

Εντοπισμός περιοχών σε σήμα καρδιακού ρυθμού με μη φυσιολογική και πιθανή επικίνδυνη καρδιακή λειτουργία:

Ελευθερία Μπελλά

Μεταπτυχιακή Εργασία Εξειδίκευσης

— ◆ —

Ιωάννινα, Ιούλιος 2023



ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Η/Υ & ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

DEPARTMENT OF COMPUTER SCIENCE & ENGINEERING
UNIVERSITY OF IOANNINA

Εντοπισμός περιοχών σε σήμα καρδιακού
ρυθμού με μη φυσιολογική και πιθανώς
επικίνδυνη καρδιακή λειτουργία

Η Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

υποβάλλεται στην ορισθείσα

από τη Συνέλευση

του Τμήματος Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής

Εξεταστική Επιτροπή

από την

Ελευθερία Μπελλά

ως μέρος των υποχρεώσεων για την απόκτηση του

ΔΙΠΛΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΤΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΜΕ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ
ΣΤΗΝ ΕΠΙΣΤΗΜΗ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων

Πολυτεχνική Σχολή

Ιωάννινα 2023

Εξεταστική Επιτροπή:

- Γεώργιος Μανής, Αναπλ. Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων (Επιβλέπων)
- Λυσίμαχος-Παύλος Κόντης, Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων
- Στέργιος Αναστασιάδης, Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων

ΑΦΙΕΡΩΣΗ

Στη μαμά μου

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντά μου, Γεώργιο Μανή, για την εμπιστοσύνη και την υπομονή που έδειξε κατά τη διάρκεια εκπόνησης αυτής της εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Κατάλογος Σχημάτων	iii
Κατάλογος Πινάκων	xv
1 Η ανθρώπινη καρδιά	1
1.1 Ανατομία και λειτουργικότητα	1
1.2 Καρδιακός κύκλος	2
1.2.1 Γεγονότα του καρδιακού κύκλου	3
1.2.2 Καρδιακός ρυθμός	3
1.3 Τμήματα καρδιακού παλμού και Ηλεκτροκαρδιογράφημα	4
1.3.1 Επιπλέον παράμετροι του καρδιακού κύκλου	5
1.4 ΗΚΓ: Απόκλιση από τη φυσιολογική καταγραφή - Θόρυβος	6
1.4.1 Καρδιακές ασθένειες που ανιχνεύονται μέσω του ΗΚΓ	7
1.5 Διακύμανση καρδιακού ρυθμού	8
1.6 Ρύθμιση HRV – Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα	9
2 Καρδιακές αρρυθμίες	10
2.1 Ορισμός	10
2.2 Κατηγοριοποίηση αρρυθμιών	11
2.2.1 Με βάση το σημείο εκκίνησής τους στον καρδιακό μυ	12
2.2.2 Με βάση τον καρδιακό ρυθμό	22
3 Εκτίμηση μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού	24
3.1 Μετρικές εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού	24
3.1.1 Γραμμικές μέθοδοι	24
3.1.2 Μη γραμμικές μέθοδοι	29
3.2 Μέθοδοι εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού	31

3.2.1	Εντροπία και μέθοδοι εκτίμησης	31
3.2.2	Εκτίμηση εντροπίας στο m- διάστατο χώρο	33
4	Πειραματική Ανάλυση	45
4.1	Μεθοδολογία	46
4.1.1	Τα δεδομένα	46
4.1.2	Μορφοποίηση πειραμάτων και κώδικας	51
4.1.3	Τα βήματα	52
4.1.4	Καθορισμός παραμέτρων	54
4.2	Αποτελέσματα πειραματικής ανάλυσης	56
4.2.1	Long Term AF Database	56
4.2.2	MIT-BIH Arrhythmia Database	68
4.2.3	MIT-BIH Atrial Fibrillation Database	78
4.2.4	MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database	81
4.2.5	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database	81
4.2.6	CU Ventricular Tachyarrhythmia Database	92
4.2.7	Congestive Heart Failure RR Interval Database	102
4.2.8	CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database	114
4.2.9	Fantasia Database	125
4.2.10	Normal Sinus Rhythm RR Interval Database	130
4.3	Ανακεφαλαίωση/συνοπτικές παρατηρήσεις για κάθε βιβλιοθήκη	131
5	Εγχειρίδιο χρήσης κώδικα	154
5.1	Παράδειγμα αναφοράς	155
6	Συμπέρασμα-Συζήτηση	159
	Βιβλιογραφία	162

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

1.1	Η ανθρώπινη καρδιά, https://en.wikipedia.org/	2
1.2	Απεικόνιση καρδιακού ρυθμού κατα την καταγραφή ΗΚΓ https://en.wikipedia.org/	4
1.3	Διάστημα RR: Βασική μονάδα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού https://en.wikipedia.org/	6
1.4	Αναπαράσταση καρδιακού παλμού, https://en.wikipedia.org/	7
1.5	Το κεντρικό νευρικό σύστημα https://en.wikipedia.org/	9
2.1	Φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός https://commons.wikimedia.org/wiki/Main_Page	11
2.2	Τυπική αναπαράσταση ταχυκαρδίας σε ΗΚΓ https://en.wikipedia.org/	12
2.3	Απεικόνιση κολπικής μαρμαρυγής https://commons.wikimedia.org/	13
2.4	Κολπικός πτερυγισμός https://commons.wikimedia.org/	14
2.5	Εκτοπες κολπικές συσπάσεις. Στην πρώτη εικόνα (αριστερά) παρουσιάζεται ένας φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός και στη δεύτερη (δεξιά) οι έκτοπες κολπικές συσπάσεις https://commons.wikimedia.org/	15
2.6	Κοιλιακή ταχυκαρδία https://en.wikipedia.org/	16
2.7	Κοιλιακή μαρμαρυγή en.wikipedia.org	20
2.8	Εκτοπες κοιλιακές συσπάσεις. Στην πρώτη εικόνα (αριστερά) παρουσιάζεται ένας φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός και στη δεύτερη (δεξιά) οι έκτοπες κοιλιακές συσπάσεις commons.wikimedia.org	20
2.9	Υπερκοιλιακή ταχυκαρδία en.wikipedia.org	22
2.10	Βραδυκαρδία en.wikipedia.org	23
3.1	Πίνακας 3.1: Μετρικές στο πεδίο του χρόνου	25
3.2	Πίνακας 3.2: Μετρικές στο πεδίο της συχνότητας	27
3.3	Κυματίδια Haar en.wikipedia.org	28

3.4	Εφαρμογή κυματιδίων Haar για συλλογή πληροφοριών από σήμα commons.wikimedia.org	29
3.5	Βήματα αλγορίθμου της Permutation Entropy	34
3.6	Βήματα αλγορίθμου της Approximate Entropy	38
3.7	Συμβολική ανάλυση με λέξεις μήκους $m = 2$	41
3.8	Τα βήματα του αλγορίθμου της Bubble Entropy	43
3.9	Βήματα αλγορίθμου της Multiscale Entropy	44
4.1	Δείγμα βιβλιοθήκης Long Term AF Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	47
4.2	Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	47
4.3	Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	47
4.4	Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	48
4.5	Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	48
4.6	Δείγμα βιβλιοθήκης CU Ventricular Tachyarrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	49
4.7	Δείγμα βιβλιοθήκης Congestive Heart Failure RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	49
4.8	Δείγμα βιβλιοθήκης CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	50
4.9	Δείγμα βιβλιοθήκης Fantasia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	50
4.10	Δείγμα βιβλιοθήκης Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	51
4.11	Διαγραμματική απεικόνιση του αλγορίθμου επεξεργασίας καρδιακών σημάτων	55
4.12	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	57
4.13	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	57
4.14	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική ApEn)	58

4.15 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	59
4.16 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική AVG)	59
4.17 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	60
4.18 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Bubble)	60
4.19 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	61
4.20 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Rényi)	61
4.21 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	62
4.22 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική RMSSD)	63
4.23 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	63
4.24 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική SampEn)	64
4.25 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	64
4.26 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Shannon)	65
4.27 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	65
4.28 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική STD)	66
4.29 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τα κυματίδια Haar)	67
4.30 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	68
4.31 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	69

4.32 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn)	70
4.33 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική AVG με αρνητικά αποτελέσματα (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	70
4.34 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική AVG)	71
4.35 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	72
4.36 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy)	72
4.37 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	73
4.38 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi	73
4.39 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	74
4.40 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD	74
4.41 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	75
4.42 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn	76
4.43 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	76
4.44 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon Entropy	77
4.45 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	77
4.46 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική STD	78
4.47 Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)	79

4.48	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	80
4.49	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Malignant Ectopy Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	82
4.50	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	83
4.51	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	83
4.52	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn	84
4.53	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	84
4.54	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική AVG	85
4.55	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	86
4.56	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy	86
4.57	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	87
4.58	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi	87
4.59	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	88
4.60	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD	88
4.61	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	89

4.62	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn	90
4.63	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	90
4.64	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon	91
4.65	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	91
4.66	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική STD	92
4.67	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)	93
4.68	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	94
4.69	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	94
4.70	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική ApEn	95
4.71	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	95
4.72	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική AVG	96
4.73	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	96
4.74	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy	97
4.75	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	97

4.76	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Rényi	98
4.77	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	98
4.78	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική RMSSD	99
4.79	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	99
4.80	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική SampEn	100
4.81	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	100
4.82	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Shannon	101
4.83	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	101
4.84	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική STD	102
4.85	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)	103
4.86	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)	104
4.87	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	105
4.88	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	105
4.89	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική ApEn	106

4.90	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	106
4.91	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική AVG	107
4.92	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παρα- θύρων)	108
4.93	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Bubble Entropy	108
4.94	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παρα- θύρων)	109
4.95	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Rényi	109
4.96	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παρα- θύρων)	110
4.97	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική RMSSD	110
4.98	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους πα- ραθύρων)	111
4.99	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική SampEn	112
4.100	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους πα- ραθύρων)	112
4.101	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Shannon Entropy	113
4.102	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	113
4.103	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική STD	114

4.104	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τα κυματίδια Haar)	115
4.105	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	116
4.106	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	117
4.107	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική ApEn	117
4.108	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	118
4.109	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική AVG	118
4.110	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	119
4.111	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Bubble	119
4.112	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	120
4.113	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Rényi	120
4.114	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	121
4.115	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική RMSSD	122
4.116	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	122
4.117	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική SampEn	123

4.118	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	123
4.119	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Shannon	124
4.120	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)	124
4.121	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική STD	125
4.122	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τα κυματίδια Haar)	126
4.123	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	128
4.124	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Apen για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	135
4.125	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική AVG για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	136
4.126	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Bubble για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	137
4.127	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Rényi για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	138
4.128	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική RMSSD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	139

4.129	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική SampEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	140
4.130	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Shannon για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	141
4.131	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική STD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	142
4.132	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τα κυματίδια Haar για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (τυχαία δείγματα)	143
4.133	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)	144
4.134	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική ApEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	145
4.135	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική AVG για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	146
4.136	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Bubble για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	147

4.137	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Rényi για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	148
4.138	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική RMSSD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	149
4.139	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική SampEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	150
4.140	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Shannon για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	151
4.141	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική STD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)	152
4.142	Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τα κυματίδια Haar για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (τυχαία δείγματα) . . .	153

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

- 4.1 Ποσοστά επιτυχίας με επιτυχία πρόβλεψης τουλάχιστον 50 τοις εκατό (δηλαδή εντοπισμός τουλάχιστον μίας από τις δύο τεχνητές περιοχές) για τη βιβλιοθήκη Fantasia Database και όλες τις κλίμακες εκτίμησης των κυματιδίων Haar 130
- 4.2 Ποσοστά επιτυχίας με επιτυχία πρόβλεψης τουλάχιστον 50 τοις εκατό (δηλαδή εντοπισμός τουλάχιστον μίας από τις δύο τεχνητές περιοχές) για τη βιβλιοθήκη Sinus Rhythm RR Intervals και όλες τις κλίμακες εκτίμησης των κυματιδίων Haar 131

ΕΚΤΕΤΑΜΕΝΗ ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ανθρώπινη καρδιά, αν και έχει μέγεθος ανθρώπινης γροθιάς, καταφέρνει να αντλεί αίμα σε ολόκληρο το σώμα χωρίς κανένα διάλειμμα. Μέσω των συσπάσεών της, η καρδιά ωθεί το αίμα προς τα διαφορετικά όργανα, ενώ το "αφιλτράριστο" αίμα επιστρέφει σε αυτήν ώστε να καθαριστεί και να επαναλάβει τον κύκλο του. Ένας τέτοιος κύκλος αποτελεί τον καρδιακό παλμό, με το σύνολο των τελευταίων να ορίζουν τον καρδιακό ρυθμό. Οι καρδιακές συσπάσεις γίνονται δυνατές μέσω ηλεκτρικών ώσεων χαμηλής έντασης οι οποίες εξαναγκάζουν τον μυ της καρδιάς σε κίνηση.

Η μεταβολή των καρδιακών παλμών απεικονίζεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, μια ιατρική εξέταση που συμβάλλει στην πρόληψη καρδιακών παθήσεων και στην αξιολόγηση της υγείας του μυοκαρδίου. Η διακύμανση των παλμών ονομάζεται μεταβλητότητα του καρδιακού παλμού και αποτελεί σημαντικό δείκτη για τη φυσική κατάσταση της καρδιάς. Μετράται με πολλές διαφορετικές μεθόδους, αρκετές εκ των οποίων στοχεύουν στην εκτίμηση της πολυπλοκότητας του καρδιακού παλμού, αποτελώντας, έτσι, ένα σημαντικό εργαλείο στην αξιολόγηση της καρδιακής λειτουργίας. Είναι ωστόσο σημαντικό να αναφερθεί πως η καταγραφή που πραγματοποιείται μέσω του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι συχνά ατελής, καθώς εξωγενείς και ενδογενείς παράγοντες εισάγουν θόρυβο και αλλοιώνουν το τελικό αποτέλεσμα.

Στις περιπτώσεις στις οποίες η άντληση του αίματος παρουσιάζει αποκλίσεις, παρουσιάζεται απώλεια φυσιολογικού παλμού και ελαττωματική λειτουργία της καρδιάς. Οι δυσλειτουργίες αυτές ονομάζονται αρρυθμίες και όταν εμφανίζονται μεμονωμένα δεν αποτελούν κίνδυνο. Ωστόσο, η επανειλημμένη εμφάνισή τους χρίζει εξέτασης, προκειμένου να προληφθούν και να αποφευχθούν σοβαρές επιπλοκές. Οι καρδιακές αρρυθμίες ανάλογα με το τμήμα της καρδιάς από το οποίο ξεκινούν χωρίζονται σε δύο γενικές κατηγορίες: τις κοιλιακές, όταν ξεκινούν από τους κόλπους της καρδιάς και τις κοιλιακές, όταν ξεκινούν από τις κοιλίες. Επιπλέον, οι αρρυθμίες

χωρίζονται σε ταχυκαρδίες, οι οποίες χαρακτηρίζονται από αύξηση του καρδιακού ρυθμού και βραδυκαρδίες, οι οποίες συνδέονται με μείωσή του.

Λόγω της σύνθετης φύσης των αρρυθμιών και των διαφόρων παραγόντων που επηρεάζουν τη μορφολογία τους, κρίνεται επιτακτική η ανάπτυξη εργαλείων για αξιολόγηση και πρόληψη τους. Για την επίτευξη του παραπάνω στόχου, έχουν αναπτυχθεί εξετάσεις και αλγόριθμοι που «φιλτράρουν» το καρδιακό σήμα, απομακρύνοντας πηγές θορύβου που μπορεί να το αλλοιώνουν, εφαρμόζουν μετρικές και μεθόδους ανθεκτικές σε αυτόν και καταφέρνουν να εντοπίσουν σημεία αποκλίνοσας καρδιακής δραστηριότητας.

Η ακόλουθη εργασία έχει ως στόχο την σύνθεση ενός αλγορίθμου, ο οποίος βασίζεται στη χρήση ευρέως αποδεκτών μεθόδων εκτίμησης εντροπίας και πολυπλοκότητας του σήματος. Η χρήση πραγματικών καρδιακών σημάτων, από άτομα διαφορετικών ηλικιών, φύλων, με διαφορετικές καρδιακές παθήσεις που μελετώνται δίνει μια πιο ολοκληρωμένη άποψη για την απόδοση του αλγορίθμου, ο οποίος μελετά την πρόβλεψη κάθε μετρικής και μεθόδου σε μικρά χρονικά μεταβαλλόμενα «παράθυρα», τμήματα δηλαδή του σήματος. Η ανάπτυξη του αλγορίθμου αυτού αποσκοπεί στον εντοπισμό αρρυθμιών με όσο το δυνατόν υψηλότερη ακρίβεια, καθώς η βάση του αποτελείται από πραγματικές καταγραφές καρδιακών σημάτων διαφορετικών καρδιακών παθήσεων και αποτελεί τον πυρήνα μελέτης αυτής της διπλωματικής εργασίας.

ABSTRACT

The human heart, although it is the size of a human fist, manages to pump blood to the entire human body, continuously. Thanks to its contractions, it pushes the blood to the different organs while the 'unfiltered' blood returns to it so it can be cleaned and repeat the same cycle. This cycle is what we call a heart beat, the total of which define the heart rhythm. These contractions are possible because of low current signals that force the heart muscle to move.

The alteration of heart beats can be depicted in a electrocardiogram, a medical test that aids the prevention of heart conditions and evaluation of the heart's physical state. The variability between these pulses is called heart rate variability and it defines an important index related to the heart's physical condition. What is worth mentioning that the recording performed during the electrocardiogram is often faulty, due to noise introduced to the signal because of outer and inner factors.

In cases that the pumping of blood deviates from normal, there is loss of normal heart beats and the function of the heart becomes defective. These events are called arrhythmias, and they pose no threat if not repeated. When they do, though, the patients needs to undergo tests in order to be prevented. Hearth arrhythmias are categorized in atrial, when they are generated in the atrias of the heart and ventricular when they occur in the ventricles. Moreover, they are also dividen into tachyarrhythmias, which are related to a higher heart rhythm and bradyarrhythmias, which are characterized by a slower heart rhtyhm.

Due to the complex nature of arrhythmias and the factors that are involved in their morphology, it is imperative that tools for their evaluation and prevention are developed. For this goal to be accomplished, there are medical tests and algorithms that have been factored so they can filter out the noise from the heart signal that might alter it. They are also capable of applying metrics and methods to it so they can locate areas of abnormal heart activity.

The following thesis aims to an algorithm development that is based on the use of widely accepted entropy and signal complexity estimation methods. Also, the studying of actual heart signals taken from actual people of different age, sex who might suffer from various heart conditions, gives a more comprehensive view of the algorithm's performance; the algorithm studies the each metric and method in small time-varying 'windows', which are signal portions. This algorithm aims to identify arrhythmias as accurately as possible, as its basis consists of real heart signal recordings of different heart diseases, which is the core of this study.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

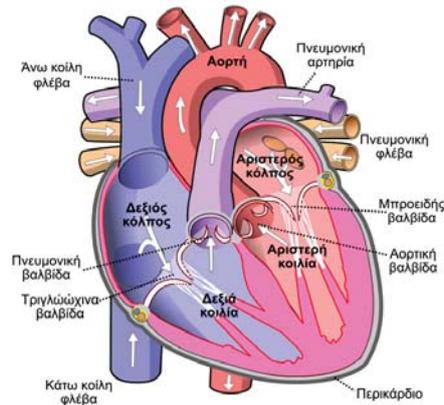
Η ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΔΙΑ

- 1.1 Ανατομία και λειτουργικότητα
 - 1.2 Καρδιακός κύκλος
 - 1.3 Τμήματα καρδιακού παλμού και Ηλεκτροκαρδιογράφημα
 - 1.4 ΗΚΓ: Απόκλιση από τη φυσιολογική καταγραφή - Θόρυβος
 - 1.5 Διακύμανση καρδιακού ρυθμού
 - 1.6 Ρύθμιση HRV – Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα
-

Σε αυτό το κεφάλαιο θα πραγματοποιηθεί αναλυτική περιγραφή της ανθρώπινης καρδιάς. Θα παρουσιαστεί η ανατομία, η λειτουργία της, θα αναλυθεί ο καρδιακός κύκλος και θα παρουσιαστεί η έννοια της καρδιακής μεταβλητότητας (Heart Rate Variability, HRV). Τέλος, θα παρουσιαστούν οι καταστάσεις κατά τις οποίες η ανθρώπινη καρδιά δε λειτουργεί ομαλά και φυσιολογικά, ονομαζόμενες και αρρυθμίες και θα αναλυθούν οι διαφορετικές κατηγορίες ανάλογα με το διαμέρισμα από το οποίο προέρχονται και το αποτέλεσμα που έχουν στον καρδιακό παλμό.

1.1 Ανατομία και λειτουργικότητα

Η λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού βασίζεται στην καρδιά, ένα μν ελαφρώς μεγαλύτερο από μία γροθιά. Αν και τόσο μικρή, καταφέρνει να αντλεί με ευκολία



Σχήμα 1.1: Η ανθρώπινη καρδιά, <https://en.wikipedia.org/>

το αίμα σε όλο το σώμα και ταυτόχρονα να φιλτράρει όσο αίμα φτάνει σε εκείνη, εκτελώντας το ρόλο της με απόλυτη επιτυχία. Βρίσκεται κάτω από το θώρακα, συνήθως στην αριστερή πλευρά (σε σπάνιες περιπτώσεις, μπορεί να βρεθεί και στα δεξιά). Αποτελείται από τέσσερα βασικά διαμερίσματα: στο άνω μέρος βρίσκονται οι κόλποι, οι οποίοι λαμβάνουν το αίμα που φτάνει στην καρδιά από το ανθρώπινο σώμα. Στο κάτω μέρος, οι κοιλίες, δέχονται το αίμα από τους κόλπους και το προωθούν εκτός της καρδιάς, αποβάλλοντας το αίμα προς το σώμα. Αν και αυτά τα τέσσερα τμήματα φαίνονται ενιαία, χωρίζονται μεταξύ τους με διαφορετικές μεμβράνες. Το αριστερό και το δεξί τμήμα του καρδιακού μυ διαχωρίζονται από το διάφραγμα, μια μυϊκή δομή που εμποδίζει την ανάμειξη του αίματος ανάμεσα στα δύο τμήματα. Παράλληλα, οι καρδιακές βαλβίδες διαχωρίζουν τους κόλπους από τις κοιλίες. Συμβάλλουν στην αποφυγή της παλινδρόμησης και τη σωστή ροή του αίματος ανάμεσα στα καρδιακά διαμερίσματα. Οι βαλβίδες υπόκεινται σε διαφορετικές πιέσεις στις δύο τους πλευρές και ανοίγουν μονόδρομα προς την επιθυμητή κατεύθυνση. [1][2][3]

1.2 Καρδιακός κύκλος

Ο καρδιακός κύκλος αποτελείται από δύο ξεχωριστές καταστάσεις: τη συστολή και τη διαστολή. Η εναλλαγή τους αποτελεί έναν αέναο κύκλο, εξ ου και το όνομα. Κατά τη διαστολή, το αίμα αντλείται μέσα στην καρδιά από τις φλέβες (εκτός από την πνευμονική pulmonary), οι οποίες μεταφέρουν το ανοξυγονωμένο αίμα από τα διαφορετικά σημεία του σώματος μεταφέρεται στους πνεύμονες ώστε να οξυγονω-

θεί. Αντίθετα, κατά τη συστολή, το αίμα, που είναι πλέον οξυγονωμένο, μεταφέρεται μέσω των αρτηριών (εκτός της πνευμονικής pulmonary) πίσω στα διαφορετικά σημεία του σώματος. Οι φλέβες και οι αρτηρίες αποτελούν τα αιμοφόρα αγγεία του ανθρώπινου σώματος. Η διαδικασία αυτή έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή ηλεκτρικών ώσεων. Η έναρξη αυτής της διαδικασίας αποτελεί την αρχή του καρδιακού κύκλου και το πέρας της το τέλος του, αντίστοιχα.

1.2.1 Γεγονότα του καρδιακού κύκλου

Πιο αναλυτικά, τα γεγονότα του καρδιακού κύκλου είναι τα εξής:

- Στο δεξιό κόλπο, οι φλέβες μεταφέρουν το μη οξυγονωμένο αίμα που έχει συλλεχθεί.
- Το αίμα μεταφέρεται από το δεξιό κόλπο στη δεξιά κοιλία.
- Το αίμα στέλνεται στους πνεύμονες μέσω τις πνευμονικής αρτηρίας.
- Οι πνευμονικές φλέβες στέλνουν το αίμα στον αριστερό κόλπο, απομακρύνοντας το από τους πνεύμονες.
- Το αίμα στέλνεται πίσω σε όλους τους ιστούς, έχοντας μεταφερθεί στην αριστερή κοιλία, μέσω της αορτής. [1][2][3][4][5][6]

1.2.2 Καρδιακός ρυθμός

Μία τέτοια εναλλαγή συστολής-χαλάρωσης αποτελεί, όπως ειπώθηκε τον καρδιακό παλμό. Ο παλμός αποτελεί τη βάση για τη μονάδα μέτρησης της κατάστασης της καρδιάς, που μετράται με τον καρδιακό ρυθμό, δηλαδή το πλήθος των παλμών ανά λεπτό (beats per minute, BPM). Τα κύτταρα στα οποία καθιστάται εφικτή η παραπάνω εναλλαγή είναι δύο τύπων καρδιακά μυϊκά κύτταρα: τα συσταλτά και τα αυτορρυθμικά. Τα συσταλτά κύτταρα ευθύνονται για τα μηχανικά γεγονότα του κύκλου που οδηγούν στην εξώθηση του αίματος. Τα κατάλληλα ηλεκτρικά ερεθίσματα για τη συστολή τους προέρχονται από τα αυτορρυθμικά κύτταρα, τα οποία είναι ενδογενώς ικανά να πυροδοτούν δυναμικά. [1][2][3][4][5][6]



Σχήμα 1.2: Απεικόνιση καρδιακού ρυθμού κατά την καταγραφή ΗΚΓ <https://en.wikipedia.org/>

1.3 Τμήματα καρδιακού παλμού και Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Όπως αναφέρθηκε, η καρδιά αποτελεί ένα σύνθετο όργανο του ανθρώπινου σώματος και μέσα από την διαδοχή των διαστολών και συστολών καταφέρνει να χτυπάει ρυθμικά, παράγοντας ηλεκτρικές ώσεις. Οι ώσεις αυτές προέρχονται από το φλεβόκομβο, που βρίσκεται στο τοίχωμα του δεξιού κόλπου. Ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από τα αυτορρυθμικά κύτταρα του φλεβόκομβου, φτάνουν στους κόλπους, αναγκάζοντάς τους να συσπαστούν (P κύμα, ή έπαρμα). Στη συνέχεια το σήμα αυτό περνά από τον κολποκοιλιακό κόμβο, που εντοπίζεται πάνω από την ένωση των κόλπων με τις κοιλίες (atrioventricular node, AV) και μειώνει το σήμα προτού επιτραπεί να περάσει στις κοιλίες. Η καθυστέρηση αυτή εξυπηρετεί στο να αδειάσουν πλήρως οι κόλποι από αίμα, προτού αυτό μεταφερθεί στις κοιλίες. Έπειτα, το σήμα περνά από τις ίνες Purkinje και κάνει τις κοιλίες να συσπαστούν (σύμπλεγμα QRS). Η επαναφορά στο δυναμικό ηρεμίας (επαναπόλωση) των κοιλιών αποτελεί το έπαρμα T.

Ο κάθε χτύπος αποτελείται από μια εναλλαγή καταστάσεων στα διαφορετικά διαμερίσματα της καρδιάς (τους κόλπους και τις κοιλίες) και πιο συγκεκριμένα την εκπόλωση και την επαναπόλωσή τους. Τα βασικά αυτά τμήματα είναι τα ακόλουθα:

- το P κύμα ή έπαρμα, που αντιστοιχεί στην ηλεκτρική διέγερση (εκπόλωση) των κόλπων,
- το σύμπλεγμα QRS, που αντιστοιχεί στην κοιλιακή διέγερση,
- το T κύμα ή έπαρμα, που σε συνδυασμό με το U έπαρμα (κύμα) αποτελεί την κοιλιακή επαναπόλωση (επιστροφή σε κατάσταση ηρεμίας).

Οι εναλλαγές ανάμεσα σε αυτά τα τμήματα δημιουργούν μια συγκεκριμένη επαναλαμβανόμενη κυματομορφή, η οποία αποτελεί έναν καρδιακό παλμό. Αποτελεί το μέτρο σύγκρισης για την ερμηνεία της φυσιολογικής (και μη) καρδιακής λειτουργίας και προσφέρει διαγνωστικές πληροφορίες.

Αυτές οι διαδοχικές αλλαγές αποτυπώνονται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), ένα ισχυρό διαγνωστικό εργαλείο για ποικίλες παθήσεις της καρδιάς. Μέσω της τοποθέτησης ηλεκτροδίων σε διαφορετικά σημεία του σώματος του ασθενούς, ο καρδιακός ρυθμός αποτυπώνεται με μεγάλη ακρίβεια και επιτρέπει είτε την επιβεβαίωση μιας φυσιολογικής λειτουργίας, είτε τη διάγνωση ή και πρόληψη καρδιακών παθήσεων και ανωμαλιών. Μέσω του ΗΚΓ μπορούν να αξιολογηθούν πολλές πλευρές της καρδιακής λειτουργίας, όπως η αγωγιμότητά της, ακόμα και διαταραχές όπως ισχαιμία και αρρυθμίες. Οι καρδιακές ηλεκτρικές ώσεις αποτυπώνονται στο ΗΚΓ, διευκολύνοντας την ερμηνεία τους. Ως παραδείγματα δίνονται τα εξής:

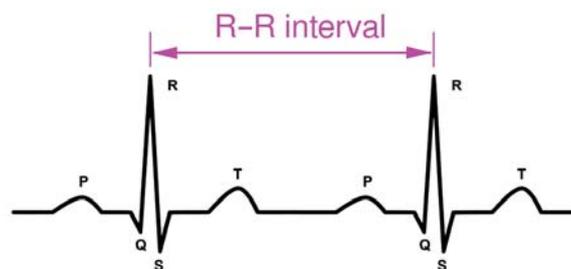
- επιμήκυνση του συμπλέγματος QRS αποτυπώνει υψηλό κίνδυνο για κοιλιακές αρρυθμίες (μη φυσιολογική λειτουργία, δηλαδή, των κοιλιών)
- αλλοίωση του τμήματος ST (το διάστημα ανάμεσα στα σημεία S και T μπορεί να προμηγύουν έμφραγμα).

