουν την καρδιά και η κάτω γωνία αποτελεί τα το σημείο στο οποίο το αριστερό άκρο συνδέεται με αυτά τα υγρά [8].



Εικόνα 2.12: Το τρίγωνο του Einthoven

Για μια δεδομένη χρονική στιγμή το δυναμικό μίας απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί από τις δύο πρώτες, λαμβάνοντας υπόψη τα θετικά και αρνητικά σημεία των απαγωγών σύμφωνα με τα παρακάτω:

- VI = VLA-VRA
- VII = VLL-VRA
- VIII = VLL-VLA

### 2.5.4 Προκάρδιες Απαγωγές

Οι Προκάρδιες Απαγωγές καταγράφονται με ένα ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στην εμπρόσθια επιφάνεια του θώρακα και πρόκειται για μονοπολικές απαγωγές. Το ηλεκτρόδιο συνδέεται με το θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, ενώ το αρνητικό συνδέεται με την παρεμβολή ηλεκτρικών αντιστάσεων, με το δεξιό και αριστερό άνω άκρο, καθώς και με το αριστερό κάτω άκρο. Συνήθως, λαμβάνονται έξι διαφορετικές πρότυπες απαγωγές από το πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα, με τη διαδοχική τοποθέτηση του ηλεκτροδίου στα σημεία που απεικονίζονται στην Εικόνα 2.13 [5].



Εικόνα 2.13: Θέσεις των προκάρδιων απαγωγών

Στις απαγωγές V1 και V2, το μεγαλύτερο μέρος του συμπλέγματος QRS της φυσιολογικής καρδιάς είναι αρνητικό, γιατί στις απαγωγές αυτές το προκάρδιο ηλεκτρόδιο είναι πλησιέστερα στη βάση παρά στην κορυφή της καρδιάς, προς την οποία βάση είναι η κατεύθυνση της ηλεκτραρνητικότητας στη μεγαλύτερη διάρκεια της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών.

Αντίθετα, στις απαγωγές V4, V5 και V6 το μεγαλύτερο μέρος του συμπλέγματος QRS είναι θετικό, επειδή το θωρακικό ηλεκτρόδιο σ' αυτές τις απαγωγές είναι πιο κοντά προς την κορυφή της καρδιάς, προς την κατεύθυνση της οποίας παρατηρείται ηλεκτροθετικότητα στη μεγαλύτερη διάρκεια της διεργασίας εκπόλωσης των κοιλιών.

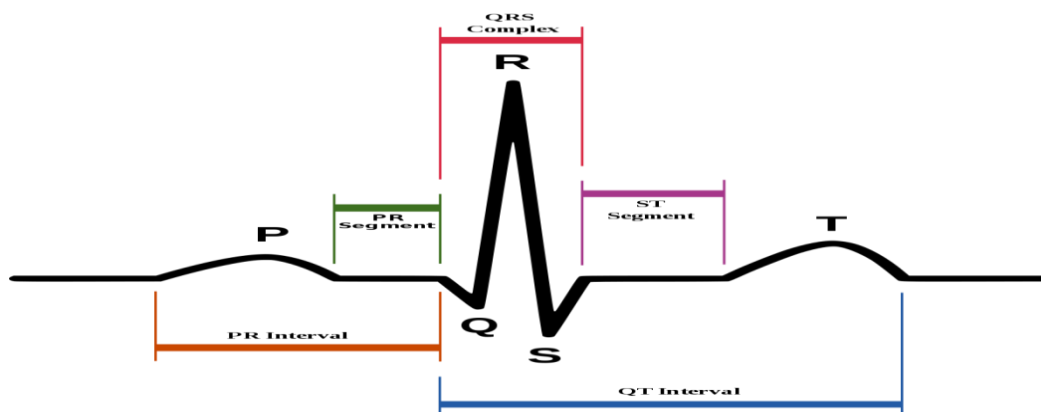
## **2.6 Χαρακτηριστικά του Φυσιολογικού Ηλεκτροκαρδιογραφήματος**

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

Το ΗΚΓ αποτελείται τόσο από επάρματα εκπόλωσης, όσο και από επάρματα επαναπόλωσης. Το σύμπλεγμα QRS αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S, που μαζί με το έπαρμα P είναι επάρματα εκπόλωσης. Το έπαρμα T, προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών από 0,25 έως 0,35 δευτερόλεπτα μετά την εκπόλωση και χαρακτηρίζεται ως έπαρμα επαναπόλωσης [9].

## **2.7 Σύμπλεγμα QRS**

Το σύμπλεγμα QRS με το χαρακτηριστικό σήμα όπως αυτό της Εικόνας 2.14, αντιπροσωπεύει την εκπόλωση του κοιλιακού μυοκαρδίου. Η διέγερση των κοιλιών αρχίζει αμέσως μετά την κάθοδο του ερεθίσματος μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου.



Εικόνα 2.14: Το σύμπλεγμα QRS

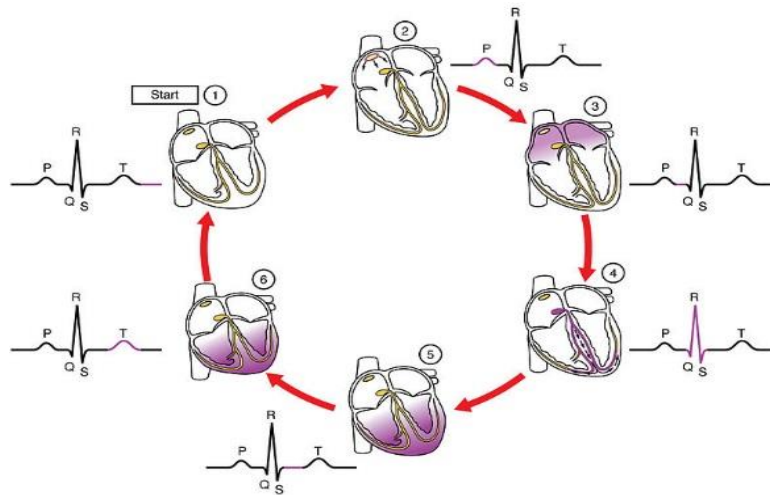
Στο σύμπλεγμα QRS το πρώτο τμήμα που εκπολώνεται είναι το μεσοκοιλιακό διάφραγμα από αριστερά προς τα δεξιά. Στη συνέχεια, ακολουθεί η εκπόλωση του τοιχώματος της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας ταυτόχρονα, με κατεύθυνση από δεξιά προς τα αριστερά. Τέλος, εκπολώνονται το οπισθοοβασικό τμήμα της αριστερής κοιλίας και η οπίσθια μοίρα του μεσοκοιλιακού διαφράγματος [10].

### 2.7.1 Διάρκεια Συμπλέγματος QRS

Φυσιολογικά, η διάρκεια του QRS κυμαίνεται από 0,06 έως 0,12 δευτερόλεπτα και αποτελείται από τρία διακριτά τμήματα, τα τμήματα Q, R και S. Εφόσον, οι δύο κοιλίες εκπολώνονται ταυτόχρονα η διάρκεια του QRS είναι ίση ή μικρότερη των 0.10 δευτερολέπτων. Η διαδοχική διέγερση των κοιλιών αυξάνει την διάρκεια του QRS σε περιπτώσεις όπως η πρόιμη διέγερση μιας εκ των δύο κοιλιών (σύνδρομα προδιέγερσης), η έναρξη διέγερσης από την μια εκ των δύο κοιλιών (Κοιλιακές συστολές) ή ο αποκλεισμός του αριστερού ή του δεξιού σκέλους.

### 2.7.2 Σχέση Ηλεκτροκαρδιογραφήματος και Καρδιακού Κύκλου

Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφονται τα κύματα P, QRS και T. Είναι ηλεκτρικά δυναμικά, τα οποία παράγονται από την καρδιά και καταγράφονται με τον ηλεκτροκαρδιογράφο από την επιφάνεια του σώματος [10]. Στην Εικόνα 2.15 αποτυπώνεται ένας πλήρης καρδιακός κύκλος.



Εικόνα 2.15: Ο καρδιακός κύκλος

- **Κύμα P**

Το κύμα P, προηγείται του συμπλέγματος QRS και αντιστοιχεί στην κολπική εκπόλωση. Η χρονική διάρκεια του κύματος P είναι μικρότερη από 0,1 δευτερόλεπτα, ενώ το δυναμικό του, κυμαίνεται μέχρι 0,25mV.

- **Κύμα T**

Το κύμα T, ακολουθεί μετά σύμπλεγμα QRS και παράγεται από την κοιλιακή επαναπόλωση. Η διάρκεια του είναι μικρότερη από 0,2 δευτερόλεπτα και το δυναμικό του μικρότερο από 1,5mV.

- **Διάστημα PR**

Το διάστημα PR, είναι το διάστημα από την έναρξη του κύματος P έως την έναρξη του συμπλέγματος QRS. Αντιστοιχεί στη χρονική διάρκεια που χρειάζεται το ηλεκτρικό ερέθισμα για να διαδοθεί από το φλεβοκόμβο μέχρι τις κοιλίες. Η φυσιολογική διάρκεια του διαστήματος PR κυμαίνεται από 0,12 έως 0,20 δευτερόλεπτα.

- **Τμήμα PR**

Το τμήμα PR, είναι το διάστημα από τη λήξη του κύματος P μέχρι την έναρξη του συμπλέγματος QRS και αντιστοιχεί στη χρονική διάρκεια που χρειάζεται το ηλεκτρικό ερέθισμα για να διαδοθεί από τους κόλπους στις κοιλίες. Η χρονική διάρκεια του τμήματος είναι μικρότερη από 0,12 δευτερόλεπτα.

- **Διάστημα QT**

Το διάστημα QT, αντιστοιχεί στη χρονική διάρκεια της κοιλιακής δραστηριότητας και πρόκειται για το διάστημα από την έναρξη του συμπλέγματος QRS, μέχρι τη λήξη του κύματος T. Η χρονική διάρκεια του διαστήματος κυμαίνεται μεταξύ 0,35 και 0,44 δευτερολέπτων.

- **Τμήμα ST**

Είναι το διάστημα μεταξύ της κοιλιακής εκπόλωσης και της κοιλιακής επαναπόλωσης με τη διάρκειά του να υπολογίζεται έως 0,08 δευτερόλεπτα. Βρίσκεται μετά το τέλος του συμπλέγματος QRS και έχει πλάτος μέχρι 1 χιλιοστό, πάνω ή κάτω από την ισοηλεκτρική γραμμή.

- **Τμήμα TD**

Το τμήμα TD, είναι φυσιολογικά ισοηλεκτρικό και παρουσιάζει το διάστημα ηρεμίας μεταξύ δυο διαδοχικών καρδιακών κύκλων. Η χρονική του διάρκεια είναι μικρότερη των 0,4 δευτερολέπτων και υπολογίζεται μετά το τέλος του κύματος T και μέχρι την έναρξη του κύματος P.

- **Διάστημα PP**

Το διάστημα PP, αποτελεί τη χρονική απόσταση μεταξύ δυο διαδοχικών σημείων P και είναι ένας από τους πιο σημαντικούς δείκτες του κολπικού καρδιακού ρυθμού, καθώς αντιστοιχεί στη διάρκεια ενός καρδιακού κολπικού κύκλου.

- **Διάστημα RR**

Το διάστημα RR, είναι η χρονική απόσταση μεταξύ δυο διαδοχικών κορυφών R. Αντιστοιχεί στη διάρκεια ενός καρδιακού κοιλιακού κύκλου και είναι ο πιο σημαντικός δείκτης του κοιλιακού καρδιακού ρυθμού και συνεπώς της καρδιακής λειτουργίας. Η εύκολη αναγνώριση των διαστημάτων RR στο ΗΚΓ έχει συμβάλει στο να επικρατήσει η χρήση τους, έναντι των διαστημάτων PP, για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού.

### 2.7.3 Πολικότητα Συμπλέγματος QRS

Σε περιπτώσεις όπου η διάρκεια του QRS είναι φυσιολογική, η φορά του στην απαγωγή V1 είναι αρνητική [5].

Όταν το στενό QRS στην V1 είναι θετικό πιθανώς υπάρχουν οι εξής περιπτώσεις:

- Ατελής αποκλεισμός δεξιού σκέλους
- Υπερτροφία δεξιάς κοιλίας
- Αυστηρά οπίσθιο έμφραγμα μυοκαρδίου

Όταν το QRS στη V1 είναι ευρύ και θετικό παρουσιάζεται μια από τις ακόλουθες περιπτώσεις:

- Πλήρης αποκλεισμός του δεξιού σκέλους ή
- Σύνδρομο προδιέγερσης (Τύπος A)

Όταν είναι ευρύ και αρνητικό πρόκειται για:

- Αποκλεισμό αριστερού σκέλους ή
- Σύνδρομο προδιέγερσης (Τύπος B)

#### 2.7.4. Δυναμικό QRS

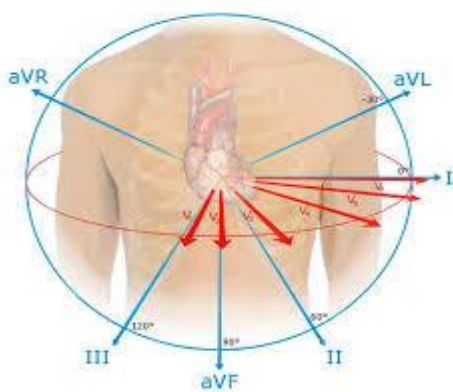
Το συνολικό δυναμικό του QRS προκύπτει από το αλγεβρικό άθροισμα των επιμέρους θετικών και αρνητικών επαρμάτων. Το δυναμικό του QRS αυξάνεται σε περιπτώσεις υπερτροφίας του μυοκαρδίου ενώ μείωση του δυναμικού του QRS παρατηρείται στις παρακάτω περιπτώσεις:

- Ατροφία του μυοκαρδίου
- Περικαρδιακή συλλογή
- Παχυσαρκία
- Πνευμονικό εμφύσημα

Χαμηλά δυναμικά παρατηρούνται όταν το άθροισμα των δυναμικών του QRS στις απαγωγές I, II, III είναι λιγότερο ή ίσο με 15mm. Επίσης, όταν σε καθεμιά χωριστά από τις παραπάνω απαγωγές, το δυναμικό του QRS είναι μικρότερο ή ίσο με 5mm [5].

### 2.8 Άξονας της Καρδιάς

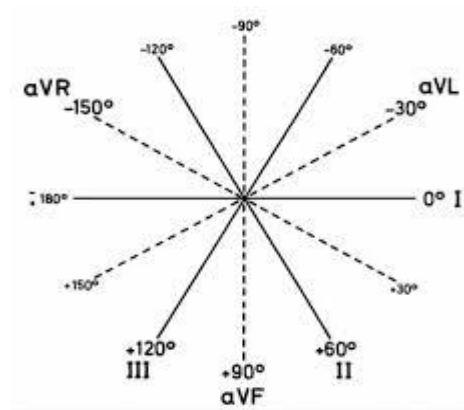
Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς, είναι η κατεύθυνση εκπόλωσης του μυοκαρδίου των κοιλιών σε μετωπιαίο επίπεδο. Οι απαγωγές που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του ηλεκτρικού άξονα είναι αυτές των άκρων. Η μετωπιαία επιφάνεια του σώματος θεωρείται ένας κύκλος με κέντρο το μεσοκοιλιακό διάφραγμα, στην επιφάνεια του οποίου τοποθετούνται οι απαγωγές των άκρων όπως ακριβώς απεικονίζονται στο σχήμα της Εικόνας 2.16 που ακολουθεί παρακάτω. Πάνω στις απαγωγές τοποθετείται αντίστοιχα το αλγεβρικό άθροισμα των δυναμικών του QRS από το ΗΚΓ. Από την συνισταμένη αυτών των διανυσμάτων υπολογίζεται ο άξονας [11].



Εικόνα 2.16: Ο ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς



Στην πράξη και σύμφωνα με την Εικόνα 2.17 φαίνεται ξεκάθαρα πως ο φυσιολογικός άξονας της καρδιάς βρίσκεται μεταξύ  $-30^{\circ}$  και  $+120^{\circ}$ .



Εικόνα 2.17: Ο φυσιολογικός άξονας της καρδιάς

Ακόμα, για τον άξονα της καρδιάς ισχύουν οι παρακάτω κανόνες:

1. ο άξονας βρίσκεται μεταξύ δύο απαγωγών που εμφανίζουν υψηλά R, ίσου περίπου ύψους
2. ο άξονας είναι κάθετος, δηλαδή σχηματίζει γωνία  $90^{\circ}$  προς την απαγωγή με διφασικά QRS και έχει φορά προς τις απαγωγές με υψηλό R.

# Κεφάλαιο 3

## Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού

### 3.1 Καρδιακός Ρυθμός

Ο καρδιακός ρυθμός, προέρχεται από τον κτύπο της καρδιάς και υπολογίζεται από το πόσες φορές το λεπτό διαστέλλονται οι αρτηρίες, εξαιτίας της αύξησης της πίεσης του αίματος. Η καρδιακή συχνότητα ποικίλλει τόσο σε κατάσταση ηρεμίας όσο και σε διάφορες άλλες περιπτώσεις όπως η έντονη συναισθηματική φόρτιση, το άγχος και το στρες. Η σημαντικότερη ωστόσο αιτία αύξησης των καρδιακών παλμών, είναι η φυσική δραστηριότητα. Κατά τη διάρκεια της άσκησης η καρδιά στέλνει με κάθε χτύπο της περισσότερο αίμα στο υπόλοιπο σώμα, παρέχοντας περισσότερο οξυγόνο και ενέργεια ώστε να πραγματοποιηθεί η δραστηριότητα. Άλλοι σημαντικοί παράγοντες για τους αυξημένους παλμούς θεωρούνται η παχυσαρκία, η εγκυμοσύνη, το άγχος, το κάπνισμα, η μειωμένη φυσική δραστηριότητα, κ.α. Η περίπτωση όπου ο καρδιακός ρυθμός σε κατάσταση ηρεμίας ξεπερνάει τους 100 παλμούς ονομάζεται ταχυκαρδία, ενώ αντίθετα όταν ο κτύπος της καρδιάς είναι πολύ αργός, συνήθως κάτω από 60, ονομάζεται βραδυκαρδία [12].

#### 3.1.1 Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού

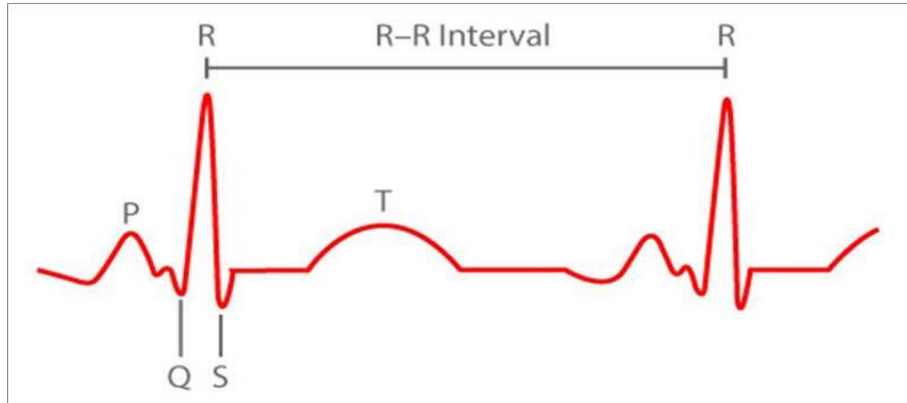
Ο όρος Διακύμανση Καρδιακού Ρυθμού αναφέρεται στις μεταβολές του καρδιακού ρυθμού από παλμό σε παλμό και αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους δείκτες για την κατάσταση της καρδιάς. Η ΔΚΡ, εξάγεται κατά κύριο λόγο από το ΗΚΓ [12].