Το ΗΚΓ χρησιμοποιείται επίσης για παρακολούθηση κατά τη διάρκεια καρδιακών επεμβάσεων. Αποτελεί ένα μη επεμβατικό και χρησιμοποιούμενο ευρέως εργαλείο στην ιατρική και όχι μόνο κοινότητα. [6][7][8]

1.3.1 Επιπλέον παράμετροι του καρδιακού κύκλου

- Διάστημα RR : Το διάστημα που μεσολαβεί ανάμεσα σε δύο διαδοχικές R κορυφές. Χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του καρδιακού παλμού.
- Διάστημα PR : Το χρονικό διάστημα που χρειάζεται για να φτάσει το ηλεκτρικό ρεύμα στις κοιλίες (χρονική διάρκεια: 120-200 msec).
- Τμήμα PR : Συνδέει το έπαρμα P με το QRS σύμπλεγμα. Η καθυστέρηση μετάδοσης της ώσης από τον κόλπο στην κοιλία. Για αυτό το λόγο εμφανίζεται στο ΗΚΓ ως μια ευθεία γραμμή (χρονική διάρκεια: 50-120 msec).
- Τμήμα ST : Η περίοδος κατά την οποία οι κοιλίες παραμένουν εκπολωμένες. Συνδέει το QRS σύμπλεγμα με το έπαρμα T (χρονική διάρκεια: 80-120 msec).
- Σημείο J : Το σημείο στο οποίο το QRS σύμπλεγμα τελειώνει και αρχίζει το τμήμα ST.

- Διάστημα ST : Μετράται από το σημείο J έως το τέλος του επάρματος T (χρονική διάρκεια: 320 msec).
- Διάστημα QT : Μετράται από την αρχή του QRS διαστήματος έως και το τέλος του επάρματος T. Μεγαλύτερο διάστημα από το αναμενόμενο μπορεί να προμηνύει ταχυκαρδία ή και θάνατο (χρονική διάρκεια έως και 420 msec με καρδιακό ρυθμό 60 χτύπων ανά λεπτό). [6][7][8]



Σχήμα 1.3: Διάστημα RR: Βασική μονάδα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού <https://en.wikipedia.org/>

1.4 ΗΚΓ: Απόκλιση από τη φυσιολογική καταγραφή - Θόρυβος

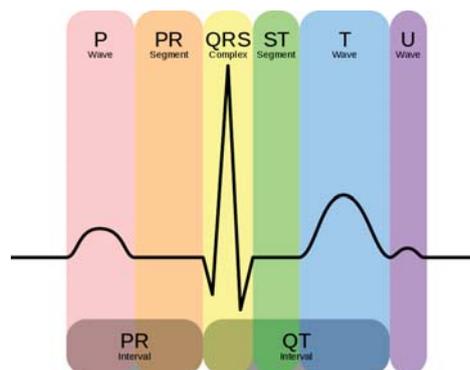
Παρόλη την εγκυρότητα του ΗΚΓ κατά την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, το αποτέλεσμα μπορεί συχνά να μην είναι τέλειο. Συχνό φαινόμενο είναι η παρεμβολή διάφορων σημάτων που εμποδίζουν την πραγματική απεικόνιση της καρδιακής λειτουργίας. Τέτοιου είδους σήματα ονομάζονται θόρυβος και μπορεί να προέρχονται από: τη μη σταθερή επαφή των ηλεκτροδίων με το δέρμα του ασθενούς, από διαταραχές στη γραμμή τροφοδοσίας, την κίνηση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της καταγραφής ή διάταση του δέρματος (μοιάζει με διαταραχή στη γραμμή βάσης, είναι όμως δυσκολότερα αντιμετωπίσιμη).

Αυτές οι αποκλίσεις δημιουργούν θόρυβο στο σήμα, επηρεάζουν τη μορφολογία των διάφορων τμημάτων του καρδιακού παλμού και οδηγούν στη λανθασμένη κα-

ταγραφή ολόκληρων παλμών. Ένα μέρος του θορύβου μπορεί να αφαιρεθεί με σύγχρονες τεχνικές αλλά η καταγραφή θα παραμένει σε ένα ποσοστό ατελής. [8][9][10]

1.4.1 Καρδιακές ασθένειες που ανιχνεύονται μέσω του ΗΚΓ

- Ταχυκαρδία: Κατάσταση κατά την οποία οι καρδιακοί παλμοί είναι αφύσικα αυξημένοι (πάνω από 100 το λεπτό).
- Βραδυκαρδία: Κατάσταση κατά την οποία οι καρδιακοί παλμοί είναι αφύσικα μειωμένοι (λιγότεροι από 60 το λεπτό).
- Σύνδρομο εκτενούς QRS συμπλέγματος: Καρδιακή πάθηση κατά την οποία υπάρχει καθυστέρηση μεγαλύτερη του φυσιολογικού μεταξύ της εκπόλωσης και επαναπόλωσης των κοιλιών.
- Σύνδρομο βραχέος QRS συμπλέγματος: Γενετική πάθηση που οφείλεται σε πολύ σύντομα διαστήματα QT διαστημάτων στο ΗΚΓ.
- Heart block πρώτου βαθμού: Πάθηση σχετική με την αγωγιμότητα της καρδιάς.
- Heart block δεύτερου βαθμού: Σποραδική απουσία QRS συμπλέγματος και T επάρματος μετά από έπαρμα P που προέρχεται από τους καρδιακούς κόλπους. [7][8][9]



Σχήμα 1.4: Αναπαράσταση καρδιακού παλμού, <https://en.wikipedia.org/>

1.5 Διακύμανση καρδιακού ρυθμού

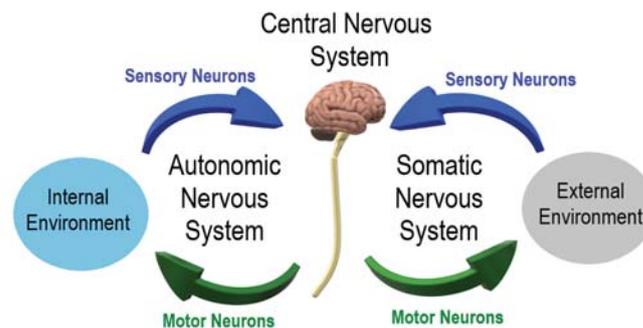
Η διαφορά των χρονικών διαστημάτων ανάμεσα σε διαφορετικούς καρδιακούς παλμούς ονομάζεται διακύμανση καρδιακού ρυθμού (Heart Rate Variability - HRV). Η διακύμανση αυτή υποδηλώνει το πόσο εύκολα (ή δύσκολα) μπορεί η καρδιά να προσαρμόζεται σε διαφορετικές σωματικές καταστάσεις καθώς και τη δυνατότητά της να επαναφέρει τον καρδιακό ρυθμό σε φυσιολογικά επίπεδα σε κατάσταση ηρεμίας. Αυτό απεικονίζεται ως εξής: μια υγιής καρδιά έχει υψηλό HRV διότι προσαρμόζει εύκολα τον καρδιακό ρυθμό (από αδράνεια σε σωματική άσκηση, από κατάσταση ηρεμίας σε κατάσταση φόβου/πανικού και αντίστροφα) ενώ μια ασθενής καρδιά έχει χαμηλό HRV, (πάντα συγκριτικά με τη μέση καρδιακή λειτουργία του κάθε ανθρώπου ή κάποιο σταθερό εύρος τιμών, σύμφωνα με κάποια γενική αποδεκτή μέση τιμή) μιας και αδυνατεί να προσαρμοστεί ή χρειάζεται περισσότερο χρόνο από το φυσιολογικό. Οι παράγοντες που επηρεάζουν τη διακύμανση καρδιακού ρυθμού μπορούν να είναι τόσο ενδογενείς όσο και εξωγενείς. Πιο συγκεκριμένα:

- Το φύλο. Η γυναικεία καρδιά έχει χαμηλότερο HRV από την ανδρική (οι παλμοί είναι μικρότεροι, άρα τα τμήματα είναι επίσης μικρότερα).
- Η ηλικία. Όσο νεότερος είναι ένας άνθρωπος, τόσο πιο εύκολα ακολουθεί τις αλλαγές στη σωματική του κατάσταση. Επομένως τόσο πιο ψηλό είναι και το HRV του.
- Ασθένειες. Αυτές μπορούν να είναι τόσο επίκτητες όσο και εκ γενετής. Ενδεικτικά, μία από αυτές τις ασθένειες είναι το έμφραγμα του μυοκαρδίου (ασθενείς που έχουν περάσει έμφραγμα συχνά παρουσιάζουν χαμηλότερο HRV).
- Εξωγενείς παράγοντες. Μερικοί από αυτούς είναι το άγχος, το κάπνισμα, καταστάσεις συναισθηματικής φόρτισης (όπως υπερένταση), αντιαρρυθμικά φάρμακα αλλά και πολλούς άλλους.

Μια υγιής καρδιά δεν εμφανίζει μετρονομικά την απόλυτη ομοιομορφία ανάμεσα στους διαδοχικούς παλμούς και χαρακτηρίζεται από υψηλή μεταβλητότητα, όμοια με μαθηματικό μοντέλο. Παρόλη την ανομοιομορφία, οι καρδιακές παθήσεις και ασθένειες χαρακτηρίζονται από υπέρμετρη αύξηση ή απώλεια πολυπλοκότητας σε σύγκριση με αυτή του φυσιολογικού. Συνήθως οι καρδιακές παθήσεις που αυξάνουν το HRV συνδέονται με αυξημένη πιθανότητα θνησιμότητας. Επομένως,

η βασική διαφορά ανάμεσα στις αριθμητικές τιμές της καρδιακής μεταβλητότητας είναι η δυνατότητα επαναφοράς της στα φυσιολογικά επίπεδα χωρίς εξωτερική παρέμβαση. [11][12]

1.6 Ρύθμιση HRV – Αυτόνομο Νευρικό Σύστημα



Σχήμα 1.5: Το κεντρικό νευρικό σύστημα <https://en.wikipedia.org/>

Το HRV ρυθμίζεται από τη συνδυαστική δράση του Αυτόνομου Νευρικού Συστήματος (ΑΝΣ) και του φλεβόκομβου. Το ΑΝΣ επηρεάζει τη λειτουργία των περισσότερων ιστών και οργάνων του ανθρώπινου οργανισμού, ασκώντας τη δράση του στους λείους μύες, την καρδιά, τους ενδοκρινείς και εξωκρινείς αδένες. Συγκεκριμένα, ρυθμίζει τον καρδιακό χτύπο, τη θερμοκρασία του σώματος, την εφίδρωση, την πίεση του αίματος κ.ά., συμβάλλοντας, έτσι, στη διατήρηση της ομοιόστασης. Διχοτομείται σε δύο κλάδους, μορφολογικά και λειτουργικά ανεξάρτητους: το συμπαθητικό και το παρασυμπαθητικό σύστημα. Το συμπαθητικό σύστημα προετοιμάζει τον οργανισμό για την αντιμετώπιση στρεσογόνων καταστάσεων, αυξάνοντας τον καρδιακό ρυθμό και διεγείροντας την παραγωγή ενέργειας. Αντίθετα, το παρασυμπαθητικό σύστημα ρυθμίζει τις σωματικές διεργασίες σε καταστάσεις ηρεμίας και μειώνει τον καρδιακό ρυθμό. Συνεπώς, τα δύο αυτά συστήματα δρουν προς διαφορετικές κατευθύνσεις, δημιουργώντας διαφορές στον καρδιακό παλμό, αυξάνοντας έτσι το HRV. [11][12][13][14][15][16][17]

Στα επόμενα κεφάλαια θα παρουσιαστεί πιο αναλυτικά η ρύθμιση του HRV και οι ποικίλοι τρόποι μέτρησής του, το πώς επηρεάζεται όταν ο καρδιακός ρυθμός αποκλίνει από το φυσιολογικό και με ποιους τρόπους αυτός αποκλίνει.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΚΑΡΔΙΑΚΕΣ ΑΡΡΥΘΜΙΕΣ

2.1 Ορισμός

2.2 Κατηγοριοποίηση αρρυθμιών

Στο προηγούμενο κεφάλαιο παρουσιάστηκε η ανατομία και η βασική λειτουργία της ανθρώπινης καρδιάς, ο καρδιακός ρυθμός (Σχήμα 2.1), η απεικόνισή του και η ερμηνεία του μέσω του ΗΚΓ (Σχήμα 2.2). Μέσω αυτού του εργαλείου είναι εφικτή η διάγνωση και η πρόληψη ποικίλων καρδιακών δυσλειτουργιών. Όταν οι δυσλειτουργίες αυτές δεν οφείλονται σε θόρυβο από το εξωτερικό περιβάλλον και το ΗΚΓ, προέρχονται από έναν καρδιακό ρυθμό που αποκλίνει του φυσιολογικού. Οι καταστάσεις αυτές ονομάζονται αρρυθμίες και θα αναλυθούν στο τρέχον κεφάλαιο. Πιο συγκεκριμένα, θα παρουσιαστεί ο ακριβής ορισμός της αρρυθμίας, ποια διαμερίσματα της καρδιάς αντιστοιχούν σε ποιες κατηγορίες αρρυθμιών, πώς αποτυπώνονται στο καρδιογράφημα, αλλά και με ποιες μεθόδους υπολογίζονται.

2.1 Ορισμός

Ο όρος αρρυθμία καλύπτει ένα ευρύ φάσμα καρδιακών φαινομένων και αναταραχών. Ως καρδιακή αρρυθμία ορίζεται η απόκλιση από το φυσιολογικό παλμό. Κατά τη διάρκεια των αρρυθμιών ο παλμός της καρδιάς μπορεί να είναι πολύ χαμηλός, πολύ υψηλός ή εντελώς ακανόνιστος.

Όπως σχολιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, ένας φυσιολογικός παλμός παράγεται από το φλεβοκόμβο (SA node) και στη συνέχεια επιβραδύνεται καθώς περνά από τον κολποκοιλιακό κόμβο (AV node). Έπειτα, περνά στα τέσσερα κύρια διαμερίσματα της καρδιάς, τους κόλπους και τις κοιλίες και τέλος σε όλα τα διαφορετικά σημεία του σώματος. Οποιαδήποτε κατάσταση αποκλίνει από αυτή θεωρείται αρρυθμία.

Οι αρρυθμίες χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: τις βραδυκαρδίες, δηλαδή καταστάσεις στις οποίες ο καρδιακός παλμός είναι χαμηλότερος του κανονικού μέσου όρου (60 παλμοί το λεπτό) και τις ταχυκαρδίες, καταστάσεις στις οποίες ο καρδιακός παλμός αυξάνεται σε σημείο άνω του φυσιολογικού ανθρώπινου (100 παλμοί το λεπτό). Ειδικότερα, οι αρρυθμίες χωρίζονται με βάση το σημείο προέλευσης, τον τρόπο μετάδοσης και τις ασθένειες με τις οποίες συσχετίζονται. Οι αρρυθμίες μπορεί να εμφανίζονται μεμονωμένα (έναν μεμονωμένον αποκλίνων χτύπος) αλλά και σε σύνολα (δύο, τρεις ή και περισσότεροι συνεχόμενοι μη φυσιολογικοί παλμοί που αποτυπώνονται στο ΗΚΓ σε μοτίβα).

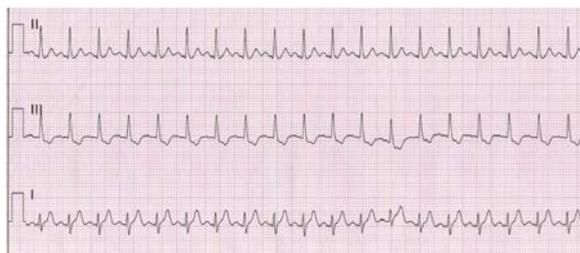
Τα άτομα που εμφανίζουν καρδιακές αρρυθμίες ενδέχεται να πάσχουν από κάποια ασθένεια ή και να είναι απόλυτα υγιή, καθώς οι αρρυθμίες σε μικρό ποσοστό, είναι απολύτως φυσιολογικές. Σε περιπτώσεις όμως, που εμφανίζονται τακτικά μπορεί να υποδείξουν κάποιο υποκείμενο νόσημα επικίνδυνο για την υγεία. Η γενική παρουσία αρρυθμιών συσχετίζεται με υψηλότερη πιθανότητα νοσηρότητας και θνησιμότητας. [17][18][19][20][21][22][23][24][25][26]

2.2 Κατηγοριοποίηση αρρυθμιών

Οι αρρυθμίες μπορούν να χωριστούν στις ακόλουθες γενικές κατηγορίες:



Σχήμα 2.1: Φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός https://commons.wikimedia.org/wiki/Main_Page



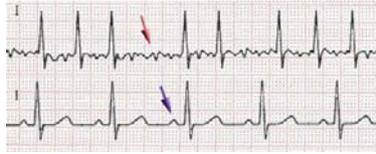
Σχήμα 2.2: Τυπική αναπαράσταση ταχυκαρδίας σε ΗΚΓ <https://en.wikipedia.org/>

2.2.1 Με βάση το σημείο εκκίνησής τους στον καρδιακό μυ

Κολπική αρρυθμία

Υπάρχουν τέσσερις βασικές αρρυθμίες με σημείο εκκίνησης τους κόλπους της καρδιάς: φλεβοκομβική ταχυκαρδία, κολπική μαρμαρυγή, κολπικός πτερυγισμός και κολπική ταχυκαρδία. Επιπλέον στη γενικότερη κατηγορία των καρδιακών παθήσεων με σημείο εκκίνησης τους καρδιακούς κόλπους εντάσσεται και η πρόωρη κολπική σύσπαση ή έκτοπη κολπική σύσπαση (ή συστολή).

- Φλεβοκομβική ταχυκαρδία (Sinus tachycardia). Συνήθως αποτελεί φυσιολογικό γεγονός που επιδεινώνεται εξαιτίας κάποιας φαρμακευτικής αγωγής. Η μορφολογία του P επάρματος επηρεάζεται με την αύξηση των παλμών και σε ακραίες περιπτώσεις δεν καταφέρνει να ξεχωρίσει από το έπαρμα T. Τα αίτιά της μπορεί να είναι σωματικά, όπως ο πόνος και το άγχος, παθολογικά (παραδείγματος χάριν πυρετός), ενδοκρινολογικά (δυσλειτουργίες του θυρεοειδούς) ή φαρμακολογικά, όπως η αυξημένη αδρεναλίνη εξαιτίας κατανάλωσης καφέ και αλκοόλ. Σε πιο σπάνιες περιπτώσεις οφείλεται σε κάποιο φαινόμενο επανεισόδου του αίματος στον φλεβοκομβικό κόμβο (sinoatrial node re-entry). Ο καρδιακός ρυθμός φτάνει συνήθως τους 130-140 χτύπους το λεπτό. [24] [27]
- Κολπική μαρμαρυγή (Atrial fibrillation). Η κολπική μαρμαρυγή είναι η πιο συνήθης καρδιακή αρρυθμία και η κύρια αιτία εγκεφαλικού. Οφείλεται σε ελαττωματική ηλεκτρική δραστηριότητα στους κόλπους της καρδιάς η οποία πυροδοτεί ραγδαία παραγωγή ηλεκτρικών σημάτων και από τους δύο κόλπους. Εξαιτίας του ακανόνιστου ρυθμού το αίμα κυκλοφορεί με ασταθή και εκρηκτική ροή, κάτι που αυξάνει την πιθανότητα δημιουργίας θρόμβων που όταν μετακινηθούν στο αίμα προκαλούν τελικά εγκεφαλικό. Κατηγοριοποιείται ως ταχυαρρυθμία λόγω του αυξημένου καρδιακού ρυθμού (Σχήμα 2.3).



Σχήμα 2.3: Απεικόνιση κολπικής μαρμαρυγής <https://commons.wikimedia.org/>

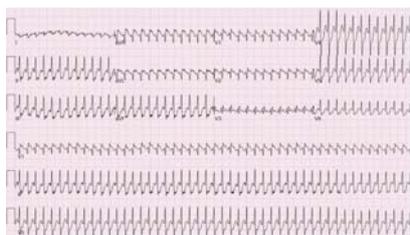
Ανάλογα με τη διάρκειά της χωρίζεται σε: παροξυσμική, κατά την οποία ο ασθενής επανέρχεται αυτόνομα σε διάστημα 7 ημερών, διαρκή ή επίμονη, στις περιπτώσεις που η μαρμαρυγή διαρκεί περισσότερο από 7 ημέρες. Σε αυτή την περίπτωση χρειάζεται εξωτερική παρέμβαση. Η κατάσταση αυτή μπορεί εν τέλει να οδηγήσει σε αναδιαμόρφωση των καρδιακών μυοκυττάρων προκαλώντας εν τέλει μυοκαρδιοπάθεια. Αυτός ο τύπος κολπικής μαρμαρυγής παρουσιάζεται τόσο ως ένα αρχικό επεισόδιο της πάθησης όσο και ως επαναλαμβανόμενο ενός περιστατικού παροξυσμικής μαρμαρυγής. Ακόμα δύο κατηγορίες είναι η: μακροχρόνια επίμονη κολπική μαρμαρυγή, όταν τα περιστατικά συμβαίνουν σε διάστημα 12 μηνών (σε αυτές τις περιπτώσεις έχει αποτύχει η φαρμακευτική αγωγή ή η όποια διαφορετική ιατρική παρέμβαση) και η μόνιμη κολπική μαρμαρυγή, περίπτωση στην οποία έχει εγκαταλειφθεί η οποιαδήποτε θεραπεία λόγω έλλειψης ανταπόκρισης του καρδιακού ρυθμού.

Η κολπική μαρμαρυγή χαρακτηρίζεται ως υποτροπιάζουσα όταν κάποιος ασθενής βιώνει δύο ή/και παραπάνω επεισόδια.

Παράγοντες αυξημένου κινδύνου για την κολπική μαρμαρυγή αποτελούν η προχωρημένη ηλικία, υποκείμενα καρδιακά νοσήματα και παθήσεις, ενδοκρινείς παθήσεις όπως ο υπερθυροειδισμός και ο διαβήτης, γενετικοί παράγοντες, νευρολογικές παθήσεις, φλεγμονές όπως η μυοκαρδίτιδα, υψηλή αρτηριακή πίεση καθώς και η υψηλή κατανάλωση αλκοόλ.

Παρόλους τους κινδύνους που εγχυμονεί η κολπική μαρμαρυγή, έχουν αναπτυχθεί τεχνικές και θεραπείες που μειώνουν τις πιθανότητες εγκεφαλικού σε ασθενείς που πάσχουν από αυτήν. Οι θεραπείες περιλαμβάνουν αντιπηκτικά φάρμακα, αγωγή για τον έλεγχο του καρδιακού ρυθμού και κάποιες παρεμβατικές διαδικασίες. [18][19][20][21][22][28][29][30][31][32]

- Κολπικός πτερυγισμός (Atrial flutter). Ο όρος πτερυγισμός πηγάζει από μια οδοντωτή εικόνα κατά την καταγραφή του ΗΚΓ, που αντιστοιχεί σε ραγδαίο κολπικό ρυθμό, σε αντίθεση με τον ακανόνιστο ρυθμό της κολπικής μαρμαρυ-



Σχήμα 2.4: Κολπικός πτερυγισμός <https://commons.wikimedia.org/>

γής. Τα αίτια του κολπικού πτερυγισμού είναι όμοια με αυτά της κολπικής μαρμαρυγής και σε αρκετές περιπτώσεις φαινόμενα πτερυγισμού εναλλάσσονται με φαινόμενα μαρμαρυγής. Παρόλα αυτά, το 80 τοις εκατό των περιπτώσεων πτερυγισμού εμφανίζονται σε ασθενείς αρσενικού φύλου.

Επίσης, ο πτερυγισμός χωρίζεται σε παροξυσμικό και επίμονο, ο οποίος σε πολλές περιπτώσεις χρίζει ιατρικής επέμβασης. Η απώλεια επαρκής σύσπασης των κόλπων και ο υψηλός καρδιακός ρυθμός μπορεί να οδηγήσει σε υπόταση, κυνάγχη, καρδιακή ανεπάρκεια ή συγκοπή. Σε αρκετές περιπτώσεις ο πτερυγισμός παραμένει ασυμπτωματικός για εβδομάδες και η εμμένουσα ταχυκαρδία μπορεί να καταλήξει σε καρδιακή ανεπάρκεια. Παρόλο που η κολπική λειτουργία μπορεί να επανέλθει στα φυσιολογικά επίπεδα, η αρρυθμία εμμένει και μπορεί να οδηγήσει σε αιφνίδιο θάνατο. [33] [34]

- Κολπική ταχυκαρδία (Atrial tachycardia). Η κολπική ταχυκαρδία αφορά ηλεκτρικές ώσεις που παράγονται και παραμένουν εντός των κόλπων. Εμφανίζεται σε καταστάσεις υψηλών μεταβολικών απαιτήσεων και άγχους, όπως η υποξία, παρόλα αυτά αποτελεί καλοήγη αρρυθμία. Διαφέρει από την κολπική μαρμαρυγή και τον κολπικό πτερυγισμό και χρίζει ειδικής διάγνωσης ώστε να αποβεί σε σωστή διαχείριση και θεραπεία. Προκαλείται από ένα ή παραπάνω μηχανισμούς που μπορούν να οδηγήσουν σε αρρυθμίες. Πολλές φορές ο μηχανισμός παραμένει απροσδιόριστος. Χωρίζεται σε τέσσερις διαφορετικές κατηγορίες: καλοήγη (εντοπίζεται συνήθως σε άτομα προχωρημένης ηλικίας. Είναι σύντομη, παροξυσμική και ο καρδιακός ρυθμός κυμαίνεται από 80 έως 140 παλμούς το λεπτό), πολυεστιακή (πολλαπλές ταυτόχρονες εκφορτίσεις του καρδιακού μυ, επηρεάζει μορφολογικά το έπαρμα P και το διάστημα PR. Συνήθως παρατηρείται σε συνδυασμό με χρόνια πνευμονική νόσο), κολπική ταχυκαρδία με αποκλεισμό (συνήθως ο κολπικός ρυθμός δεν επηρεάζεται. Αν

και συνήθως αναφέρεται ως παροξυσμική, διατηρείται) και αδιάκοπη (σπάνια καρδιακή πάθηση τόσο σε παιδιά όσο και σε ενήλικες. Μοιάζει με φλεβοκομβική ταχυκαρδία και ο ρυθμός της κυμαίνεται στους 100-160 παλμούς το λεπτό).

Πηγάζει συνήθως από κάποια έκτοπη σύσπαση και παράγει κολπικό ρυθμό 150-250 παλμούς το λεπτό, τα επάρματα P δεν επηρεάζονται πάντα μορφολογικά. Η κολπική ταχυκαρδία εμφανίζεται συνήθως σε άτομα με δομικές καρδιακές παθήσεις αλλά και ισχαιμική στεφανιαία νόσο. Ίσο βαθμό κινδύνου διατρέχουν και οι ασθενείς χωρίς δομικές νόσους και παθήσεις. Άλλα πιθανά αίτια αποτελούν οι πνευμονοπάθειες, το αλκόολ, διεγερτικά όπως οι ναρκωτικές ουσίες, η σοκολάτα και οι μεταβολικές αναταραχές. [35][31][28][?]



Σχήμα 2.5: Έκτοπες κολπικές συσπάσεις. Στην πρώτη εικόνα (αριστερά) παρουσιάζεται ένας φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός και στη δεύτερη (δεξιά) οι έκτοπες κολπικές συσπάσεις <https://commons.wikimedia.org/>

- Πρόωρη κολπική σύσπαση ή έκτακτη κολπική σύσπαση (Atrial premature complex or Premature Atrial Contractions - PAC). Πρόκειται για συσπάσεις που ξεκινούν από τους κόλπους αλλά δεν προέρχονται από το φλεβόκομβο, επηρεάζοντας τη μορφολογία του P επάρματος. Το ρόλο του βηματοδότη αναλαμβάνει κάποιο άλλο τμήμα των κόλπων αλλά όχι ο φλεβόκομβος (μπορεί να επεμβαίνουν περισσότερα από ένα τμήματα). Συνήθως έχουν φυσιολογικό QRS σύμπλεγμα και κανονικό, συντομότερο ή και μεγαλύτερο P κύμα το οποίο είναι έκτοπο (δηλαδή συμβαίνει νωρίτερα από το φυσιολογικό). Το διάστημα PR μπορεί να είναι ελαφρώς μεγαλύτερο. Συγκριτικά με το P κύμα των φυσιολογικών συσπάσεων, το P κύμα των υπερκοιλιακών αρρυθμιών διαφέρει ως προς τη μορφολογία και προηγείται χρονικά. Συνήθως ένα φυσιολογικό P έπαρμα προηγείται της ενεργοποίησης των κοιλιών. Όταν το πρόωρο P κύμα συμβαίνει σχετικά κοντά στο φυσιολογικό χτύπο, η μορφολογία του P κύματος που παράγεται είναι ενδιάμεση του φυσιολογικού αλλά και του έκτοπου παλμού. Μπορεί να συμβαίνουν σε ζεύγη, να ακολουθούν προηγούμενο PAC, να συμβαίνουν μετά από κάθε ένα, δύο ή τρεις συνεχόμενους φυσιολογικούς παλμούς

δημιουργώντας μοτίβα. Αν συμβούν αρκετά πρόωρα, μπορεί να προκαλέσουν τη δημιουργία ενός πιο πεπλατυσμένου QRS συμπλέγματος. Οι αιτίες εμφάνισής τους μπορεί να συνδέονται με τη δομή της καρδιάς (υπερτροφική καρδιομυοπάθεια) είτε με χημικούς παράγοντες (αγωνιστές των β-υποδοχέων). Οι λόγοι που τις πυροδοτούν είναι ιδιοπαθείς, δηλαδή ποικίλοι, συχνά εμφανίζονται αυθόρμητα και η αιτία τους παραμένει άγνωστη. Οι ιδιοπαθείς πρόωρες κολπικές συσπάσεις συχνά ξεκινούν από πνευμονικές φλέβες όταν δεν υπάρχει κάποια δομική καρδιακή πάθηση. Οι αιτίες πρόκλησής τους μπορούν να ερμηνευθούν ως δομικές, χημικές ή κάποιο αποτέλεσμα διαφορετικού συνόλου καταστάσεων ή παθήσεων. Αν οι κόλποι αδυνατούν να προκαλέσουν σύσπαση, ο παλμός σταματά (δεν μπορεί να αντληθεί αίμα). Όταν υπάρχουν τρεις ή περισσότερες έκτακτες κολπικές συστολές το σήμα ερμηνεύεται ως κολπική ταχυκαρδία.