#### 3.1.2 Μέτρηση Καρδιακού Ρυθμού

Η μέτρηση της ΔΚΡ πραγματοποιείται με επεξεργασία του ΗΚΓ, προσδιορίζοντας σε αυτό την διάρκεια κάθε παλμού. Φυσιολογικά, ο παλμός της καρδιάς αρχίζει με το κύμα P και ακολουθεί το σύμπλεγμα QRS και τα κύματα T και U. Η χρονική διάρκεια του παλμού καθορίζεται από το διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών κυμάτων P (διάστημα PP). Ωστόσο, στην ανίχνευση του κύματος P, συχνά παρατηρείται το φαινόμενο ένα κύμα P να ταυτίζεται με το σύμπλεγμα QRS [1].

Για αυτό το λόγο, έχει επικρατήσει η χρήση του συμπλέγματος QRS και πιο συγκεκριμένα του κύματος R, για τον προσδιορισμό της χρονικής διάρκειας του καρδιακού παλμού. Το κύμα R υπό κανονικές συνθήκες αποτελεί το μέγιστο σημείο κάθε παλμού και το πιο διακριτό σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα. Έτσι, η διαδικασία

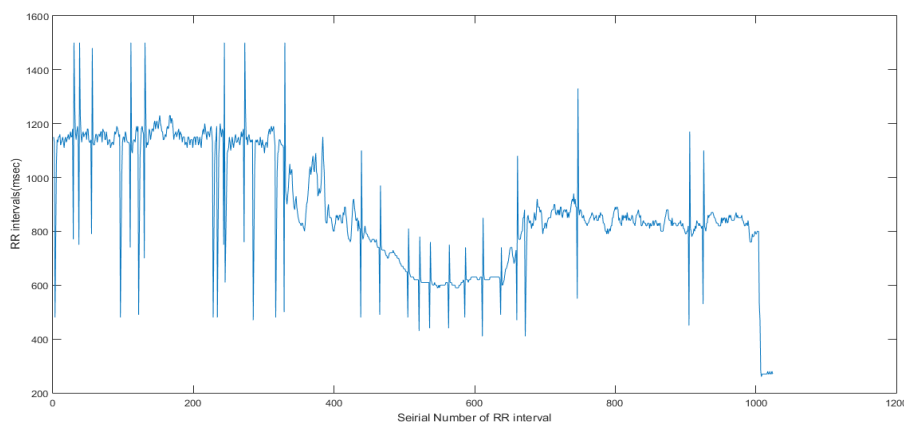
μέτρησης της ΔΚΡ αποτελείται από την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, την ανίχνευση των κυμάτων R και τον υπολογισμό της απόστασης μεταξύ διαδοχικών κορυφών R (RR interval). Το σχήμα της Εικόνας 3.1 αποτυπώνει με χαρακτηριστικό τρόπο το διάστημα RR.



Εικόνα 3.1: Αναπαράσταση Διαστήματος RR

### 3.1.3 Αναπαράσταση της ΔΚΡ

Η αναπαράσταση της ΔΚΡ πραγματοποιείται με την αναπαράσταση του σήματος των διαστημάτων RR, μέσω της γραφικής παράστασης που ονομάζεται ταχογράφημα. Στο ταχογράφημα όπως αυτό στην Εικόνα 3.2 ο άξονας x, αναπαριστά τον αύξοντα αριθμό του διαστήματος, ενώ ο άξονας y, αναπαριστά τη χρονική διάρκεια του διαστήματος RR ή αλλιώς τη χρονική διάρκεια του καρδιακού παλμού [13].



Εικόνα 3.2: Αναπαράσταση RR διαστημάτων

Το βασικότερο πλεονέκτημα στη χρήση ταχογραφήματος, είναι η απεικόνιση μεγάλου όγκου δεδομένων σε μικρότερο μήκος χαρτιού έναντι του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

## **3.2 Επεξεργασία της ΔΚΡ**

Η επεξεργασία της ΔΚΡ αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους δείκτες για την κατάσταση της καρδιακής υγείας του ατόμου και διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην πρόγνωση και τη διάγνωση κάποιας καρδιακής ή άλλης πάθησης. Για το λόγο αυτό αναζητούνται συνεχώς και πιο σύνθετες τεχνικές επεξεργασίας της ΔΚΡ οι οποίες προστίθενται με τη σειρά τους στις ήδη υπάρχοντες τεχνικές ανάλυσης και επεξεργασίας ψηφιακού σήματος [12].

### **3.2.1 Κατηγορίες Επεξεργασίας της ΔΚΡ**

Οι βασικές κατηγορίες επεξεργασίας της ΔΚΡ είναι οι ακόλουθες:

- Μετρήσεις στην περιοχή του χρόνου
- Μετρήσεις στην περιοχή των συχνοτήτων
- Ανάλυση Χρόνου-Συχνότητας
- Μη γραμμική και Χαοτική ανάλυση
- Ανάλυση με Ευφυείς τεχνικές

Η επεξεργασία της ΔΚΡ αρχικά ξεκίνησε με απλές στατιστικές μεθόδους, δείκτες και ανάλυση Fourier για τη μελέτη σημάτων στο πεδίο των συχνοτήτων. Ωστόσο, η ανάγκη για μεγαλύτερη λεπτομέρεια στην ανάλυση του σήματος οδήγησε σε νέες μεθόδους επεξεργασίας όπως η ανάλυση Χρόνου-Συχνότητας και η ανάλυση με χρήση μικρών κυμάτων κρούσεως. Σε αυτές τις μεθόδους έχουν προστεθεί και πιο σύγχρονες μέθοδοι, μη-γραμμικής και χαοτικής ανάλυσης, οι οποίες προσπαθούν να εξάγουν και να αναλύσουν τις μη γραμμικές δομές του σήματος ΔΚΡ [12].

## **3.3 Μετρήσεις στην περιοχή του χρόνου**

Οι μετρήσεις στην περιοχή του χρόνου αποτελούν την βασικότερη κατηγορία μέτρησης της ΔΚΡ. Βασίζονται σε μετρήσεις ως προς το χρόνο και τη μεταβολή των διαστημάτων από παλμό σε παλμό και διακρίνονται στις εξής δυο υποκατηγορίες:

1. Τη Στατιστική Ανάλυση
2. Τη γεωμετρική Αποτίμηση

Ουσιαστικά, η στατιστική ανάλυση αφορά δείκτες και στατιστικούς υπολογισμούς, ενώ η γεωμετρική αποτίμηση μεθόδους για οπτικοποίηση των δεδομένων [14].

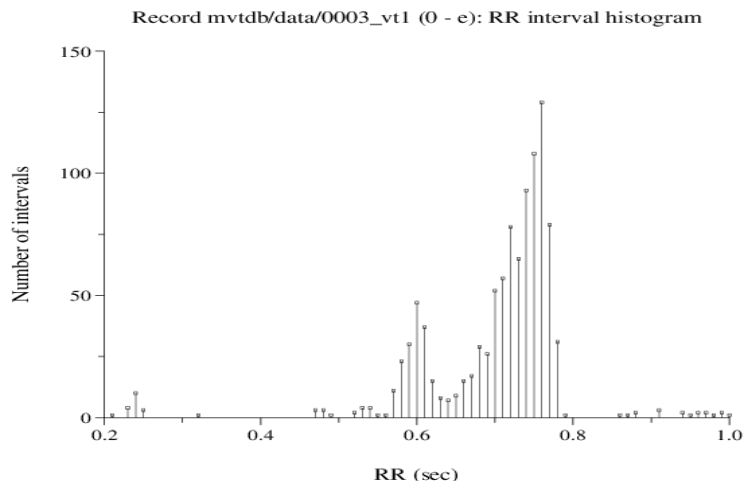
### 3.3.1 Στατιστική Ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση αποτελείται από μεθόδους στατιστικών και ποσοστιαίων μετρήσεων που αποτελούν δείκτες της τρέχουσας κατάστασης του ατόμου και αφορούν μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και ποσοστά παλμών που ανταποκρίνονται σε κάποιο χαρακτηριστικό. Αποτελεί το πρώτο στάδιο της επεξεργασίας της ΔΚΡ για την εξαγωγή συμπερασμάτων και χρησιμοποιείται κυρίως για την ανίχνευση και την αξιολόγηση καρδιακών αρρυθμιών [15]. Συγκριτικά με άλλα είδη ανάλυσης μπορεί να εφαρμοστεί και σε θορυβώδες σήμα καθώς έχει μεγάλη ανοχή σε λάθη κατά τη διαδικασία αναγνώρισης του συμπλέγματος QRS. Αναλυτικά οι πιο γνωστοί δείκτες στατιστικής ανάλυσης παρουσιάζονται παρακάτω:

- SDRR: Η τυπική απόκλιση όλων των κανονικών διαστημάτων RR σε ΗΚΓ.
- SDANN: Η τυπική απόκλιση του μέσου των κανονικών διαστημάτων RR ανά 5 λεπτά σε ΗΚΓ.
- SDSD: Η τυπική απόκλιση των διαφορών όλων των κανονικών διαστημάτων RR σε ΗΚΓ
- SDNNIDX: Το μέσο της τυπικής απόκλισης όλων των κανονικών διαστημάτων RR ανά 5 λεπτά σε ΗΚΓ.
- R-MSSD: Η τετραγωνική ρίζα του μέσου των τετραγώνων των διαφορών των κανονικών διαστημάτων RR σε ΗΚΓ.
- PNN<sub>x</sub>: Το ποσοστό των περιπτώσεων όπου η διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών RR διαστημάτων είναι μεγαλύτερη από x msec σε σχέση με όλα τα κανονικά RR.
- Διαφορά Μέρας & Νύχτας: Η Διαφορά μεταξύ του μέσου όλων των κανονικών διαστημάτων RR κατά τη διάρκεια της μέρας και της νύχτας.

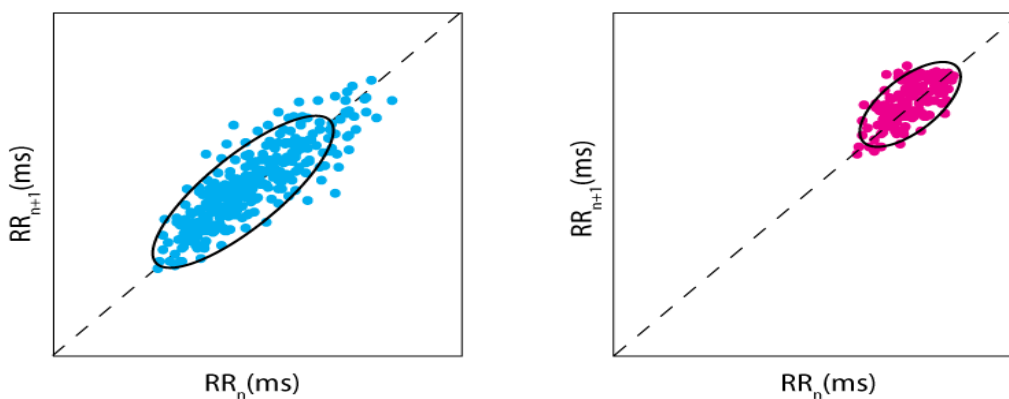
### 3.3.2 Γεωμετρική Αποτίμηση

Η γεωμετρική αποτίμηση αποτελείται από μεθόδους απεικόνισης της ΔΚΡ που χρησιμοποιούν τα δεδομένα για την εξαγωγή γραφικών αποτελεσμάτων. Πιο γνωστές μέθοδοι στην γεωμετρική αποτίμηση αποτελούν το Ιστόγραμμα όπως αυτό της Εικόνας 3.3 και το Ιστόγραμμα Διαφορών που βασίζεται στις απόλυτες τιμές των διαφορών των διαδοχικών διαστημάτων RR.



Εικόνα 3.3: Ιστόγραμμα διαστημάτων RR

Επίσης, πολύ σημαντική γραφική αναπαράσταση αποτελεί το διάγραμμα Lorentz που αναπαριστά το μήκος του διαστήματος  $RR_i$  σε σχέση με το μήκος του διαστήματος  $RR_{i-1}$  με σημαντικό πλεονέκτημα το ότι μπορεί να επεκταθεί και στις τρεις διαστάσεις θεωρώντας ως τρίτη διάσταση τον  $RR_{i+1}$  παλμό. Το διάγραμμα Lorentz και οι τρισδιάστατες επεκτάσεις του μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βάση για περαιτέρω επεξεργασία με στόχο εξαγωγή τιμών και δεικτών που σχετίζονται με συγκεκριμένες παθήσεις, καθώς και για την εξαγωγή προτύπων που χρησιμοποιούνται για ταξινόμηση – διάγνωση του σήματος. Στην Εικόνα 3.4 παρουσιάζονται δυο περιπτώσεις ανάλυσης του καρδιακού ρυθμού μέσω του διαγράμματος Lorentz.



Εικόνα 3.4: Διάγραμμα Lorentz: Στα αριστερά παρουσιάζεται μια υψηλή μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού, ενώ στο δεξιό γράφημα παρουσιάζεται μια περιορισμένη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού.

Η Γεωμετρική Αποτίμηση της ΔΚΡ μπορεί να δώσει οπτικά αποτελέσματα ως προς τη συνολική εικόνα της μέτρησης, καθώς και την εξαγωγή συμπερασμάτων ως προς την

κατάσταση του ατόμου. Όπως και στην στατιστική ανάλυση, έτσι και εδώ οι μετρήσεις παρουσιάζουν μεγάλη ανοχή κατά την αναγνώριση του συμπλέγματος QRS, με αποτέλεσμα να μπορούν να εφαρμοστούν και σε «θορυβώδες» σήμα, κάτι που δεν ισχύει με τις μετρήσεις στην περιοχή του Χρόνου [16].

### **3.4 Μελέτες Ανάλυσης της ΔΚΡ**

Οι μελέτες στην ΔΚΡ σχετίζονται κυρίως με διάφορες παθολογικές καρδιακές καταστάσεις. Οι σημαντικότερες από αυτές συσχετίζονται με διάφορες κατηγορίες καρδιακής αρρυθμίας [17], την ισχαιμία του μυοκαρδίου [18], το έμφραγμα του μυοκαρδίου [19] και τη στεφανιαία νόσο [20]. Επίσης, μελέτες αναφέρονται και στην αξιολόγηση της καρδιακής κατάστασης [21], τον αιφνίδιο καρδιακό θάνατο [22] και την καρδιακή υγεία [23].

Ακόμα, μελέτες έχουν πραγματοποιηθεί και σε σχέση με άλλες παθήσεις όπως η υπεργλυκαιμία [24], η ινομυαλγία [25] το άγχος και η κατάθλιψη [26]. Ακόμα, η ΔΚΡ μελετηθεί σε σχέση με διάφορες ιατρικές εξετάσεις όπως το τεστ κοπώσεως και εναλλακτικές θεραπείες όπως ο βελονισμός

# *Κεφάλαιο 4*

## *Δεδομένα και Σχετικές Μελέτες*

### **4.1 To Physionet**

Τα αρχεία διαστημάτων RR που χρησιμοποιήθηκαν για τον σχεδιασμό και την ανάλυση του αλγορίθμου ταξινόμησης, πάρθηκαν από το “Physiobank” (online: [www.physionet.org](http://www.physionet.org)). Το “Physiobank”, αποτελεί μέρος του “Physionet” και πρόκειται για μια μεγάλη και συνεχώς αναπτυσσόμενη τράπεζα ψηφιακών καταγραφών φυσιολογικών σημάτων και δεδομένων, διαθέσιμων προς χρήση από την βιοιατρική ερευνητική κοινότητα (<http://www.physionet.org/physiobank>). Το “Physiobank”, περιέχει επίσης βάσεις δεδομένων καρδιακών, νευρικών και άλλων βιοσημάτων από υγιή άτομα, αλλά και από ασθενείς με διάφορες παθολογικές καταστάσεις ενώ παρέχει ελεύθερη πρόσβαση μέσω του διαδικτύου σε μεγάλες συλλογές καταγεγραμμένων βιοσημάτων, καθώς και σχετικό λογισμικό ανοιχτού κώδικα.

Κάθε μια από τις βάσεις δεδομένων στο “Physiobank”, αποτελείται από ένα σύνολο καταγραφών. Η βάση δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία είναι η “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database”. Η “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia” βάση δεδομένων, περιέχει 135 ζεύγη χρονικών σειρών διαστήματος RR, που καταγράφηκαν από εμφυτευμένους απινιδωτές cardioverter (Medtronic Jewel Plus™ ICD 7218) σε 78 άτομα. Κάθε σειρά περιέχει από 986 μέχρι 1022 RR διαστήματα. Μια σειρά από κάθε ζεύγος περιλαμβάνει ένα αυθόρμητο επεισόδιο κοιλιακής ταχυκαρδίας (VT) ή κοιλιακής μαρμαρυγής (VF), και το άλλο είναι ένα δείγμα του εγγενούς (συνήθη φλεβοκομβικού) ρυθμού.

### **4.2 Η Βάση Δεδομένων**

Τα επεισόδια που περιλαμβάνονται στην “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia” βάση δεδομένων καταγράφηκαν από τους απινιδωτές “Medtronic ICD 7218”, σε ασθενείς χωρίς βηματοδότη στις ΗΠΑ και τον Καναδά την ίδια ημέρα ή πριν από τις 3 Ιανουαρίου 1997. Τα επεισόδια, ανακτήθηκαν από τις εμφυτευμένες συσκευές κατά τη διάρκεια προγραμματισμένων επισκέψεων παρακολούθησης των ασθενών και κατά τη διάρκεια μεταγενέστερων μη προγραμματισμένων επισκέψεων. Κάθε επεισόδιο κατηγοριοποιήθηκε χειροκίνητα χρησιμοποιώντας τα κριτήρια που αναφέρονται παρακάτω.



Η τελική βάση δεδομένων περιλαμβάνει όλα τα εγγεγραμμένα επεισόδια εκτός από τα αυθόρμητα επεισόδια που συνέβησαν αμέσως μετά την εμφύτευση ή μεταξύ της αρχικής και της τελικής ανάκρισης από τον απινιδωτή. Επίσης, η τελική βάση δεδομένων δεν περιλαμβάνει επεισόδια για τα οποία ήταν αδύνατο να συγκριθεί η κοιλιακή ταχυκαρδία ή η κοιλιακή μαρμαρυγή, με έναν φλεβοκομβικό ρυθμό του ηλεκτρογραφήματος από την ίδια πηγή. Τέλος, κρίθηκαν ακατάλληλη να συμπεριληφθούν στη βάση δεδομένων περιστατικά με λιγότερα από 1000 RR διαστήματα και επεισόδια που ανιχνεύθηκαν ακατάλληλα ως κοιλιακή ταχυκαρδία και κοιλιακή μαρμαρυγή.

Συνολικά, μελετήθηκαν 142 ασθενείς και αυτή η βάση δεδομένων περιέχει 130 επεισόδια από 78 ασθενείς που εμφάνισαν τουλάχιστον ένα επεισόδιο κοιλιακής ταχυκαρδίας (VT) ή κοιλιακής μαρμαρυγής (VF). Έξι ασθενείς είχαν επεισόδια κοιλιακής ταχυκαρδίας (VT) και κοιλιακής μαρμαρυγής (VF). Σε πέντε από αυτές τις περιπτώσεις, η βασική ακολουθία που σχετίζεται με το πρώτο VF έχει το πρόθεμα *mra*, για να αποφευχθούν οι συγκρούσεις με τις ακολουθίες βασικής γραμμής που σχετίζονται με την πρώτη κοιλιακή ταχυκαρδία VT (με το τυπικό πρόθεμα *mr1*) [27]. Αυτές οι πέντε περιπτώσεις αρχείων που περιείχαν περιστατικά κοιλιακής ταχυκαρδίας και κοιλιακής μαρμαρυγής έχοντας το πρόθεμα *mra*, δε χρησιμοποιήθηκαν στην τελική έρευνά μας. Έτσι, ο συνολικός αριθμός των αρχείων ανέρχεται σε 165 αρχεία διαστημάτων RR.

Για κάθε ζεύγος αλληλουχιών, το ανιχνεύόμενο επεισόδιο ταξινομήθηκε ως κοιλιακή ταχυκαρδία ή κοιλιακή μαρμαρυγή συγκρίνοντας το σχετικό ηλεκτρογράφημά του με αυτό του ηλεκτρογράμματος (υποτιθέμενου) φλεβοκομβικού ρυθμού (SR). Για την ταξινόμηση των ανιχνευόμενων επεισοδίων χρησιμοποιήθηκαν πέντε μορφολογικά χαρακτηριστικά (σχήμα, συστατικά που διασχίζουν τη γραμμή βάσης, αρχική κλίση, μεγαλύτερο συστατικό και διάτρηση). Εάν κάποιο από αυτά τα επεισόδια παρουσίαζε διαφορές μεταξύ του ηλεκτρογραφήματος του εντοπισμένου επεισοδίου και του αντίστοιχου επεισοδίου με το φλεβοκομβικό ρυθμό του ηλεκτρογραφήματος, το επεισόδιο κατατάσσονταν ως κοιλιακή ταχυκαρδία (VT) ή ως κοιλιακή μαρμαρυγή (VF). Εάν τα δύο ηλεκτρογραφήματα ήταν παρόμοια και στα πέντε χαρακτηριστικά, αλλά ο ρυθμός που ανιχνεύθηκε επιβραδύνθηκε μετά τη θεραπεία για τη βηματοδότηση κατά της ταχυκαρδίας (ATP), με αύξηση των διαστημάτων R-R κατά τουλάχιστον 60 ms, η ανίχνευση θεωρήθηκε κατάλληλη.

### 4.3 Σχετικές Μελέτες με τη Βάση Δεδομένων

Μελέτες με περιστατικά αρρυθμίας συναντά κανείς πάρα πολλές στη διεθνή βιβλιογραφία [28-42]. Παρακάτω, περιγράφονται συνοπτικά οι έρευνες που πραγματοποιήθηκαν αποκλειστικά με την “Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia” βάση δεδομένων, που χρησιμοποιούμε και εμείς στην έρευνα μας.

Στην έρευνα των Zhuang et al. με τίτλο “Nonlinear short-term heart rate variability prediction of spontaneous ventricular tachyarrhythmia” [43], χρησιμοποιήθηκαν δύο μη γραμμικά μέτρα πολυπλοκότητας, βασισμένα στην εντροπία καθώς και δύο

χρονικοί γραμμικοί δείκτες, για την βραχυπρόθεσμη πρόβλεψη εμφάνισης κοιλιακής ταχυκαρδίας και κοιλιακής μαρμαρυγής. Συγκεκριμένα, αναλύθηκαν η προσεγγιστική εντροπία (ApEn), η εντροπία δείγματος (SampEn) καθώς ακόμα ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των διαστημάτων RR.

Ο υπολογισμός των δεικτών εντροπίας, γίνεται μέσα από τους ανάλογους αλγορίθμους. Ωστόσο, αν και ο υπολογισμός τους είναι σχετικά απλός απαιτείται ο εκ των προτέρων προσδιορισμός των δεικτών  $m$  (διάσταση ενσωμάτωσης) και  $r$  (φίλτρο θορύβου). Στην περίπτωση αυτή οι τιμές για τους δείκτες ορίζονται με  $m = 0.2$  και με  $r = 0,2*SD$ , ενώ το μήκος  $N$  των δεδομένων ορίστηκε ως 986 γιατί η επίδραση του μήκους δεδομένων στην απόδοση για τα μέτρα εντροπίας πρέπει να είναι ίδια.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι εκτός από την προφανή αύξηση των καρδιακών ρυθμών των ασθενών, οι τιμές των δύο μέτρων εντροπίας, είναι σημαντικά μικρότερες για τα επεισόδια VT-VF από εκείνες για τις σειρές CON. Συμπερασματικά, όταν προσεγγίζεται μια κοιλιακή ταχυαρρυθμία, ο συμπαθητικός τόνος των ασθενών αυξάνεται, ενώ η πολυπλοκότητα των διαστημάτων RR αμέσως πριν την έναρξη των συμβάντων VT-VF είναι προφανώς χαμηλότερη από εκείνη των διαστημάτων RR που καταγράφηκαν κατά τη διάρκεια των φλεβοκομβικών ρυθμών. Τέλος, τα μέτρα εντροπίας ApEn και SampEn μπορεί να είναι οι κατάλληλες μη γραμμικές παράμετροι για βραχυχρόνιες απειλητικές για τη ζωή κοιλιακές ταχυαρρυθμίες, κατά την εφαρμογή της καρδιοανάταξης και της απινίδωσης.

Σε μια άλλη περίπτωση, αυτή των ερευνητών Joo et al. [44], παρουσιάζεται ένας ταξινομητής που μπορεί να προβλέψει συμβάντα κοιλιακής ταχυκαρδίας (VT) χρησιμοποιώντας τεχνητά Νευρωνικά δίκτυα (ANNs), εκπαιδευμένα με παραμέτρους που προέρχονται από την ανάλυση ΔΚΡ. Για την μελέτη αυτή, χρησιμοποιήθηκαν όλες οι χρονικές σειρές της βάσης δεδομένων που αποτελούνταν από 1024 RR διαστήματα, πριν από τα αντίστοιχα συμβάντα.

Η βραχυπρόθεσμη ανάλυση της ΔΚΡ πραγματοποιήθηκε σε παράθυρα χρονικής διάρκειας 5 λεπτών τα οποία βρίσκονται σε απόσταση 10 δευτερολέπτων από κάθε εκδήλωση συμβάντων. Συνολικά, χρησιμοποιήθηκαν 11 παράμετροι για την ανάλυση στο πεδίο των συχνοτήτων, οι οποίες πάρθηκαν από τα ταχογραφήματα των διαστημάτων RR με την χρήση ενός φίλτρου υψηλής διέλευσης απόκρισης χρόνου.

Για την ταξινόμηση των συμβάντων χρησιμοποιήθηκαν τυχαία το 75% των παραμέτρων, ενώ για την εκπαίδευση του τεχνητού νευρωτικού δικτύου ορίστηκε μια τιμή +1 ως στόχος για την έξοδο των γεγονότων VT και μια τιμή -1 ως στόχος της εισόδου ελέγχου. Η εκπαίδευση σταμάτησε όταν το μέσο τετραγωνικό σφάλμα έπεσε κάτω από τον αριθμό  $10^{-5}$ .

Η ακρίβεια ταξινόμησης των γεγονότων κοιλιακής ταχυκαρδίας (VT) ήταν 76,6% και η τιμή Az ήταν 0,74. Το αποτέλεσμα δεν ήταν εξαιρετικό, ωστόσο το νευρωνικό δίκτυο (ANN) που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη εμφάνισε ένα καλό ποσοστό απόδοσης, κατά τη διάκριση των συμβάντων πριν την κοιλιακή ταχυκαρδία.

Αντικείμενο έρευνας των Martinez-Alanis et al. [45], πάνω στην ίδια βάση δεδομένων, αποτέλεσε η αξιολόγηση χαρακτηριστικών των πρόωρων κοιλιακών συμπλεγμάτων (PVC) από βραχυπρόθεσμες εγγραφές (περίπου 1.000 παλμοί) και η προγνωστική τους

αξία για επικείμενη παρατεταμένη ταχυαρρυθμίας. Η ανάλυση, αποτελούταν από βραχυπρόθεσμες εγγραφές διαστημάτων RR που ελήφθησαν από 78 ασθενείς. Οι ασθενείς ταξινομήθηκαν σε δύο ομάδες με βάση το ιστορικό ΔΚΡ πριν από ένα επεισόδιο ταχυαρρυθμίας. Στη συνέχεια, υπολογίστηκαν οι δείκτες καρδιακών αποτυπώσεων, όπως ο μέσος όρος σύζευξης των διαστημάτων (meanCI) και ο αριθμός των εμφανίσεων της πλέον διαδεδομένης μορφής των PVCs (SNIB).

Ο μέσος όρος σύζευξης των διαστημάτων που υπολογίστηκε μικρότερος από 482 ms και η εμφάνιση περισσότερων επαναλαμβανόμενων αρρυθμιών (sNIB <2,5), είχαν σημαντική προγνωστική αξία για τους ασθενείς με επιταχυνόμενο καρδιακό ρυθμό, με αναλογία πιθανότητας 2,63 (1,33 - 5,17) για τον μέσο όρο σύζευξης των διαστημάτων CI και 2,28 (1,20 - 4,33) για το δείκτη sNIB. Ο συνδυασμός αυτών των δεικτών αυξάνει την αναλογία πιθανότητας σε 10,94 (3,89 - 30,80).

Συμπερασματικά, η συχνότερη επανάληψη μορφών πρόωρων κοιλιακών συμπλεγμάτων PVC και ο μικρότερος δείκτης CI αποτελούν χρήσιμους δείκτες κινδύνου επικείμενης κοιλιακής ταχυαρρυθμίας. Η πρόγνωση αυτή βελτιώνεται εάν ο ασθενής έχει γνωστό ιστορικό VT / VF που προηγείται από επιταχυνόμενη ΔΚΡ.

Τέλος οι Nemeč et al. [46], προχώρησαν στην ανάλυση δεδομένων από ασθενείς με εμφυτεύσιμους απινιδωτές “cardioverter” που περιείχαν κοιλιακή ταχυκαρδία (VT) ή κοιλιακή μαρμαρυγή (VF), που ανιχνεύτηκε από τη συσκευή. Οι ασθενείς με καρδιακή νόσο και μειωμένη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού (HRV) έχουν αυξημένο κίνδυνο θνησιμότητας από όλες τις αιτίες καθώς και κίνδυνο για αρρυθμικό θάνατο.

Η σύγκριση των δεδομένων έγινε σε σχέση με τα διαστήματα RR πριν από την ανίχνευση αρρυθμικού συμβάντος και πριν από την ανάκριση της συσκευής. Ο μέσος καρδιακός ρυθμός (HR) αυξήθηκε πριν από το αρρυθμικό επεισόδιο και για τους ασθενείς με κοιλιακή ταχυκαρδία (VT) (88,5 έναντι 72,7 παλμούς / λεπτό,  $P < 0,0005$ ) και για τους ασθενείς με κοιλιακή μαρμαρυγή (VF) (85,4 έναντι 73,3 παλμών / λεπτό,  $P < 0,05$ ). Δεν έχει ανιχνευθεί ωστόσο καμία διαφορά στη ΔΚΡ από την ανάλυση στο πεδίο χρόνου και το πεδίο συχνότητας (χρησιμοποιήθηκε γρήγορος μετασχηματισμός Fourier και μη γραμμική τεχνική). Υπολογίστηκε ακόμα, ο αριθμός των καρδιακών παλμών, μέσω των διαστημάτων RR που διαφέρουν από το προηγούμενο διάστημα RR με απόσταση μεγαλύτερη από 10%. Η συχνότητα τέτοιων παλμών ήταν σημαντικά υψηλότερη στα τμήματα των προαρρυθμικών δεδομένων από ό, τι στα τμήματα ελέγχου για κοιλιακή ταχυκαρδία (VT) (10.7 vs 6.6 / 50 beats,  $P < 0.05$ ) και όχι τόσο για την κοιλιακή μαρμαρυγή (VF) (9.8 vs 6.1 / 50 beats NS).

Συμπερασματικά, ο καρδιακός παλμός και η συχνότητα των εκτοπικών παλμών είναι υψηλότερες πριν από την εμφάνιση των αρρυθμιών, αν και η ΔΚΡ δεν μεταβάλλεται σημαντικά. Αυτά τα αποτελέσματα είναι σύμφωνα με τη συμπαθητική ενεργοποίηση που οφείλεται στην αυτόνομη μεταβολή πριν από την έναρξη της VT/VF σε αυτόν τον πληθυσμό ασθενών.

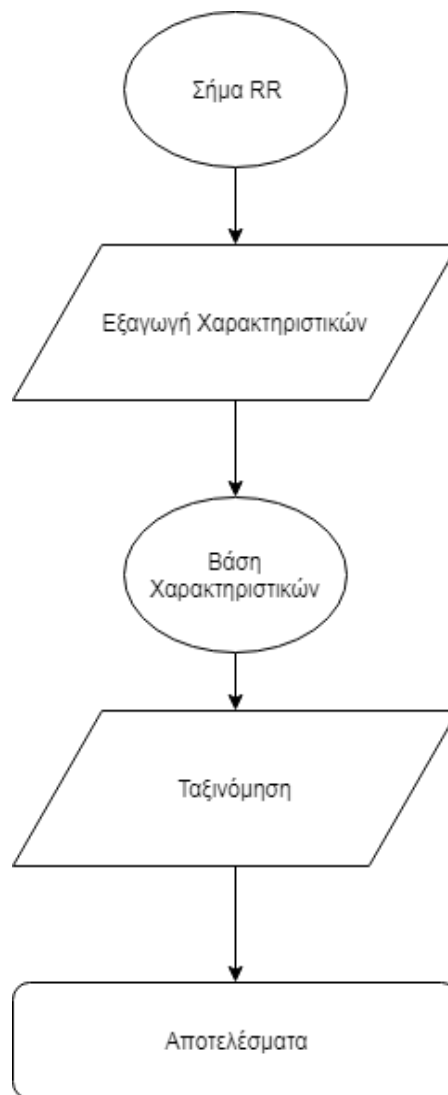
# *Κεφάλαιο 5*

## *Μεθοδολογία Ανάλυσης*

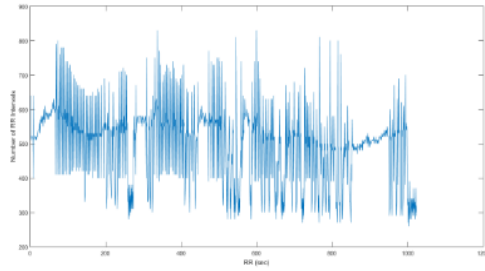
### **5.1 Περιγραφή Ανάλυσης**

Η μεθοδολογία ανάλυσης αποτελείται από πέντε στάδια όπως φαίνονται στα διαγράμματα ροής. Στο πρώτο στάδιο, γίνεται η αναπαράσταση των διαστημάτων RR με το πρόγραμμα Matlab, μέσα από το ταχογράφημα. Στη συνέχεια ακολουθεί η εξαγωγή των χαρακτηριστικών που επιλέξαμε για κάθε ένα από τα σήματα και η δημιουργία της βάσης δεδομένων με όλα τα χαρακτηριστικά.

Στο στάδιο της ταξινόμησης χαρακτηριστικών εκτελείται μία τεχνική η οποία βασίζεται στον εντοπισμό των προτύπων, που έχουν εξαχθεί από το πρώτο στάδιο, μέσα από το σύνολο των δεδομένων της βάσης μας. Έπειτα εφαρμόζεται ο αλγόριθμος ταξινόμησης και υπολογίζονται τα μέτρα αξιολόγησης της μεθοδολογίας. Για την κατηγοριοποίηση των χαρακτηριστικών της βάσης δεδομένων έχει επιλεγεί ένας αλγόριθμος επιβλεπόμενης μάθησης. Στις Εικόνες 5.1 και 5.2 παρουσιάζεται η μεθοδολογία ανάλυσης μέσα από διαγράμματα ροής.



Εικόνα 5.1: Διάγραμμα ροής μεθοδολογίας ανάλυσης



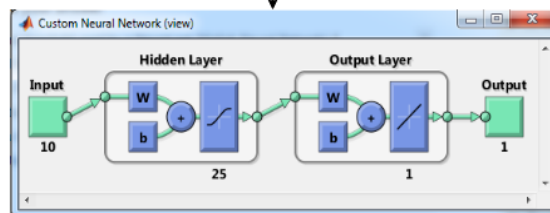
- 1 SDNN
- 2 SDD
- 3 R-MSSD
- 4 PNNx\_5
- 5 PNNx\_10
- 6 PNNx\_50



```

57.43 30.90 7.78 59.41 59.41 99.01 1
61.42 43.11 43.02 58.42 58.42 98.02 1
63.49 33.56 48.58 74.26 74.26 98.02 1
63.12 28.05 35.83 61.39 61.39 98.02 1
65.40 15.56 10.15 59.41 59.41 99.01 1
64.69 14.87 9.54 66.34 66.34 99.01 1
64.58 14.04 8.89 65.35 65.35 99.01 1
67.57 43.98 56.43 62.38 62.38 98.02 1
72.70 35.12 47.53 64.36 64.36 94.06 1
70.40 117.70 69.01 63.37 63.37 97.03 1

```



```

0030.mr1.txt 1 8 0 2 80.00% 1
0030.mr2.txt 2 2 6 2 60.00% 2
0030.vf1.txt 2 5 2 3 20.00% 1
0030.vf2.txt 3 0 0 10 100.00% 3
0030.vf1.txt 3 0 0 10 100.00% 3

```

Εικόνα 5.2: Αναπαράσταση του διαγράμματος ροής

## 5.2 Σήματα RR

Η αναπαράσταση των διαστημάτων RR, όπως αναφέραμε παραπάνω, πραγματοποιήθηκε στο περιβάλλον Matlab. Συνολικά, στην έρευνά μας χρησιμοποιήθηκαν 265 αρχεία, το καθένα από τα οποία περιλαμβάνει μια ακολουθία διαστημάτων RR, με το συνολικό αριθμό τους να κυμαίνεται από 986 έως 1022 RR διαστήματα, χρονομετρημένα σε msec.

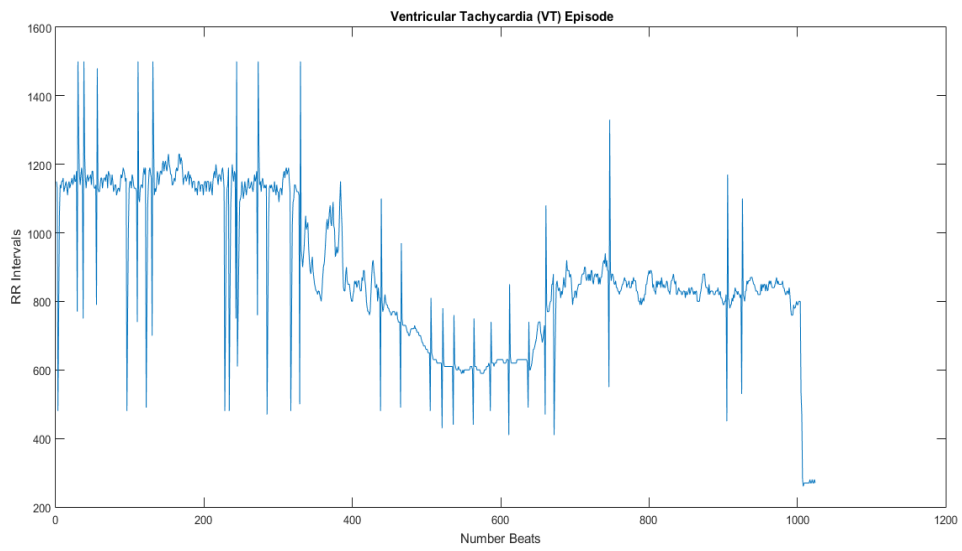
Το όνομα κάθε αρχείου έχει τη μορφή “ssss.ttn”, όπου “ssss” είναι ένας τετραψήφιος αριθμός ασθενούς, “t” είναι είτε “vf” (κοιλιακή μαρμαρυγή), είτε “vt” (κοιλιακή ταχυκαρδία) ή “mr” (ο φλεβοκομβικός ρυθμός που αναπαριστά τα πιο πρόσφατα διαστήματα RR πριν την ανάκριση από απινιδωτή) και “n” ο αριθμός ακολουθίας για το κάθε είδος συμβάντος. Στον Πίνακα 1 διακρίνεται η κατανομή των αρχείων σημάτων RR, για κάθε περιστατικό.