Εντοπίζονται τόσο σε νέους ασθενείς όσο και σε γηραιότερους. Οι δομικές αιτίες τους συμπεριλαμβάνουν παθήσεις όπως η στεφανιαία νόσος, η υπερτροφική μυοκαρδιοπάθεια, τα ανευρύσματα του αριστερού κόλπου, η υπερτροφία της αριστερής κοιλίας αλλά και συγγενείς καρδιακές δυσπλασίες. Συγγενή συμπτώματα έχουν εμφανιστεί ακόμα και σε βρέφη και συνήθως τα αίτια θεωρούνται παθολογικά. Παρόλα αυτά η ανίχνευσή και ο εντοπισμός τους είναι πιο πιθανό να συμβούν κατά συνεχή καταγραφή με κάποιον καταγραφέα Holter από ότι κατά την καταγραφή ενός ΗΚΓ. Οι επιλοκές, τέλος, που μπορούν να προκαλέσουν οφείλονται στους παράγοντες που ευθύνονται για την εμφάνισή τους. Μερικά παραδείγματα επιπλοκών είναι η κολπική μαρμαρυγή και τα ισχαιμικά εγκεφαλικά επεισόδια. Μεμονωμένες συσπάσεις δε συμβάλλουν σε αυξημένες πιθανότητες καρδιακών επεισοδίων και θανάτου. [25][35][31]



Σχήμα 2.6: Κοιλιακή ταχυκαρδία <https://en.wikipedia.org/>

Κοιλιακή αρρυθμία

Οι κοιλιακές ταχυκαρδίες αποτελούν ταχυπαλμίες που ξεκινούν στις κοιλίες της καρδιάς και είναι εξαιρετικά επικίνδυνες (110-250 χτύποι το λεπτό). Το QRS σύμπλεγμα διαρκεί σημαντικά μεγαλύτερο διάστημα και ποικίλει σε μορφολογία. Μερικοί από τους πιθανούς τύπους εμφάνισης αποτελούν: δύο διαφορετικοί τύποι QRS συμπλέγματος που εναλλάσσονται μεταξύ τους, περισσότεροι από δύο τύποι QRS που εμφανίζονται στο καρδιογράφημα ή σταδιακή εναλλαγή των QRS συμπλεγμάτων σε σχήμα και διάρκεια από μη φυσιολογικό σε φυσιολογικό. Ανάλογα με το χρονικό σημείο του παλμού κατά το οποίο εμφανίζονται, το αποτέλεσμα ποικίλει από κοιλιακή μαρμαρυγή (μη συγχρονισμένη σύσπαση διαφορετικών τμημάτων της καρδιάς), ταχυκαρδία (τρεις ή περισσότερες συνεχόμενες συστολές) ή κοιλιακό πτερυγισμό (παρουσιάζοντας μια πριονωτή εικόνα) διαταραχές οι οποίες μπορεί να αποβούν θανατηφόρα. Η στεφανιαία νόσος, το έμφραγμα του μυοκαρδίου, η αποδυνάμωση του καρδιακού μυ και άλλες παθήσεις μπορεί να προκαλέσουν κοιλιακές αρρυθμίες. Η προέλευσή της βρίσκεται χαμηλότερα του κολποκοιλιακού κόμβου.

- Έκτακτη κοιλιακή συστολή, Premature Ventricular Contractions (PVC) : Αποτελεί πρόωρη εκπόλωση του μυοκαρδίου που ξεκινά από τις κοιλίες και δημιουργεί μια επιπλέον (μη φυσιολογική) σύσπασή τους. Χαρακτηρίζονται από πρώιμο QRS σύμπλεγμα με ανώμαλη μορφολογία και χρονική διάρκεια μεγαλύτερη των 120 msec. Ανάλογα με ποιο τμήμα των κοιλιών συσπάται δημιουργείται και ένα διαφορετικό (μη φυσιολογικό) QRS σύμπλεγμα. Ακολουθούνται από ένα εκτενές T κύμα χωρίς την ύπαρξη προηγούμενων (έκτοπων) P κυμάτων και η μορφολογία των τελευταίων παραμένει ίδια. Εμφανίζονται οποιαδήποτε στιγμή του καρδιακού κύκλου και παρατηρούνται μεμονωμένα, σε ζεύγη ή έπειτα από κάθε ένα, δύο, τρεις ή και τέσσερις φυσιολογικούς παλμούς (δημιουργώντας διαφορετικά μοτίβα). Σε πολλές περιπτώσεις εμφανίζονται σε συνδυασμό με δομικές καρδιακές παθήσεις, ωστόσο παρατηρούνται και ανεξάρτητα από αυτές.

Κατά τη διάρκεια μιας έκτοπης κοιλιακής συστολής ο παλμός ξεκινάει από τις ίνες Purkinje (κύτταρα υπεύθυνα για δημιουργία ηλεκτρικών ώσεων) αντί για το φλεβόκομβο. Οι πρόωρες κοιλιακές συστολές προηγούνται ενός φυσιολογικού παλμού και ο επόμενος φυσιολογικός παλμός φαίνεται να καθυστερεί, καθώς συμβαίνει μετά από μια παύση. Επιπλέον, οι συστολές αυτές μπορούν

να εμφανιστού μεμονωμένα αλλά και σε μοτίβα των δύο ή τριών συνεχόμενων παλμών· περισσότερες από τρεις συνεχόμενες συστολές αυτού του τύπου κατηγοριοποιούνται ως κολπική ταχυκαρδία.

Στην περίπτωση που αυτού του τύπου παλμοί εναλλάσσονται συνεχώς με φυσιολογικό παλμό, ο ασθενής βρίσκεται σε κατάσταση διδυμίας (bigeminy). Ομοίως όταν ένας φυσιολογικός παλμός μεσολαβεί μετά από δύο έκτοπες κοιλιακές συστολές ο ασθενής βρίσκεται σε τριδυμία (trigeminy). Όταν ανιχνεύεται στο ΗΚΓ η ύπαρξη τριών ή περισσότερων συνεχόμενων συστολών, η διάγνωση συνήθως είναι κοιλιακή ταχυκαρδία. Περαιτέρω, η αρρυθμία θεωρείται παρατεταμένη αν διαρκεί πάνω από τριάντα δευτερόλεπτα και μη παρατεταμένη στην αντίθετη περίπτωση.

Η πλειοψηφία αυτών των συστολών συμβαίνουν αυθόρμητα και οι αιτίες προέλευσής τους δεν είναι γνωστές. Καταστάσεις και παράγοντες που μπορεί να εντείνουν την κατάσταση είναι η ακατάσχετη κατανάλωση καφεΐνης, τα υψηλά επίπεδα στρες, η κατανάλωση αλκοόλ, ναρκωτικών ουσιών και καπνού και η έλλειψη ύπνου. Γίνονται αντιληπτές με την αίσθηση έντονων παλμών στο στήθος των ασθενών αλλά στις περισσότερες περιπτώσεις είναι καλοήθεις και δε χρίζουν αγωγής. Πιο συγκεκριμένα, η αίσθηση μοιάζει με έλλειψη ενός παλμού και στη συνέχεια η αίσθηση φτερουγίσματος. Τέλος, μερικοί ασθενείς βιώνουν ζαλάδες, δυσφορία, στηθάγχη και πιο σπάνια συγκοπή.

Από δομικής άποψης, οι παθήσεις/αδυναμίες που μπορούν να οδηγήσουν στην εμφάνιση των έκτοπων κοιλιακών συστολών είναι όσες έχουν ως αποτέλεσμα τη μεταβολή των οδών αγωγιμότητας λόγω αλλοιώσεων των ιστών. Όσον αφορά βιολογικές παθήσεις μη σχετικές με την καρδιά, αυτές που θεωρούνται σχετικές με την εμφάνιση των έκτοπων συστολών είναι η αναιμία και ο υπερθυρεοειδισμός.

Τέλος, εξαιτίας της μειωμένης συχνότητας εμφάνισής τους, δεν ανιχνεύονται εύκολα μέσω ΗΚΓ, κάτι το οποίο τις διαφοροποιεί από τις αντίστοιχες κολπικές συστολές. Αυτά που το ΗΚΓ μπορεί να ανιχνεύσει είναι "μυτερά" T επάρματα, επιμήκυνση QRS συμπλέγματος ή απώλεια R επάρματος.

Όσον αφορά τον κοιλιακό πτερυγισμό και την κοιλιακή ταχυκαρδία, αποτελούν αρρυθμίες αντίστοιχες με τις ομώνυμες κολπικές. Η κοιλιακή ταχυκαρδία απαιτεί άμεση αντιμετώπιση διότι συχνά οδηγεί σε κοιλιακή μαρμαρυγή και

ανακοπή. Σε μερικές περιπτώσεις μια ενέργεια που μπορεί να σταματήσει την ταχυκαρδία είναι μια δυνατή γροθιά στο στέρνο.[25] [36] [37]

- Κοιλιακή ταχυκαρδία (Ventricular tachycardia). μπορεί να είναι παρατεταμένη αν διαρκέσει περισσότερο από τριάντα δευτερόλεπτα ή αν δημιουργήσει κατάσταση στην οποία χρειάζεται εξωτερική παρέμβαση. Ακόμα μπορεί να είναι μη παρατεταμένη, δηλαδή να διαρκέσει λιγότερο από τριάντα δευτερόλεπτα, μη δημιουργώντας κάποια αστάθεια. Τα συμπτώματα αυτής της ταχυκαρδίας εκτείνονται σε ένα ευρύ φάσμα, όπως αισθητά έντονοι παλμοί, στηθάγχη, αδυναμία φυσιολογικής αναπνοής και καρδιακή ανακοπή. [34] [37]
- Κοιλιακή μαρμαρυγή (Ventricular fibrillation). Κατηγοριοποιείται ως τύπος αρρυθμίας που επηρεάζει τη μορφολογία του QRS συμπλέγματος, επιμηκύνοντάς το. Εμφανίζεται όταν τμήματα του κοιλιακού μυοκαρδίου εκπολώνονται ακανόνιστα και με ασυντόνιστο τρόπο. Απεικονίζεται στο ΗΚΓ με κοιλιακό ρυθμό υψηλότερο του 300 και με διακριτά QRS συμπλέγματα. Γενικότερα, ο ρυθμός είναι ακανόνιστος και η μορφολογία του QRS συμπλέγματος διαφέρει στο μήκος, το σχήμα και το πλάτος. Είναι εξαιρετικά επικίνδυνη και μπορεί να οδηγήσει σε καρδιακή ανακοπή. Η κοιλιακή μαρμαρυγή έχει παρατηρηθεί στο εβδομήντα τοις εκατό των θανάτων από καρδιακή ανακοπή. Οι παθήσεις που συνδέονται με την κοιλιακή μαρμαρυγή σχετίζονται με ανωμαλίες ηλεκτρολυτών (υποκαλιαιμία/υπερκαλιαιμία, υπομαγνησιαιμία), οξέωση, υποθερμία, υποξία, μυοκαρδιοπάθειες, οικογενειακό ιστορικό αιφνίδιου καρδιακού θανάτου και χρήση αλκοόλ.

Κατά την εμφάνιση της κοιλιακής μαρμαρυγής, οι ασθενείς εμφανίζουν συμπτώματα εμφράγματος του μυοκαρδίου (δυσκολία αναπνοής, τάση προς εμετό και ναυτία πριν το συμβάν). Στην περίπτωση στεφανιαίας νόσου ή καρδιακής ανεπάρκειας τα συμπτώματα επιδεινώνονται (κυνάγχη, έντονη δύσπνοια και οξεία νυχτερινή δύσπνοια). Κατά την εμφάνισή της οι ασθενείς δεν έχουν τις αισθήσεις τους και ο παλμός τους δεν είναι αισθητός. Εάν δεν υπάρξει άμεση δράση, μπορεί να οδηγήσει σε θάνατο σε μερικά λεπτά.

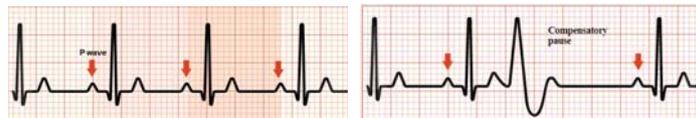
Όσον αφορά τη μορφολογική απεικόνιση, παρατηρούνται αποκλίσεις από τη γραμμή βάσης του ΗΚΓ, με ποικιλία στο πλάτος και το σχήμα, δεν υπάρχει διάκριση των κύριων επαρμάτων (P και T) ούτε και του QRS συμπλέγματος



Σχήμα 2.7: Κοιλιακή μαρμαρυγή en.wikipedia.org

και ο καρδιακός ρυθμός κυμαίνεται από εκατό έως εκατόν πενήντα παλμούς το λεπτό.

Συμπτώματα που βιώνουν οι ασθενείς είναι: πόνος στο στήθος, δύσπνοια, ναυτία και έμετος. Κατά τη διάρκεια εξέλιξής της οι ασθενείς είναι συχνά αναίσθητοι και ο παλμός τους δεν είναι ανιχνεύσιμος. Ακόμα και αν αντιμετωπιστεί εγκαίρως, συχνά αφήνει νευρολογικά κατάλοιπα. [36]



Σχήμα 2.8: Έκτοπες κοιλιακές συσπάσεις. Στην πρώτη εικόνα (αριστερά) παρουσιάζεται ένας φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός και στη δεύτερη (δεξιά) οι έκτοπες κοιλιακές συσπάσεις commons.wikimedia.org

Κομβική αρρυθμία

Ο φλεβόκομβος είναι ο βασικός βηματοδότης της καρδιάς και εντοπίζεται στον άνω δεξιό κόλπο της. Ένας δεύτερος βηματοδότης είναι ο κολποκοιλιακός κόμβος και βρίσκεται στον κάτω δεξιό κόλπο. Η δέσμη His αποτελεί έναν τρίτο καρδιακό βηματοδότη που βρίσκεται στο όριο ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες (συλλογή μυϊκών καρδιακών κυττάρων υπεύθυνων για ηλεκτρικές ώσεις). Ο κομβικός ρυθμός είναι ένας μη φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός ο οποίος ξεκινά από τον κολποκοιλιακό κόμβο ή τη δέσμη His. Ο ρυθμός αυτός μεταβάλλεται ως εξής: κομβική βραδυκαρδία, όταν ο ρυθμός είναι χαμηλότερος από 40 χτύπους το λεπτό, ρυθμός διαφυγής διασταύρωσης (40-60 παλμούς ανά λεπτό), επιταχυνόμενος κομβικός ρυθμός (60-100 παλμούς ανά λεπτό) και κομβική ταχυκαρδία (περισσότεροι από

100 παλμοί ανά λεπτό).

Στις περιπτώσεις που η λειτουργία του φλεβόκομβου εμποδίζεται, δημιουργείται ένας κομβικός ρυθμός. Η κατάσταση αυτή μπορεί να προκληθεί από πολυάριθμες καταστάσεις αλλά και φάρμακα. Μερικές τέτοιες καταστάσεις είναι πόνος στο στήθος, ακτινοθεραπεία, μυοκαρδίτιδα, λίθιο, οπιοειδή και κανναβινοειδή. Τέλος, η αγωγή εξαρτάται κατά κύριο λόγο από τις υποκείμενες αιτίες και νοσήματα. [27] [38]

Υπερκοιλιακή αρρυθμία

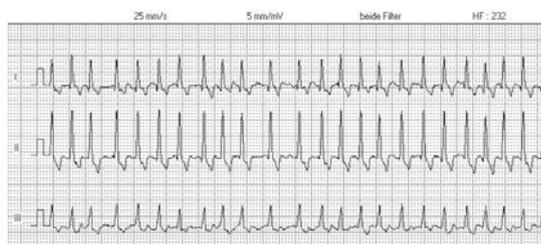
Ονομάζεται έτσι διότι συμβαίνει στα σημεία άνω του κολποκοιλιακού κόμβου.

Η υπερκοιλιακή αρρυθμία (Supraventricular arrhythmia, SVT) προκαλεί στα άτομα που τη βιώνουν έντονη δυσφορία. Μπορεί να εντοπιστεί κατά τη διάρκεια ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Η αναλογία ανάμεσα στους άντρες και τις γυναίκες που επηρεάζονται είναι 1:2 σε όλες τις ηλικίες. Οι βασικές κατηγορίες της είναι η κολποκοιλιακή ταχυκαρδία επανεισόδου, κολποκοιλιακή κομβική ταχυκαρδία επανεισόδου και κολπική ταχυκαρδία, με τη δεύτερη να εμφανίζεται πιο συχνά. Πολύ συχνά, τα επάρματα P δεν είναι εμφανή κατά το ΗΚΓ εξαιτίας της ταυτόχρονης διέγερσης των κόλπων και των κοιλιών και στις περιπτώσεις που διακρίνονται είναι ανεπαίσθητα (ψευδοέπαρμα P). [39]

Κολποκοιλιακή κομβική ταχυκαρδία επανεισόδου (AVNRT)

Η κολποκοιλιακή κομβική ταχυκαρδία επανεισόδου (AVNRT) αποτελεί παροξυσμική υπερκοιλιακή ταχυκαρδία που προκύπτει εξαιτίας κυκλώματος επανεισόδου εντός ή δίπλα στον κολποκοιλιακό κόμβο. Η διάγνωσή της εντοπίζεται κατά τη διάρκεια ΗΚΓ. Στην πλειοψηφία, το ΗΚΓ θα δείξει καρδιακό ρυθμό ανάμεσα σε 140 και 280 παλμών ανά λεπτό και ένα σύμπλεγμα QRS μικρότερο από 120 χιλιοστά του δευτερολέπτου.

Τα συμπτώματα περιλαμβάνουν ζαλάδα, συγκοπή, δύσπνοια, δυσφορία γύρω από το λαιμό και σε άτομα με ιστορικό στεφανιαίας νόσου ακόμα και συμπτώματα εμφράγματος. Η συγκοπή είναι τυπική σε ασθενείς με καρδιακό ρυθμό πάνω από 170 παλμούς το λεπτό, καθώς μικρότερη αιμάτωση των κοιλιών οδηγεί σε μείωση καρδιακής ικανότητας και μειωμένη αιμάτωση του εγκεφάλου. [40]



Σχήμα 2.9: Υπερκοιλιακή ταχυκαρδία en.wikipedia.org

2.2.2 Με βάση τον καρδιακό ρυθμό

Ταχυαρρυθμία η ταχυκαρδία (Tachyarrhythmia)

Ορίζεται ως αποκλίνων καρδιακός ρυθμός με τουλάχιστον 100 παλμούς το λεπτό.

Βραδυαρρυθμία ή βραδυκαρδία (Bradyarrhythmia)

Κατάσταση κατά την οποία ο καρδιακός ρυθμός είναι ίσος ή χαμηλότερος των 60 παλμών ανά λεπτό. Συμπεριλαμβάνει διαφορετικές ρυθμικές διαταραχές, οι οποίες παρουσιάζονται στη συνέχεια. Εάν ο ρυθμός μειωθεί σε μεγάλο βαθμό, η παροχή αίματος στον εγκέφαλο περιορίζεται με αποτέλεσμα τη λιποθυμία.

Ο φλεβοκομβός είναι βασικός βηματοδότης της καρδιάς, αποκτώντας με αυτό τον τρόπο σημαντικό ρόλο στην κυκλοφορία του αίματος και τη λειτουργία του μυοκαρδίου. Η φλεβοκομβική βραδυκαρδία αποτελεί ένα καρδιακό ρυθμό κατά τον οποίο αν και οι παλμοί είναι χαμηλότεροι του φυσιολογικού δεν υπάρχει κάποια δομική αδυναμία ή ανωμαλία. Μπορεί να διαγνωστεί μέσω ΗΚΓ και η απεικόνιση είναι αυτή ενός φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού σε μορφολογία αν και είναι χαμηλότερος. Εμφανίζεται κυρίως σε άτομα άνω των 65 και σε νέους αθλητές.

Οι αιτίες της βραδυκαρδίας είναι τόσο εσωτερικές όσο και εξωτερικές. Οι εσωτερικές μπορεί να είναι τραύμα στο στήθος, έμφραγμα του μυοκαρδίου, στεφανιαία νόσος, μυοκαρδίτιδα, νόσος του Lyme και πολλές ακόμα. Κύριες εξωγενείς αιτίες αποτελούν κυρίως φαρμακευτικές αγωγές όπως οι β-αναστολείς και στη συνέχεια η χρήση ναρκωτικών ουσιών και τα κανναβινοειδή, ο υποθυρεοειδισμός, η άπνοια, ακόμα και η νευρική ανορεξία.

Η πλειοψηφία των ασθενών με βραδυκαρδία δεν παρουσιάζουν κάποια συμπτώματα. Υγιείς ενήλικες νεαρής ηλικίας και αθλητές σε κατάσταση ηρεμίας εμφανίζουν βραδυκαρδία λόγω του αυξημένου πνευμονογαστρικού τόνου (increased vagal tone), γεγονός που δηλώνει αυξημένη καρδιακή μεταβλητότητα. Βραδυκαρδία εμφανίζε-



Σχήμα 2.10: Βραδυκαρδία en.wikipedia.org

ται και σε ενήλικες άνω των 65 σε κατάσταση ύπνου, που οφείλεται στη γήρανση του φλεβόκομβου. [18][41][19][20][21][22][23][42][24][25][32][43]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΡΥΘΜΟΥ

3.1 Μετρικές εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού

3.2 Μέθοδοι εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού

3.1 Μετρικές εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού

Στο προηγούμενο κεφάλαιο παρουσιάστηκε ο ορισμός της καρδιακής μεταβλητότητας (Heart Rate Variability, HRV) και η βαρύτητα που διαθέτει ως προς την αξιολόγηση της φυσιολογικής λειτουργίας της καρδιάς. Η αξιολόγηση και η μέτρηση αυτή πραγματοποιείται με χρήση διαφορετικών μετρικών. Οι δύο βασικές κατηγορίες μετρικών είναι οι γραμμικές και οι μη γραμμικές και στη συνέχεια οι γραμμικές μέθοδοι χωρίζονται σε δύο επιπλέον κατηγορίες, τις μετρικές στο χώρο του χρόνου και τις μετρικές στο χώρο της συχνότητας. Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθούν οι συγκεκριμένες μετρικές και η σημαντικότητά τους ως προς την αξιολόγηση του HRV.

3.1.1 Γραμμικές μέθοδοι

Μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου

Οι μετρικές στο πεδίο του χρόνου αντικατοπτρίζουν τη μεταβλητότητα ανάμεσα στους διαδοχικούς καρδιακούς παλμούς. Συνήθως εκφράζονται σε αρχικές μονάδες ή σε μορφή λογαρίθμου (πιο συγκεκριμένα του φυσικού λογαρίθμου $\ln()$ για μια πιο κανονική κατανομή).

Το πλεονέκτημά του σε σύγκριση με αυτό της συχνότητας, είναι ότι οι μετρήσεις που παράγουν τους ανάλογους δείκτες γίνονται απευθείας επάνω στο σήμα και υπάρχει μόνο ένας τρόπος υπολογισμού. Οι διάφοροι αυτοί δείκτες υπολογίζονται με βάση τα ονομαζόμενα NN-διαστήματα (NN intervals, N = normal), συνώνυμα των RR διαστημάτων, με τη διαφορά ότι επιλέγονται μόνο N χτύποι, δηλαδή χτύποι που προέρχονται από εκπολώσεις του φλεβόκομβου. Οι δείκτες που προκύπτουν χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τη στατιστική και τη γεωμετρική.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται σχεδιαγραμματικά οι μετρικές στο πεδίο του χρόνου και έπειτα η ανάλυση της κάθε μίας ξεχωριστά (Πίνακας 3.1).

Όνομα παραμέτρου	Μονάδες μέτρησης	Περιγραφή
SDNN	ms	Τυπική απόκλιση NN διαστημάτων
SDRR	ms	Τυπική απόκλιση RR διαστημάτων
SDANN	ms	Τυπική απόκλιση των μέσων διαστημάτων NN για κάθε τμήμα 5 λεπτών σε μια 24 ωρη καταγραφή
SDNN index		
(SDNNI)	ms	Μέσος όρος των τυπικών αποκλίσεων όλων των διαστημάτων NN για κάθε τμήμα 5 λεπτών μιας 24 ωρης εγγραφής
pNN50	%	Ποσοστό διαδοχικών διαστημάτων RR με χρονική διαφορά μεγαλύτερη των 50 ms
HR Max & HR Min	bpm	Μέση διαφορά μεταξύ των υψηλότερων και των χαμηλότερων καρδιακών παλμών κατά τη διάρκεια κάθε αναπνευστικού κύκλου
RMSSD	ms	Τετραγωνική ρίζα διαδοχικών διαφορών διαστήματος RR
HRV triangular index	-	Ολοκλήρωμα της πυκνότητας του ιστογράμματος διαστήματος RR διαιρεμένο με το ύψος του
TINN	ms	Πλάτος βάσης του ιστογράμματος διαστήματος RR

Σχήμα 3.1: Πίνακας 3.1: Μετρικές στο πεδίο του χρόνου

- Στατιστικές μέθοδοι: Προκύπτουν από καταγραφές σημάτων μεγάλης διάρκειας που φτάνουν τις 24 ώρες. Οι τιμές τους αποκτώνται είτε από απευθείας μετρήσεις των NN διαστημάτων είτε μετά από επεξεργασία (αριθμητικές διαφορές ανάμεσα στις τιμές των διαστημάτων NN). Μερικοί από τους δείκτες που προκύπτουν χωρίς τη χρήση των διαφορών των διαστημάτων είναι οι

- SDNN
- SDANN

Από τους πιο κοινούς δείκτες που προκύπτουν από διαφορά ανάμεσα σε NN διαστήματα είναι οι

- RMSSD
 - SDNNi
 - SDD
 - NN50 count
 - pNN50
- Γεωμετρικές μέθοδοι: Οι γεωμετρικές μέθοδοι χαρακτηρίζονται από μεγαλύτερη ανθεκτικότητα όσον αφορά στην ποιότητα των δεδομένων που συλλέγονται. Η διαφορά τους με τις στατιστικές μεθόδους είναι η διάρκεια των διαστημάτων των μετρήσεων, που φτάνουν έως και τα είκοσι λεπτά. Οι ακολουθίες των NN διαστημάτων μπορούν να μελετηθούν μέσω της μετατροπής τους σε γεωμετρικά μοτίβα. Τα μοτίβα που παράγονται μπορούν να προσεγγιστούν με δύο διαφορετικούς τρόπους. Ο πρώτος τρόπος είναι οι βασικές μετρήσεις των γεωμετρικών μοτίβων, παραδείγματος χάριν, εκτίμηση της μέγιστης τιμής του άξονα X ή Y (π.χ. η τιμή του HRV triangular index, δίνεται ως ο λόγος D/Y). Ο δεύτερος τρόπος είναι η παρεμβολή μαθηματικού σχήματος στο γεωμετρικό μοτίβο, δηλαδή η προσέγγιση της κατανομής του ιστογράμματος με ένα τρίγωνο. Η αναγωγή αυτή, στη συνέχεια, χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του TINN ($TINN = B - A$). Οι γεωμετρικές μέθοδοι χρησιμοποιούν την ακολουθία των NN διαστημάτων για τη μετατροπή, η οποία οδηγεί στη δημιουργία ιστογραμμάτων. Οι τέσσερις πιο συνηθισμένοι δείκτες μέτρησης των γεωμετρικών μεθόδων είναι οι:
 - HRV triangular index : Προκύπτει από τη χρήση εικοσιτετράωρων μετρήσεων και ορίζεται ως το ολοκλήρωμα της πυκνότητας του ιστογράμματος των RR διαστημάτων διαιρεμένο με το ύψος του ιστογράμματος.
 - TINN: Το πλάτος του ιστογράμματος των RR διαστημάτων (μονάδα μέτρησης: *ms*).

- Differential index: Διαφορές του πλάτους του ιστογράμματος διαφορών ανάμεσα σε γειτονικά NN διαστήματα μετρημένα σε συγκεκριμένα ύψη (μονάδα μέτρησης: ms).
- Logarithmic index : Συντελεστής φ της αρνητικά εκθετικής καμπύλης $k * e^{-\varphi t}$.

Μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας

Οι μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας εκτιμούν την κατανομή (απόλυτης και σχετικής) ισχύος σε τέσσερις βασικές ζώνες συχνότητας και οι καταγραφές κυμαίνονται σε διάρκεια είτε από 2-5 λεπτά είτε 24 ώρες. Οι ζώνες αυτές είναι ονομαστικά οι: υπέρ χαμηλές συχνότητες, πολύ χαμηλές συχνότητες, χαμηλές συχνότητες και υψηλές συχνότητες. Η κατηγοριοποίηση των μετρικών και παρουσιάζονται στον ακόλουθο πίνακα (Πίνακας 3.2):

Όνομα παραμέτρου	Μονάδες μέτρησης	Περιγραφή
ULF power	ms^2	Απόλυτη ισχύς της ζώνης εξαιρετικά χαμηλών συχνοτήτων ($\leq 0,003Hz$)
VLF power	ms	Απόλυτη ισχύς της ζώνης πολύ χαμηλής συχνότητας ($0,0033 - 0,04Hz$)
LF peak	Hz	Συχνότητα κορυφής της ζώνης χαμηλής συχνότητας ($0,04 - 0,15Hz$)
LF power index	ms^2	Απόλυτη ισχύς της ζώνης χαμηλής συχνότητας ($0,04 - 0,15Hz$)
LF power	nu	Σχετική ισχύς της ζώνης χαμηλής συχνότητας ($0,04 - 0,15Hz$) σε κανονικές μονάδες
LF power	%	Σχετική ισχύς της ζώνης χαμηλής συχνότητας ($0,04 - 0,15Hz$)
HF peak	Hz	Συχνότητα κορυφής της ζώνης υψηλής συχνότητας ($0,15 - 0,4Hz$)
HF power	nu	Σχετική ισχύς της ζώνης υψηλής συχνότητας ($0,15 - 0,4Hz$) σε κανονικές μονάδες
HF power	%	Σχετική ισχύς της ζώνης υψηλών συχνοτήτων ($0,15 - 0,4Hz$)
LF/HF	%	Λόγος LF/HF

Σχήμα 3.2: Πίνακας 3.2: Μετρικές στο πεδίο της συχνότητας

Η κατηγοριοποίηση των μετρικών σχετικά με τη διάρκεια είναι η ακόλουθη:

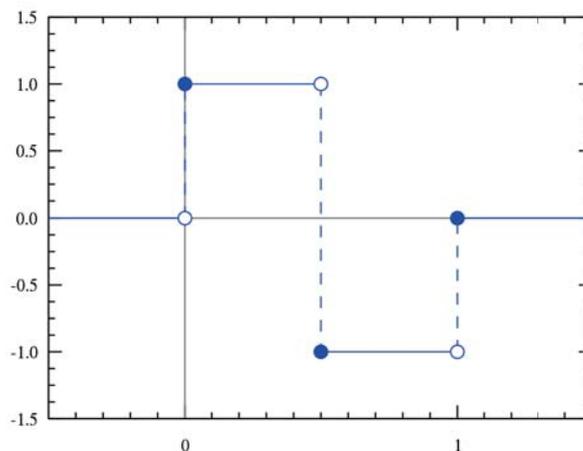
- Ανάλυση σύντομων καταγραφών των 5 λεπτών: συνολική ισχύς των 5 λεπτών, LF, LF norm [LF x 100 / (Συνολική ισχύς - VLF) (μονάδα μέτρησης: normalized units)], HF, HF norm [HF x 100], LF/HF.
- Ανάλυση καταγραφών 24 ωρών: Συνολική ισχύς (Η διακύμανση όλων των NN

διαστημάτων), ULF, LF, HF, α (Κλίση της γραμμικής παρεμβολής του φάσματος στην log-log κλίμακα). [11][12][13][14][15][16][17][44]

Κυματίδια Haar

Στον κλάδο των μαθηματικών, το κυματίδιο Haar είναι μία ακολουθία εναλλασσόμενων συναρτήσεων με μορφή "τετράγωνων κυματομορφών". Αυτές οι συναρτήσεις αποτελούν μία ολόκληρη οικογένεια κυματιδίων και χρησιμοποιούνται σε ποικίλους κλάδους για την εξαγωγή πληροφοριών από σήματα. Η ανάλυση με χρήση κυματιδίων μοιάζει με την ανάλυση Fourier, διότι επιτρέπει σε μία συνάρτηση να αναπαρασταθεί μέσω μιας ορθοκανονικής βάσης.

Προτάθηκε το 1909 από τον Ούγγρο μαθηματικό Alfred Haar, ο οποίος χρησιμοποίησε αυτές τις συναρτήσεις για να ορίσει ένα ορθοκανονικό σύστημα στο χώρο των τετραγωνικών συναρτήσεων (για το μοναδιαίο διάστημα $[0, 1]$). Τα κυματίδια Haar αποτελούν ειδική περίπτωση των κυματιδίων Daubechies (μια οικογένεια ορθογώνιων κυματιδίων) που είναι επίσης γνωστά ως Db1.



Σχήμα 3.3: Κυματίδια Haar en.wikipedia.org

Τα κυματίδια Haar αποτελούν την πιο απλή μορφή κυματιδίων. Έχουν το εξής ελάττωμα: δεν είναι συνεχή και επομένως δεν είναι παραγωγίσιμα. Για τα διακριτά σήματα, όμως, αυτό μπορεί να αποτελέσει πλεονέκτημα. Από την άλλη, ένα πλεονέκτημά τους είναι η ολοκλήρωσή τους λόγω της γραμμικότητάς τους. Ένα ακόμα χαρακτηριστικό τους είναι το εύρος των τιμών που λαμβάνουν, το οποίο αντιστοιχεί σε μόλις 3 αριθμούς: 0, 1, -1.

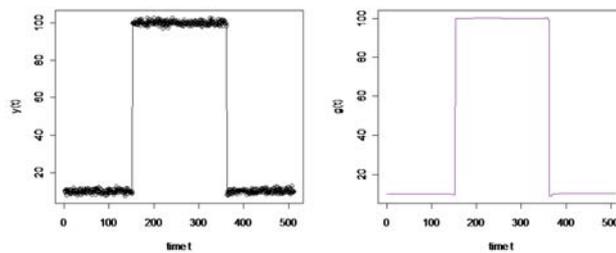
Οι τιμές που λαμβάνουν οι συναρτήσεις των κυματιδίων δίνονται από την παρακάτω ακολουθία για το διάστημα 0, 1:

$$h_i(x) = \begin{cases} 1, & \text{για } x \in [\xi_1, \xi_2), \\ -1, & \text{για } x \in [\xi_2, \xi_3), \\ 0, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (3.1)$$

όπου $\xi_1 = \frac{k}{m}$, $\xi_2 = \frac{k+0.5}{m}$, $\xi_3 = \frac{k+1}{m}$.

Η παράμετρος $m = 2^j$, $j = 0, 1, \dots, J$ δηλώνει το επίπεδο του κυματίου και το $k = 0, 1, \dots, m - 1$ την παράμετρο μετάφρασης. Ο δείκτης i δίνεται από τη σχέση $i = m + k - 1$. Οι ελάχιστες τιμές είναι $m = 1, k = 0$ που δίνουν $i = 2$ και η μέγιστη τιμή του δείκτη είναι $i = 2M = 2J + 1$. [45][46]

Αποτελέσματα της χρήσης των κυματιδίων Haar στην επεξεργασία σημάτων φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα. Στα αριστερά φαίνεται μια διακριτή χρονοσειρά και στα αριστερά η προσέγγισή της με κυματίδια Haar:



Σχήμα 3.4: Εφαρμογή κυματιδίων Haar για συλλογή πληροφοριών από σήμα commons.wikimedia.org

[47][48][49][50][51] [52][46]

3.1.2 Μη γραμμικές μέθοδοι

Σε αυτή την κατηγορία η σχέση των μεταβλητών δεν απεικονίζεται γραμμικά, δηλαδή σε μια ευθεία γραμμή. Οι μη γραμμικές μέθοδοι συνδέονται με την πολυπλοκότητα και την προβλεψιμότητα του σήματος (χρονοσειρά). Οι μη γραμμικές μέθοδοι μας επιτρέπουν να υπολογίσουμε ποσοτικά τη μη προβλεψιμότητα των χρονοσειρών, που πηγάζει από την πολυπλοκότητα των μηχανισμών που ρυθμίζουν το HRV. Για την παρουσίαση των δεδομένων των μη γραμμικών μεθόδων χρησιμοποιείται κυρίως η αναπαράσταση του Poincare, η οποία απεικονίζει τη συσχέτιση ανάμεσα σε διαδοχικά RR διαστήματα. Οι μέθοδοι αυτές απεικονίζονται με τη βοήθεια της

αναπαράστασης του Poincare, η οποία αποτελεί ένα χάρτη σημείων στο σύστημα των καρτεσιανών συντεταγμένων φτιαγμένο από τις τιμές των RR διαστημάτων. Αυτή η αναπαράσταση βοηθά στο να εξηγηθούν οι παρακάτω μετρήσεις:

- S: Το εμβαδό της έλλειψης που αντιστοιχεί στο ολικό HRV.
- SD1: Η τυπική απόκλιση (εξ ου και το SD) της απόστασης κάθε σημείου από τον άξονα $y = x$, καταδεικνύει το πλάτος της έλλειψης.
- SD2: Η τυπική απόκλιση της απόστασης κάθε σημείου από τον άξονα $y = x +$ το μέσο RR διάστημα, καταδεικνύει το μήκος της έλλειψης.
- SD1/SD2: Μετρά τη μη προβλεψιμότητα των RR διαστημάτων και συσχετίζεται με το λόγο LF/HF.
- ApEn: Approximate Entropy, μετρά την κανονικότητα και την πολυπλοκότητα μιας χρονοσειράς. Ύψηλές τιμές δείχνουν χαμηλή προβλεψιμότητα της διακύμανσης σε διαδοχικά RR διαστήματα.
- SampEn: Sample EntropyS, μετρά την κανονικότητα και την πολυπλοκότητα μιας χρονοσειράς. Σχεδιάστηκε για πιο έμπιστες μετρήσεις και μπορεί να υπολογιστεί σε μικρότερες χρονοσειρές από την ApEn.
- DFA α_1 : Detrended Fluctuation Analysis, υπολογίζει συσχέτιση διαδοχικών RR διαστημάτων. Η κλίση α_1 περιγράφει σύντομες εναλλαγές.
- DFA α_2 : Η κλίση α_2 περιγράφει εναλλαγές μεγαλύτερης διάρκειας από την α_1 .
- D2: Εκτιμά τον ελάχιστο αριθμό μεταβλητών που χρειάζονται για να κατασκευαστεί ένα μοντέλο δυναμικού συστήματος (system dynamics, μοντελοποίηση που βοηθά στην κατανόηση μη γραμμικής συμπεριφοράς).

[39]

3.2 Μέθοδοι εκτίμησης μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού

3.2.1 Εντροπία και μέθοδοι εκτίμησης

Η έννοια της εντροπίας βρίσκει εφαρμογή σε ποικίλους επιστημονικούς κλάδους, κάποιες φορές με πιο αυστηρούς μαθηματικούς ορισμούς και άλλοτε πιο αφηρημένα. Χρησιμοποιείται ευρέως στη φυσική, την κβαντομηχανική και τη θεωρία πληροφορίας με την επεξεργασία χρονοσειρών. Χρησιμοποιήθηκε και ορίστηκε πρώτη φορά στην εισαγωγή των θερμοδυναμικών συστημάτων (μακροσκοπικός κόσμος) με τον Clausius, όταν έθεσε τις πρώτες βασικές έννοιες της εντροπίας στο πλαίσιο της θερμοδυναμικής. Η επιλογή της λέξης «εντροπία» ήταν σκόπιμη, για να τονιστεί η άμεση σύνδεση της εντροπίας με την ενέργεια. Πιο στοχευμένα, όμως, στην παρούσα διπλωματική εργασία οι μέθοδοι εκτίμησης της εντροπίας αντιστοιχούν στους παρακάτω ορισμούς:

- Shannon: Στη θεωρία πληροφορίας, ο Shannon όρισε την εντροπία ως έναν τρόπο μέτρησης της αβεβαιότητας της πληροφορίας μιας γραμματοσειράς, χρησιμοποιώντας την στο σύστημα επικοινωνίας. Το σύστημα αυτό αποτελείται από έναν πομπό, ένα δίαυλο μέσω του οποίου εκπέμπεται ένα κωδικοποιημένο σήμα και έναν παραλήπτη, ο οποίος αποκωδικοποιεί το σήμα. Ο Shannon όρισε δύο κύριες έννοιές της θεωρίας πληροφορίας: την ποσότητα πληροφορίας και την ομώνυμη εντροπία πληροφορίας. Η ποσότητα πληροφορίας ορίζεται ως:

$$I = K \ln(M) \quad (3.2)$$

με I τη συνολική πληροφορία του μηνύματος (συμβολοσειρά), K μια σταθερά που επιτρέπει την αλλαγή βάσης του λογαρίθμου, που ισοδυναμεί με την αλλαγή της μονάδας αναπαράστασης της πληροφορίας (π.χ. bits). Αν επιλεχθεί το σωστό K είναι δυνατή η χρήση οποιασδήποτε λογαριθμικής βάσης. Τέλος, M είναι ο συνολικός αριθμός των πιθανών μηνυμάτων ενός πεπερασμένου συνόλου. Ο ορισμός της εντροπίας παρουσιάζεται στην αμέσως επόμενη παράγραφο. [53]

- Rényi: Αυτή η εντροπία αποτελεί γενίκευση της προηγούμενης και όπως η εντροπία του Shannon, χρησιμοποιείται και αυτή για τη μέτρηση αβεβαιότητας ενός σήματος. Σε αυτή την περίπτωση υπάρχει η προσθήκη μιας παραμέτρου α (τάξη) που απεικονίζει συχνά ή και σπάνια φαινόμενα. Τα διαφορετικά

φαινόμενα αντιστοιχούν σε διαφορετικές τιμές της παραμέτρου και του τύπου εντροπίας. Ο γενικός τύπος του Rényi τάξης α , με $\alpha \geq 0$ και $\alpha \neq 1$

$$H_\alpha(X) = \frac{1}{1-\alpha} \log_2 \left(\sum_{i=1}^n p_i^\alpha \right) \quad (3.3)$$

όπου η μεταβλητή X είναι διακριτή και τυχαία. Η ποσότητα $H_\alpha(X)$ είναι μέτρο της εντροπίας της κατανομής $X = (x_1, \dots, x_n)$, μονότονη και μη φθίνουσα συνάρτηση του α . Οι ποσότητες p_i είναι οι αντίστοιχες πιθανότητες εμφάνισης.

Οι πιο συνηθισμένες τιμές της παραμέτρου είναι οι:

- $\alpha = 1$: Όταν το α συγκλίνει προς το 1, τότε λαμβάνουμε την εντροπία του Shannon:

$$H_1(X) = \lim_{\alpha \rightarrow 1} \quad (3.4)$$

$$H_\alpha(X) = - \sum_{i=1}^n p_i \log(p_i) \quad (3.5)$$

- $\alpha = 2$: Εντροπία του Rényi. Όταν η τιμή της τάξης δεν προσδιορίζεται, ως βάση θεωρείται ο αριθμός 2. Αυτή η περίπτωση ονομάζεται επίσης εντροπία σύγκρουσης, και οι μεταβλητές X, Y θεωρούνται ανεξάρτητες.

$$H_2(X) = -\log \sum_{i=1}^n p_i^2 = \log P(X = Y) \quad (3.6)$$

- $\alpha = 0$: Μέγιστη εντροπία. Υποθέτεται πως όλες οι πιθανότητες είναι θετικές και τότε ως εντροπία ορίζεται ο λογάριθμος του πλήθους των τιμών που μπορεί να λάβει το X .

$$H_0(X) = \log n = \log |X| \quad (3.7)$$

- $\alpha = \infty$: Ελάχιστη εντροπία και ελάχιστη τιμή της εντροπίας του Rényi. και το αποτέλεσμα συγκλίνει στον αρνητικό λογάριθμο της μέγιστης πιθανότητας.

Οι μέχρι στιγμής ορισμοί και μέθοδοι εντροπίας αφορούν μόνο στο φυσικό κόσμο και τις διαστάσεις του. Η ευρέως χρησιμοποιούμενη εντροπία του Shannon δεν εμβαθύνει σε χώρους μεγαλύτερης διάστασης, κάτι πολύ χρήσιμο σε διαφορετικούς κλάδους, όπως η Ιατρική Πληροφορική. Η μελέτη του καρδιακού παλμού και του HRV κάνει αναγκαία την εύρεση μεθόδων που εμβαθύνουν στον m -διάστατο χώρο. Στη συνέχεια παραθέτονται και αναλύονται

κάποιες από αυτές τις βασικές μεθόδους εκτίμησης της εντροπίας σε αυτόν.
[54][55][?][57][?]

3.2.2 Εκτίμηση εντροπίας στο m- διάστατο χώρο

Για λόγους πρακτικότητας θα αποφευχθεί η αναλυτική παρουσίαση των μεθόδων που δε χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη διπλωματική. Θα παρουσιαστούν, θα εξηγηθούν αλλά δε θα αναλυθούν στον ίδιο βαθμό με αυτές που χρησιμοποιήθηκαν. Ο λόγος που δε χρησιμοποιήθηκαν όλες οι παρακάτω μέθοδοι είναι ότι δεν είναι όλες εφαρμόσιμες στο χώρο ανάλυσης καρδιακών σημάτων.

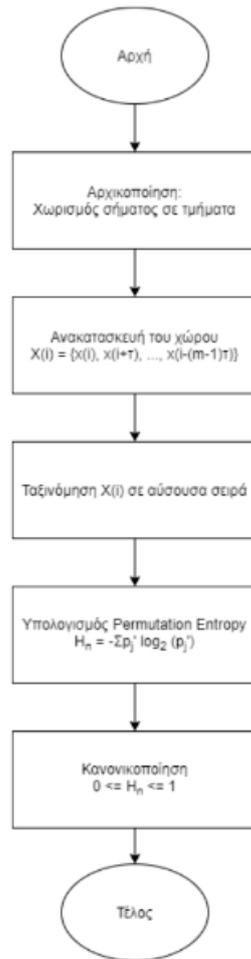
Permutation Entropy ή Εντροπία αντιμετάθεσης

Αποτελεί μέτρο εκτίμησης πολυπλοκότητας μιας χρονοσειράς. Είναι ένας απλός, υπολογιστικά φθηνός αλγόριθμος που μπορεί να εφαρμοστεί σε σήματα μικρού μήκους. Επιπλέον, λαμβάνει υπόψη τη χρονική σειρά των τιμών στο σήμα, σε αντίθεση με την εντροπία του Shannon, επομένως στην Permutation Entropy οι δύο χρονοσειρές $X_1 = \{1, 0, 1, 0\}$ και $X_2 = \{1, 0, 0, 1\}$ δε θα δίνουν το ίδιο αποτέλεσμα. [59]

Τα βήματα του αλγορίθμου παρουσιάζονται επιγραμματικά στο ακόλουθο σχεδιάγραμμα (Σχήμα 3.3).

Approximate Entropy (ApEn)

Ορίστηκε πρώτη φορά το 1995, από τον Steve Pincus, αποτελεί αλγόριθμο εκτίμησης της πολυπλοκότητας μιας χρονοσειράς και. Βασιζόμενη στη Θεωρία Πληροφορίας, εφαρμόζεται σε πολλούς τομείς, μερικοί από τους οποίους είναι η ιατρική, η φυσιολογία, οι τηλεπικοινωνίες αλλά και η οικονομία. Η πηγή η οποία παράγει τα δεδομένα δεν επηρεάζει την εφαρμογή της μεθόδου (εφαρμόζεται ανεξάρτητα από αυτή), κάτι που συμβάλλει στην επιτυχία της. Διαθέτει ανθεκτικότητα σε στοχαστικές συμπεριφορές, όπως παρουσία θορύβου. Η ApEn μελετά την πιθανότητα όμοια μοτίβα σε μια χρονοσειρά να προηγούνται άλλων πρόσθετων όμοιων δεδομένων. Η πιθανότητα επανάλληψης είναι αντιστρόφως ανάλογη των τιμών που λαμβάνει, (δηλαδή μικρότερες τιμές αντιστοιχούν σε υψηλή πιθανότητα επανάλληψης και αντίστροφα). Οι τρεις βασικές παράμετροι του αλγορίθμου είναι το N (το συνολικό μέγεθος των δεδομένων), το m (η διάσταση ενσωμάτωσης) και το r , η παράμετρος κλίμακας (φίλτρο θορύβου).



Σχήμα 3.5: Βήματα αλγορίθμου της Permutation Entropy

Τα βήματα του αλγορίθμου είναι τα ακόλουθα:

Βήμα 1ο: Έστω η σειρά δεδομένων $u(1), u(2), \dots, u(N)$.

Βήμα 2ο: Δίνονται μη αρνητικές τιμές στις παραμέτρους, με $m \leq N$.

Βήμα 3ο: Ορισμός μιας ακολουθίας διανυσμάτων $x(1), x(2), \dots, x(N-m+1)$ στο m -διάστατο χώρο \mathbb{R}^m . Τα διανύσματα ορίζονται ως: $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$. Σε αντίθεση με τις προηγούμενες μεθόδους, σε αυτή τη μέθοδο γίνεται χρήση των τιμών του διανύσματος αντί των πιθανοτήτων τους.

Βήμα 4ο: Για κάθε i στο διάστημα $[1, N-m+1]$, κατασκευάζεται η ακόλουθη ποσότητα με χρήση των διανυσμάτων.

$$C_i^m(r) = \frac{\text{πλήθος } x(j) \text{ τέτοια ώστε } d[x(i), x(j)] \leq r}{N-m+1} \quad (3.8)$$

Όπου $d[x, x^*] = \max_a |u(a) - u^*(a)|$, με $u(a)$ τα βαθμωτά μεγέθη του x και d η μέγιστη απόσταση μεταξύ τους. Τονίζεται πως το j παίρνει όλες τις τιμές, για να συμπεριληφθεί και η ισότητα $j = i$

Βήμα 5ο: Ορίζεται το μέγεθος

$$\Phi^m(r) = (N - m + 1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \log(C_i^m(r)) \quad (3.9)$$

Βήμα 6ο: Ορισμός της $ApEn$ ως:

$$ApEn = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (3.10)$$

με \log το φυσικό λογάριθμο για τις τιμές των m, r από το 2ο βήμα.

Χαμηλές τιμές στον αλγόριθμο υποδεικνύουν ότι το υπό μελέτη σύστημα παρουσιάζει σταθερότητα, μεγάλο βαθμό επανάληψης και δεν περιέχει απρόβλεπτα μοτίβα. Το αντίθετο (υψηλές τιμές) δείχνει ανεξαρτησία ανάμεσα στα δεδομένα και μεγάλο βαθμό τυχειότητας. Η μέγιστη τιμή που μπορεί να λάβει η $ApEn$ σε ένα δυαδικό σύστημα είναι $\log 2$ (απολύτως τυχαία δεδομένα) και τιμές μικρότερες από αυτή προβλέπουν την ύπαρξη επαναλαμβανόμενων μοντέλων. Όπως προαναφέρθηκε, είναι ανθεκτική σε διάφορες μορφές θορύβου, καθώς τιμές που αποκλίνουν πολύ σε σχέση με τις υπόλοιπες συμβάλλουν σε μικρότερο βαθμό στο συνολικό αποτέλεσμα. Λόγω της κατασκευής του αλγορίθμου και των ριζών του στη Θεωρία Πληροφορίας, η τιμή της είναι μη αρνητική και λαμβάνει την τιμή 0 για τέλειες κανονικές σειρές δεδομένων.

Στον αρχικό ορισμό της $ApEn$ η διατήρηση της τάξης δεν είναι απόλυτη, διότι με διαφορετικούς συνδυασμούς των παραμέτρων m, r τα αποτελέσματά της διακυμαίνονται σημαντικά. Το βασικό χαρακτηριστικό της χρησιμότητάς της είναι ότι ο βαθμός επαναληψιμότητας, δηλαδή η τυχειότητα των δεδομένων, αρκεί για το διαχωρισμό των διάφορων συστημάτων. Τα αποτελέσματα, παρόλα αυτά, δεν είναι απόλυτα, καθώς υπάρχουν ζεύγη τιμών που δε διατηρούν αυτή την ιδιότητα. Ο PinCUS πρότεινε κάποιες προτιμώμενες τιμές σχετικά με τις παραμέτρους m, r . Το m προτείνεται να λαμβάνει τις τιμές 2, 3 ενώ το r ανήκει στο διάστημα $[0.1, 0.25]std(x)$, με $std(x)$ η τυπική απόκλιση του σήματος. Δεν εφαρμόζονται, όμως, παντού μιας και διαφορετικοί τύποι δεδομένων αντιμετωπίζονται με διαφορετικό τρόπο. Βασικό ερώτημα είναι η τιμή του r που πρέπει να χρησιμοποιείται σε συγκρίσεις μεταξύ διαφορετικών χρονοσειρών.

Αν ισχύει $ApEn(m1, r1)(A)$ τότε ισχύει και $ApEn(m2, r2)(B)$, για κάθε ζεύγος $r2 \geq r1$. Οι προτεινόμενες τιμές ισχύουν για δεδομένα σχετικά με καρδιακό παλμό και έκκριση ορμονών αλλά όχι για δεδομένα νευρικών ώσεων. Οι μεγαλύτερη εφικτή διαφορά στη σύγκριση αποτελεσμάτων ανάμεσα στις τιμές $m, m + 1$ δίνεται όταν

βρεθεί η τιμή r που μεγιστοποιεί την $ApEn$. Η τιμή r_{max} είναι αντιστρόφως ανάλογη του μεγέθους των δεδομένων, δηλαδή όσο η τιμή αυξάνεται τόσο μικρότερο είναι το μέγεθος των δεδομένων. Υπό αυτές τις προϋποθέσεις η τιμή ξεφεύγει πολλές φορές από τα συνιστάμενα όρια. Η $ApEn$ διαπιστώθηκε πως μπορεί να διαχωρίσει δεδομένα με προσθήκη θορύβου και χαοτικά δεδομένα με σχετικά μικρό αριθμό σημείων (π.χ. 1000) αλλά μπορεί επίσης να εφαρμοστεί με δεδομένα μήκους 100 σημείων αναφοράς, γεγονός πολύ σημαντικό για ανάλυση βιολογικών δεδομένων και ειδικά σε περιπτώσεις που εξετάζονται ασθενείς μεγαλύτερης ηλικίας (Σχήμα 3.4).

Ένας τρόπος για να γίνει πιο κατανοητός ο τρόπος με τον οποίο λειτουργεί η $ApEn$ είναι ένα παράδειγμα. Έστω, λοιπόν, $N = 50$ το μήκος των δεδομένων και η ακολουθία περιέχει τα ακόλουθα 50 δείγματα:

$$S_N = 61, 62, 63, 64, 65, 61, 62, 63, 64, 65, 61, \dots, 65 \quad (3.11)$$

(περιοδικά δεδομένα με περίοδο $T = 5$).

Για λόγους απλότητας ως τιμή του m επιλέγεται το 5 και του r το 2 (αυτές οι τιμές διευκολύνουν τους υπολογισμούς). Αυτό δίνει τα τμήματα:

$$p_5(1) = 61, 62, 63, 64, 65 \quad (3.12)$$

$$p_5(2) = 62, 63, 64, 65, 61 \quad (3.13)$$

$$p_5(3) = 63, 64, 65, 61, 62 \quad (3.14)$$

Αφού η τιμή του r είναι 2 ως κριτήριο ομοιότητας, καθένα από τα 5 στοιχεία του $p_5(i)$ πρέπει να διαφέρουν κατά 2 μονάδες από τα αντίστοιχα του $p_5(1)$. Για αυτό, παραδείγματος χάριν, το $p_5(2)$ δεν είναι όμοιο με το $p_5(1)$ γιατί τα τελευταία στοιχεία τους (61 και 65) διαφέρουν παραπάνω από 2 μονάδες. Τα δεδομένα όμοια του $p_5(1)$ θα είναι τα $p_5(6), p_5(11), \dots, p_5(46)$ (αυτά δηλαδή που διαφέρουν κατά $T = 5$) αλλά και το ίδιο το $p_5(1)$. Αφού το $N - m + 1 = 50 - 5 + 1 = 46$ και τα στοιχεία που πληρούν τις προϋποθέσεις της απόστασης είναι 10,

$$C_{1,5}(2) = \frac{10}{46} \quad (3.15)$$

Επαναληπτικά, τα $p_5(i)$ όμοια με τα $p_5(2), p_5(3)$ είναι 9. Έτσι, ο μέσος όρος και των 46 $C_{i,5}(2)$ είναι:

$$C_5(2) = \frac{10 \frac{10}{46} + 36 \frac{9}{46}}{46} = \frac{424}{2116} \approx 0.200378 \quad (3.16)$$

Για να ληφθεί η τιμή της $ApEn(X, 5, 2)$ η παραπάνω διαδικασία πρέπει να επαναληφθεί για $m = 6$. Τα αποτελέσματα, εν συντομία, είναι

$$n_{1,6}(2) = 9 \quad (3.17)$$

$$n_{2,6}(2) = 9 \quad (3.18)$$

$$n_{3,6}(2) = 9 \quad (3.19)$$

$$\dots \quad (3.20)$$

$$C_{i,6}(2) = \frac{9}{45} = 0.2, i \leq i \leq 45 \quad (3.21)$$

Και $C_6(2) = 0.2$. Το Τελικό αποτέλεσμα είναι

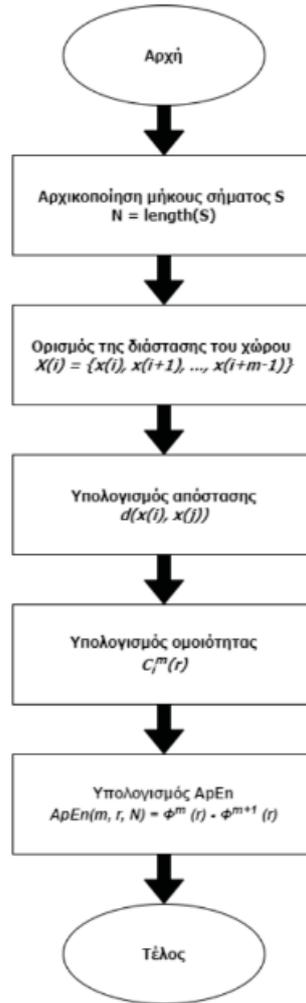
$$ApEn(X, 5, 20) = \ln\left[\frac{C_5(2)}{C_6(2)}\right] \approx 0.00189 \quad (3.22)$$

Η τιμή αυτή είναι αρκετά μικρή, και υπονοεί πως τα δεδομένα είναι εξαιρετικά προβλέψιμα.