VT (Κοιλιακή Ταχυκαρδία)	126
VF(Κοιλιακή Μαρμαρυγή)	29
MR (Φλεβοκομβικός ρυθμός)	130
Συνολικός Αριθμός Αρχείων RR	265

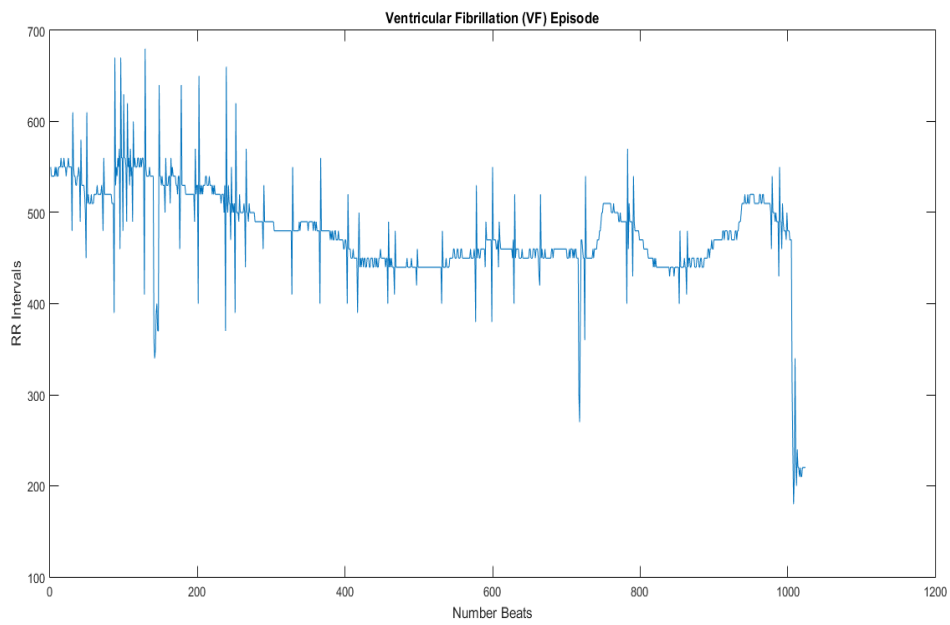
Πίνακας 1: Κατανομή των αρχείων για κάθε περιστατικό

Για κάθε αρχείο, πραγματοποιήθηκε η αναπαράσταση των διαστημάτων RR, με τη γραφική παράσταση που ονομάζεται ταχογράφημα. Στο ταχογράφημα, ο άξονας x αναπαριστά τον αύξοντα αριθμό του διαστήματος, ενώ ο άξονας y αναπαριστά τη χρονική διάρκεια του διαστήματος RR.

Οι γραφικές παραστάσεις 5.3, 5.4, 5.5, που ακολουθούν αναπαριστούν κατά σειρά, ένα τυχαίο περιστατικό κοιλιακής ταχυκαρδίας, κοιλιακής μαρμαρυγής και φλεβοκομβικού ρυθμού.

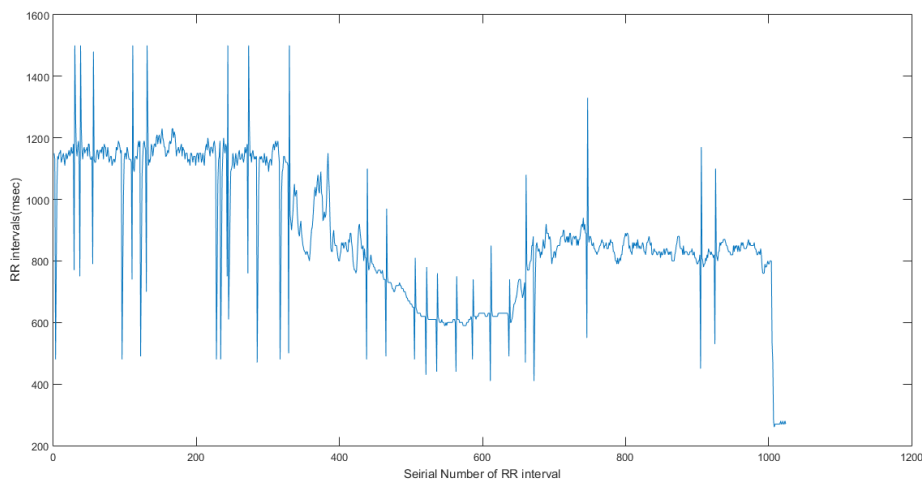


Εικόνα 5.3: Επεισόδιο Κοιλιακής Ταχυκαρδίας



Εικόνα 5.4: Επεισόδιο Κοιλιακής Μαρμαρυγής





Εικόνα 5.5: Αναπαράσταση φλεβοκομβικού ρυθμού

### 5.3 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών στην Περιοχή του Χρόνου - Στατιστική Ανάλυση

Κάθε ένα από τα σήματα διαστημάτων RR χωρίστηκε σε παράθυρα των 100 παλμών, έτσι ώστε να δημιουργηθούν για κάθε σήμα περίπου 10 παράθυρα, καθώς τα αρχεία περιείχαν από 986 έως 1022 διαστήματα RR το καθένα. Για κάθε ένα παράθυρο πραγματοποιήθηκε ανάλυση σε σχέση με τα χαρακτηριστικά που επιλέχθηκαν. Η στατιστική ανάλυση της διακύμανσης καρδιακού ρυθμού περιλαμβάνει μεθόδους στατιστικών και ποσοστιαίων μετρήσεων που αποτελούν δείκτες της τρέχουσας κατάστασης του ατόμου. Από τους δείκτες της στατιστικής ανάλυσης επιλέχθηκαν έξι, οι οποίοι είναι οι εξής: SDNN, SDDSD, R-MSSD, PNNx\_5, PNNx\_10, PNNx\_50 και παρουσιάζονται αναλυτικά στον Πίνακα 2.

1	SDNN	Η τυπική απόκλιση όλων των κανονικών διαστημάτων RR σε ΗΚΓ
2	SDDSD	Τυπική απόκλιση των διαφορών όλων των κανονικών διαστημάτων RR σε ΗΚΓ.
3	R-MSSD	Η τετραγωνική ρίζα του μέσου των τετραγώνων των διαφορών των κανονικών RR διαστημάτων σε ΗΚΓ.
		Το ποσοστό του αριθμού των περιπτώσεων, όπου η διαφορά

4	PNNx_5	μεταξύ δύο διαδοχικών RR διαστημάτων είναι μεγαλύτερη από 5 msec σε σχέση με όλα τα κανονικά RR διαστήματα.
5	PNNx_10	Το ποσοστό του αριθμού των περιπτώσεων, όπου η διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών RR διαστημάτων είναι μεγαλύτερη από 10 msec σε σχέση με όλα τα κανονικά RR διαστήματα
6	PNNx_50	Το ποσοστό του αριθμού των περιπτώσεων, όπου η διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών RR διαστημάτων είναι μεγαλύτερη από 50 msec σε σχέση με όλα τα κανονικά RR διαστήματα.

Πίνακας 2: Δείκτες στατιστικής ανάλυσης

Επιπλέον, ορίσαμε μια τιμή για τον τύπο κάθε σήματος, ανάλογα με το περιστατικό που αναπαριστά, σύμφωνα με τον Πίνακα 3.

Φλεβοκομβικός Ρυθμός (mr)	1
Κοιλιακή Μαρμαρυγή (vf)	2
Κοιλιακή Ταχυκαρδία (yt)	3

Πίνακας 3: Κατηγορία κάθε περιστατικού

### 5.3.1 Κανονικοποίηση των Δεδομένων

Πριν την εισαγωγή των δεδομένων στον ταξινομητή, γίνεται κανονικοποίηση των δεδομένων στο διάστημα  $[0,1]$ . Η κανονικοποίηση γίνεται για να μην κυριαρχούν οι τιμές με το μεγαλύτερο εύρος σε βάρος αυτών με το μικρότερο, αλλά και για να μπορούν να είναι συμβατές οι τιμές με το πεδίο ορισμού των συναρτήσεων μεταφοράς. Η πιο γνωστή συνάρτηση κανονικοποίησης είναι η ακόλουθη:

$$Y_n = \frac{Y - Y_{min}}{Y_{max} - Y_{min}} \quad (5.1)$$

Στη συνάρτηση (5,1), η  $Y_n$  είναι η κανονικοποιημένη τιμή,  $Y$  η τιμή προς κανονικοποίηση, ενώ  $Y_{max}$  και  $Y_{min}$  είναι η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή κάθε χρονοσειράς [48].

## 5.4 Βάση Χαρακτηριστικών

Στην παρούσα εργασία σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε μια μεθοδολογία για την ανάλυση των σημάτων διαστημάτων RR. Κάθε σήμα διαχωρίστηκε σε παράθυρα των 100 παλμών έτσι ώστε για κάθε σήμα να δημιουργηθούν 10 παράθυρα των 100 παλμών το καθένα. Τα χαρακτηριστικά που επιλέχθηκαν να εξαχθούν από κάθε παράθυρο αποθηκεύονται σε έναν πίνακα με 7 στήλες και 2674 γραμμές συνολικά. Οι έξι στήλες περιείχαν τα χαρακτηριστικά που αναφέρθηκαν στον Πίνακα 2, και η έβδομη στήλη τον τύπο του σήματος. Στους πίνακες 4,5 και 6 που ακολουθούν παρουσιάζονται ενδεικτικές κανονικοποιημένες τιμές από τα χαρακτηριστικά και για τους τρεις τύπους περιστατικών που μελετήθηκαν, από 3 τυχαία αρχεία της βάσης δεδομένων.

<b>SDNN</b>	<b>SDRR</b>	<b>R-MSSD</b>	<b>PNNx_5</b>	<b>PNNx_10</b>	<b>PNNx_50</b>	<b>TYPE</b>
0.6278	0.0938	0.1046	0.7172	0.7172	0.9900	1.0000
0.6498	0.1372	0.1093	0.6970	0.6970	0.9800	1.0000
0.6192	0.1555	0.1512	0.6869	0.6869	0.9800	1.0000
0.6415	0.1764	0.1908	0.6566	0.6566	0.9700	1.0000
0.6195	0.1593	0.2186	0.7374	0.7374	0.9900	1.0000
0.6225	0.1601	0.1819	0.7071	0.7071	0.9800	1.0000
0.6217	0.1585	0.1761	0.6566	0.6566	0.9700	1.0000
0.6224	0.1794	0.3040	0.7172	0.7172	0.9600	1.0000
0.5938	0.2243	0.3339	0.6768	0.6768	0.9200	1.0000
0.5403	0.1882	0.0991	0.7778	0.7778	0.9900	1.0000

Πίνακας 4: Πίνακας Τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα φλεβοκομβικού ρυθμού

<b>SDNN</b>	<b>SDRR</b>	<b>R-MSSD</b>	<b>PNNx_5</b>	<b>PNNx_10</b>	<b>PNNx_50</b>	<b>TYPE</b>
0.4996	0.5323	0.4111	0.6364	0.6364	0.8900	2.0000
0.4939	0.4990	0.4162	0.5657	0.5657	0.8900	2.0000
0.5567	0.3076	0.3199	0.6566	0.6566	0.9300	2.0000
0.5062	0.3992	0.4083	0.6061	0.6061	0.8700	2.0000
0.5398	0.3190	0.3586	0.6364	0.6364	0.9200	2.0000
0.5443	0.3872	0.4369	0.6364	0.6364	0.9100	2.0000
0.5305	0.2093	0.1858	0.6768	0.6768	0.9200	2.0000
0.5552	0.2266	0.2134	0.5960	0.5960	0.9700	2.0000
0.5735	0.2826	0.3132	0.6364	0.6364	0.9600	2.0000
0.5190	0.4225	0.3574	0.6768	0.6768	0.9400	2.0000

Πίνακας 5: Πίνακας τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα κοιλιακής μαρμαρυγής

<b>SDNN</b>	<b>SDRR</b>	<b>R-MSSD</b>	<b>PNNx_5</b>	<b>PNNx_10</b>	<b>PNNx_50</b>	<b>TYPE</b>
0.8434	0.3304	0.3990	0.5556	0.5556	0.9400	3.0000
0.7778	0.3028	0.2368	0.5455	0.5455	0.9500	3.0000
0.8229	0.3606	0.4274	0.5354	0.5354	0.9000	3.0000
0.6762	0.2832	0.1601	0.6970	0.6970	0.9800	3.0000
0.6758	0.3336	0.4159	0.5657	0.5657	0.9100	3.0000
0.8323	0.2435	0.3023	0.5758	0.5758	0.9800	3.0000
0.8172	0.3404	0.4192	0.5354	0.5354	0.9400	3.0000
0.8234	0.1990	0.3214	0.6061	0.6061	0.9700	3.0000
0.8097	0.2817	0.2104	0.5253	0.5253	0.9700	3.0000
0.9004	0.2035	0.3178	0.5657	0.5657	0.9900	3.0000

Πίνακας 6: Πίνακας τιμών των χαρακτηριστικών για ένα τυχαίο σήμα κοιλιακή ταχυκαρδίας

## 5.5 Νευρωνικά Δίκτυα

### 5.5.1 Εισαγωγή στα Νευρωνικά Δίκτυα

Η έρευνα σχετικά με τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα (ΤΝΔ) είναι εμπνευσμένη από τη δομή και τη λειτουργία του ανθρώπινου εγκεφάλου. Βασικό δομικό στοιχείο του εγκεφάλου είναι οι νευρώνες, δηλαδή τα νευρικά κύτταρα τα οποία δημιουργούν ένα πυκνό δίκτυο επικοινωνίας μεταξύ τους. Ο νευρώνας είναι ένα μεγάλο σε μέγεθος κύτταρο το οποίο αποτελείται από τα εξής τμήματα: το σώμα, τους δενδρίτες, τον άξονα και τις συνάψεις που συνδέουν τις διακλαδώσεις του άξονα με τους δενδρίτες άλλων νευρώνων δημιουργώντας έτσι ένα νευρωνικό δίκτυο. Κίνητρο για τη μελέτη του νευρώνα και των ΤΝΔ είναι η μελέτη ενός νέου υπολογιστικού μοντέλου βασισμένου σε μια δικτυακή δομή παρόμοια με αυτή του εγκεφάλου [48].

### 5.5.2 Μάθηση

Η μάθηση αποτελεί μια από τις σημαντικότερες λειτουργίες των ΤΝΔ. Με τον όρο μάθηση εννοείται η ικανότητα να μαθαίνουν από το περιβάλλον και να βελτιώνουν την απόδοση τους μέσω της εκπαίδευσης. Οι τιμές των συναπτικών βαρών μεταβάλλονται συνεχώς έτσι ώστε το ΤΝΔ να μαθαίνει σχετικά με το περιβάλλον του.

Ανάλογα με τη φύση του προβλήματος έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές μηχανικής μάθησης, ωστόσο οι δυο κυριότερες κατηγορίες είναι οι παρακάτω:

- Μάθηση με επίβλεψη
- Μάθηση χωρίς επίβλεψη

Στην εκπαίδευση με επίβλεψη, που χρησιμοποιείται στα ΤΝΔ, κάθε διάνυσμα εισόδου συνοδεύεται από ένα διάνυσμα εξόδου το οποίο αποτελεί την επιθυμητή έξοδο κάθε

δικτύου για τη συγκεκριμένη είσοδο. Σε αυτή την περίπτωση τα βάρη προσαρμόζονται σταδιακά ώστε να μειωθεί το ποσοστό σφάλματος μεταξύ της απόκρισης του δικτύου και του επιθυμητού αποτελέσματος.

Στη μάθηση χωρίς επίβλεψη, το σύστημα πρέπει από μόνο του να ανακαλύψει συσχετίσεις ή ομοιότητες σε ένα σύνολο δεδομένων δημιουργώντας πρότυπα, χωρίς να είναι γνωστός ο αριθμός τους και εάν υπάρχουν αυτά. Κάτι τέτοιο πραγματοποιείται μέσω μιας ανεξάρτητης αντικειμενικής συνάρτησης που ελέγχει την ποιότητα της απεικόνισης της εξωτερικής πληροφορίας που δέχεται το δίκτυο από το περιβάλλον. Έτσι, έχει τη δυνατότητα να κατατάσσει τα δεδομένα σε κλάσεις, ή να δημιουργεί νέες όταν αυτό κρίνεται απαραίτητο.

### 5.5.3 Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα (ΤΝΔ)

Τεχνητό Νευρωνικό Δίκτυο (ΤΝΔ), ονομάζεται ένα κύκλωμα διασυνδεδεμένων νευρώνων. Στην περίπτωση των βιολογικών νευρώνων, πρόκειται για ένα τμήμα νευρικού ιστού ενώ στην περίπτωση των τεχνητών νευρώνων, πρόκειται για ένα αφηρημένο αλγόριθμο ο οποίος εμπίπτει στον τομέα της υπολογιστικής νοημοσύνης.

Τα ΤΝΔ είναι μοντέλα που μιμούνται τη λειτουργία των βιολογικών νευρώνων και τη δομή των βιολογικών νευρωνικών δικτύων. Αντικείμενό τους αποτελεί η ανάπτυξη, η επίλυση κάποιου υπολογιστικού προβλήματος, και η μελέτη μαθηματικών αλγορίθμων που μιμούνται την αρχιτεκτονική και το πρότυπο των βιολογικών νευρώνων.

Το πιο σημαντικό σημείο στη θεωρία των ΤΝΔ αποτελεί η εύρεση κατάλληλων αλγορίθμων εκπαίδευσης των δικτύων και ανάκλησης της πληροφορίας που αυτά περιέχουν έτσι ώστε να προσομοιάζονται ευφυείς διαδικασίες [48].

#### 5.5.3.1 Πλεονεκτήματα ΤΝΔ

Τα ΤΝΔ έχουν την δυνατότητα να βρίσκουν καλές προσεγγιστικές λύσεις σε πολύπλοκα προβλήματα. Μερικές χρήσιμες ιδιότητες των ΤΝΔ παρουσιάζονται στη συνέχεια:

- Προσαρμοστικότητα: Τα ΤΝΔ έχουν τη δυνατότητα να προσαρμόζουν τα συνοπτικά βάρη τους ανάλογα με τις μεταβολές που γίνονται στο περιβάλλον τους. Ένα ΤΝΔ εκπαιδευμένο να λειτουργεί σε συγκεκριμένο περιβάλλον μπορεί εύκολα να επανεκπαιδευτεί για να ανταποκριθεί στις μεταβολές στο νέο περιβάλλον του.
- Ανοχή σε βλάβες: Λόγω της φύσης και της δομής τους τα ΤΝΔ παρουσιάζουν μεγάλη ανθεκτικότητα σε επισφαλείς συνθήκες.
- Αντιστοιχία εισόδου-εξόδου: Η αντιστοιχία εισόδου εξόδου δημιουργείται μέσω μιας διαδικασίας μάθησης μέσω παραδειγμάτων, για να μειωθούν οι διαφορές της επιθυμητής απόκρισης και της πραγματικής.
- Ενδεικτική απόκριση: Ένα ΤΝΔ μπορεί να σχεδιαστεί ώστε να παρέχει πληροφορία για το πρότυπο που θα επιλεγεί, αλλά και για το βαθμό εμπιστοσύνης στην ληφθείσα απόφαση.

- Παράλληλος τρόπος λειτουργίας: Τα ΤΝΔ λειτουργούν με παράλληλο τρόπο γιατί μια εργασία μοιράζεται στα διάφορα τμήματα του δικτύου, δηλαδή σε όλους τους επιμέρους νευρώνες.

### 5.5.3.2 Αρχιτεκτονικές ΤΝΔ

Τα ΤΝΔ χωρίζονται ανάλογα με την αρχιτεκτονική τους σε κατηγορίες με τις σημαντικότερες από αυτές να παρουσιάζονται παρακάτω:

- Δίκτυα εμπρός τροφοδότησης ενός επιπέδου: Στα δίκτυα εμπρός τροφοδότησης ενός επιπέδου, όλοι οι νευρώνες βρίσκονται στο ίδιο επίπεδο και αποτελούν την πιο απλή μορφή ενός δικτύου. Οι νευρώνες εισόδου ουσιαστικά μεταφέρουν το σήμα στο επίπεδο εξόδου.
- Δίκτυα εμπρός τροφοδότησης πολλών επιπέδων: Η βασικότερη διαφορά με την προηγούμενη κατηγορία είναι η ύπαρξη περισσότερων από ενός επιπέδου νευρώνων. Οι νευρώνες σε κάθε επίπεδο έχουν ως εισόδους τα σήματα εξόδου μόνο του προηγούμενου επιπέδου. Και σε αυτήν την περίπτωση οι νευρώνες εισόδου απλά μεταφέρουν το σήμα στο επόμενο επίπεδο χωρίς να πραγματοποιούν καμία επεξεργασία. Τους υπολογισμούς τους πραγματοποιούν οι νευρώνες στο κρυφό επίπεδο και στο επίπεδο εξόδου.
- Αναδρομικά δίκτυα: Στα αναδρομικά δίκτυα υπάρχει τουλάχιστον ένας βρόχος ανάδρασης που επηρεάζει τη δυνατότητα μάθησης και βοηθάει στην απόδοση του δικτύου. Η έξοδος κάθε νευρώνα του δικτύου ανατροφοδοτεί την είσοδο των άλλων νευρώνων του ίδιου επιπέδου και σε μερικές περιπτώσεις και την δική του είσοδο (αυτό-ανάδραση).
- Δίκτυα με δομή δικτυωτού: Σε αυτή την περίπτωση, η μόνη διαφορά με τα δίκτυα εμπρός τροφοδότησης είναι ότι οι νευρώνες εξόδου, είναι διατεταγμένοι σε γραμμές και στήλες ανάλογα με τις διαστάσεις.

### 5.5.3.3 Εκπαίδευση ΤΝΔ

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελείται από περίπου 100 δισεκατομμύρια νευρώνες και σε κάθε νευρώνα αντιστοιχούν κατά μέσο όρο περίπου 1000 συνάψεις (100 τρισεκατομμύρια συνάψεις περίπου). Η τρομερή πολυπλοκότητα του εγκεφάλου τον καθιστά ικανό να εκτελεί με λειτουργία διάφορες λειτουργίες όπως η αναγνώριση εικόνων, η αναγνώριση φωνής, η λήψη αποφάσεων, η λογική, η μνήμη η ανάπτυξη επιχειρημάτων, η μάθηση και η αυτοπροσαρμογή σε νέο περιβάλλον και νέες καταστάσεις. Η τελευταία λειτουργία, δηλαδή η μάθηση είναι ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά του εγκεφάλου και γενικά των βιολογικών νευρωνικών δικτύων.

Ένα ΤΝΔ μπορεί να εκπαιδευτεί ώστε να επιτελεί μια συγκεκριμένη λειτουργία όπως αυτές που αναφέραμε και παραπάνω. Αυτό, επιτυγχάνεται με κατάλληλη προσαρμογή των συναπτικών βαρών. Η προσαρμογή των συναπτικών βαρών θα επιτρέψει στο

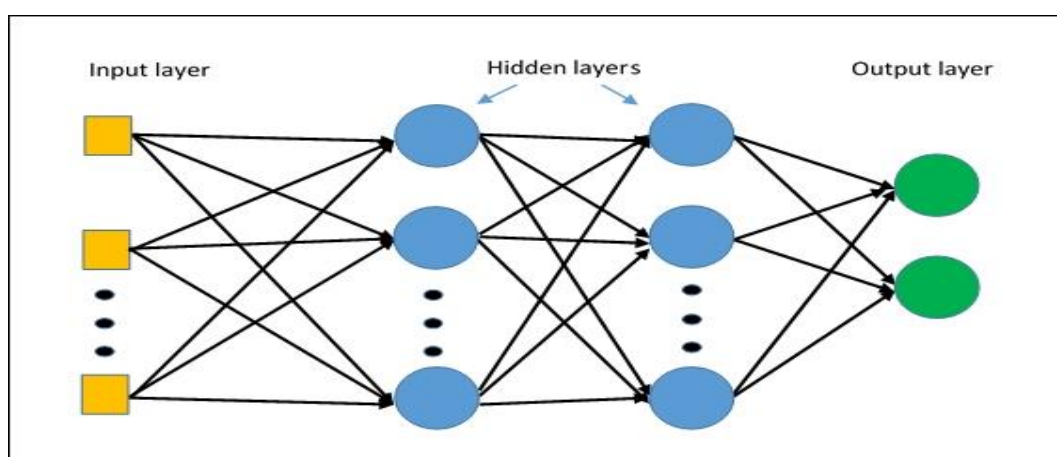
δίκτυο να επιτελέσει μια συγκεκριμένη λειτουργία και ονομάζεται εκπαίδευση του δικτύου (training). Τα ΤΝΔ εκπαιδεύονται με τέτοιο τρόπο ώστε μια συγκεκριμένη είσοδος (δηλαδή ένα συγκεκριμένο διάνυσμα εισόδου ) να δίνει μια συγκεκριμένη- επιθυμητή τιμή στην έξοδο ( target output ).

Αν οι τιμές αυτές διαφέρουν, τότε το ΤΝΔ προσαρμόζεται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου η τιμή εξόδου που δίνει το δίκτυο ταυτιστεί με την επιθυμητή τιμή. Ο τρόπος αυτός εκπαίδευσης ονομάζεται επιβλεπόμενη μάθηση (Supervised learning). Κάθε σύνολο από εισόδους ή εξόδους αναφέρεται σαν διάνυσμα (vector). Η εκπαίδευση επιτυγχάνεται με συνεχή εφαρμογή από διανύσματα εισόδου καθώς τα βάρη του δικτύου προσαρμόζονται με βάση μια προκαθορισμένη διαδικασία. Κατά την διάρκεια της εκπαίδευσης τα βάρη του δικτύου σταδιακά συγκλίνουν σε τιμές έτσι ώστε το κάθε διάνυσμα εισόδου να δίνει το επιθυμητό διάνυσμα εξόδου [48].

### 5.5.4 Πολυεπίπεδο Perceptron

Τα δίκτυα Perceptron πολλών στρωμάτων (Multi-Layer Perceptron - MLP), αποτελούνται από το επίπεδο εισόδου, ένα ή περισσότερα κρυμμένα επίπεδα μη γραμμικών νευρώνων και το επίπεδο εξόδου. Χαρακτηριστικό γνώρισμα των δικτύων αυτών είναι ότι οι νευρώνες του οποιουδήποτε στρώματος  $l$ , τροφοδοτούν αποκλειστικά τους νευρώνες του επομένου στρώματος  $l+1$ , και τροφοδοτούνται αποκλειστικά από τους νευρώνες του προηγούμενου στρώματος  $l-1$ .

Τα MLP δίκτυα, συνήθως εκπαιδεύονται με κανόνες μάθησης με επίβλεψη. Στην εικόνα 5.6, παρουσιάζεται η δομή ενός MLP δικτύου με δυο κρυφά επίπεδα πλήρως διασυνδεδεμένο, δηλαδή κάθε νευρώνας είναι συνδεδεμένος με όλους τους νευρώνες του προηγούμενου επιπέδου. Τα επίπεδα καλούνται αλλιώς και κόμβοι. Σε τέτοιες περιπτώσεις το σήμα μεταδίδεται από τα αριστερά προς τα δεξιά και από επίπεδο σε επίπεδο.



Εικόνα 5.6: Αρχιτεκτονική δικτύου MLP

Οι κόμβοι οι οποίοι βρίσκονται στο επίπεδο από το οποίο ξεκινάει το σήμα ονομάζονται κόμβοι εισόδου. Οι νευρώνες που βρίσκονται στο επίπεδο εξόδου του

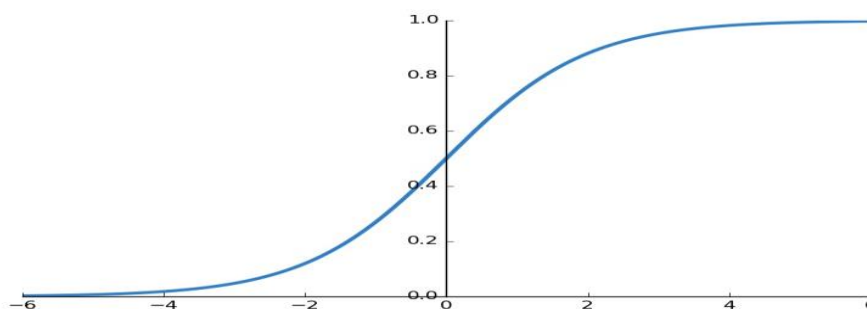
ΤΝΔ, καλούνται νευρώνες εξόδου. Οι νευρώνες που βρίσκονται στα υπόλοιπα, ενδιάμεσα, επίπεδα του δικτύου καλούνται κρυφοί νευρώνες και τα επίπεδα κρυφά επίπεδα. Ένα MLP δίκτυο, έχει σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε κάθε κρυφός νευρώνας και κάθε νευρώνας εξόδου να εκτελεί δύο υπολογισμούς. Αρχικά να υπολογίζει το σήμα συνάρτησης που εμφανίζεται στην έξοδο του νευρώνα και να εκφράζεται σαν μια συνεχής μη γραμμική συνάρτηση των σημάτων που εισέρχονται στον νευρώνα. Τέλος, έχει τη δυνατότητα να υπολογίζει τη στιγμιαία προσέγγιση του διανύσματος κλίσης, κατά την προς τα πίσω διάδοση του σήματος στο δίκτυο [48].

### 5.5.4.1 Υπολογιστικές Δυνατότητες Δικτύων MLP

Τα δίκτυα MLP, στα οποία οι νευρώνες χρησιμοποιούν τη βηματική συνάρτηση 0/1 ή -1/1, μπορούν να υλοποιήσουν συναρτήσεις που δεν μπορεί να υλοποιήσει ένα απλό δίκτυο Perceptron. Ωστόσο έχει επικρατήσει η χρήση της σιγμοειδούς συνάρτησης:

$$f(u) = \frac{1}{(1+e^{-u})} \quad (5.2)$$

Αυτό συμβαίνει γιατί οι περισσότεροι κανόνες εκπαίδευσης βασίζονται σε μεθόδους βελτιστοποίησης (π.χ. η μέθοδος κατάβασης δυναμικού), οι οποίες χρησιμοποιούν παραγώγους ενώ η βηματική συνάρτηση δεν είναι παραγωγίσιμη. Αντίθετα, η σιγμοειδής συνάρτηση είναι παραγωγίσιμη και μοιάζει πρακτικά με τη βηματική. Στη γραφική παράσταση της Εικόνας 5.7, αποτυπώνεται η χαρακτηριστική βηματική συνάρτηση.



Εικόνα 5.7: Η γραφική αναπαράσταση της σιγμοειδούς συνάρτησης

Μια άλλη συνάρτηση που χρησιμοποιείται εναλλακτικά και μοιάζει με τη βηματική συνάρτηση -1/1 είναι η λεγόμενη υπερβολική εφαπτομένη:

$$\tanh(u) = \frac{e^u - e^{-u}}{e^u + e^{-u}} \quad (5.3)$$

Η υπερβολική εφαπτομένη είναι επίσης παραγωγίσιμη και έχει απλή σχέση με τη σιγμοειδή συνάρτηση:

$$\tanh(u) = 2f(2u) - 1 \quad (5.4)$$



Τα δίκτυα Perceptron πολλών στρωμάτων που ενσωματώνουν τη σιγμοειδή συνάρτηση έχουν πολλές δυνατότητες αναπαράστασης συναρτήσεων. Τα δίκτυα αυτής της μορφής μπορούν να προσεγγίσουν οποιαδήποτε ομαλή συνάρτηση όσο κοντά επιθυμούμε. Για το λόγο αυτό, τα δίκτυα αυτά ονομάζονται και “**Universal Approximators**” ή **Καθολικοί Προσεγγιστές** και αρκεί να χρησιμοποιηθούν μόλις δυο στρώματα νευρώνων [49].

#### 5.5.4.2 Εκπαίδευση Δικτύων MLP

Η εκπαίδευση ενός MLP δικτύου είναι η διαδικασία ρύθμισης των συναπτικών του βαρών έτσι ώστε να ικανοποιείται κάποιο κριτήριο καταλληλότητας. Αυτός είναι και ο στόχος της εκπαίδευσης άλλωστε σε οποιοδήποτε νευρωνικό δίκτυο. Στην περίπτωση εκπαίδευσης ενός δικτύου MLP, ενδιαφέρον κομμάτι αποτελεί η ιδιότητα του καθολικού προσεγγιστή που περιγράψαμε στην προηγούμενη ενότητα. Ουσιαστικά, εάν έχουμε το κατάλληλο σε μέγεθος δίκτυο, μπορούμε να το εκπαιδεύσουμε να μάθει οποιαδήποτε συνάρτηση με οποιαδήποτε προσέγγιση εμείς επιθυμούμε, σε αντίθεση με ένα απλό δίκτυο Perceptron, που μπορεί να πραγματοποιήσει μόνο γραμμικές διαχωριστικές επιφάνειες. Αυτό καθιστά τους αλγόριθμοι εκπαίδευσης MLP ιδιαίτερα διαδεδομένους.

#### 5.5.4.3 Συναρτήσεις Εκπαίδευσης και Μάθησης

Οι πιο διαδεδομένες συναρτήσεις εκπαίδευσης είναι οι εξής:

- **traingd** (gradient descent backpropagation)
- **traingda** (gradient descent with adaptive learning rate backpropagation)
- **traingdx** (gradient descent with momentum and adaptive learning rate backpropagation)
- **trainlm** (Levenberg-Marquardt backpropagation)

Οι συναρτήσεις μάθησης που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη ΤΝΔ είναι η παρακάτω:

- **learngd** (gradient descent weight and bias learning function)
- **learnqdm** (gradient descent with momentum weight and bias learning function).

Η **learngd** είναι συνάρτηση μάθησης που ανανεώνει τα βάρη με τη μέθοδο της απότομης καθόδου και αποτελεί την απλούστερη συνάρτηση μάθησης του Matlab και αποτελεί συνάρτηση μάθησης με ορμή. Γενικά, με τη χρήση του αλγόριθμου μάθησης απότομης καθόδου με ορμή επιτυγχάνεται μεγαλύτερη ακρίβεια στα δίκτυα διότι επιτυγχάνεται η στατικότητα της κίνησης του αλγόριθμου μέσα στο διανυσματικό χώρο των παραμέτρων και ελαττώνονται οι πιθανές ταλαντώσεις.

### 5.5.5 Η Μέθοδος Levenberg-Marquardt

Η μέθοδος “Levenberg-Marquardt” που χρησιμοποιούμε και στην έρευνα μας, βασίζεται σε μία κλασική τεχνική που χρησιμοποιείται για την επίλυση μη γραμμικών προβλημάτων με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων. Τα προβλήματα ελαχίστων τετραγώνων προκύπτουν κατά την προσαρμογή (fitting) μιας ορισμένης παραμετροποιημένης συνάρτησης σε ένα σετ πειραματικών δεδομένων, υπό τον περιορισμό της ελαχιστοποίησης του αθροίσματος των τετραγώνων των αποκλίσεων που εμφανίζονται μεταξύ των πειραματικών τιμών και αυτών που προκύπτουν από τη συνάρτηση.

Η μέθοδος “Levenberg-Marquardt”, αποτελεί συνδυασμό δύο μεθόδων ελαχιστοποίησης, της μεθόδου βαθμιδωτής καθόδου (gradient descent method) και της μεθόδου “Gauss-Newton”. Στην πρώτη μέθοδο, το άθροισμα των τετραγώνων των αποκλίσεων μειώνεται με αλλαγή των παραμέτρων της συνάρτησης προς την κατεύθυνση της βαθμίδας με την πιο απότομη μείωση. Η μέθοδος “Gauss-Newton”, από την άλλη, μειώνει το άθροισμα των τετραγώνων των αποκλίσεων, θεωρώντας πως η συνάρτηση είναι τοπικά τετραγωνική (quadratic) και βρίσκει έτσι το ελάχιστο της τετραγωνικής αυτής συνάρτησης.

Όταν η τρέχουσα λύση είναι μακριά από την επιθυμητή, ο αλγόριθμος συμπεριφέρεται σαν τον αλγόριθμο μέγιστης κλίσης, δηλαδή προχωράει με αργό ρυθμό η εκπαίδευση αλλά εγγυάται τη σύγκλιση. Αντιθέτως, όταν η τρέχουσα λύση είναι κοντά στην επιθυμητή, ο αλγόριθμος μετασχηματίζεται σε αλγόριθμο “Gauss-Newton”.

Αξίζει να αναφέρουμε ότι ο αλγόριθμος “Levenberg-Marquardt” έχει την ιδιότητα να προσαρμόζεται σε κάθε επανάληψη. Αυτό σημαίνει ότι ο συντελεστής απόσβεσης ρυθμίζεται σε κάθε επανάληψη για να βεβαιωθεί ότι θα υπάρχει μείωση στο μέσο τετραγωνικό σφάλμα. Είναι ο γρηγορότερος αλγόριθμος backpropagation και χρησιμοποιείται κατά κόρον για την εκπαίδευση δικτύων. Το μειονέκτημά του είναι ότι απαιτεί περισσότερη μνήμη από τους υπόλοιπους αλγόριθμους.

#### 5.5.1 Ο αλγόριθμος εκπαίδευσης Back-Propagation

Ο αλγόριθμος εκπαίδευσης Back Propagation (BP) ανάστροφης μετάδοσης σφάλματος είναι ο πλέον διαδεδομένος και αποτελεσματικός αλγόριθμος προσαρμογής των βαρών ενός πολυεπίπεδου τεχνητού νευρωνικού δικτύου (ΤΝΔ) . Τα ΤΝΔ Back Propagation είναι πολύ κοινά και χρησιμοποιούνται σε πολλές εφαρμογές πρόγνωσης και μοντελοποίησης. Για αρκετά χρόνια δεν υπήρχαν διαθέσιμοι κανόνες για την προσαρμογή των συναπτικών βαρών σε ένα πολυεπίπεδο ΤΝΔ που δέχονταν κατευθυνόμενη μάθηση. Ο αλγόριθμος Back-Propagation προτάθηκε από τον Paul Werbos στη δεκαετία του 1970 στα πλαίσια της ανάλυσης μοντέλων οικονομικής και πολιτικής πρόβλεψης. Τότε, τα μοντέλα αυτά δεν είχαν σχεδιαστεί για να έχουν σχέση ή να θυμίζουν νευρωνικά δίκτυα. Αργότερα και συγκεκριμένα τη δεκαετία του 1980, έγινε αντιληπτό ότι η μέθοδος μπορούσε να μεταφερθεί αυτούσια στην εκπαίδευση νευρωνικών δικτύων πολλών στρωμάτων και έκτοτε έγινε η πιο γνωστή μέθοδος για το σκοπό αυτό.