Η $ApEn$, έχει υποβληθεί σε εξονυχιστικούς ελέγχους, παρουσιάζοντας κάποιους περιορισμούς. Κατά το τέταρτο βήμα του αλγόριθμου, υπολογίζεται η ομοιότητα $j = i$ για αποφυγή εμφάνισης του $\ln 0$ στους υπολογισμούς. Όλοι οι όροι $C_i^m(r)$ παραμένουν θετικοί και αν B θεωρηθούν όλα τα πιθανά διανύσματα και A όλες οι μετρήσεις ομοιότητας (matches), ο αλγόριθμος υπολογίζει $\frac{A+1}{B+1}$, που είναι μεγαλύτερο από την κανονική μέτρηση, $\frac{A}{B}$ χωρίς την προσμέτρηση του ίδιου του διανύσματος. Όσο μικρότερο είναι το N , τόσο πιο έντονη είναι η διαφορά. Αυτό δημιουργεί απόκλιση της $ApEn$ και οδηγεί σε δύο αρνητικές ιδιότητές της:

Πρώτον, η $ApEn$ εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το N και συχνά σε δεδομένα μικρού μήκους παρουσιάζει μικρότερες τιμές από τις αναμενόμενες.

Δεύτερον, παρουσιάζει έλλειψη συνέπειας. Αν, δηλαδή, η τιμή της για κάποιο σύνολο είναι υψηλότερη από την τιμή κάποιου άλλου συνόλου, θα έπρεπε να παραμένει υψηλότερη για όλες τις εξεταζόμενες συνθήκες (εξαρτάται από τις τιμές του r), κάτι που δε συμβαίνει. Η προσθήκη λευκού θορύβου, παραδείγματος χάριν, μπορεί να παρουσιάσει μικρότερες τιμές από κάποιο γνωστό περιοδικό σήμα αν μια από τις παραμέτρους m, r λάβει πολύ μικρές τιμές. Αυτό οδηγεί σε ένα “flip”, με αποτέλεσμα ο λευκός θόρυβος να λάβει μεγαλύτερες τιμές όσο οι παράμετροι αλλάζουν τιμή. [60][61][62][63][64][65][66]



Σχήμα 3.6: Βήματα αλγορίθμου της Approximate Entropy

Sample Entropy

Οι Richman & Moorman πρότειναν το 2000 τη Sample Entropy ως έναν αλγόριθμο με δυνατότητα κάλυψης των αδυναμιών της Approximate Entropy. Εξαρτάται και αυτή από τις ίδιες τρεις παραμέτρους και ορίζεται ως ο αρνητικός λογάριθμος της πιθανότητας: αν δύο σύνολα διάστασης m έχουν απόσταση $\leq r$, τότε δύο σύνολα διάστασης $m + 1$, θα έχουν επίσης διαφορά $\leq r$. Συμβολίζεται με $SampEn(m, r, N)$ ή $SampEn(m, r, \tau, N)$ αν ληφθεί υπόψιν ο χρόνος δειγματοληψίας τ . Ο αλγόριθμος αρχίζει να φιαφέρει από αυτόν της $ApEn$ από το σημείο ορισμού των $C_i^m(r)$ και μετά, όπου αντικαθίστανται από τα $n_m(r)$ και $n_{m+1}(r)$, τις πιθανότητες ένα σημείο να είναι όμοιο με ένα άλλο στις διαστάσεις m και $m + 1$ αντίστοιχα:

$$n_m(r) = \sum_{j=1}^N N - m\Theta(i, j, m, r), i \neq j \quad (3.23)$$

$$n_m + 1(r) = \sum_{j=1}^{N-m} N - m \Theta(i, j, m + 1, r), i \neq j \quad (3.24)$$

όπου

$$\Theta(i, j, m, r) = \begin{cases} 1, & \text{αν } \|x_i - x_j\|_m \leq r, j \leq i \\ 0, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (3.25)$$

Η Sample Entropy δίνεται από το λόγο

$$\begin{aligned} SampEn(m, r) &= \lim_{N \rightarrow \infty} -\log \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right] = \\ &= \lim_{N \rightarrow \infty} -\log \left[\frac{\frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)}{\frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)} \right] \end{aligned} \quad (3.26)$$

Τα $B^m(r)$ είναι η πιθανότητα δυο ακολουθίες να είναι όμοιες στη διάσταση m και τα $A_m(r)$ είναι η πιθανότητα δύο ακολουθίες να είναι όμοιες στη διάσταση $m + 1$ και αποτελούν το μέσο όρο των αθροισμάτων των όρων $B_i^m(r)$ και $A_i^m(r)$ που μετρούν την ομοιότητα των όρων στις αντίστοιχες διαστάσεις.

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} n_m, i = 1, \dots, N - m \quad (3.27)$$

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} n_m + 1, i = 1, \dots, N - m \quad (3.28)$$

Οι $SampEn$ και $ApEn$ έχουν τρεις διαφορές. Πρώτον, η $SampEn$ θεωρείται ανεξάρτητη του μήκους, δε συγκρίνει δηλαδή το διάνυσμα υπό μελέτη με τον εαυτό του. Δεύτερον, το άθροισμα των διανυσμάτων της βρίσκεται εντός του λογαρίθμου, ενώ στην $ApEn$ βρίσκεται εκτός. Η ανισότητα του *Jensen* λέει ότι $\log(\sum) > \sum \log$ και αυτός ο όρος είναι μεγαλύτερος στη $SampEn$. Τέλος, η $ApEn$ περιέχει τον παράγοντα $\frac{1}{N-m}$, που την κάνει εξαρτώμενη από το N , σε αντίθεση με τη $SampEn$. Ανεξαρτήτως από τις διαφορές τους, τα αποτελέσματα και των δύο εξαρτώνται εξίσου από τις άλλες δύο παραμέτρους m, r και την τιμή που αυτές θα λάβουν. Επιπλέον, στη $SampEn$ όπως και στη $ApEn$, υψηλές τιμές δηλώνουν ανεξάρτητα δεδομένα, χωρίς επαναλήψεις και χαμηλές τιμές δείχνουν επανάληψη και μεγαλύτερη προβλεψιμότητα. Μια γενική σύγκριση των τύπων παρουσιάζεται εδώ:

$$\begin{aligned} SampEn(m, r, N) &= \\ -\log &\frac{\sum_{i=1}^{N-m} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \text{αριθμός φορών που ισχύει } d[|x_m + 1(j) - x_m + 1(i)|] < r}{\sum_{i=1}^{N-m} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \text{αριθμός φορών που ισχύει } d[|x_m(j) - x_m(i)|] < r} \end{aligned} \quad (3.29)$$

$$ApEn(m, r, N) \simeq -\frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \log \frac{\sum_{j=1}^{N-m} [\text{αριθμός φορών που ισχύει } d[|x_m + 1(j) - x_m + 1(i)|] < r]}{\sum_{j=1}^{N-m} [\text{αριθμός φορών που ισχύει } d[|x_m(j) - x_m(i)|] < r]} \quad (3.30)$$

Ακολουθεί ένα παράδειγμα χρήσης της *SampEn*. Έστω η χρονοσειρά

$\{0.1, 0.1, 0.2, 0.5, 0.22\}$ και έστω $m = 2, r = 0.2$ και $N = 5$. Το μέγεθος του $A^m(r)$ είναι και του $B^m(r) - 1$. Άρα οι ακολουθίες για τα $A^m(r)$ και $B^m(r)$, αντίστοιχα, είναι $\{0.1, 0.1, 0.2, 0.5, 0.22\}$ και $\{0.1, 0.1, 0.2, 0.5\}$. Για $m = 2$ οι πιθανές ακολουθίες είναι $\{(0.1, 0.1, 0.2), (0.1, 0.2, 0.5)\}$, $\{(0.1, 0.1, 0.2), (0.2, 0.5, 0.22)\}$, $\{(0.1, 0.2, 0.5), (0.2, 0.5, 0.22)\}$. Σύμφωνα με την εξίσωση:

$$SampEn(m, r, N) = -\log \frac{A}{B} \quad (3.31)$$

$$A = \frac{[(n-m-1)(n-m)]}{2} A^m(r) \quad (3.32)$$

$$B = \frac{[(n-m-1)(n-m)]}{2} B^m(r) \quad (3.33)$$

Η *SampEn* υπολογίζεται ως:

$$SampEn(0, 0.2, 5) = p(0) = -\ln \frac{A[0]}{(N * N - 1)/2} = -\ln 610 = 0.5108 \quad (3.34)$$

$$SampEn(1, 0.2, 5) = p(1) = -\ln \frac{A[1]}{B[0]} = -\ln \frac{1}{3} = 1.0986 \quad (3.35)$$

$$SampEn(2, 0.2, 5) = p(2) = -\ln \frac{A[2]}{B[1]} = -\ln 0 = \infty \quad (3.36)$$

Η *SampEn* χρησιμοποιεί ολοκληρώματα συσχέτισης που ορίζονται στη θεωρία του χάους ως η μέση πιθανότητα δύο καταστάσεων σε δύο διαφορετικές στιγμές να βρίσκονται κοντά η μία στην άλλη.

$$C(\varepsilon) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1, i \neq j}^N \Theta(\varepsilon - \|\vec{x}(i) - \vec{x}(j)\|), \vec{x}(i) \in \mathbb{R}^m \quad (3.37)$$

N είναι ο αριθμός των υποτιθέμενων καταστάσεων, ε το κατώφλι της απόστασης.

Ακόμη και αν διαφέρουν σε δομή και μαθηματικό υπόβαθρο, το συμπέρασμα είναι πως τόσο *SampEn* όσο και η *ApEn* αποτελούν μεθόδους εκτίμησης πολυπλοκότητας χρονοσειρών και επηρεάζονται εξίσου από την τιμή των παραμέτρων m, r , η λάθος επιλογή των οποίων οδηγεί σε ανακριβή αποτελέσματα και για τις δύο. Με την πάροδο του χρόνου άλλες βελτιωμένες μορφές της *SampEn* έχουν προταθεί. [60][61][66][67][68]

Bubble Entropy

Η Bubble Entropy αποτελεί μια νέα μετρική σχετικά με τη μέτρηση της εντροπίας σχετικής με το HRV. Η βασική της διαφορά σε σχέση με τις προαναφερθείσες ApEn και SampEn είναι η μειωμένη της εξάρτηση από τις παραμέτρους m, r . Πιο συγκεκριμένα, η εξάρτησή της από την παράμετρο r είναι μηδενική και όσον αφορά τη m , η σημαντικότητά της έχει μειωθεί.

Η ανεξάρτηση από την r έγινε εφικτή μέσω της συμβολικής ανάλυσης (Σχήμα 3.5). Στην Bubble Entropy το εύρος τιμών της χρονοσειράς χωρίζεται σε διαστήματα που ονομάζονται από κάποια σύμβολα, όπως παραδείγματος χάριν τα γράμματα της αλφαβήτου. Τα στοιχεία λαμβάνουν το όνομά τους από το διάστημα στο οποίο ανήκουν και η αντιστοίχιση αυτή δίνει την τιμή της εντροπίας. Το μέγεθος των λέξεων καθορίζεται από την παράμετρο m , που αντιστοιχεί στη διάσταση του χώρου. Η σύνδεση των "ονομάτων" είναι εφικτή μέσω της κατάστασης: πανομοιότυπα/ίδια ή διαφορετικά.

Το μέγεθος των διαστημάτων κατέληξε να αντικαταστήσει την παράμετρο r . Για να αποβληθεί η εξάρτηση, πρέπει ο διαχωρισμός των διαστημάτων να μην είναι καθορισμένος. Το πρόβλημα αυτό λύνεται με την ενσωμάτωση της χρονοσειράς στο m -διάστατο χώρο. Μετά από αυτό το βήμα, κάθε διάνυσμα αντιστοιχίζεται σε ένα σημείο στο χώρο (m -διάστατο) και τα διαστήματα διαχωρισμού καθορίζονται με βάση τις τιμές του διανύσματος. Κάθε τιμή του διανύσματος λαμβάνει το όνομα του διαστήματος στο οποίο ανήκει, μετατρέποντας το διάνυσμα σε μια λέξη από σύμβολα μήκους m .



Συμβολική σειρά: ABCADCB
Λέξεις μήκους $m=2$: AB, BC, AD, CB

Σχήμα 3.7: Συμβολική ανάλυση με λέξεις μήκους $m = 2$

Όπως μπορεί να παρατηρηθεί, γίνεται κατανοητή η μοναδικότητα της κάθε λέξης, και η μοναδική της εμφάνιση. Επιπλέον, τα σύμβολα που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή των λέξεων ανήκουν στο διάστημα $[1, m]$ και το κάθε σύμβολο αντιστοιχεί στη θέση που θα είχε το εκάστοτε στοιχείο του διανύσματος αν είχε ταξινομηθεί.

Η διαδικασία αυτή ορίζει την πολυπλοκότητα στην οποία βασίστηκε ο αλγόριθμος της εν λόγω μετρικής. Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε είναι ο Bubble sort, από τον οποίο προέρχεται και το όνομα της Bubble Entropy. Κατά τον υπολογισμό της καταγράφεται ο αριθμός των απαιτούμενων αλλαγών για την ταξινόμηση του κάθε διανύσματος ξεχωριστά. Τα βήματα αυτά εκφράζουν μια πολυπλοκότητα, τα οποία καθιστούν την Bubble Entropy μέθοδο εκτίμησης εντροπίας.

Τα βήματα που ακολουθεί ο αλγόριθμος είναι τα εξής (Σχήμα 3.6):

- Ενσωμάτωση του σήματος στο χώρο διάστασης m .
- Μέτρηση πλήθους αλλαγών (swaps) για την ταξινόμηση του κάθε διανύσματος.
- Δημιουργία νέας ακολουθίας με το πλήθος των αλλαγών.
- Εκτίμηση εντροπίας με βάση την εντροπία του Rényi για το κάθε διάνυσμα.
- Επανάληψη των βημάτων για τη διάσταση $m + 1$.

Μετά τον υπολογισμό των βημάτων, η Bubble Entropy λαμβάνει την τιμή της από τη διαφορά εντροπίας ανάμεσα στις διαστάσεις m και $m + 1$. Όπως και οι δύο προηγούμενες μετρικές, η Bubble Entropy υπολογίζει τη διαφορά εντροπίας ανάμεσα στους δύο πολυδιάστατους χώρους που διαφέρουν κατά ένα. Η χρήση της εντροπίας Rényi τονίζει τις απότομες αλλαγές που περιέχονται στα σήματα, λόγω της δεύτερης τάξης που περιέχει.

Τέλος, έχει αποδειχθεί το πλεονέκτημα της ανοχής της σε έντονες κορυφές

(“spikes”) που περιέχονται σε καρδιακά σήματα κατά την καταγραφή από ΗΚΓ, το οποίο είναι μεγαλύτερο σε σύγκριση με τη Sample Entropy, μετά την προσθήκη τεχνητού θορύβου. Στη συνέχεια, καθορίστηκε η τιμή των παραμέτρων και υπολογίστηκε η τιμή λάθους ανάμεσα στις δύο μεθόδους. Σε κάθε περίπτωση, το λάθος της Bubble Entropy ήταν μικρότερο από αυτό της Sample Entropy. Οι δυνατότητες της Bubble Entropy έχουν αποδειχθεί και σε μια προσπάθεια σύγκρισής της με την Permutation Entropy. Οι ερευνητές συνέκριναν τις ομοιότητες και τις διαφορές των δύο μετρικών. Παραδείγματος χάριν, οι ακολουθίες $\{2, 4, 6\}$, $\{6, 2, 4\}$ είναι διαφορετικές για την Permutation Entropy αλλά ίδιες για την Bubble Entropy μιας και απαιτείται ο ίδιος αριθμός εναλλαγών για την ταξινόμησή τους.

Πραγματοποιήθηκαν δύο σειρές πειραμάτων· στην πρώτη σειρά ερευνήθηκαν οι μεταξύ τους διαφορές και στη δεύτερη υπολογίστηκε η μεταξύ τους συνέργεια,



Σχήμα 3.8: Τα βήματα του αλγορίθμου της Bubble Entropy

συνδυάζοντας και τις δύο σε μια σύνθετη μέθοδο ομαδοποίησης, με εύρος διαφορετικών δεδομένων που προήλθαν τόσο από ηλεκτροκαρδιογράφημα όσο και από ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, για την εξαγωγή πιο ολοκληρωμένων αποτελεσμάτων.

Η πρώτη σειρά πειραμάτων έδειξε πως οι δύο μέθοδοι δρούσαν με συμπληρωματικό τρόπο. Το ίδιο αποδείχθηκε και για τα δυνατά σημεία και των δύο μεθόδων. Όσον αφορά στην ακρίβειά τους στα διαφορετικά σήματα, η Permutation Entropy έδειξε μια υπεροχή σε αυτά με περισσότερη ομαλότητα, ενώ η Bubble Entropy στα σήματα με πιο απότομες διακυμάνσεις.

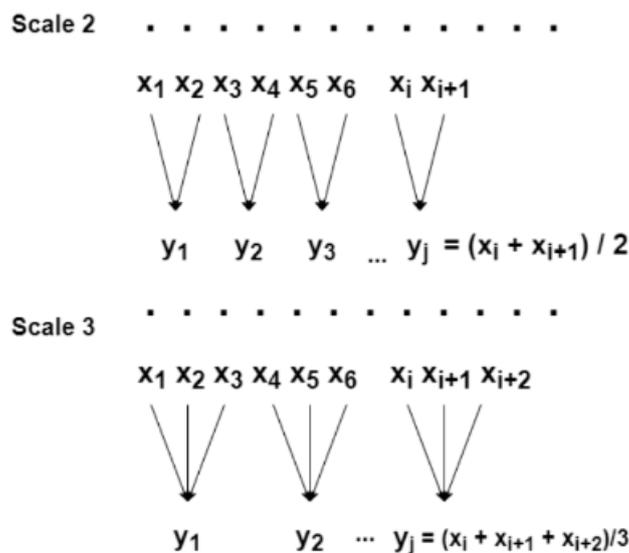
Στη δεύτερη σειρά πειραμάτων, τα αποτελέσματα ήταν ανάλογα με το είδος των εξεταζόμενων σημάτων. Η νέα μέθοδος μπορούσε σε μερικές περιπτώσεις να ομαδοποιήσει τα σήματα πιο αποτελεσματικά από ό,τι η κάθε μέθοδος ξεχωριστά, αν και αυτό δεν υφίστατο σε όλες τις περιπτώσεις. Θεωρήθηκε, λοιπόν, πως αυτή η περίπτωση χρίζει αναλυτικότερης και βαθύτερης μελέτης.

Ως τελευταίο παράδειγμα αναφοράς της ικανότητας της Bubble Entropy μπορεί να ληφθεί η προσωπική μου προπτυχιακή εργασία επάνω στη μελέτη της ανθεκτικότητάς της σε τεχνητό θόρυβο. Σε αυτή την εργασία δημιουργήθηκαν τεχνητοί έκτοποι παλμοί σε πραγματικά δεδομένα τα οποία λήφθηκαν από τη βάση δεδομένων του PhysioNet και μελετήθηκε η ανθεκτικότητα της Bubble Entropy σε σύγκριση με τις Approximate Entropy και Sample Entropy στο θόρυβο που προκαλούσαν αυτά τα σήματα. Σχεδόν σε όλες τις σειρές πειραμάτων που δημιουργήθηκαν, η Bubble Entropy έδειχνε πολύ ταχύτερη σύγκλιση και σταθερότητα σχετικά με τις

άλλες δύο μεθόδους εκτίμησης εντροπίας, γεγονός που ενισχύει τη χρησιμότητά της και τις δυνατότητες που διαθέτει στην εκτίμηση της εντροπίας σε καρδιακά σήματα. [68][69][70][71]

Multiscale Entropy

Αποτελεί αλγόριθμο εκτίμησης πολυπλοκότητας πεπερασμένων σειρών. Χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τη Sample Entropy, η οποία βασίζεται στην εκτίμηση της προβλεψιμότητας της χρονοσειράς, όπως έχει προαναφερθεί. Το κενό αυτό καλύπτει η Mutiscale Entropy. Στα δύο στάδια του αλγορίθμου, εφαρμόζεται ένας αδρός διαμοιρασμός στη χρονοσειρά, συχνά παραπάνω από μια φορά (σε κάθε νέα χρονοσειρά, τα σημεία της αποτελούνται από συνδυασμό 2 ή περισσότερων σημείων της προηγούμενης χρονοσειράς).



Σχήμα 3.9: Βήματα αλγορίθμου της Multiscale Entropy

Στο δεύτερο στάδιο, εφαρμόζεται η Sample Entropy σε κάθε μία από τις χρονοσειρές. Η Sample Entropy αναζητά επαναλαμβανόμενα μοτίβα σε μια χρονοσειρά και υπολογίζει την προβλεψιμότητα της χρονοσειράς. Ένα πρόβλημα που προκύπτει κατά την εφαρμογή της Multiscale Entropy είναι το μέγεθος των δεδομένων. Για να ληφθούν σωστά τα αποτελέσματα χρειάζεται πραγματοποίηση ελέγχου στις μεγαλύτερες χρονικές κλίμακες. Στο αντίστοιχο διάγραμμα εμφανίζονται περιληπτικά τα βήματα του αλγορίθμου της Multiscale Entropy (Σχήμα 3.7). [72] [73]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

4.1 Μεθοδολογία

4.2 Αποτελέσματα πειραματικής ανάλυσης

4.3 Ανακεφαλαίωση/συνοπτικές παρατηρήσεις για κάθε βιβλιοθήκη

Η επεξεργασία, η μελέτη των καρδιογραφημάτων αλλά και του HRV έχουν συμβάλει στην πρόληψη της εμφάνισης αρκετών καρδιακών παθήσεων και ασθενειών καθώς και στη διάγνωσή τους. Με την εφαρμογή διαφορετικών μετρικών, αλγορίθμων και μεθόδων η ακρίβεια των αποτελεσμάτων αυξάνεται.

Στο τρέχον κεφάλαιο θα αναλυθούν τα πειράματα που εκπονήθηκαν για αυτή τη διπλωματική εργασία με σκοπό να γίνει πιο ακριβής η πιθανότητα πρόληψης εμφάνισης και διάγνωσης ποικίλων καρδιακών αρρυθμιών. Χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικές βιβλιοθήκες που αντιστοιχούν σε μια πληθώρα καρδιακών αρρυθμιών, ώστε να βοηθηθεί η απόδοση του αλγορίθμου σε μεγαλύτερο πλήθος περιπτώσεων. Εφαρμόστηκαν αρκετές από τις μετρικές και μεθόδους που αναλύθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια και η μόνη επεξεργασία που υπέστησαν τα δεδομένα ήταν αυτή που αντιστοιχεί σε φιλτράρισμα για αφαίρεση θορύβου. Κάποια από τα δεδομένα αποκλείστηκαν, όταν μετά τη διεξαγωγή των πειραμάτων κρίθηκαν ακατάλληλα. Σε όλες τις βιβλιοθήκες εφαρμόστηκαν οι ίδιες μετρικές και μέθοδοι και όλα τα γραφήματα απεικονίζονται με τον ίδιο τρόπο για κάθε διαφορετική μετρική και μέθοδο. Σκοπός των πειραμάτων είναι η οδήγηση στη χρήση ενός ενιαίου αλγόριθμου με

δυνατότητα εντοπισμού περιοχών που αποκλίνουν από τη φυσιολογική λειτουργία και πιθανώς αποτελούν κίνδυνο για τον ασθενή.

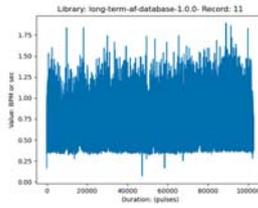
Στη συνέχεια παραθέτονται αναλυτικότερα τα δεδομένα, ο προσδιορισμός των μετρικών και των μεθόδων και η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Παραθέτονται επίσης τα γραφήματα που δημιουργήθηκαν ως αποτέλεσμα εκτέλεσης του αλγορίθμου σε όλες τις βιβλιοθήκες. Το κεφάλαιο χωρίζεται σε δύο βασικά μέρη: τη μεθοδολογία και τα αποτελέσματα της πειραματικής ανάλυσης.

4.1 Μεθοδολογία

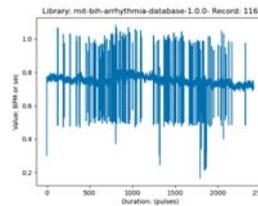
4.1.1 Τα δεδομένα

Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν ανήκουν εξ ολοκλήρου στη βάση δεδομένων του Physionet, η οποία περιέχει σήματα διαφορετικών τύπων όπως εγκεφαλογραφήματα, καρδιογραφήματα, καρδιοτοκογραφήματα. Πιο αναλυτικά, έγινε χρήση των παρακάτω βιβλιοθηκών:

- Long Term AF Database: αποτελείται από 84 καταγραφές από ασθενείς με παροξυσμική και παρατεταμένη κολπική μαρμαρυγή. Η διάρκεια καταγραφής ποικίλει αλλά κατά μέσο όρο κυμαίνεται ανάμεσα σε 24 και 25 ώρες. Στο Σχήμα 4.1 παρουσιάζεται ενδεικτικά ένα από τα δείγματα της βιβλιοθήκης. Είναι εύκολα αντιληπτό πως τα σήματα περιέχουν μεγάλο ποσοστό θορύβου τόσο από εξωγενείς όσο και από ενδογενείς παράγοντες (παρεμβολή από ηλεκτρόδια, θόρυβος από την κίνηση κατά τη διάρκεια καταγραφής) αλλά επιπλέον τα σήματα δείχνουν πολύ πυκνούς και συνεχόμενα έντονους παλμούς. Επιπλέον, η μεγάλη χρονική διάρκεια συμβάλλει στη δημιουργία πυκνών καταγραφών, κάνοντας μεν την εκτίμηση δυσκολότερη (Σχήμα 4.1).
- MIT-BIH Arrhythmia Database: περιέχει 48 καταγραφές που ανήκουν σε 47 ασθενείς, με διάρκεια ελαφρώς μεγαλύτερη της μισής ώρας. Τα σήματα εδώ είναι συντομότερα και ο θόρυβος δε φαίνεται να πυκνώνει ακραία το σήμα. Συγκριτικά, λοιπόν, με την προηγούμενη βιβλιοθήκη παρατηρούνται με μεγαλύτερη ευκολία περιοχές φυσιολογικής και μη λειτουργίας ακόμα και με το μάτι. Δε γίνεται συγκεκριμένος ο τύπος αρρυθμιών σε αυτή τη συλλογή, άρα γίνεται η υπόθεση πως περιέχει περισσότερες από μία. Η μορφολογία των



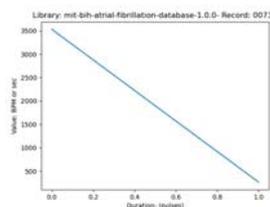
Σχήμα 4.1: Δείγμα βιβλιοθήκης Long Term AF Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



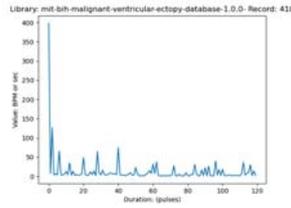
Σχήμα 4.2: Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

σημάτων διαφέρει: συμπεριλαμβάνονται τόσο σήματα με έντονο θόρυβο και μόνιμα άστατο καρδιακό ρυθμό, όσο και σήματα με ποικιλομορφίες (φαινομενική ομοιομορφία/ ηρεμία παλμών και ξαφνική απώλεια παλμών ή εμφάνιση πολύ υψηλών αριθμητικά τιμών). Είναι, επομένως, πιο εύκολα ερμηνεύσιμα σε σύγκριση με μερικές από τις υπόλοιπες μελετώμενες βιβλιοθήκες (Σχήμα 4.2).

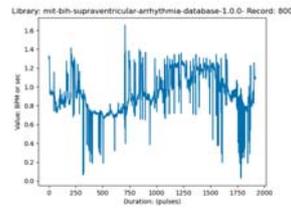
- MIT-BIH Atrial Fibrillation Database: περιλαμβάνει 25 καταγραφές από ασθενείς με (κατά βάση) παροξυσμική κολπική μαρμαρυγή. Η διάρκεια των σημάτων είναι πολύ σύντομη, επομένως η εκτίμηση περιοχών μη φυσιολογικής λειτουργίας παρεμποδίζεται λόγω έλλειψης παρεμφερών δειγμάτων (Σχήμα 4.3).



Σχήμα 4.3: Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

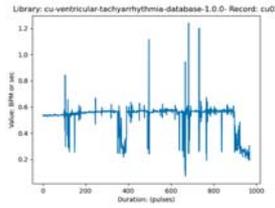


Σχήμα 4.4: Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

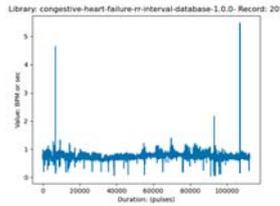


Σχήμα 4.5: Δείγμα βιβλιοθήκης MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

- MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database: αυτή η ομάδα καταγραφών περιέχει κοιλιακές αρρυθμίες (παρατεταμένη κοιλιακή ταχυκαρδία, κοιλιακό πτερυγισμό και κοιλιακή μαρμαρυγή). Οι 22 καταγραφές έχουν διάρκεια μισής ώρας. Παρεμφερής με τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Atrial Fibrillation Database παρατηρείται η μικρής έκτασης διάρκεια στις καταγραφές και τίθεται το ερώτημα της δυνατότητας εξαγωγής συμπερασμάτων από αυτή τη συλλογή σημάτων (Σχήμα 4.4).
- MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database: αποτελείται από 78 καταγραφές διάρκειας 30 λεπτών (ανάμεσα σε 30 και 40) και οι ασθενείς υπέστησαν επεισόδια υπερκοιλιακών αρρυθμιών. Η τριαντάλεπτη καταγραφή κάνει πιο εύκολη τη διάκριση ανάμεσα σε αποκλίνοντες καρδιακούς παλμούς ακόμα και με το μάτι και διευκολύνει τόσο την ερμηνεία όσο και την αξιολόγηση των δειγμάτων. Όπως και στις υπόλοιπες βιβλιοθήκες, ο έντονος θόρυβος που παρατηρείται (spikes) δεν είναι πραγματικοί καρδιακοί παλμοί αλλά θόρυβος που εμφανίζεται κατά την καταγραφή και δημιουργία των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων (Σχήμα 4.5).
- CU Ventricular Tachyarrhythmia Database: αποτελείται από 35 καταγραφές διάρκειας περίπου 8 λεπτών και οι ασθενείς υπέστησαν επεισόδια παρατετα-



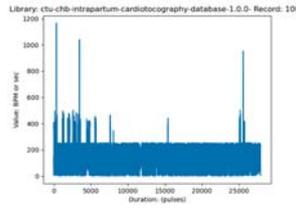
Σχήμα 4.6: Δείγμα βιβλιοθήκης CU Ventricular Tachyarrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



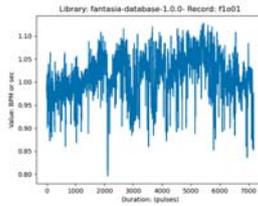
Σχήμα 4.7: Δείγμα βιβλιοθήκης Congestive Heart Failure RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

μένης κοιλιακής ταχυκαρδίας, κοιλιακού πτερυγισμού και κοιλιακής μαρμαρυγής. Από τα αρχικά ανεπεξέργαστα δείγματα παρατηρείται μεμονωμένος θόρυβος, δε φαίνεται, δηλαδή, να εμφανίζεται σε συνεχόμενα διαστήματα· γεγονός ενθαρρυντικό καθώς ο θόρυβος φαίνεται να είναι μειωμένος σε αντίθεση με άλλες συλλογές δεδομένων, διευκολύνοντας την εξαγωγή συμπερασμάτων. (Σχήμα 4.6)

- Congestive Heart Failure RR Interval Database: περιέχει 29 καταγραφές και η διάρκεια ποικίλει ανάλογα με την καταγραφή (Σχήμα 4.7). Οι καταγραφές φαίνεται να περιέχουν μικρότερο ποσοστό θορύβου, γεγονός που αφήνει το σήμα σχετικά ανεπηρέαστο μετά την αφαίρεσή του.
- CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database: περιέχει 552 δείγματα από εγκυμονούσες ασθενείς. Οι καταγραφές αποτελούν καρδιοτοκογραφήματα, τα οποία μπορούν να υποστούν επεξεργασία όμοια με τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα. Οι καταγραφές έχουν διάρκεια μέχρι και 90 λεπτά (Σχήμα 4.8) πριν τη διαδικασία του ενεργού τοκετού. Η βιβλιοθήκη περιέχει επιπλέον αξιολόγηση διαφορετικών βιοχημικών παραγόντων όπως ο χρόνος κύησης, η πιθανότητα καισαρικής τομής, δεδομένα αναφορικά στη μητέρα και τα φυλετικά χαρακτηριστικά του μωρού. Τα σήματα αποτελούν από τα πιο έντονα σε μορφολογία,



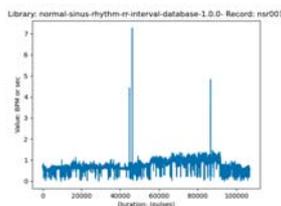
Σχήμα 4.8: Δείγμα βιβλιοθήκης CTU-CHB Intrapartum Cardiography Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



Σχήμα 4.9: Δείγμα βιβλιοθήκης Fantasia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

λόγω της ιδιαιτερότητας της φυσικής κατάστασης των ασθενών (γυναίκες κατά τη διάρκεια τοκετού, συσπάσεων).

- Fantasia Database: 40 καταγραφές από είκοσι άτομα νεαρής ηλικίας και είκοσι ηλικιωμένους διάρκειας (ίση αναλογία γυναικών και ανδρών) 120 λεπτών. Η καταγραφή πραγματοποιήθηκε ενώ οι εθελοντές βρίσκονται σε κατάσταση ανάπαυσης και παρακολουθούν την ταινία Fantasia. Αυτή η βάση δεδομένων αποτελείται από καταγραφές φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας σε κατάσταση ηρεμίας (υγιή άτομα, χωρίς καρδιακές παθήσεις) και συμπεριλήφθηκε για μια πιο ολοκληρωμένη εφαρμογή του αλγορίθμου (Σχήμα 4.9). Όπως παρατηρείται από το αρχικό δείγμα καταγραφών, υπάρχει θόρυβος ο οποίος διαχωρίζεται ευκολότερα μιας και η γεικότερη εικόνα των παλμών είναι ομοιόμορφη, χωρίς εμφάνιση αρρυθμιών.
- Normal Sinus Rhythm RR Interval Database: αποτελείται από 54 καταγραφές (η διάρκεια δεν είναι συγκεκριμένη) από 30 άνδρες ηλικίας 28 έως 76 ετών και 24 γυναίκες ηλικίας 58 έως 73 ετών (Σχήμα 4.10). Τα σήματα καταγράφηκαν σε κατάσταση ηρεμίας (δεν προσδιορίζεται αν οι εθελοντές πάσχουν από κάποια καρδιακή πάθηση) και η διάρκειά τους είναι μεγαλύτερη από 2 ώρες. Η παρουσία έντονων κορυφών παρατηρείται και σε αυτό το σύνολο καταγραφών· δεν αποτελούν, όμως, αρρυθμίες παρά το θόρυβο που αποτυπώθηκε



Σχήμα 4.10: Δείγμα βιβλιοθήκης Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

κατά τη διάρκεια της καταγραφής (και αφαιρείται στη συνέχεια), έτσι ώστε να είναι εγκυρότερη η μελέτη, επεξεργασία και αξιολόγηση των σημάτων.

Παρατηρείται πως τα αρχικά σήματα δεν είναι κατάλληλα προς επεξεργασία στην αρχική τους μορφή. Οι συνθήκες καταγραφής έχουν εισάγει θόρυβο λόγω κακής επαφής των ηλεκτροδίων, κίνησης του ασθενούς ή αποκλίσεις του μηχανήματος. Γίνεται, λοιπόν, αναγκαία μια προεπεξεργασία προκειμένου να "φιλτραριστούν" τα σήματα. Μετά το φιλτράρισμα αυτό, τα σήματα θα είναι ευκολότερο να μελετηθούν, να επεξεργαστούν και να εφαρμοστούν οι αναγκαίες μέθοδοι και να εξαχθούν αποτελέσματα.

Τα αποτελέσματα αξιολογήθηκαν με βάση τη μορφολογία του σήματος (διάρκεια των καταγραφών, πυκνότητα αρρυθμιών ή/και έκτοπων συστολών). Η διάρκεια των σημάτων και τα διαφορετικά χαρακτηριστικά της κάθε βιβλιοθήκης παρουσιάζονται ξεχωριστά για την καθεμία.

4.1.2 Μορφοποίηση πειραμάτων και κώδικας

Για τη διεξαγωγή αυτών των πειραμάτων δομήθηκε ένας αλγόριθμος, του οποίου ο σκελετός είναι όμοιος με αυτόν που δημιουργήθηκε για το Έργο 82475/110444 - HOMore, μιας και τα πειράματα του έργου αποτελούν μέρος αυτής της εργασίας. Η διαδικασία αποσκοπούσε στην απομάκρυνση του θορύβου από κάθε σήμα, όσο αυτό είναι εφικτό, και στη συνέχεια η μελέτη και επεξεργασία των σημάτων μέσω των παραθύρων. Τα παράθυρα δεν είναι τίποτα άλλο παρά τμήματα του ολικού σήματος χωρισμένα σε συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα τα οποία καθορίστηκαν τυπικά, ως άξονας σύγκρισης ανάμεσα στις διαφορετικές βιβλιοθήκες (τα μεγέθη τους κυμαίνονται από 15 δευτερόλεπτα έως και 5 λεπτά). Σε κάθε ξεχωριστό παράθυρο, υπολογίζονται οι μετρικές και οι μέθοδοι εκτίμησης εντροπίας και στο τέλος αποτυπώνονται στο γράφημα τα τμήματα/παράθυρα με τις υψηλότερες τιμές

της εκάστοτε εξεταζόμενης μετρικής που έφεραν τα υψηλότερα αποτελέσματα. Οι υψηλότερες τιμές αντιστοιχούν σε υψηλό και ακανόνιστο καρδιακό παλμό, δηλαδή αποτελούν τις περιοχές στις οποίες πρέπει να εστιαστεί η προσοχή του μελετητή (ως οι πιο επικίνδυνες).

4.1.3 Τα βήματα

Πιο συγκεκριμένα, τα βήματα του αλγορίθμου είναι τα ακόλουθα: Σε πρώτο στάδιο, τα σήματα υπέστησαν προεπεξεργασία. Πραγματοποιήθηκε υπολογισμός των διαστημάτων RR με βάση τα αρχικά δεδομένα καθώς αυτά δε βρίσκονταν στην επιθυμητή μορφή. Τα δεδομένα τροποποιούνται έτσι ώστε να μπορούν να υποστούν επεξεργασία σε όλες τις βιβλιοθήκες με τον ίδιο τρόπο. Αυτό πραγματοποιείται υπολογίζοντας τις αριθμητικές διαφορές ανάμεσα στους συνεχόμενους παλμούς. Οι βιβλιοθήκες που χρησιμοποιήθηκαν μετρώνται σε δευτερόλεπτα ή σε χτύπους ανά λεπτό. Ως τελικό βήμα καθορίζεται η αφαίρεση του θορύβου για την καλύτερη δυνατή εκτίμηση.

Σε δεύτερο στάδιο, καθορίζονται οι τιμές των παραμέτρων. Η πρώτη παράμετρος είναι το μέγεθος του παραθύρου στο οποίο θα υπολογιστούν οι μέθοδοι και οι μέθοδοι εκτίμησης εντροπίας του HRV. Οι δυνατές τιμές που μπορεί να λάβει αυτή η παράμετρος είναι 15, 30, 60, 120, 180, 240 και 300 (αντιστοιχούν σε δευτερόλεπτα). Στις βιβλιοθήκες με πιο σύντομες καταγραφές, το μέγεθος του παραθύρου κυμάνθηκε από 15 σε 60 δευτερόλεπτα. Στη συνέχεια αφαιρέθηκε ο θόρυβος. Ως πρώτο βήμα, απομακρύνθηκαν από το σήμα οι μηδενικές τιμές. Σε μερικές περιπτώσεις η τιμή μηδέν αντιστοιχεί σε απουσία παλμού, ενώ σε άλλες χειροκίνητη αφαίρεση θορύβου από το σήμα, ακόμα και απουσία καταγραφής λόγω κίνησης των ηλεκτροδίων. Αφαιρέθηκαν, επομένως, από το σήμα σε μια προσπάθεια αποφυγής αλλοίωσης των αποτελεσμάτων. Το δεύτερο φίλτρο που χρησιμοποιήθηκε "κόβει" τις ακραίες αριθμητικές τιμές όταν αυτές διαφέρουν περισσότερο από 25 τοις εκατό από τη μέση τιμή του σήματος (δοκιμάστηκαν διαφορετικά κατώφλια ώστε να επιλεγεί η συγκεκριμένη ως καταλληλότερη). Το τρίτο φίλτρο που χρησιμοποιήθηκε συλλέγει όλες οι κορυφές του σήματος που απέχει αλγεβρικά (τιμή είτε υψηλότερη είτε χαμηλότερη) τουλάχιστον 25% από τη διάμεσο των τριών προηγούμενων RR διαστημάτων. Σε αυτές τις κορυφές έγινε αντικατάσταση της τιμής με τη διάμεσο. Το τέταρτο και τελευταίο φίλτρο είναι αρκετά απλό, καθώς θεωρεί ως θόρυβο τους

παλμούς που απέχουν αριθμητικά από τον επόμενο τους περισσότερο από 25 τοις εκατό. Η τιμή αυτών των παλμών αντικαθίσταται σε αυτή την περίπτωση από την τιμή του επόμενου παλμού.

Το τελικό βήμα ήταν η εκτίμηση των μετρικών, των μεθόδων εκτίμησης εντροπίας και των κυματιδίων Haar σε κάθε ένα από τα δημιουργούμενα παράθυρα. Οι σκάλες εκτίμησης των κυματιδίων Haar κυμαίνονται από δύο έως δέκα, έτσι ώστε να καλυφθεί μεγαλύτερο εύρος τιμών για πιο ακριβείς μετρήσεις (ως μέγιστη τιμή επιλέχθηκε το δέκα, μιας και σε υψηλότερες κλίμακες υπήρξε σύγκλιση των αποτελεσμάτων).

Υπολογίστηκαν επίσης οι μέσες τιμές των μετρικών και μεθόδων για ολόκληρο το σήμα· οι τιμές, δηλαδή, που προέκυψαν από κάθε παράθυρο προστιθέμενες και διαιρεμένες με το μήκος των μετρήσεων του κύματος. Τα γραφήματα δημιουργήθηκαν από τις εκτιμώμενες τιμές του κάθε παραθύρου (κάθε "δείγμα" αποτελεί την τιμή του σήματος ή της εκάστοτε μετρικής και μεθόδου σε ένα συγκεκριμένο παράθυρο). Για τα αποτελέσματα του αλγορίθμου χρησιμοποιήθηκαν όλες οι μετρικές και μέθοδοι και σε κάθε βιβλιοθήκη εντοπίστηκαν οι πιο ακριβείς. Το πόρισμα αυτό προκύπτει από τα πειράματα τα οποία πραγματοποιήθηκαν σε αυτή τη διπλωματική εργασία, έπειτα από παρατήρηση των αποτελεσμάτων.

Με αυτό το σκεπτικό, επιλέχθηκαν οι υψηλότερες τιμές του πειράματος από την κάθε μία (από την πρώτη έως και τις έξι υψηλότερες) ώστε να προβληθούν στο τελικό διάγραμμα (το πλήθος των επιλεγμένων τιμών μεταβάλλεται εύκολα διότι αποτελεί παράμετρο της εκτέλεσης των πειραμάτων στο τερματικό). Ακόμα, μαζί με αυτές τις μετρικές, στη γραφική παράσταση του κάθε καρδιογραφήματος υπολογίζονται και οι τέσσερις υψηλότερες (σε τιμή) εκτιμήσεις των κυματιδίων Haar.

Συνοπτικά, παραθέτονται τα βήματα του αλγορίθμου για τον εντοπισμό επικίνδυνων περιοχών κατά τη διάρκεια εξαγωγής των πειραμάτων.

- Φιλτράρισμα των σημάτων.
- Προσδιορισμός των παραθύρων που θα χρησιμοποιηθούν.
- Για κάθε ξεχωριστό παράθυρο, υπολογισμός των μετρικών.
- Για κάθε ξεχωριστό παράθυρο, υπολογισμός των μεθόδων εκτίμησης εντροπίας.

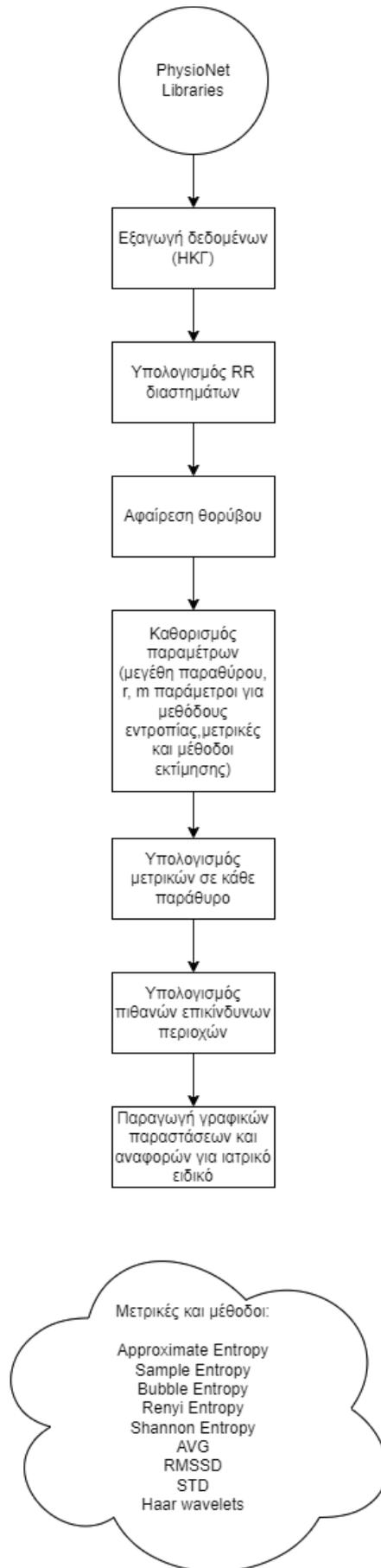
- Επιλογή των παραθύρων με τις υψηλότερες τιμές μετρικών ή μεθόδων.
- Υπολογισμός των συντεταγμένων των συγκεκριμένων παραθύρων (τα παράθυρα είναι ισομεγέθη, στις περισσότερες περιπτώσεις 60 δευτερόλεπτα).
- Υπολογισμός γραφήματος (οι επικίνδυνες περιοχές διαφοροποιούνται για να είναι ευκολότερη η εστίαση του μελετητή ή του ιατρικού ερευνητή/γιατρού). Συνολικά για κάθε σήμα παράγονται γραφήματα με τις εκτιμώμενες επικίνδυνες περιοχές τόσο των μετρικών όσο και των κυματιδίων Haar. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για όλα τα δείγματα κάθε βιβλιοθήκης.

4.1.4 Καθορισμός παραμέτρων

Οι αναγκαίες παράμετροι στη διεκπεραίωση των ερευνητικών πειραμάτων ήταν οι ακόλουθες:

- το μέγεθος του παραθύρου επεξεργασίας που λαμβάνει την τιμή του χρονικού διαστήματος σε δευτερόλεπτα (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *windowsize*)
- στη μέθοδο αφαίρεσης θορύβου, ο συνυπολογισμός των τριών προηγούμενων δειγμάτων από τα οποία υπολογίζεται το ποσοστό διαφοράς από τη διάμεσο (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *npreviousvalues*)
- το κατώφλι που επιλέχθηκε σε κάθε φίλτρο αφαίρεσης θορύβου (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *threshold*)
- η σκάλα ή επίπεδο στον υπολογισμό των κυματιδίων Haar (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *scale*)
- η παράμετρος διάστασης του m- διάστατου χώρου στον οποίο ενσωματώνεται το σήμα στις μεθόδους Approximate Entropy, Sample Entropy, Bubble Entropy (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *m*)
- η παράμετρος κλίμακας (φίλτρο θορύβου) στις μεθόδους Approximate Entropy, Sample Entropy, Bubble Entropy (όνομα παραμέτρου στον κώδικα: *r*)

Συνοπτικά, η πορεία επεξεργασίας των σημάτων και ο αλγόριθμος παρουσιάζονται στο ακόλουθο διάγραμμα (Σχήμα 4.11):



Σχήμα 4.11: Διαγραμματική απεικόνιση του αλγορίθμου επεξεργασίας καρδιακών σημάτων

4.2 Αποτελέσματα πειραματικής ανάλυσης

Ο σχολιασμός κάθε βιβλιοθήκης θα παρατεθεί στη συνέχεια εξ ολοκλήρου για την κάθε μία, από την παραγωγή των διαγραμμάτων έως και το σχολιασμό των αποτελεσμάτων.

Σημείωση: Στη συνέχεια παρουσιάζεται αυξημένο πλήθος πειραμάτων και κατά συνέπεια διαγραμμάτων, κάτι που μπορεί να κουράσει τον αναγνώστη. Ο όγκος αυτός δεν ήταν δυνατό να περιοριστεί διότι αποτελεί απόδειξη της λειτουργίας και απόδοσης του αλγορίθμου. Για αυτό το σκοπό, στο τέλος του κεφαλαίου πραγματοποιείται μια πιο συνοπτική ανακεφαλαίωση, ώστε να γίνει ευκολότερη η ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

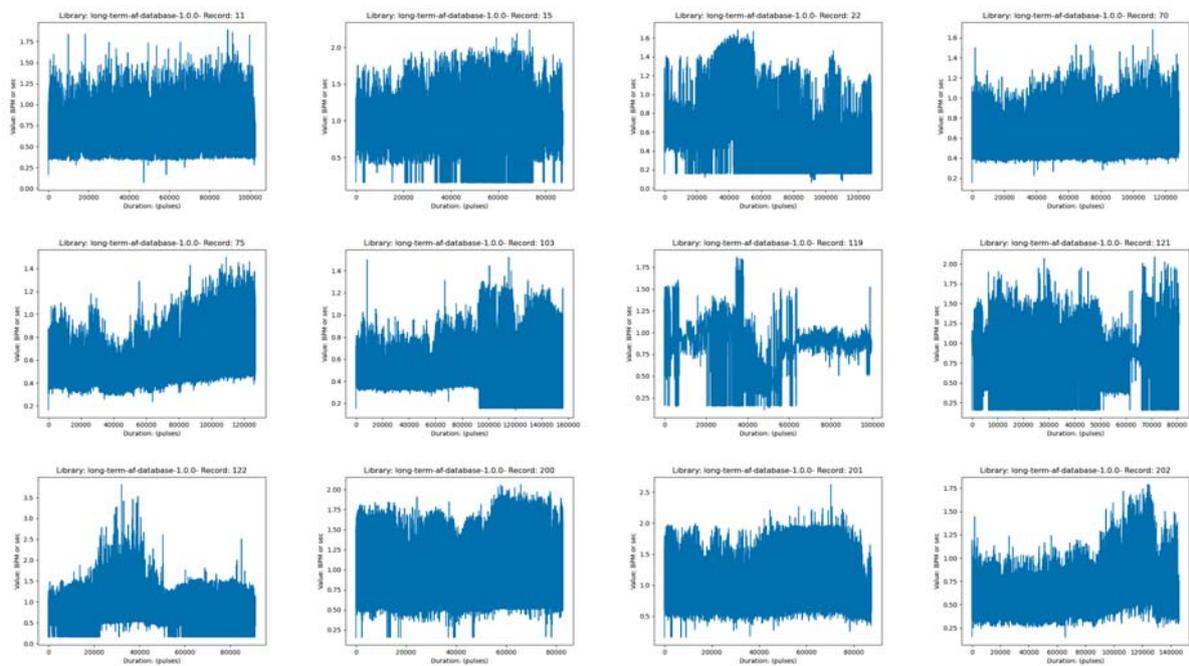
4.2.1 Long Term AF Database

Σε αυτή τη βιβλιοθήκη τα μεγέθη των παραθύρων που εφαρμόστηκαν (σε δευτερόλεπτα) ήταν τα [60, 120, 240, 300]. Τα δείγματα αυτής της βιβλιοθήκης αποτελούν αρνητικά παραδείγματα, διότι η διάρκεια των σημάτων είναι εκτενής. Αυτό, όμως που καθιστά τις εκτιμήσεις δύσκολες και πιθανώς άστοχες είναι η ένταση των παλμών στις καταγραφές. Τα σήματα είναι δασώδη, ή πριονωτά, κάτι που καθιστά το σήμα δύσκολο να ερμηνευθεί. Λίγες είναι οι περιπτώσεις στις οποίες τα δείγματα ευνοούν τις προβλέψεις και εκτιμήσεις του αλγορίθμου. Τα σήματα αρχικά είχαν την εξής εικόνα (χωρίς φιλτράρισμα θορύβου) (Σχήμα 4,12): Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

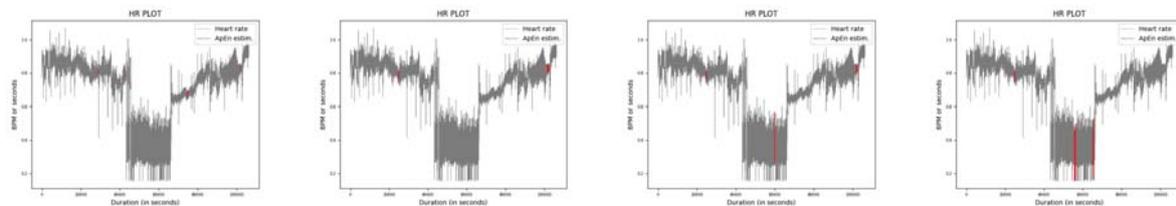
- ApEn: Τα αποτελέσματα αυτής της μεθόδου εκτίμησης εντροπίας δεν είναι εύστοχες. Κανένα από τα μεγέθη των παραθύρων δεν βελτιώνει ιδιαίτερα τις προβλέψεις. Ένα επιπλέον αρνητικό αποτέλεσμα αυτής της μεθόδου είναι πως όσο τα μεγέθη των παραθύρων μεταβάλλονται οι εκτιμήσεις της μεθόδου δεν παραμένουν σταθερές. Αυτό σημαίνει πως όσο τα παράθυρα αλλάζουν, η μέθοδος δε συνεχίζει να εστιάζει στην ίδια περιοχή, είτε η περιοχή είναι πιθανώς επικίνδυνη είτε όχι.

Μερικά ενδεικτικά δείγματα παρουσιάζονται στα Σχήματα 4.13 (παράδειγμα που υποδεικνύει την αλλαγή των "επικίνδυνων περιοχών" όσο τα παράθυρα αλλάζουν) και 4.14 (ενδεικτικά αποτελέσματα των εκτιμήσεων της ApEn) :

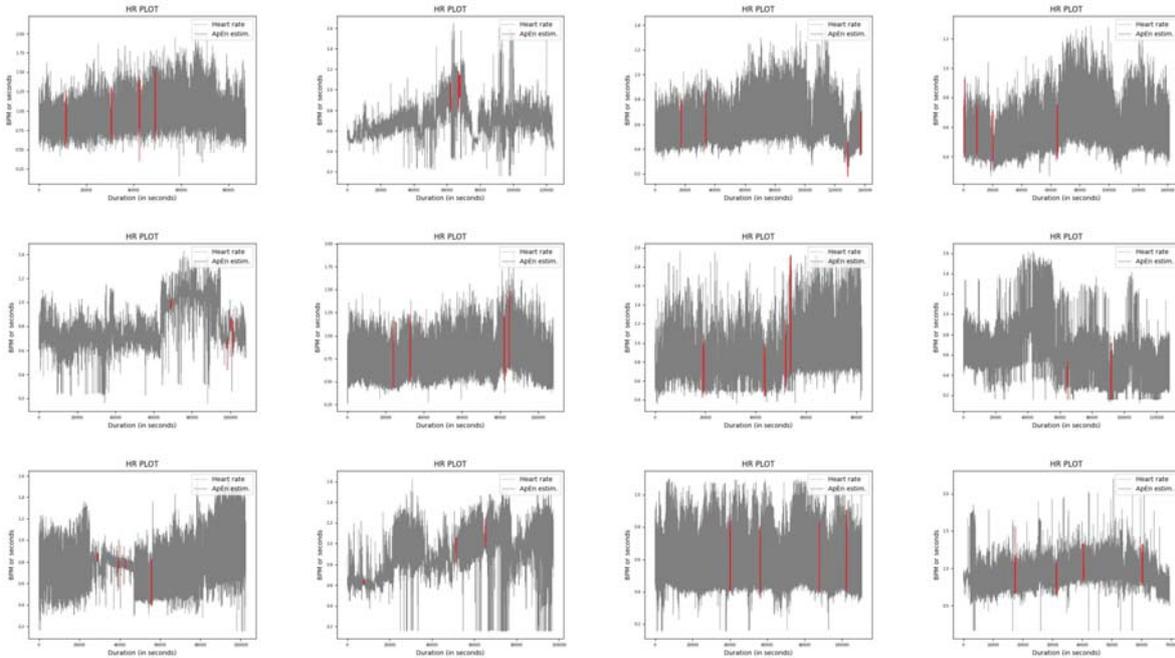
- AVG: Η συγκεκριμένη μέθοδος σε αντίθεση με την προηγούμενη έχει πιο εύ-



Σχήμα 4.12: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



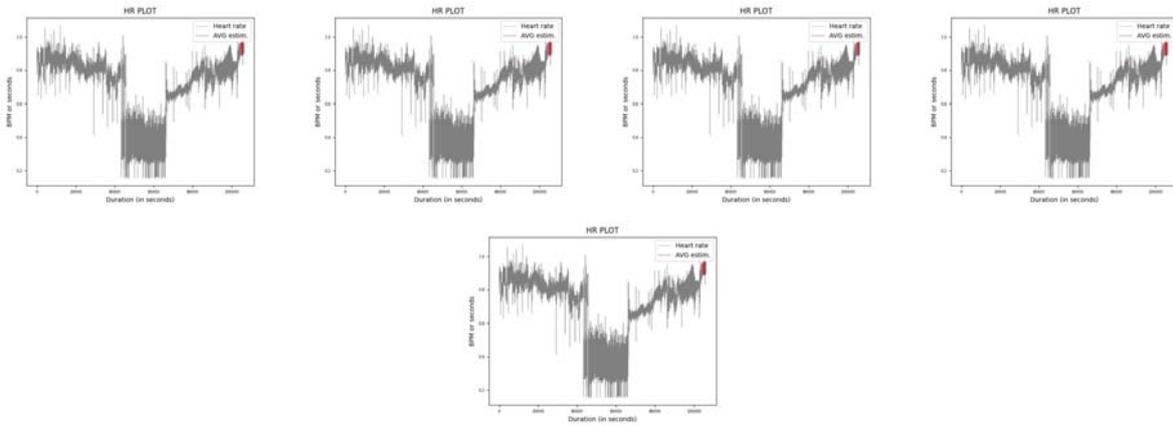
Σχήμα 4.13: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



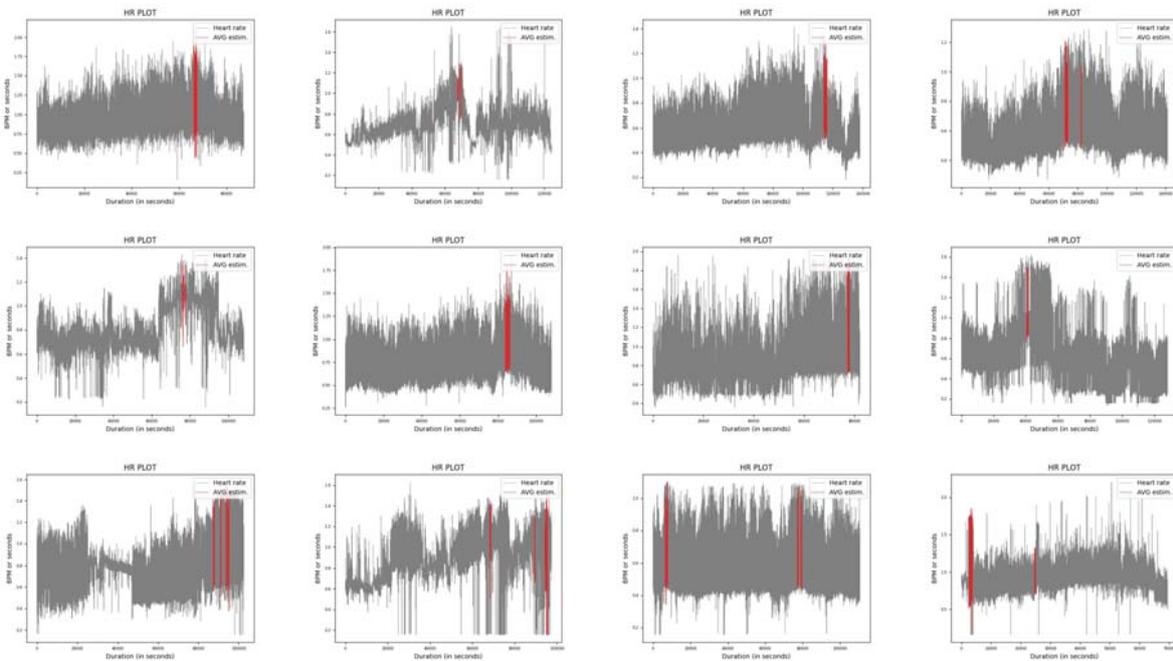
Σχήμα 4.14: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική ApEn)

στοχα αποτελέσματα και μεγαλύτερη σταθερότητα (Σχήμα 4.15). Υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες οι εκτιμήσεις ταυτίζονται με περιοχές-παλμούς με μη φυσιολογική καρδιακή λειτουργία, εξαιτίας της μορφολογίας του σήματος δεν είναι επιτυχείς (Σχήμα 4.16).