Βασικό χαρακτηριστικό της μεθόδου αυτής είναι η ύπαρξη στόχων, όπως ακριβώς και στο απλό δίκτυο Perceptron. Συνεπώς, το μοντέλο ανήκει στην κατηγορία των δικτύων που εκπαιδεύονται με επίβλεψη. Σε ένα ΤΝΔ όπου οι νευρώνες ενός επιπέδου είναι συνδεδεμένοι πλήρως με κάθε άλλο νευρώνα στο επόμενο επίπεδο, ο αλγόριθμος BP εκτελεί αρχικά ένα πέρασμα προς τα εμπρός, από το επίπεδο εισόδου προς το επίπεδο εξόδου και μετά ένα αντίστροφο πέρασμα προς τα πίσω. Στο πέρασμα προς τα πίσω οι τιμές σφάλματος επανατροφοδοτούν το δίκτυο με σκοπό την εκτίμηση του τρόπου με τον οποίον θα αλλάξουν τα συναπτικά βάρη κατά την εκπαίδευση [49].

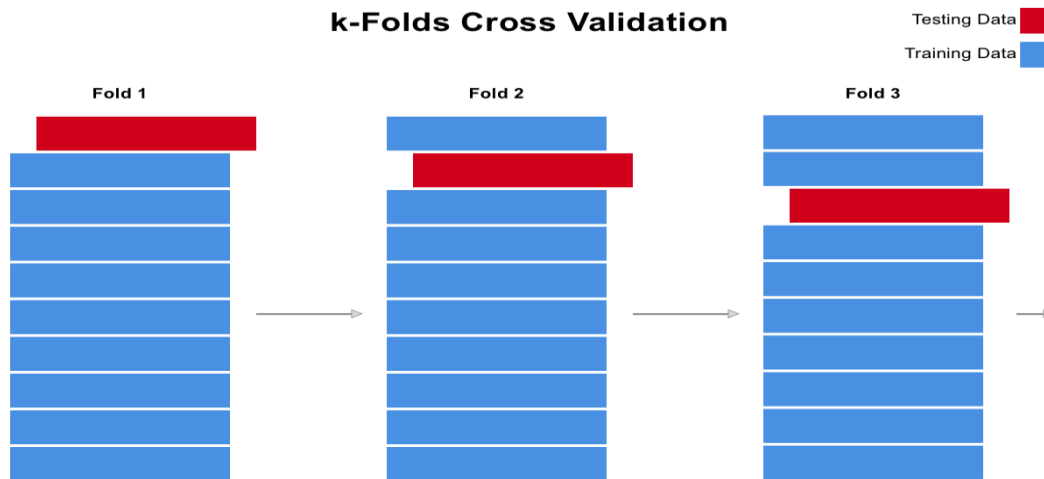
Για την αξιολόγηση της απόδοσης ενός νευρωνικού δικτύου χρησιμοποιείται ως επιλογή από το προγραμματιστικό περιβάλλον Matlab, η ελαχιστοποίηση του τετραγωνικού σφάλματος **MSE** (mean squared error) των αποτελεσμάτων του δικτύου σε σχέση με τα πραγματικά δεδομένα [48]. Το σφάλμα αυτό δίνει μια καλή ένδειξη της ακρίβειας του μοντέλου και ορίζεται από το μαθηματικό τύπο:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - Y_i^{real})^2 \quad (5.5)$$

### 5.5.6 Η μέθοδος k-fold Cross\_validation

Ένας τρόπος για να βελτιώσουμε την ικανότητα γενίκευσης μιας μηχανής μάθησης είναι να εκπαιδεύσουμε πολλά μοντέλα πάνω σε διαφορετικές οικογένειες συναρτήσεων, να εκτιμήσουμε την ικανότητα γενίκευσης της τελικής συνάρτησης που έμαθε κάθε μοντέλο και να επιλέξουμε εκείνη τη συνάρτηση-μοντέλο που επιτυγχάνει την καλύτερη γενίκευση.

Η μέθοδος cross-validation κάνει ακριβώς αυτό. Έστω ότι έχουμε επιλέξει το μοντέλο που θα εκπαιδευτεί και διαθέτουμε ένα συγκεκριμένο πλήθος από ζεύγη προτύπων-στόχων. Για να εκτιμήσουμε την ικανότητα γενίκευσης του μοντέλου μας, το αφήνουμε να εκπαιδευτεί αφήνοντας έξω από την εκπαίδευση ένα ποσοστό  $S$  προτύπων. Για παράδειγμα, αν επιλέξουμε  $S=0,1$ , ενώ διαθέτουμε  $P=1000$  πρότυπα, θα εκπαιδεύσουμε το δίκτυο χρησιμοποιώντας 900 από αυτά και θα κρατήσουμε τα υπόλοιπα 100 για έλεγχο του δικτύου μετά από την εκπαίδευση. Το σύνολο των προτύπων που χρησιμοποιούνται στην εκπαίδευση καλείται σύνολο εκπαίδευσης (training set) ενώ το σύνολο που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της ικανότητας γενίκευσης λέγεται σύνολο ελέγχου (test set) [47]. Μέσα από το σχήμα 5.8 γίνεται κατανοητή η λειτουργία της συγκεκριμένης μεθόδου.



Εικόνα 5.8: Γραφική απεικόνιση της προσέγγισης k-fold cross validation

Όταν ο αριθμός των folds ( $k$ ) είναι μεγάλος, η εκτίμηση θα έχει μεγάλη ακρίβεια, η διακύμανση του εύρους του σφάλματος θα είναι μεγάλη, όπως και ο χρόνος εκτέλεσης που θα είναι υψηλός. Με μικρότερο αριθμό  $k$ , ο χρόνος εκτέλεσης και η ακρίβεια σφάλματος μειώνονται. Η επιλογή του αριθμού των folds, εξαρτάται από το μέγεθος του συνόλου δεδομένων ωστόσο η πιο συνηθισμένη προσέγγιση είναι αυτή των 10-fold.

Ως κριτήριο αξιολόγησης εδώ χρησιμοποιείται το Mean Absolute Percentage Error (MAPE), ή αλλιώς το μέσο απόλυτο ποσοστό σφάλματος. Ο τύπος υπολογισμού για το MAPE είναι ο παρακάτω:

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^N \left| \frac{Y_i - Y_i^{real}}{Y_i^{real}} \right| * 100 \quad (5.6)$$

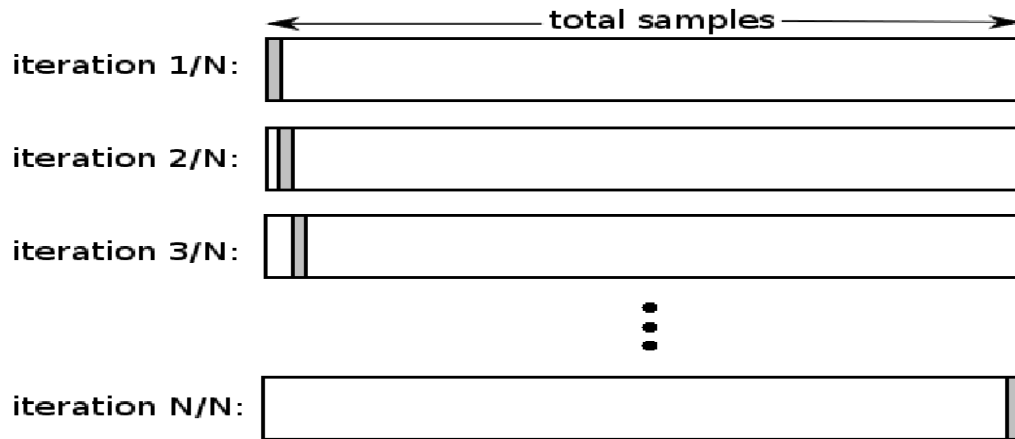
Όπου  $Y_i$  οι πραγματικές και οι εκτιμώμενες τιμές από το τεχνητό νευρωνικό δίκτυο.

Το πλεονέκτημα της μεθόδου, είναι η καλή εκτίμηση της ικανότητας γενίκευσης του μοντέλου που εξετάζουμε ενώ η μέθοδος λειτουργεί και για μικρό όγκο δεδομένων

### 5.5.6.1 Η μέθοδος Leave-one-out Cross-validation

Η μέθοδος «άφησε ένα έξω» (leave-one-out) ουσιαστικά αποτελεί παραλλαγή της μεθόδου επικύρωσης  $k$  τμημάτων. Στην παραλλαγή αυτή το  $k=n$ , όπου  $n$  είναι το πλήθος των παρατηρήσεων, οι οποίες απαρτίζουν το σύνολο δεδομένων. Για κάθε μια παρατήρηση, το μοντέλο εκπαιδεύεται χρησιμοποιώντας τις υπόλοιπες  $n-1$  παρατηρήσεις και επικυρώνεται έναντι της επιλεγμένης παρατήρησης. Η διαδικασία

επαναλαμβάνεται  $n$  φορές. Στο τέλος υπολογίζεται το ποσοστό ορθών παρατηρήσεων  
 Στο σχήμα 5.9 φαίνεται ο τρόπος λειτουργίας της συγκεκριμένης μεθόδου.



Εικόνα 5.9: Η μέθοδος επικύρωσης leave-one-out

Το συνολικό ποσοστό λάθους υπολογίζεται ως ο μέσος όρος όλων των πειραμάτων σύμφωνα με τον παρακάτω τύπο:

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i \quad (5.7)$$

# Κεφάλαιο 6

## Αξιολόγηση Αποτελεσμάτων

### 6.1 Μεθοδολογία Αξιολόγησης

Για την μεθοδολογία αξιολόγησης χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος διασταυρούμενης επικύρωσης “leave-one-patient-out”. Σε αυτή την περίπτωση από ένα σύνολο δεδομένων  $N$  ασθενών επιλέγονται τα δεδομένα ενός ασθενή για σύνολο ελέγχου, ενώ τα δεδομένα όλων των άλλων ασθενών χρησιμοποιούνται ως σύνολο εκπαίδευσης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται διαδοχικά, μέχρι τα δεδομένα όλων των ασθενών να χρησιμοποιηθούν για σύνολο ελέγχου, δηλαδή  $N$  φορές.

Αναφορικά με την μέτρηση της απόδοσης της προτεινόμενης μεθοδολογίας χρησιμοποιήθηκαν οι μετρικές απόδοσης αληθώς θετικά (TP), αληθώς αρνητικά (TN), ψευδώς θετικά (FP), ψευδώς αρνητικά (FN) οι οποίες βασίζονται στον πίνακα σύγχυσης (Confusion Matrix) και αναλύονται ενδελεχώς στη συνέχεια.

### 6.2 Μέτρα Αξιολόγησης

Στην ταξινόμηση, ως μέτρο αξιολόγησης της αποτελεσματικότητας ενός ΤΝΔ χρησιμοποιείται ο Πίνακας Σύγχυσης (Confusion Matrix). Πρόκειται για μια πολύ αποτελεσματική μέθοδο από την οποία μπορούν να προκύψουν διάφοροι δείκτες απόδοσης [(6.1)-(6.4)] που θα αναλυθούν στη συνέχεια [48]. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων και της συσχέτισης πραγματικών και εκτιμώμενων τιμών χρησιμοποιούνται οι ακόλουθες έννοιες:

**Δείκτης True Positive:** Είναι ο αριθμός των περιπτώσεων που χαρακτηρίστηκαν ορθά από τον αλγόριθμο ότι ανήκουν σε μια κλάση  $A$ .

**Δείκτης False Positive:** Δείχνει τον αριθμό των περιπτώσεων που χαρακτηρίστηκαν από τον αλγόριθμο ότι ανήκουν σε μια κλάση  $A$ , ενώ στην πραγματικότητα ανήκαν σε μια κλάση  $B$ .

**Δείκτης False Negative:** Εκφράζει τον αριθμό των περιπτώσεων που χαρακτηρίστηκαν από τον αλγόριθμο ότι ανήκουν σε μια κλάση  $B$ , ενώ στην πραγματικότητα ανήκαν σε μια κλάση  $A$ .

**Δείκτης True Negative:** Είναι ο αριθμός των περιπτώσεων που χαρακτηρίστηκαν από τον αλγόριθμο ορθά ότι ανήκουν σε μια κλάση B.

		<i>Actual</i>	
		<i>Positive</i>	<i>Negative</i>
<i>Predicted</i>	<b>Positive</b>	True Positive	False Positive
	<b>Negative</b>	False Negative	True Negative

Πίνακας 7: Δείκτες ταξινόμησης

Οι παράμετροι αξιολόγησης μια ταξινόμησης (ευαισθησία, ειδικότητα, θετική προγνωστική αξία, αρνητική προγνωστική αξία) ορίζονται σύμφωνα με τους τύπους που ακολουθούν:

$$\text{Sensitivity} : \frac{TP}{TP + FN} * 100\% \text{ (6.1)}$$

$$\text{Specificity} : \frac{TN}{TN + FP} * 100\% \text{ (6.2)}$$

$$\text{Positive Predictive Value} : \frac{TP}{TP + FP} * 100\% \text{ (6.3)}$$

$$\text{Negative Predictive Value} : \frac{TN}{TN + FN} * 100\% \text{ (6.4)}$$

Στον πίνακα 8, παρουσιάζονται οι δείκτες που αναλύσαμε παραπάνω σε συνδυασμό με τις παραμέτρους αξιολογήσεις όπως τοποθετούνται σε έναν πίνακα σύγκρισης.

	<u>POSITIVE</u>	<u>NEGATIVE</u>	<u>MEASURES</u>
<u>POSITIVE</u>	True Positive <b>TP</b>	False Positive <b>FP</b>	Positive Predictive Value (PPV) $\frac{TP}{TP + FP}$

<u>NEGATIVE</u>	<i>False Negative</i>  <b>FN</b>	<i>True Negative</i>  <b>TN</b>	<i>Negative Predictive Value (NPV)</i>  $\frac{\mathbf{TN}}{\mathbf{FN + TN}}$
<u>MEASURES</u>	<i>Sensitivity</i>  $\frac{\mathbf{TP}}{\mathbf{TP+FN}}$	<i>Specificity</i>  $\frac{\mathbf{TN}}{\mathbf{FP + TN}}$	<i>Accuracy</i>  $\frac{\mathbf{TP + TN}}{\mathbf{TP + FP + FN + TN}}$

Πίνακας 8: Γραφική επεξήγηση των υπολογιζόμενων παραμέτρων αξιολόγησης

### 6.3 Αποτελέσματα

Παρακάτω ακολουθεί ο αναλυτικός πίνακας με τα αποτελέσματα για όλους τους ασθενείς. Η πρώτη στήλη του πίνακα περιέχει τα δεδομένα με το όνομα του ασθενή και τον τύπο του περιστατικού (mr, vt, vf) ενώ ο αριθμός στο τέλος είναι η απαρίθμηση των περιστατικών για κάθε ασθενή (π.χ. για τον 0003 έχουν καταγραφεί 5 αρχεία mr, αριθμημένα από mr1 έως mr5, και 5 αρχεία vt, αριθμημένα ως vt1 έως vt5). Η δεύτερη στήλη περιέχει τον κωδικό της κατηγορίας (mr = 1, vt =2, vf = 3), ενώ οι στήλες 1,2,3 καταγράφουν την σύγκριση ταξινόμησης των παραθύρων RR για το συγκεκριμένο αρχείο, π.χ. για το 0003.mr1 υπάρχουν 10 παράθυρα RR, που όλα ανήκουν στην κατηγορία 1, και ταξινομούνται ως κατηγορία 1 (8 παράθυρα) και κατηγορία 3 (2 παράθυρα). Το ποσοστό επιτυχίας είναι ο αριθμός των σωστά ταξινομημένων παραθύρων (δηλαδή την κατηγορία που προκύπτει από την κατάληξη του αρχείου) δια το σύνολο (που είναι συνήθως 10).



Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
0003.mr1	1	8	0	2	80%
0003.mr2	1	4	0	6	40%
0003.mr3	1	7	0	3	70%
0003.mr4	1	7	0	3	70%
0003.mr5	1	6	0	4	60%
0003.vt1	3	1	0	9	90%
0003.vt2	3	0	0	10	100%
0003.vt3	3	1	0	9	90%
0003.vt4	3	0	0	10	100%
0003.vt5	3	1	0	9	90%
0008.mr1	1	9	0	1	90%
0008.vt1	3	3	0	7	70%
0013.mr1	1	8	0	2	80%
0013.mr2	1	9	0	1	90%
0013.mr3	1	8	0	2	80%
0013.vt1	3	4	0	6	60%
0013.vt2	3	2	0	8	80%
0013.vt3	3	1	0	9	90%
0015.mr1	1	6	0	4	60%
0015.vt1	3	0	0	10	100%
0026.mr1	1	6	0	4	60%
0026.mr2	1	3	0	7	30%
0026.vt1	3	2	0	8	80%
0026.vt2	3	2	0	8	80%
0029.mr1	2	3	7	0	70%
0029.vf1	3	2	1	7	70%
0030.mr1	1	8	0	2	80%
0030.mr2	2	2	6	2	60%
0030.vf1	2	5	2	3	20%
0030.vf2	3	0	0	10	100%
0030.vt1	3	0	0	10	100%
0039.mr1	1	6	0	4	60%
0039.mr2	1	7	0	3	70%
0039.vt1	3	2	0	8	80%
0039.vt2	3	2	0	8	80%
0040.mr1	1	9	0	1	90%
0040.mr2	1	10	0	0	100%
0040.mr3	1	10	0	0	100%
0040.vt1	3	0	0	10	100%
0040.vt2	3	0	0	10	100%
0040.vt3	3	0	0	10	100%
0078.vt1	3	0	0	10	100%
0079.mr1	1	10	0	0	100%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
0041.mr1	1	10	0	0	100%
0041.vt1	3	0	0	10	100%
0043.mr1	1	6	0	4	60%
0043.mr2	1	7	0	3	70%
0043.mr3	1	8	0	2	80%
0043.vt1	3	1	0	9	90%
0043.vt2	3	2	0	8	80%
0043.vt3	3	2	0	8	80%
0044.mr1	1	10	0	0	100%
0044.mr2	1	10	0	0	100%
0044.mr3	1	10	0	0	100%
0044.vt1	3	4	0	6	60%
0044.vt2	3	1	0	9	90%
0044.vt3	3	2	0	8	80.00%
0050.mr1	1	10	0	0	100%
0050.vt1	3	0	0	10	100%
0051.mr1	2	3	7	0	70%
0051.vf1	2	2	0	8	80%
0059.mr1	1	9	1	0	90%
0059.mr2	1	10	0	0	100%
0059.vt1	3	1	0	9	90%
0059.vt2	3	3	0	7	70%
0062.mr1	2	3	4	3	40%
0062.vf1	3	3	1	6	60%
0065.mr1	1	7	0	3	70%
0065.vt1	3	0	0	10	100%
0067.mr1	1	7	0	3	70%
0067.mr2	1	7	0	3	70%
0067.vt1	3	1	0	9	90%
0067.vt2	3	0	0	10	100%
0071.mr1	2	1	8	1	80%
0071.mr2	2	2	7	1	70%
0071.vf1	3	0	0	10	100%
0071.vf2	3	0	1	9	90%
0072.mr1	1	8	0	2	80%
0072.vt1	3	0	0	10	100%
0074.mr1	1	9	0	1	90%
0074.vt1	3	0	0	10	100%
0075.mr1	1	7	1	2	70%
0075.vt1	3	6	0	4	40%
0078.mr1	1	7	0	3	70%
0079.mr2	1	9	0	1	90%
0079.mr3	1	8	0	2	80%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
0079.vt1	3	0	0	10	100%
0079.vt2	3	0	0	10	100%
0079.vt3	3	1	0	9	90%
0081.mr1	2	0	5	5	50%
0081.mr2	2	0	6	4	60%
0081.vf1	3	2	4	4	40%
0081.vf2	3	1	1	8	80%
0082.mr1	1	10	0	0	100%
0082.mr2	1	7	0	3	70%
0082.mr3	1	6	0	4	60%
0082.mr4	1	8	0	2	80%
0082.vt1	3	1	1	8	80%
0082.vt2	3	1	0	9	90%
0082.vt3	3	2	0	8	80%
0082.vt4	3	1	0	9	90%
0086.mr1	2	1	9	0	90%
0086.vf1	3	1	0	9	90%
0088.mr1	1	10	0	0	100%
0088.mr2	1	10	0	0	100%
0088.vt1	3	0	0	10	100%
0088.vt2	3	0	0	10	100%
0094.mr1	2	0	4	6	40%
0094.vf1	3	0	0	10	100%
0095.mr1	1	9	0	1	90%
0095.mr2	1	9	0	1	90%
0095.vt1	3	2	0	8	80%
0095.vt2	3	1	0	9	90%
0097.mr1	1	4	0	6	40%
0097.vt1	3	3	0	7	70%
0115.mr1	1	5	0	5	50%
0115.mr2	1	7	0	3	70%
0115.vf1	2	1	4	5	40%
0115.vt1	3	0	0	10	100%
0115.vt2	3	1	0	9	90%
0135.mr1	1	9	1	0	90%
0135.vt1	3	1	0	9	90%
0159.mr1	2	1	0	9	0%
0159.vf1	3	1	0	9	90%
0164.mr1	1	9	0	1	90%
0164.mr2	1	8	0	2	80%
0164.mr4	1	6	0	4	60%
0164.mr5	1	8	0	2	80%
0164.vt1	3	0	0	10	100%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
0164.vt2	3	1	0	9	90%
0164.vt4	3	1	0	9	90%
0164.vt5	3	1	0	9	90%
0174.mr1	1	7	0	3	70%
0174.vt1	3	1	0	9	90%
00175.mr1	1	7	0	3	70%
0175.mr2	1	8	0	2	80%
0175.mr3	1	7	1	2	70%
0175.vt1	3	0	0	10	100%
0175.vt2	3	0	0	10	100%
0175.vt3	3	0	0	10	100%
0182.mr1	1	7	0	3	70%
0182.mr2	1	6	0	4	60%
0182.vt1	3	0	0	10	100%
0182.vt2	3	0	0	10	100%
0183.mr1	1	8	0	2	80%
0183.mr2	1	4	0	6	40%
0183.vt1	3	3	0	7	70%
0183.vt2	3	5	0	5	50%
0196.mr1	1	8	0	2	80%
0196.vt1	3	0	0	10	100%
0201.mr1	2	1	7	2	70%
0201.mr2	2	0	10	0	100%
0201.vf1	3	1	1	8	80%
0201.vf2	3	0	0	10	100%
0209.mr1	1	9	1	0	90%
0209.vf1	2	2	4	4	40%
0209.vt1	3	1	0	9	90%
0210.mr1	1	5	0	5	50%
0210.vt1	3	1	0	9	90%
0213.mr1	2	0	7	3	70%
0213.vf1	3	0	0	10	100%
0216.mr1	1	10	0	0	100%
0216.vf1	2	1	7	2	70%
0216.vt1	3	0	2	8	80%
0217.mr1	2	0	10	0	100%
0217.vf1	3	0	0	10	100%
0231.mr1	2	2	8	0	80%
0231.vf1	3	0	0	10	100%
0243.mr1	2	1	9	0	90%
0243.vf1	3	0	2	8	80%
0251.mr1	1	10	0	0	100%
0251.vt1	3	2	1	7	70%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
0263.mr1	1	7	1	2	70%
0263.vt1	3	2	0	8	80%
0269.mr1	2	1	9	0	90%
0269.vf1	3	0	0	10	100%
0284.mr1	2	2	5	3	50%
0284.vf1	3	0	0	10	100%
0293.mr1	1	9	0	1	90%
0293.vt1	3	0	0	10	100%
0315.mr1	1	10	0	0	100%
0315.vt1	3	0	0	10	100%
0340.mr1	1	7	0	3	70%
0340.mr2	1	8	0	2	80%
0340.vt1	3	1	0	9	90%
0340.vt2	3	2	0	8	80%
0358.mr1	1	6	1	3	60%
0358.vt1	3	3	0	7	70%
0369.mr1	2	1	8	1	80%
0369.vf1	3	0	0	10	100%
8005.mr1	1	6	0	4	60%
8005.mr2	1	8	0	2	80%
8005.mr3	1	5	0	5	50%
8005.mr4	1	5	0	5	50%
8005.mr5	1	5	0	5	50%
8005.vt1	3	5	0	5	50%
8005.vt2	3	5	0	5	50%
8005.vt3	3	3	0	7	70%
8005.vt4	3	5	0	5	50%
8005.vt5	3	1	0	9	90%
8006.mr1	1	9	0	1	90%
8006.vt1	3	2	0	8	80%
8007.mr1	1	9	0	1	90%
8007.vt1	3	3	0	7	70%
8009.mr1	2	3	4	3	40%
8009.vf1	3	1	0	9	90%
8010.mr1	1	3	0	7	30%
8010.mr2	1	2	1	7	20%
8010.mr3	1	5	0	5	50%
8010.vf1	2	1	7	2	70%
8010.vt1	3	0	0	10	100%
8010.vt2	3	1	0	9	90%
8010.vt3	3	0	0	10	100%
8013.mr1	1	6	2	2	60%
8010.mr2	2	1	4	5	40%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
8013.vt2	3	3	0	7	70%
8014.mr2	1	4	1	5	40%
8014.mr3	1	6	1	3	60%
8014.vt2	3	0	0	10	100%
8014.vt3	3	0	0	10	100%
8015.mr1	1	8	0	2	80%
8015.mr2	1	7	0	3	70%
8015.vt1	3	1	0	9	90%
8015.vt2	3	2	0	8	80%
8019.mr1	1	10	0	0	100%
8019.mr2	1	10	0	0	100%
8019.mr3	1	10	0	0	100%
8019.mr4	1	10	0	0	100%
8019.vt1	3	0	0	10	100%
8019.vt2	3	2	0	8	80%
8019.vt3	3	0	0	10	100%
8019.vt4	3	0	0	8	100%
8021.mr1	1	10	0	0	100%
8021.mr2	1	8	0	2	80%
8021.vt1	3	1	0	9	90%
8021.vt2	3	1	0	9	90%
8022.mr1	1	10	0	0	100%
8022.vt1	3	0	0	10	100%
8023.mr1	1	8	0	2	80%
8023.vt1	3	0	0	10	100%
8024.mr1	2	0	10	0	100%
8024.vf1	3	1	0	9	90%
8031.mr1	1	8	0	2	80%
8031.vt1	3	0	0	10	100%
8036.mr1	1	10	0	0	100%
8036.vt1	3	3	0	7	70%
8049.mr1	1	10	0	0	100%
8049.mr2	1	9	0	1	90%
8049.vt1	3	1	0	9	90%
8049.vt2	3	0	0	10	100%
8051.mr1	1	9	0	1	90%
8051.vt1	3	9	0	1	90%
8075.mr1	2	2	5	3	50%
8075.vf1	3	0	1	9	90%
8076.mr1	1	5	0	5	50%
8076.mr2	1	9	0	1	90%
8076.vt1	3	0	0	10	100%
8076.vt2	3	0	0	10	100%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
8013.vf1	3	2	0	8	80%
8079.mr2	1	9	0	1	90%
8079.vt1	3	1	0	9	90%
8079.vt2	3	0	0	10	100%

Αρχείο	Κατ.	1	2	3	Επιτυχία
8079.mr1	1	7	0	3	70%
8096.mr1	1	8	0	2	80%
8096.vt1	3	2	0	8	80%

Πίνακας 9: Πίνακας αποτελεσμάτων για κάθε αρχείο στην βάση δεδομένων

Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε και ανάλυση σε σχέση με όλα τα διαθέσιμα αρχεία για κάθε ασθενή, για κάθε κατηγορία αρχείου (mr, vt, vf), και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 10.

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
0003	mr	80,00%	4/5
0003	vt	60,00%	3/5
0008	mr	100,00%	1/1
0008	vt	100,00%	1/1
0013	mr	100,00%	3/3
0013	vt	100,00%	3/3
0015	mr	100,00%	1/1
0015	vt	100,00%	1/1
0026	mr	50,00%	1/2
0026	vt	100,00%	2/2
0029	mr	100,00%	2/2
0029	vf	100,00%	3/3
0030	mr	100,00%	2/2
0030	vf	50,00%	1/2
0030	vt	100,00%	1/1
0039	mr	100,00%	2/2
0039	vt	100,00%	2/2
0040	mr	100,00%	1/1
0040	vt	100,00%	2/2
0041	mr	100,00%	1/1
0041	vt	100,00%	1/1
0043	mr	100,00%	3/3
0043	vt	100,00%	3/3
0044	mr	100,00%	3/3
0044	vt	100,00%	3/3
0050	mr	100,00%	1/1
0050	vt	100,00%	1/1
0051	mr	100,00%	1/1
0051	vf	0,00%	0/1
0059	mr	100,00%	2/2

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
0067	mr	100,00%	2/2
0067	vt	100,00%	2/2
0071	mr	100,00%	2/2
0071	vf	100,00%	2/2
0072	mr	100,00%	1/1
0072	vt	100,00%	1/1
0074	mr	100,00%	1/1
0074	vt	100,00%	1/1
0075	mr	100,00%	1/1
0075	vt	0,00%	0/1
0078	mr	100,00%	1/1
0078	vt	100,00%	1/1
0079	mr	100,00%	3/3
0079	vt	100,00%	3/3
0081	mr	50,00%	1/2
0081	vf	50,00%	1/2
0082	mr	100,00%	4/4
0082	vt	100,00%	4/4
0086	mr	100,00%	1/1
0086	vf	100,00%	1/1
0088	mr	100,00%	2/2
0088	vt	100,00%	2/2
0094	mr	0,00%	0/1
0094	vf	100,00%	1/1
0095	mr	100,00%	2/2
0095	vt	100,00%	2/2
0097	mr	0,00%	0/1
0097	vt	100,00%	1/1
0115	mr	50,00%	1/2
0115	vf	0,00%	0/1

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
0059	vt	100,00%	2/2
0062	mr	0,00%	0/1
0062	vf	100,00%	0/1
0065	mr	100,00%	1/1
0065	vt	100,00%	1/1
0164	mr	100,00%	4/4
0164	vt	100,00%	4/4
0174	mr	100,00%	1/1
0174	vt	100,00%	1/1
0175	mr	100,00%	1/1
0175	vt	100,00%	3/3
0182	mr	100,00%	2/2
0182	vt	100,00%	2/2
0183	mr	50,00%	1/2
0183	vt	50,00%	1/2
0196	mr	100,00%	1/1
0196	vt	100,00%	1/1
0201	mr	100,00%	2/2
0201	vf	100,00%	2/2
0209	mr	100,00%	1/1
0209	vt	100,00%	1/1
0209	vf	0,00%	0/1
0210	mr	0,00%	0/1
0210	vt	100,00%	1/1
0213	mr	100,00%	1/1
0213	vf	100,00%	1/1
0216	mr	100,00%	1/1
0216	vf	100,00%	1/1
0216	vt	100,00%	1/1
0217	mr	100,00%	1/1
0217	vt	100,00%	1/1
0231	mr	100,00%	1/1
0231	vf	100,00%	1/1
0243	mr	100,00%	1/1
0243	vf	100,00%	1/1
0251	mr	100,00%	1/1
0251	vt	100,00%	1/1
0263	mr	100,00%	1/1
0263	vt	100,00%	1/1
0269	mr	100,00%	1/1
0269	vf	100,00%	1/1
0284	mr	0,00%	0/1
0284	vf	100,00%	1/1
0293	mr	100,00%	1/1

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
0115	vt	100,00%	2/2
0135	mr	100,00%	1/1
0135	vt	100,00%	1/1
0159	mr	0,00%	0/1
0159	vf	100,00%	1/1
0340	vt	100,00%	2/2
0358	mr	100,00%	1/1
0358	vt	100,00%	1/1
0369	mr	100,00%	1/1
0369	vf	100,00%	1/1
8005	mr	40,00%	2/5
8005	vt	25,00%	1/4
8006	mr	100,00%	1/1
8006	vt	100,00%	1/1
8007	mr	100,00%	1/1
8007	vt	100,00%	1/1
8009	mr	100,00%	1/1
8009	vf	100,00%	1/1
8010	mr	66,00%	2/3
8010	vt	100,00%	3/3
8013	mr	50,00%	1/2
8013	vf	100,00%	2/2
8014	mr	50,00%	1/2
8014	vt	100,00%	2/2
8015	mr	100,00%	2/2
8015	vt	100,00%	2/2
8019	mr	100,00%	4/4
8019	vt	100,00%	4/4
8021	mr	100,00%	2/2
8021	vt	100,00%	2/2
8022	mr	100,00%	1/1
8022	vt	100,00%	1/1
8024	mr	100,00%	1/1
8024	vt	100,00%	1/1
8031	mr	100,00%	1/1
8031	vt	100,00%	1/1
8036	mr	100,00%	1/1
8036	vt	100,00%	1/1
8049	mr	100,00%	2/2
8049	vt	100,00%	2/2
8051	mr	100,00%	1/1
8051	vt	100,00%	1/1
8075	mr	0,00%	0/1
8075	vf	100,00%	1/1

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
0293	vt	100,00%	1/1
8079	mr	100,00%	2/2
0315	mr	100,00%	1/1
0315	vt	100,00%	1/1
0340	mr	100,00%	2/2

Ασθενής	Κατ.	Επιτυχία	
8076	mr	50,00%	1/2
8076	vt	100,00%	2/2
8079	vt	100,00%	2/2
8096	mr	100,00%	1/1
8096	vt	100,00%	1/1

Πίνακας 10: Πίνακας αποτελεσμάτων για κάθε ασθενή

		Classification			Sensitivity
		1	2	3	
Category	1	818	14	234	76,74%
	2	41	185	70	62,50%
	3	150	20	1134	86,96%
PPV		81,07%	84,47%	80,16%	Accuracy: 80,16%

Πίνακας 11: Πίνακας σύγκρισης για κάθε παράθυρο RR

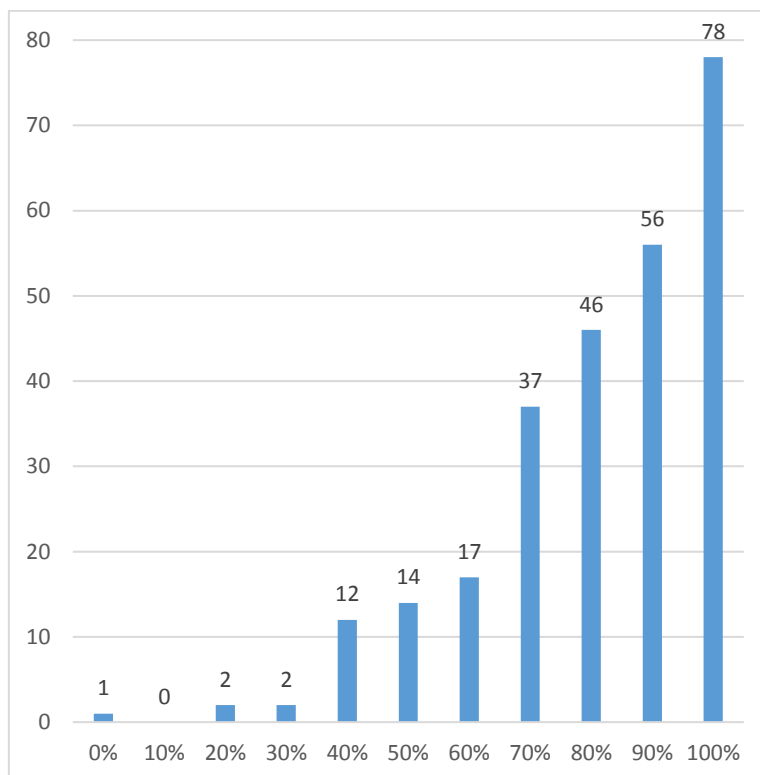
		Classification			Sensitivity
		1	2	3	
Category	1	92	0	7	92,93%
	2	1	22	5	78,57%
	3	2	0	121	98,37%
PPV		96,84%	100,00%	90,98%	Accuracy: 94,00%

Πίνακας 12: Πίνακας σύγκρισης για κάθε αρχείο

Οι παραπάνω Πίνακες σύγκρισης 11 και 12 συμπληρώθηκαν με βάση τις μαθηματικές εξισώσεις (6.1,6.2,6.3,6.4) που αναφέρθηκαν στην προηγούμενη ενότητα και σε συνδυασμό με τον πίνακα 8. Η πρώτη στήλη και γραμμή του κάθε πίνακα, περιέχει τις κλάσεις της ταξινόμησης, ενώ τα στοιχεία που βρίσκονται στην διαγώνιο των πινάκων είναι τα στοιχεία που έχουν κατηγοριοποιηθεί σωστά σε κάθε κλάση. Η συνολική ακρίβεια ταξινόμησης για κάθε πίνακα υπολογίζεται από το άθροισμα των στοιχείων της μεγάλης διαγώνιου, προς τον συνολικό αριθμό των στοιχείων που ταξινομήθηκαν. Το συνολικό ποσοστό ακρίβεια ταξινόμησης σε κάθε πίνακα αποτυπώνεται στο

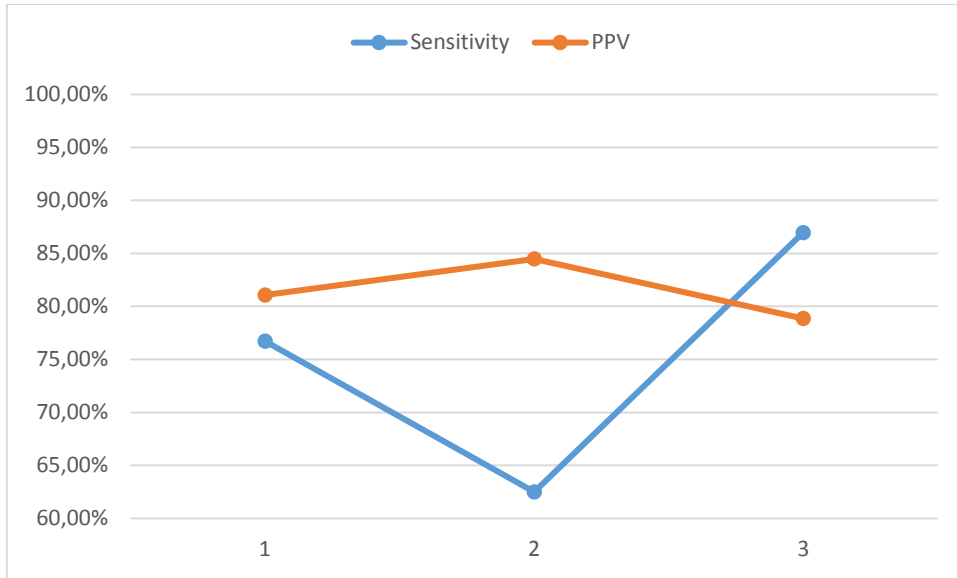
τελευταίο κελί της μεγάλης διαγώνιου. Η ευαισθησία και η ακρίβεια της ταξινόμησης αποτελούν δυο από τα σημαντικότερα μέτρα για την αξιολόγηση μιας ταξινόμησης.