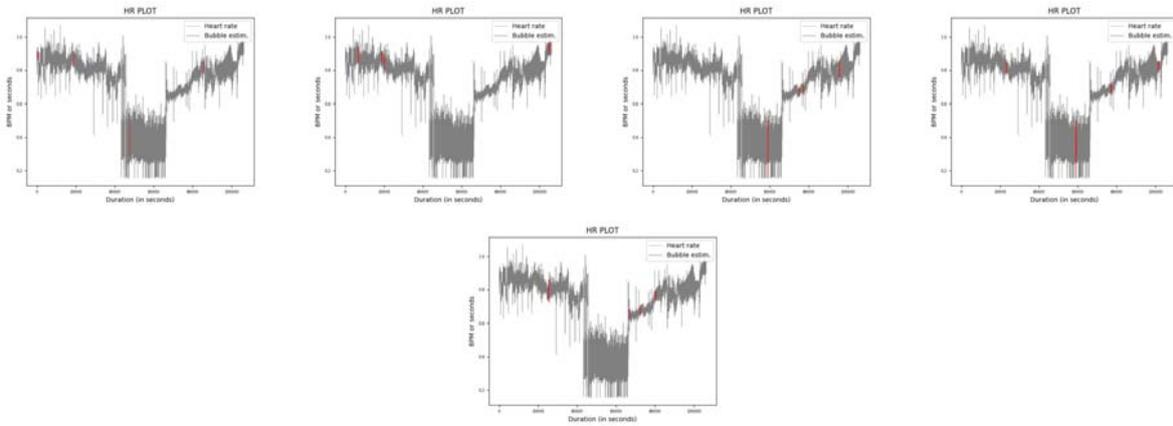
- Bubble: Σε αντίθεση με την ApEn σε αυτή τη μέθοδο παρατηρείται πως όσο το μέγεθος του παραθύρου αυξάνεται, οι προβλέψεις του αλγορίθμου γίνονται πιο εύστοχες (Σχήμα 4.17), χωρίς αυτό να αναιρεί τη μη σταθερότητα της μεθόδου με την αλλαγή των μεγεθών σε κάθε δείγμα. Παρόλα αυτά τα αποτελέσματα είναι πιο ενθαρρυντικά (Σχήμα 4.18).
- Rényi: Η απόδοση αυτής της μετρικής θεωρείται μέτρια. Αυτό αιτιολογείται από τη μορφολογία του σήματος. Ενώ εντοπίζονται περιοχές που χαρακτηρίζονται ως μη φυσιολογικές, τα δείγματα βρίσκονται πολύ συχνά σε παρόμοια κατάσταση με αποτέλεσμα να μην εντοπίζονται οι πιο ακραίες από τις περιοχές. Αυτό που παρατηρείται είναι η εστίαση της μετρικής στις περιοχές με τις χαμηλότερες αριθμητικά τιμές και όχι στις υψηλές (Σχήματα 4.19, 4.20).
- RMSSD: Ίσως η μετρική με τα καλύτερα αποτελέσματα. Σταθερή όσο τα μεγέθη παραθύρων αλλάζουν (συγκλίνουν στις περισσότερες περιπτώσεις στην



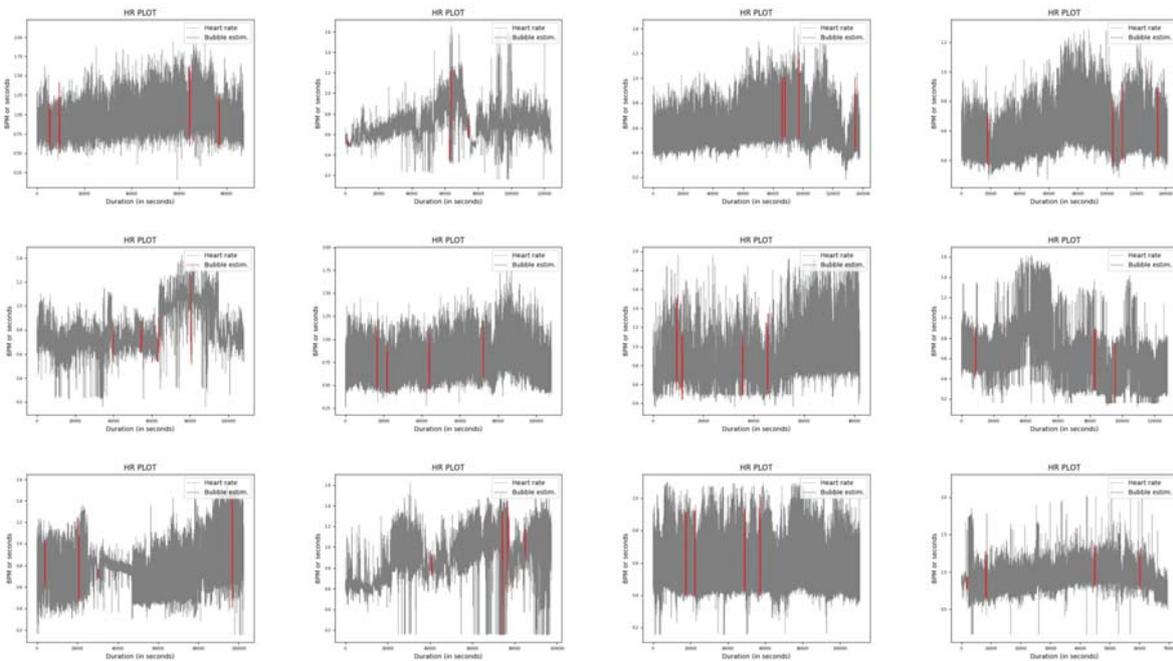
Σχήμα 4.15: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



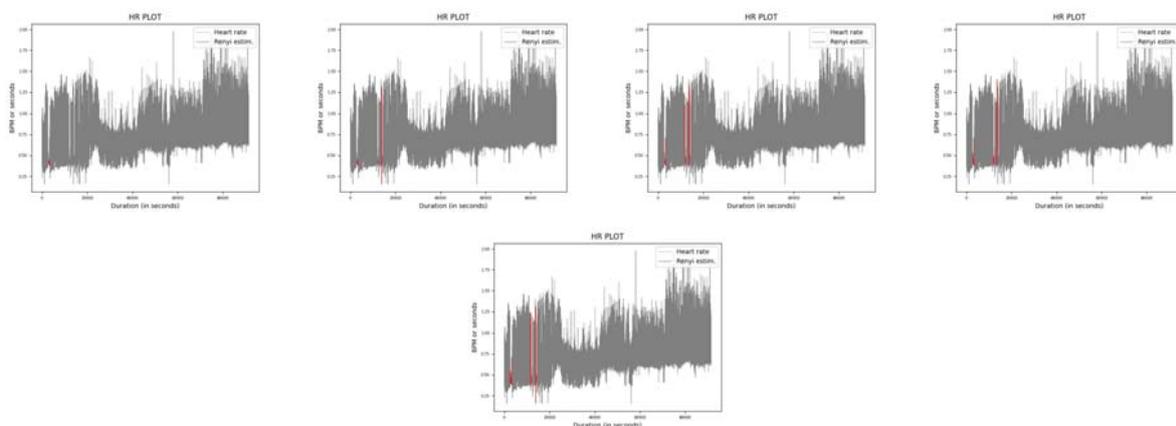
Σχήμα 4.16: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική AVG)



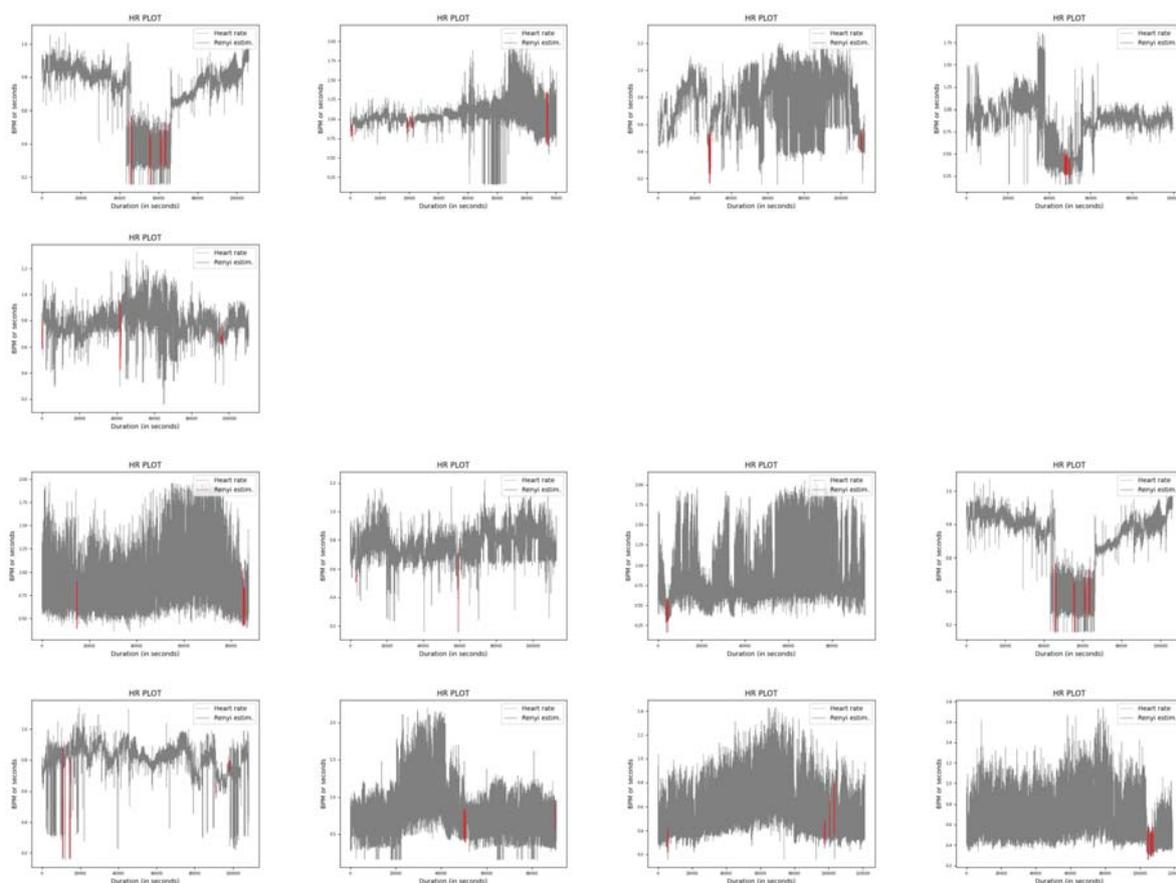
Σχήμα 4.17: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



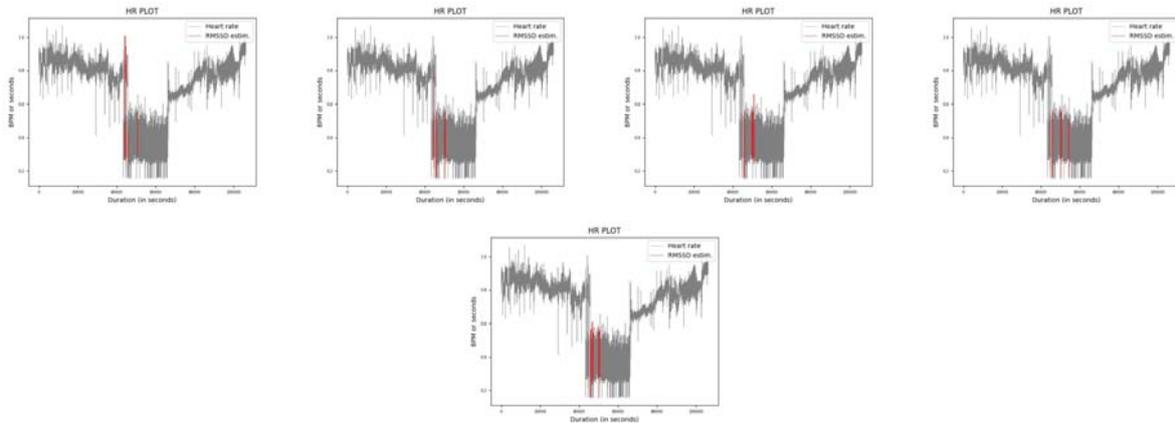
Σχήμα 4.18: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Bubble)



Σχήμα 4.19: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



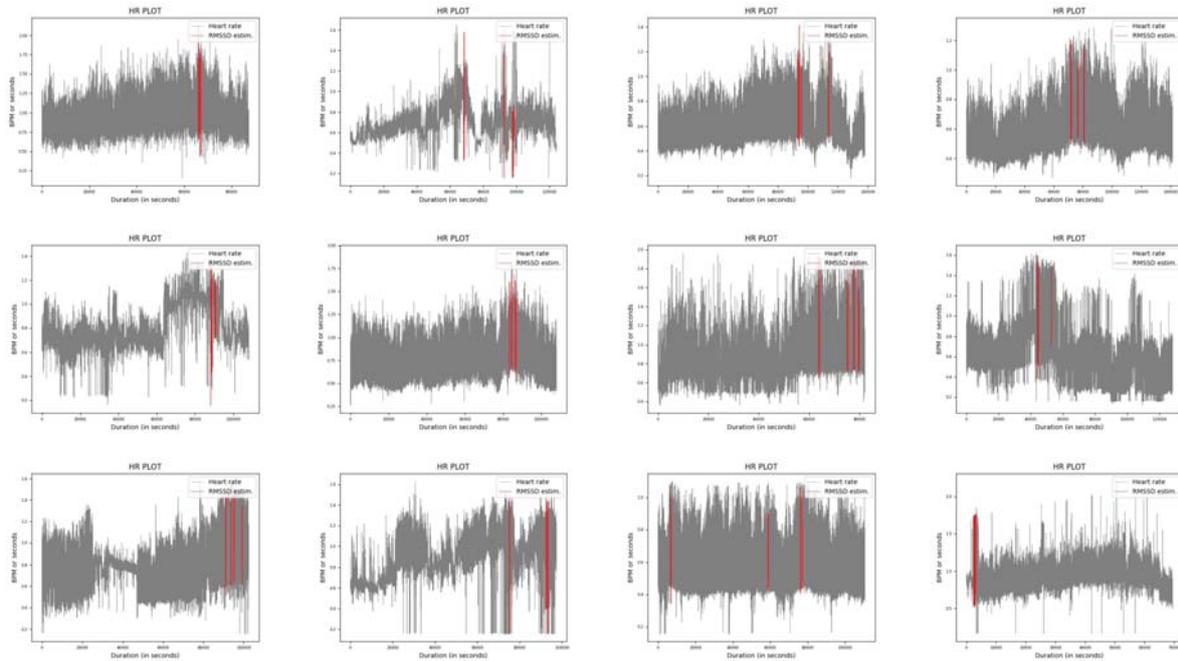
Σχήμα 4.20: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Rényi)



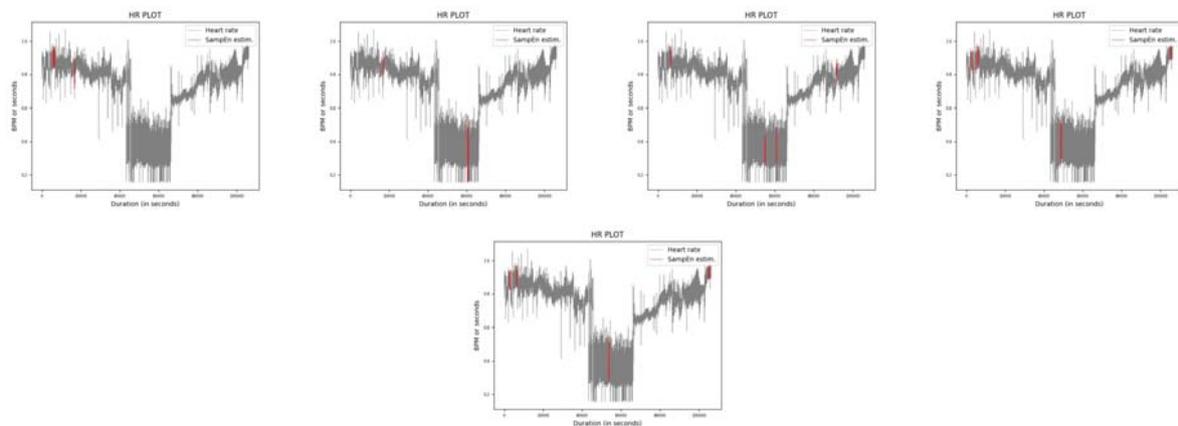
Σχήμα 4.21: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

ίδια περιοχή εκτίμησης) και στην πλειοψηφία των δειγμάτων εντοπίζονται οι περιοχές με μεγαλύτερη πιθανότητα μη φυσιολογικής καρδιακής δραστηριότητας, αν και αυτό δε σημαίνει πολλά, λόγω της μόνιμης κατάστασης του σήματος. Ενδεικτικά αποτελέσματα των εκτιμήσεων αυτής της μετρικής εμφανίζονται στα Σχήματα 4.21, 4.22.

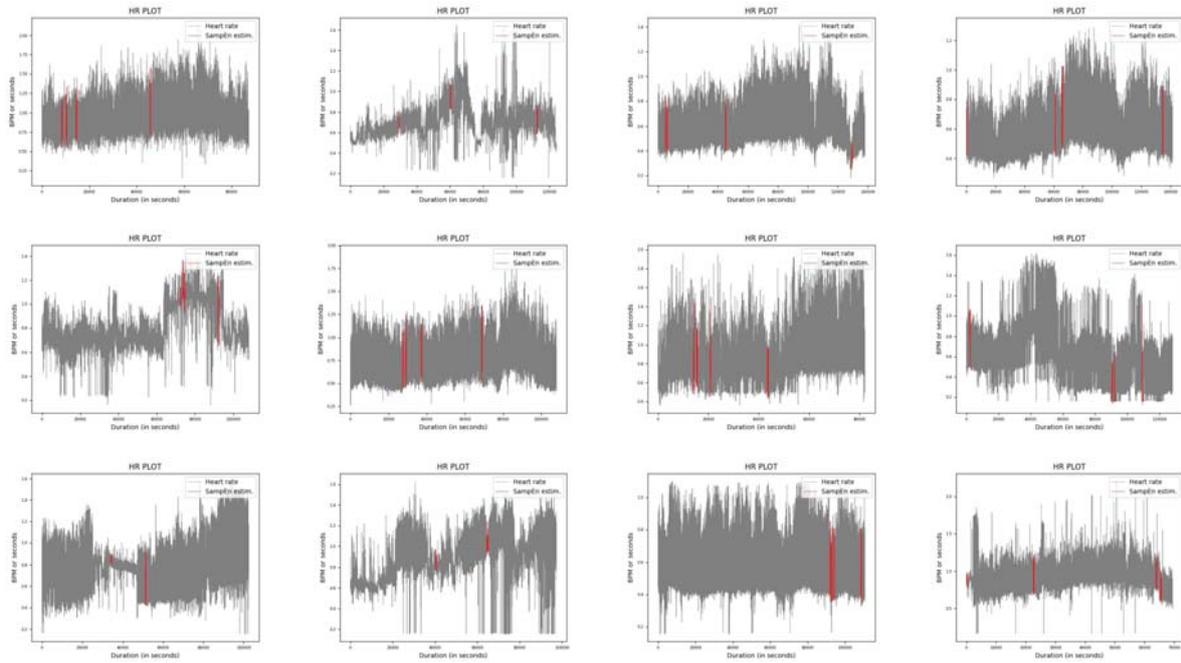
- SampEn: Η εικόνα που αποδίδει παραπέμπει στην εικόνα της ApEn με την ίδια αστάθεια και άστοχη εκτίμηση. Αυτή η διαπίστωση είναι κάτι που εύκολα διακρίνεται και "με το μάτι" από τα αποτελέσματα των διαγραμμάτων στα Σχήματα 4.23, 4.24.
- Shannon: Τα αποτελέσματα εκτίμησης αυτής της μεθόδου βρίσκονται σε μία μέση κατάσταση. Υπάρχουν τόσο δείγματα που εντοπίζουν παλμούς με πολύ υψηλές τιμές όσο και περιπτώσεις που οι εκτιμήσεις είναι εντελώς άστοχες. Ακόμα, η μέθοδος συγκλίνει στις περισσότερες περιπτώσεις στην ίδια περιοχή, ανεξαρτήτως του μεγέθους του παραθύρου (Σχήμα 4.25, Σχήμα 4.26).
- STD: Μία ακόμη μετρική με αρκετά εύστοχα αποτελέσματα, παραπέμπει στις εκτιμήσεις της RMSSD με αρκετά μεγάλη σταθερότητα και ευστοχία (Σχήμα 4.27, Σχήμα 4.28).
- Haar wavelets: Μια συνοπτική εικόνα για όλες τις κλίμακες των κυματιδίων (από κλίμακα 2 έως και 10) οδηγεί στο συμπέρασμα πως μπορούν να εντοπίσουν περιοχές που μπορούν πιθανώς να αποβούν επικίνδυνες στις περιπτώσεις



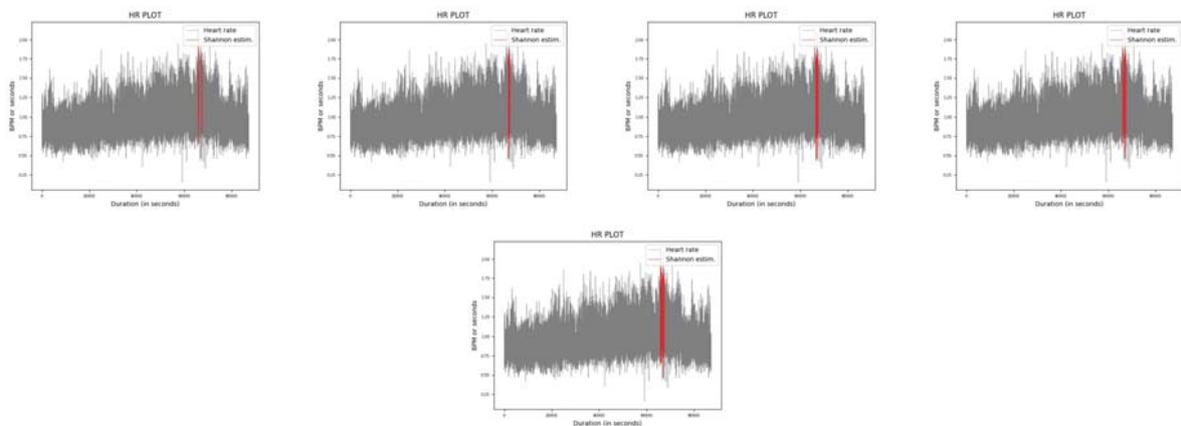
Σχήμα 4.22: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική RMSSD)



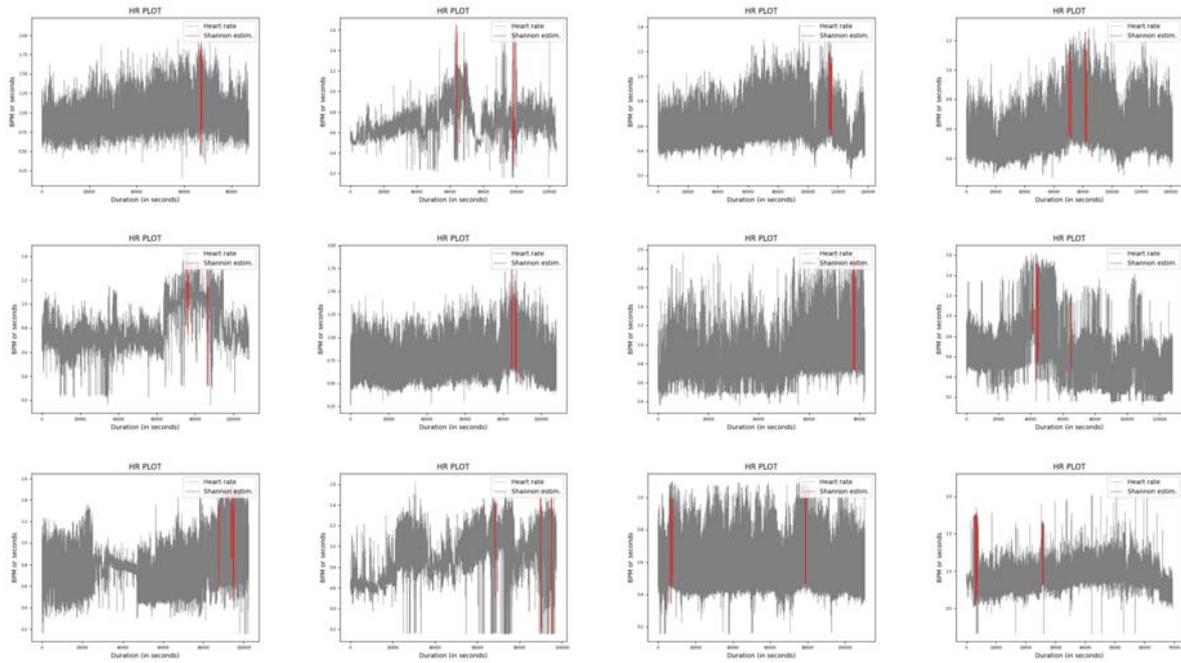
Σχήμα 4.23: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



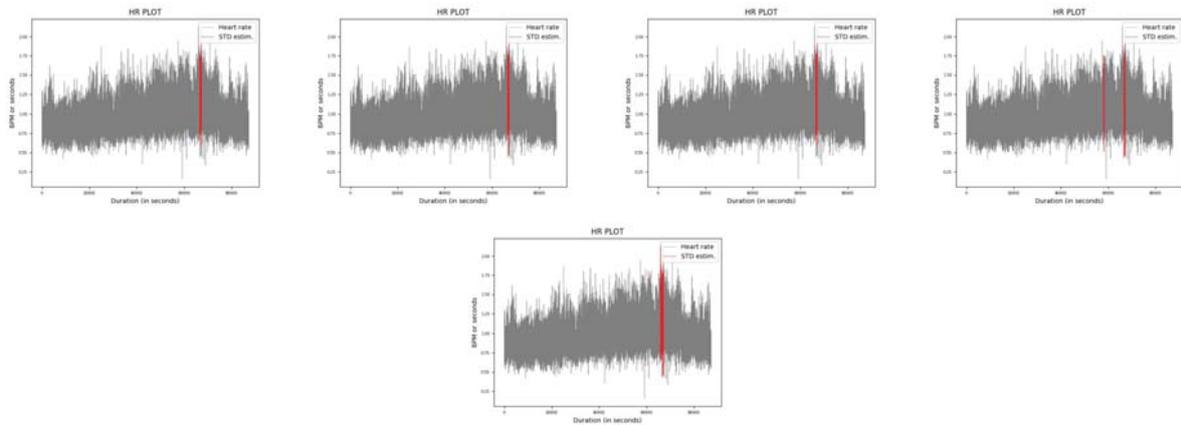
Σχήμα 4.24: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική SampEn)