Στην Εικόνα 6.1 παρουσιάζεται ένα ιστόγραμμα των αποτελεσμάτων σχετικά με το ποσοστό επιτυχίας για τα παράθυρά κάθε αρχείου.

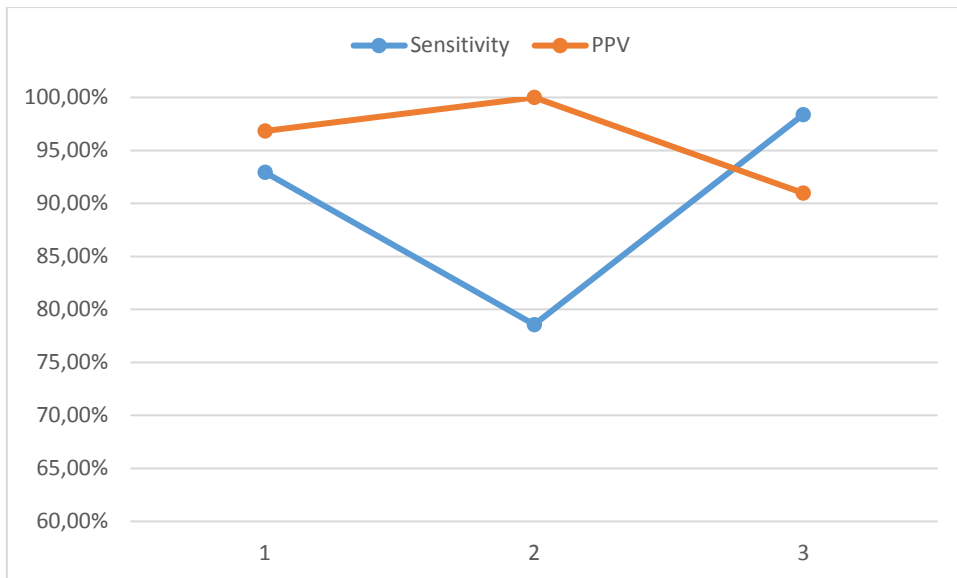


Εικόνα 6.1: Ιστόγραμμα αποτελεσμάτων για κάθε αρχείο δεδομένων

Στις Εικόνες 6.2 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) για το σύνολο των παραθύρων RR, ενώ στην Εικόνα 6.3 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) και για το σύνολο των αρχείων με διαστήματα RR.



Εικόνα 6.2: Αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) για το σύνολο των παραθύρων RR.



Εικόνα 6.3: Αποτελέσματα Ευαισθησίας (Sensitivity) και Θετικής Προγνωστικής Αξίας (PPV) για το σύνολο των αρχείων.



# *Κεφάλαιο 7*

## *Συμπεράσματα & Μελλοντική Εργασία*

### **7.1 Συμπεράσματα**

Στην παρούσα εργασία αναπτύχθηκε μία μεθοδολογία ταξινόμησης καρδιακών παλμών σε περιστατικά καρδιακής αρρυθμίας, χρησιμοποιώντας αλγοριθμικές τεχνικές βασιζόμενες στην εξαγωγή συγκεκριμένων χαρακτηριστικών. Ο αλγόριθμος χωρίζεται σε δύο στάδια, το πρώτο στο οποίο γίνεται η εξαγωγή των χαρακτηριστικών (προτύπων) μέσα από τις ακολουθίες σημάτων RR, και στο δεύτερο στάδιο στο οποίο υλοποιείται ο αλγόριθμος ταξινόμησης των αποτελεσμάτων και υπολογίζονται τα μέτρα αξιολόγησης και απόδοσης της τεχνικής που επιλέχθηκε.

Σύμφωνα με τα αριθμητικά αποτελέσματα προκύπτει ότι η παρούσα μεθοδολογία μπορεί να προβλέψει τα περιστατικά καρδιακής αρρυθμίας με πολύ υψηλή ακρίβεια. Πιο συγκεκριμένα για την πρώτη περίπτωση, από το συνολικό αριθμό των 2648 παραθύρων με διαστήματα RR, κατηγοριοποιήθηκαν σωστά τα 2137 παράθυρα με ποσοστό ακρίβειας ταξινόμησης 80,16%.

Στην δεύτερη περίπτωση που εξετάσαμε το κάθε περιστατικό ξεχωριστά από τα 235 περιστατικά κατηγοριοποιήθηκαν σωστά σε σύνολο 250 περιστατικών με ποσοστό ακρίβειας ταξινόμησης 94%.

Και στις δυο περιπτώσεις, τα υψηλότερα ποσοστά ακρίβειας ταξινόμησης βρίσκονται στη δεύτερη κλάση, που περιλαμβάνει περιστατικά κοιλιακής μαρμαρυγής με ποσοστό 84,47% και 100% για τις δυο περιπτώσεις αντίστοιχα. Το χαμηλότερο ποσοστό ταξινόμησης και από τις τρεις κλάσεις, παρουσιάζεται στην τρίτη κλάση που περιλαμβάνει από περιστατικά κοιλιακής ταχυκαρδίας με ποσοστά 78,86% για την πρώτη περίπτωση, και 90,98% για την δεύτερη.

Η παρούσα μεθοδολογία αξιολογήθηκε με την τεχνική διασταυρούμενης επικύρωσης “leave-one-out”, και συγκεκριμένα “leave-one-patient-out”, δηλαδή όλα τα δεδομένα από ένα ασθενή. Συνεπώς, σε κάθε επανάληψη, όλα τα δεδομένα των ασθενών πλην ενός, χρησιμοποιούνται για εκπαίδευση, και τα δεδομένα αυτού του ασθενή χρησιμοποιούνται για αξιολόγηση. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται διαδοχικά, μέχρι τα δεδομένα όλων των ασθενών να χρησιμοποιηθούν για σύνολο ελέγχου. Η παραπάνω διαδικασία είναι η πλέον ενδεικτική και αυτό καθιστά τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης πολύ αξιόπιστα.

## 7.2 Μελλοντική Εργασία

Σε μία μελλοντική επέκταση αυτής της έρευνας είναι η βελτίωση της μεθοδολογίας με σκοπό να υπάρχουν τα λιγότερα λανθασμένα αποτελέσματα και ταυτόχρονα τα μεγαλύτερα ποσοστά ακρίβειας της ταξινόμησης. Δεδομένου ότι οι καρδιακές αρρυθμίες είναι πολλές φορές θανατηφόρες για τον άνθρωπο, θεωρείται σίγουρο το ενδεχόμενο να εξεταστούν και να επιλεγθούν επιπλέον χαρακτηριστικά και τεχνικές, που θα βελτιώσουν την απόδοση του προτεινόμενου μοντέλου.

Ένα επιπλέον σημαντικό στοιχείο είναι το μέγεθος των παραθύρων RR, λαμβάνοντας υπόψιν ότι είναι ο παράγοντας που εισαγάγει καθυστέρηση στην τελική απόφαση, καθώς πρέπει να ολοκληρωθεί η συλλογή δεδομένων πριν γίνει η αξιολόγηση. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε παράθυρο 100 RR που είναι αρκετά μεγάλο. Μια σημαντική μελέτη που πρέπει να πραγματοποιηθεί είναι η συσχέτιση του μεγέθους του παραθύρου ανάλυσης σε σχέση με την ικανότητα της μεθόδου για σωστή ταξινόμηση.

Ακόμη, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν και οι τεχνικές βελτιστοποίησης που χρησιμοποιούνται για την αύξηση της απόδοσης ενός μοντέλου ταξινόμησης των καρδιακών παλμών. Στην παρούσα διπλωματική παρουσιάσαμε μια από τις πιο γνωστές τεχνικές που εφαρμόζονται στο περιβάλλον εργασίας του Matlab, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο εκπαίδευσης Back-Propagation και επιλέξαμε την τεχνική διασταυρούμενης επικύρωσης “Leave-One-Out”. Ως μελλοντική εργασία θα μπορούσε να προταθεί η χρήση εναλλακτικών αλγορίθμων εκπαίδευσης καθώς και αξιολόγησης των δεδομένων.

# Βιβλιογραφικές Αναφορές

- [1] Braunwald, E., & Goldman, L. (2003), "Primary Cardiology", *Saunders*.
- [2] "Η ανατομία της καρδιάς", *Online : [www.incardiology.gr](http://www.incardiology.gr)*
- [3] Σιδερίης, Δ. Α. (1991), "Πρωτοβάθμια Καρδιολογία", *Επιστημονικές εκδόσεις "Γρηγόριος Κ. Παρισιάνος"*.
- [4] Rosendorff, C. (2005), "Essential Cardiology: Principles and Practice", *Humana Press*.
- [5] Τσιπούρας, Μ., Γιαννακέας, Ν., Καρβούνης, Ε., Τζάλλας, Α., 2015, "Ιατρική πληροφορική", [ηλεκτρ. βιβλ.] *Αθήνα: Σύνδεσμος Ελληνικών Ακαδημαϊκών Βιβλιοθηκών*, Κεφ.7
- [6] Παπαζάχος Γεώργιος, "Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα στην Κλινική Πράξη", *Λίτσας Ιατρικές Εκδόσεις*
- [7] Sajjan, M. (2013), "Learn ECG in a Day", *Jaypee Brothers Medical Publishers*.
- [8] Hampton, J. R. (2002), "Ταχεία ερμηνεία του ΗΚΓ", *Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης*.
- [9] Aehlert, B. (2009), "ΗΚΓ - Εγχειρίδιο Ανάλυσης και Ερμηνείας Ηλεκτροκαρδιογραφήματος", *Σιώκης*
- [10] Katritsis, D. G., Gersh, B. J., & Camm, A. J. (2013), "Clinical Electrocardiography", *Oxford University Press*.
- [11] "Σύμπλεγμα QRS του ηλεκτροκαρδιογραφήματος",  
*Online: [www.incardiology.gr](http://www.incardiology.gr)*
- [12] Τσιπούρας, Μ., Γιαννακέας, Ν., Καρβούνης, Ε., Τζάλλας, Α., 2015, "Ιατρική πληροφορική", [ηλεκτρ. βιβλ.] *Αθήνα: Σύνδεσμος Ελληνικών Ακαδημαϊκών Βιβλιοθηκών*, Κεφ.8
- [13] Σταματελόπουλος, Σ., Σιδερίης, Δ., Ανθόπουλος, Α., & Μουλόπουλος, Σ. (1970), "Παρατηρήσεις επί νέας μεθόδου μελέτης χαρακτήρων τινών των καρδιακών αρρυθμιών", *Δελτίο Πρακτικών της Ιατρικής Εταιρείας Αθηνών*, 284–296.
- [14] Malik, M. (1997), "Time Domain measurement of Heart Rate Variability", *Cardiac Electrophysiology Review*, 1(3), 329–334.

- [15] Niskanen, J. P., Tarvainen, M. P., Ranta-aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2004). "Software for advanced HRV analysis", *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 76, 73–81.
- [16] Malik, M. (1995), "Geometrical Methods for Heart Rate Variability" Assessment. Malik, M., Camm, A. J. (eds), *Heart rate variability, Futura Publishing Company*, 47–61
- [17] Tsipouras, M. G., Fotiadis, D. I., & Sideris, D. (2002a), "Arrhythmia Classification using the RR-Interval Duration Signal" *Computers in Cardiology (CinC)*, 485–488.
- [18] Gamero, L. G., Vila, J., & Palacios, F. (2002), "Wavelet transform analysis of heart rate variability during myocardial ischaemia", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 40(1), 72–78.
- [19] Bigger, J. T., Fleiss, J. L., Steinman, R. C., Rolnitzky, L. M., Kleiger, R. E., & Rottman, J. N. (1992), "Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction", *Circulation*, 85(1), 164–171.
- [20] Hayano, J., Sakakibara, Y., Yamada, M., Ohte, N., Fujinami, T., Yokohama, K., Watanabe, Y., & Takata, K. (1990), "Decreased magnitude of heart rate spectral components in coronary artery disease: its relation to angiographic severity", *Circulation*, 81(4), 1217–1224.
- [21] Acharya, R. U., Bhat, P. S., Kannathal, N., Rao, A., & Lim, C. M. (2005), "Analysis of cardiac health using fractal dimension and wavelet transformation", *ITBM–RBM*, 26, 133–139.
- [22] La Rovere, M. T., Pinna, G. D., Maestri, R., Mortara, A., Capomolla, S., Fedo, O., Ferrari, R., Franchini, M. A., Gnemmi, M., Opasich, C., Riccardi, P. G., & Traversi, E. (2003), "Short-Term Heart Rate Variability Strongly Predicts Sudden Cardiac Death in Chronic Heart Failure Patients", *Circulation*, 107, 565–570.
- [23] Acharya, R. U., Kannathal, N., & Krishnan, S. M. (2004a), "Comprehensive analysis of cardiac health using heart rate signals", *Physiological Measurement*, 25, 1139–1151.
- [24] Singh, J. P., Larson, M. G., O'Donnell, C. J., Wilson, P. F., Tsuji, H., Lloyd-Jones, D. M., & Levy, D. (2000), "Association of Hyperglycemia With Reduced Heart Rate Variability (The Framingham Heart Study)", *The American Journal of Cardiology*, 86, 309–312.
- [25] Cohen, H., Neumann, L., Shore, M., Amir, M., Cassuto, Y., & Buskila, D. (2000), "Autonomic Dysfunction in Patients with Fibromyalgia: Application of Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability", *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 29(4), 217–227.
- [26] Gorman, J. M., & Sloan, R. P. (2000), "Heart rate variability in depressive and anxiety disorders", *American Heart Journal*, 140(4), 77–83.

- [27] Online: <https://www.physionet.org/physiobank/database/mvtdb/>
- [28] M.G. Tsipouras and D.I. Fotiadis, (May 2004), “Automatic Arrhythmia Detection based on Time and Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 74(2), Pages: 95- 108.
- [29] M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis and D. Sideris, (Mar. 2005), “An Arrhythmia Classification System based on the RR-Interval Signal”, *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 33(3), Pages: 237-250.
- [30] T.P. Exarchos, M.G. Tsipouras, C.P. Exarchos, C. Papaloukas, D.I. Fotiadis and L.K. Michalis, (Jul. 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*, vol. 40(3), Pages: 187-200).
- [31] M.G. Tsipouras, C. Voglis and D.I. Fotiadis, (Nov. 2007), “A Framework for Fuzzy Expert System Creation – Application to Cardiovascular Diseases”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54(11), Pages: 2089-2105.
- [32] M.G. Tsipouras and D.I. Fotiadis, (18-19 Oct. 2001), “Time and Time – Frequency Methods in the Analysis of Heart Rate Variability”, *5th International Workshop on Scattering Theory and Biomedical Technology (Corfu, Greece)*, Pages: 433-447.
- [33] M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis and D. Sideris, (22-25 Sep. 2002), “Arrhythmia Classification using the RR-Interval Duration Signal”, *Computers in Cardiology 2002 (CinC 2002, Memphis, USA)*, Pages: 485-488.
- [34] M.G. Tsipouras and D.I. Fotiadis, (24-26 Jun. 2002), “Arrhythmia Detection with Time and Time – Frequency Analysis of Heart Rate Variability”, *4th International Workshop on Biosignal Interpretation (Como, Italy)*, Pages: 175-178.
- [35] M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis and D. Sideris, (4-8 Dec. 2002), “Arrhythmic Electrocardiogram Beat Detection and Classification Using Heart Rate Variability Analysis”, *2nd European Medical & Biological Engineering Conference 2002 (EMBEC '02, Vienna, Austria)*, Pages: 368-369.
- [36] V.P. Oikonomou, M.G. Tsipouras and D.I. Fotiadis, (18-21 Sep. 2003), “Knowledge-Based Systems for Arrhythmia Detection and Classification”, *6th International Workshop on Scattering Theory and Biomedical Technology (Tsepelovo, Greece)*, Pages: 524-531.
- [37] M.G. Tsipouras and D.I. Fotiadis, (21-24 Sep. 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 2003 (CinC 2003, Thessalonica, Greece)*, Pages: 533-536.
- [38] M.G. Tsipouras, V.P. Oikonomou, D.I. Fotiadis, L.K. Michalis and D. Sideris, (19-22 Sep. 2004), “Classification of Atrial Tachyarrhythmias in

- Electrocardiograms using Time Frequency Analysis”, *Computers in Cardiology 2004 (CinC 2004, Chicago, USA)*, Pages: 245-248.
- [39] M.G. Tsipouras, Y. Goletsis and D.I. Fotiadis, (19-22 Sep. 2004), “A Method for Arrhythmic Episode Classification in ECGs using Fuzzy Logic and Markov Models”, *Computers in Cardiology 2004 (CinC 2004, Chicago, USA)*, Pages: 361-364.
- [40] M.G. Tsipouras, C.A. Voglis, I.A. Lagaris and D.I. Fotiadis, (8-11 Sep. 2005), “A Framework for Fuzzy Expert System Creation”, *7th International Workshop on Scattering Theory and Biomedical Technology (Nymfaio, Greece)*, Pages: 423-430.
- [41] T.P. Exarchos, M.G. Tsipouras, D. Nanou, C. Bazios, Y. Antoniou and D.I. Fotiadis, (25-28 Sep. 2005), “A Platform for Wide Scale Integration and Visual Representation of Medical Intelligence in Cardiology: the Decision Support Framework”, *Computers in Cardiology 2005 (CinC 2005, Lyon, France)*, Pages: 167-170.
- [42] M.G. Tsipouras, C. Voglis, I.E. Lagaris and D.I. Fotiadis, (20-25 Nov. 2005), “Cardiac Arrhythmia Classification using Support Vector Machines”, *3rd European Medical & Biological Engineering Conference 2005 (EMBEC '05, Prague, Czech Republic)*.
- [43] JianJun Zhuang ,XinBao Ning,SiDan Du, ZhenZhou Wang, ChengYu Huo, Xi Yang, AiHua Fan, 2008, ”Nonlinear short-term heart rate variability prediction of spontaneous ventricular tachyarrhythmia” , *Chinese Science Bulletin*
- [44] Segyeong Joo<sup>1</sup>, Kee-Joon Choi<sup>2</sup>, Soo-Jin Huh,” Prediction of Ventricular Tachycardia by a Neural Networkusing Parameters of Heart Rate Variability”, Department of Biomedical Engineering, University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea , Department of Internal Medicine, University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea
- [45] Marisol Mart´mez-Alanis, Silvia Ruiz-Velasco, Claudia Lerma,” Quantitative analysis of ventricular ectopic beats in short-term RR interval recordings to predict imminent ventricular tachyarrhythmia”, *International Journal of Cardiology*
- [46] JAN NEMEC, STEPHEN C. HAMMILL, WIN-KUANG SHEN, “Increase in Heart Rate Precedes Episodes of Ventricular Tachycardia and Ventricular Fibrillation in Patients with Implantable Cardioverter Defibrillators: Analysis of Spontaneous Ventricular Tachycardia Database”, *Division of Cardiovascular Diseases and Internal Medicine, Mayo Clinic, Rochester, Minnesota*
- [47] Διαμαντάρας, Κ. (2007), “Τεχνητά Νευρωνικά Δίκτυα”, *Εκδόσεις Κλειδάριθμος*
- [48] Ηλιάδης Λάζαρος, Παπαλεωνίδας Αντώνιος, 2016, “Υπολογιστική Νοημοσύνη και Ευφυείς Πράκτορες”, *Εκδόσεις Τζιόλα*

- [49] Χατζίκος Ευάγγελος, 2010, “Matlab για Επιστήμονες και Μηχανικούς”,  
*Εκδόσεις Τζιόλα*