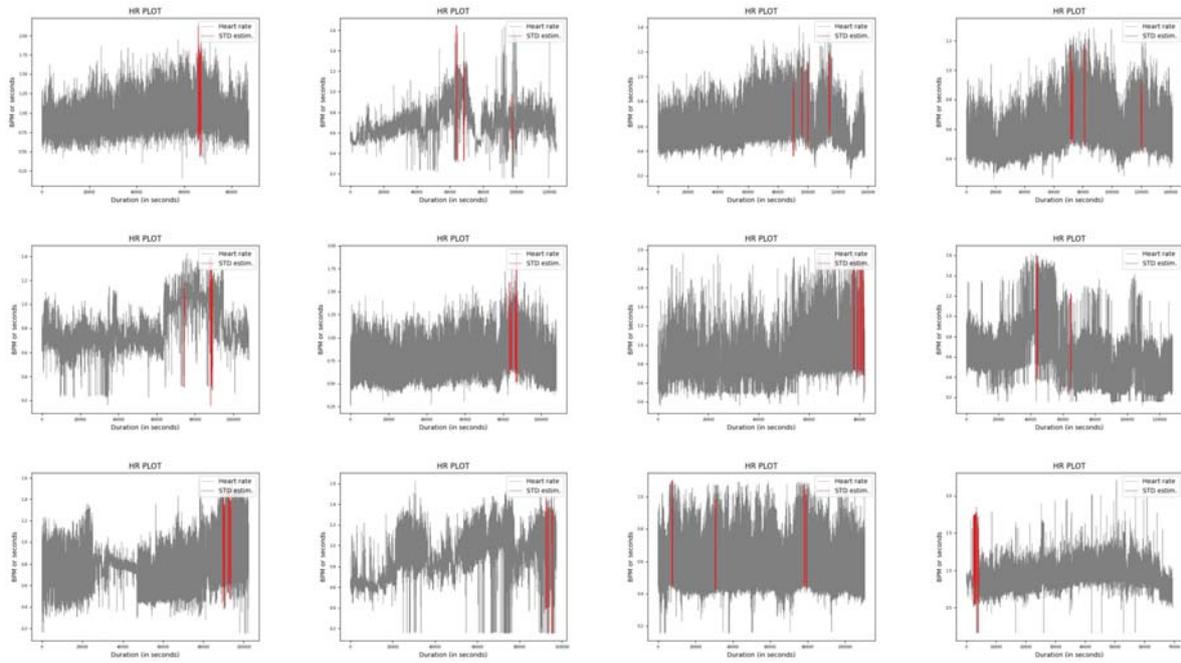
Σχήμα 4.25: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.26: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική Shannon)

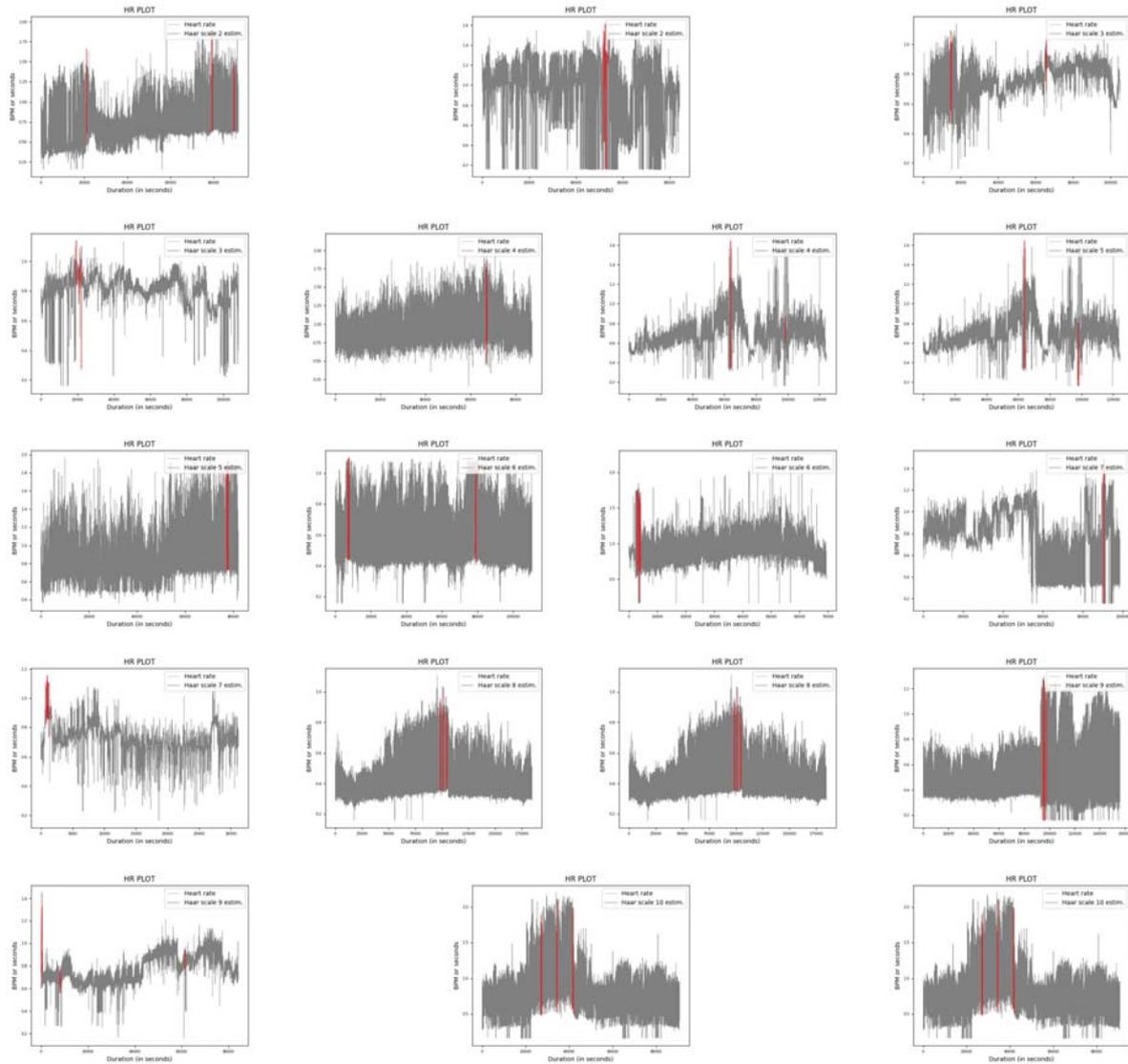


Σχήμα 4.27: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

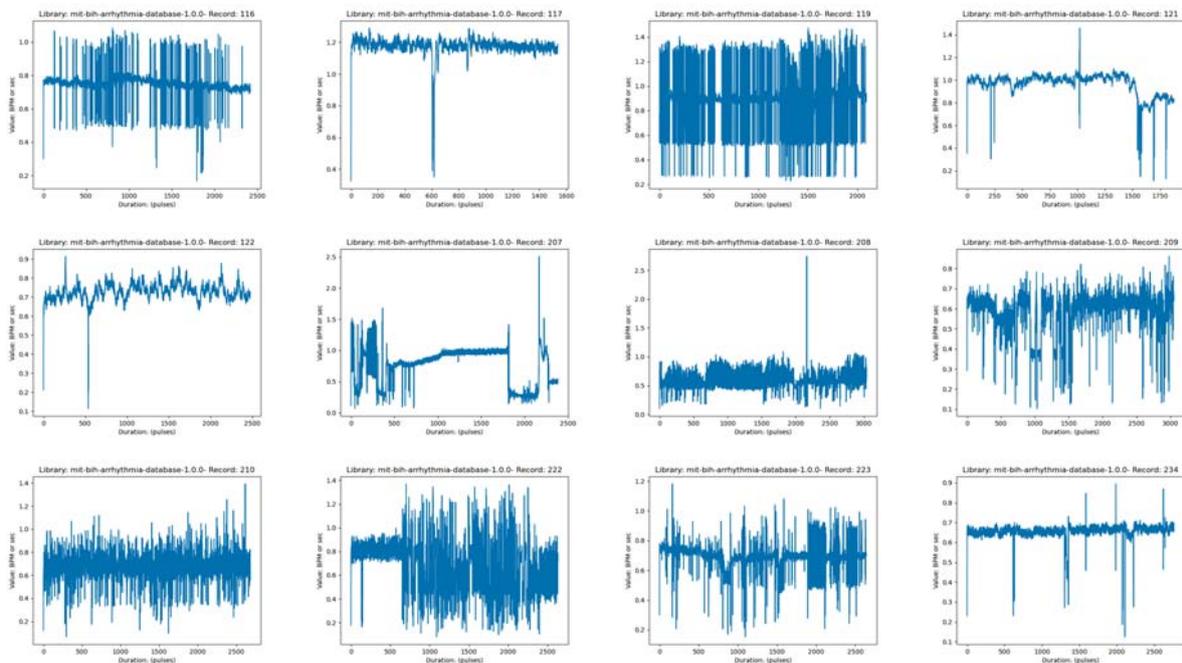


Σχήμα 4.28: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τη μετρική STD)

που το καρδιογράφημα το επιτρέπει. Στα δείγματα των οποίων το σήμα βρισκόταν σε μόνιμη μη φυσιολογική κατάσταση, όπως και με τις προηγούμενες μετρικές, τα κυματίδια δε δείχνουν τα ίδια αποτελέσματα. Όσο ο βαθμός της κλίμακας αυξάνεται, οι εκτιμήσεις φαίνεται να συγκλίνουν η μια στην άλλη και το ίδιο ισχύει για το μέγεθος του παραθύρου. Παραδείγματος χάριν, για μια συγκεκριμένη καταγραφή, στην κλίμακα 2 όσο το μέγεθος του παραθύρου αυξάνεται οι εκτιμήσεις δεν αποκλίνουν ιδιαίτερα η μία από την άλλη. Αντίθετα, φαίνεται να υπάρχει μια σύγκλιση. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για την πλειοψηφία των υπόλοιπων μεγεθών, τόσο για την κλίμακα εκτίμησης όσο και για τα μεγέθη των παραθύρων (Σχήμα 4.29). Μιας και οι περιοχές που εντοπίζονται από τα κυματίδια είναι σε μεγάλη πλειοψηφία παρόμοια ή πανομοιότυπα η απεικόνιση των εκτιμήσεων κατά τη μεταβολή των παραθύρων παραλείπεται (όταν η κλίμακα ισοδυναμεί με 10 οι εκτιμήσεις μεταβάλλονται ελάχιστα).



Σχήμα 4.29: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Long Term AF Database για τα κυματίδια Haar)

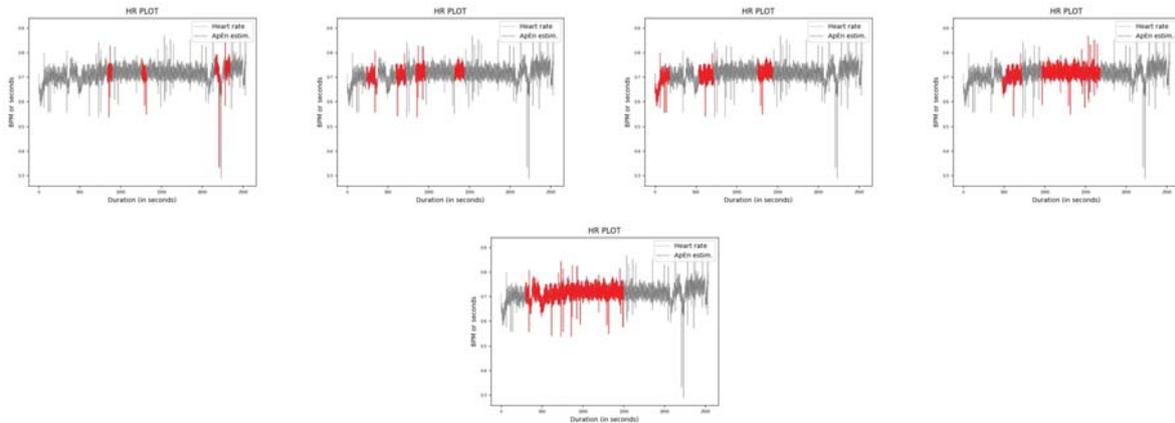


Σχήμα 4.30: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

4.2.2 MIT-BIH Arrhythmia Database

Σε αυτή την περίπτωση, τα αποτελέσματα είναι αρκετά ενθαρρυντικά. Τα δείγματα της συγκεκριμένης βάσης δε διαθέτουν ιδιαίτερο θόρυβο και έντονες αυξομειώσεις. Για αυτόν ακριβώς το λόγο, στα δείγματα στα οποία δε βρίσκονται σε μόνιμη αταξία, ο αλγόριθμος εντοπίζει αρκετά εύκολα και συχνά τις περιοχές που αποκλίνουν και οδηγούν στην εικόνα της "επικίνδυνης" περιοχής. Παρόλα αυτά, υπάρχουν και αρκετά δείγματα τα οποία, ενώ δε βρίσκονται σε μόνιμη κατάσταση εκτός του φυσιολογικού και οι διαταραχές είναι περιορισμένες, όταν εμφανίζονται, διαρκούν μεγάλη χρονική περίοδο. Με αυτό τον τρόπο, ενώ οι περιοχές που εντοπίζονται από τον αλγόριθμο είναι σωστές, δεν είναι οι μόνες ούτε και οι πιο έντονες, δίνοντας την εικόνα μιας λανθασμένης εκτίμησης. Σαν γενικότερο σχόλιο επομένως μπορεί να σημειωθεί πως όταν τα δείγματα είναι πιο ευκρινή και λιγότερο άστατα, οι εκτιμήσεις των μετρικών είναι αναμενόμενα πιο ακριβείς. Τα μεγέθη παραθύρων που εξετάστηκαν ήταν τα [60, 120, 180, 240, 300] δευτερόλεπτα. Τα αρχικά δείγματα είχαν την εξής εικόνα (Σχήμα 4.30): Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου τα αποτελέσματα ήταν τα:

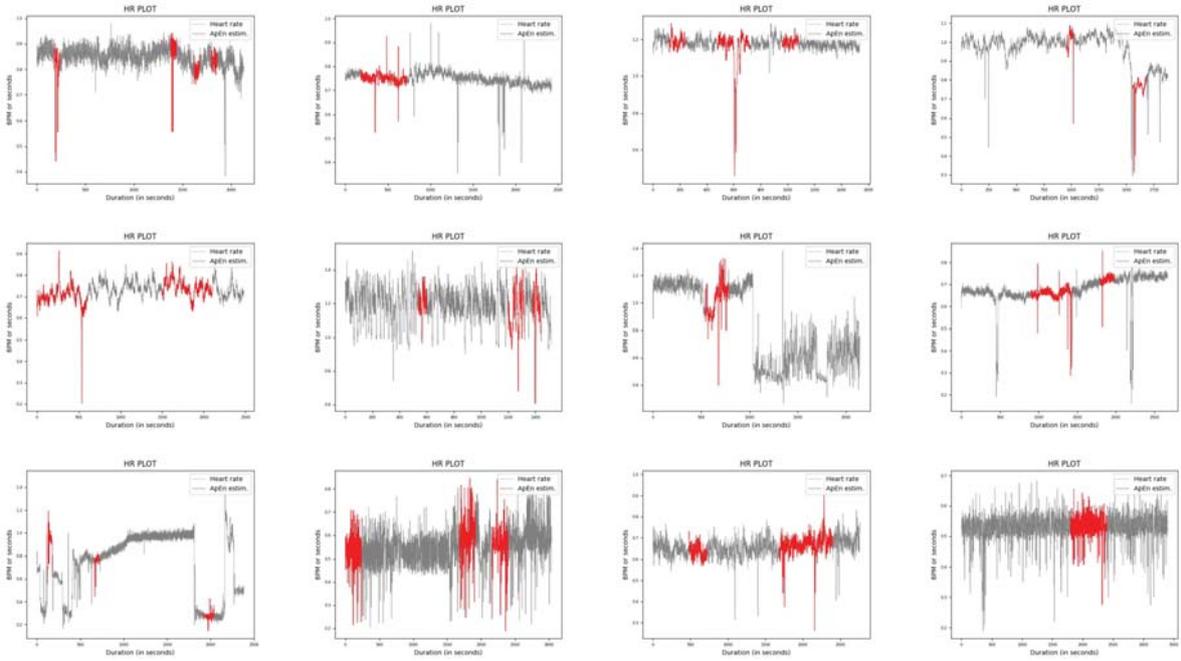
- ArEn: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη παρατηρείται το εξής· όσο πιο ακραίες είναι



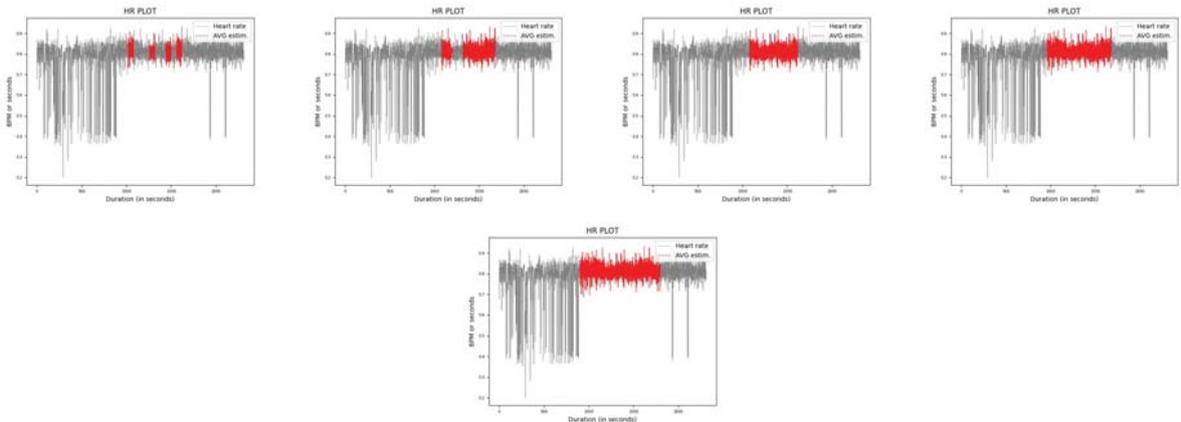
Σχήμα 4.31: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

οι τιμές των παραθύρων (τα 60 δευτερόλεπτα ή τα 300 παραδείγματα χάριν) τόσο πιο έγκυρες είναι οι εκτιμήσεις του αλγόριθμου. Παρόλα αυτά, αν και αυτή η μέθοδος καταφέρνει να εντοπίσει περιοχές με μη φυσιολογική λειτουργία (πάντα σε σύγκριση με τη μέση λειτουργία και τιμές ολόκληρου του σήματος) δεν καταφέρνει σε αρκετές περιπτώσεις να εντοπίσει τις μέγιστες ή ελάχιστες τιμές. Μερικά δείγματα των εκτιμήσεων της ApEn παρουσιάζονται εδώ (Σχήμα 4.31, Σχήμα 4.32):

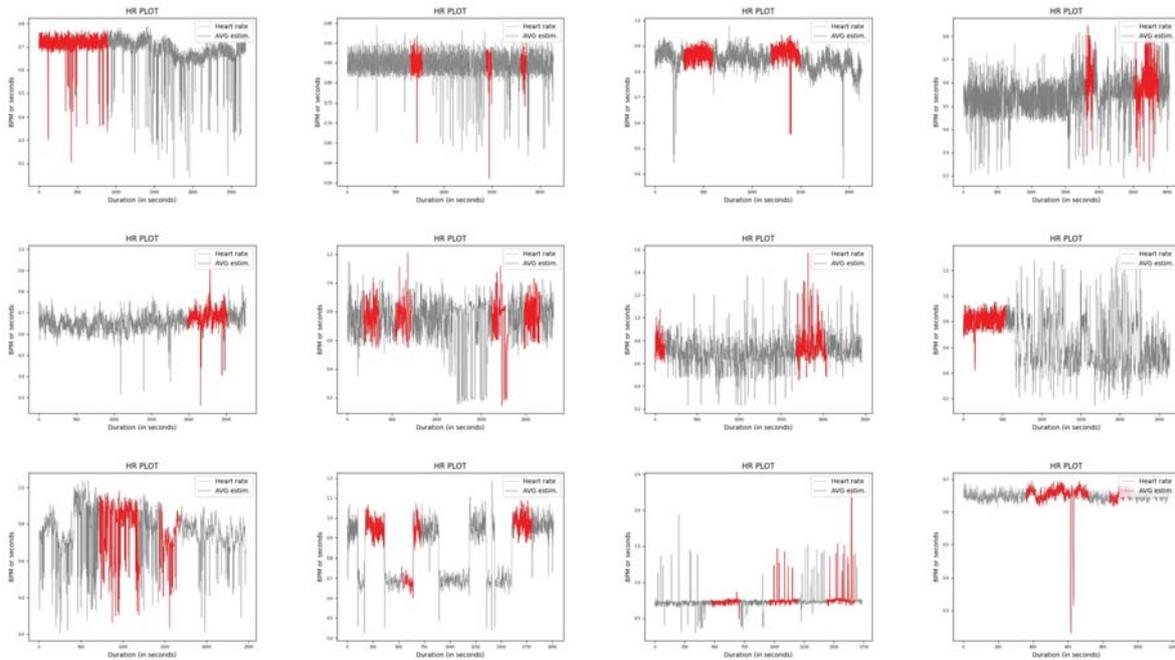
- **AVG:** Σε αντίθεση με την προηγούμενη βιβλιοθήκη, εδώ τα αποτελέσματα των εκτιμήσεων δεν είναι τόσο ικανοποιητικά. Το γεγονός ότι τα αποτελέσματά της παραμένουν σταθερά όσο το μέγεθος του παραθύρου αλλάζει (δηλαδή οι περιοχές που εκτιμώνται ως μη φυσιολογικές είναι παρόμοιες ανεξαρτήτως του μεγέθους του παραθύρου), πολλές φορές αποτελεί μειονέκτημα. Ενώ υπάρχουν καταγραφές στις οποίες τα αποτελέσματα είναι εύστοχα, δεν ισχύει το ίδιο για το σύνολο των σημάτων. Στη συνέχεια παρουσιάζονται ενδεικτικά μερικά από τα αποτελέσματα (Σχήμα 4.33, Σχήμα 4.34).
- **Bubble:** Όπως και στην προηγούμενη βιβλιοθήκη, τα αποτελέσματα αυτής της μεθόδου εκτίμησης εντροπίας είναι πιο αξιόπιστα σε σύγκριση με την ApEn. Στις περισσότερες καταγραφές καταφέρνει να εντοπίσει περιοχές του σήματος που αποκλίνουν από τη φυσιολογική λειτουργία της καρδιάς (συχνά και τις πιο "έντονες" περιοχές του σήματος). Αν και τα αποτελέσματα εντοπισμού είναι αρκετά ευνοϊκά, δεν είναι και αλάνθαστα. Στη συνέχεια παρουσιάζονται



Σχήμα 4.32: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn)



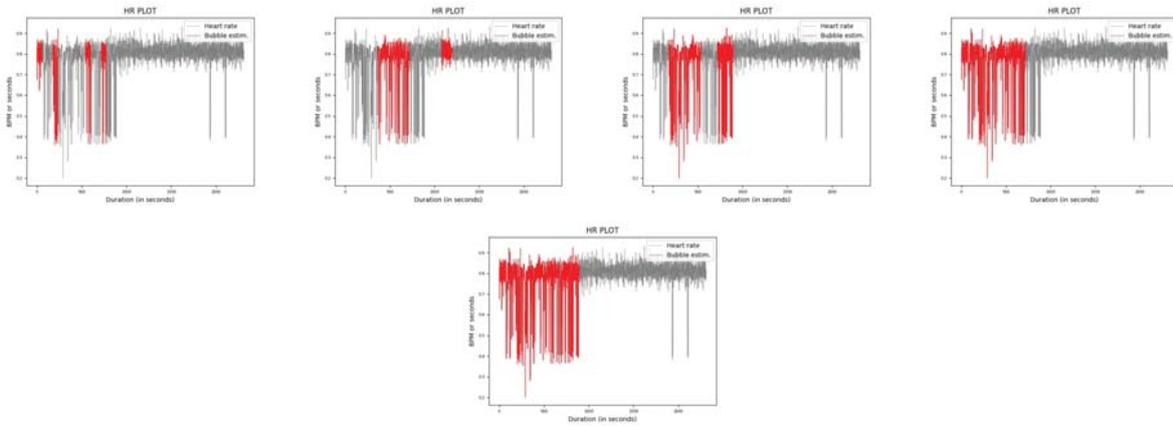
Σχήμα 4.33: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική AVG με αρνητικά αποτελέσματα (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



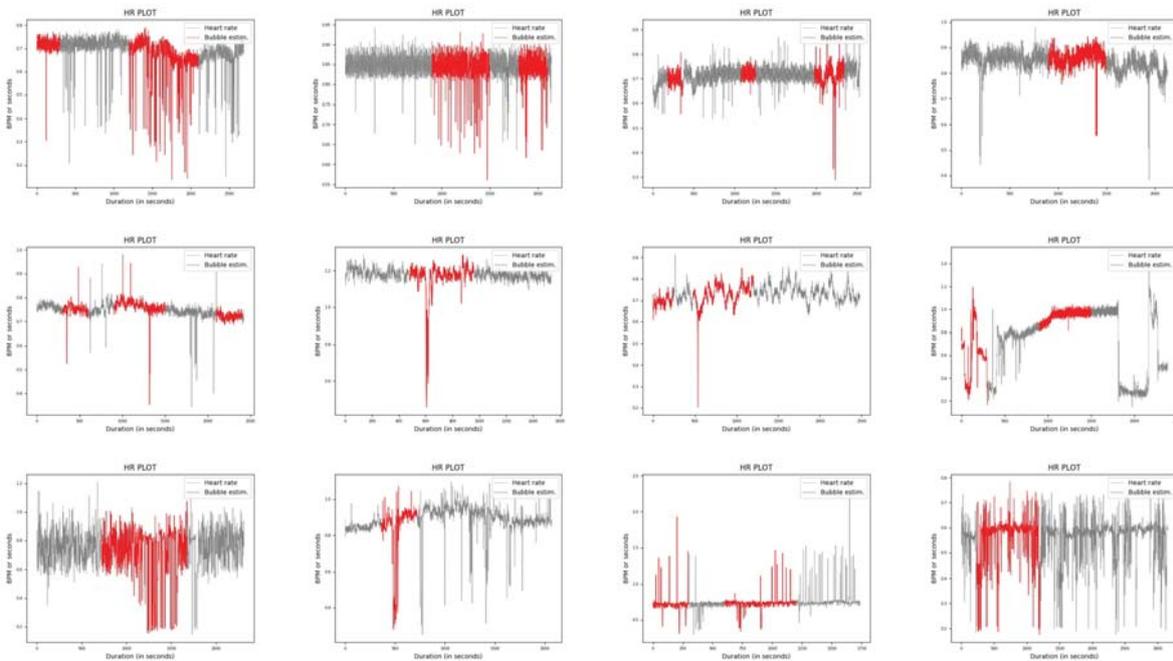
Σχήμα 4.34: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική AVG)

ενδεικτικά αποτελέσματα της μεθόδου (Σχήμα 4.35, Σχήμα 4.36).

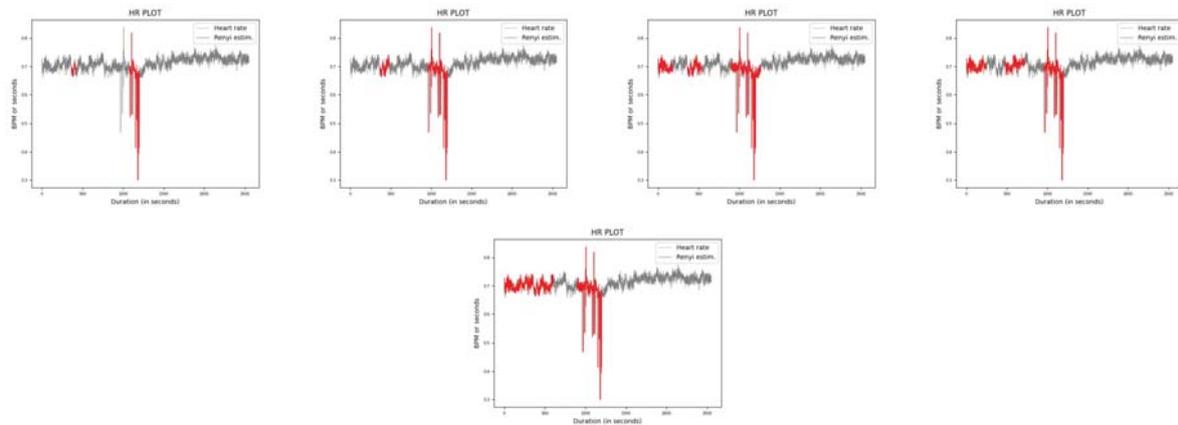
- Rényi: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη φαίνεται η απόδοσή της να βελτιώνεται σε σύγκριση με την προηγούμενη. Είναι πιθανό η συντομότερη διάρκεια των δειγμάτων να ευνοεί την εκτίμηση. Σε μεγάλο ποσοστό των δειγμάτων καταφέρνει να εντοπίσει περιοχές που αποκλίνουν σε μεγάλο βαθμό από τη μέση λειτουργία του σήματος και γενικότερα από τη φυσιολογική καρδιακή λειτουργία (Σχήματα 4.37, 4.38).
- RMSSD: Εξακολουθεί να παραμένει σταθερή στις εκτιμήσεις της και την ευστοχία τους, μιας και στην πλειοψηφία των περιπτώσεων καταφέρνει να εντοπίσει περιοχές με την υψηλότερη αποκλίνοσα από το φυσιολογικό λειτουργία. Αυτό που διαφέρει από την προηγούμενη βιβλιοθήκη, χωρίς αυτό να επηρεάζει απαραίτητα το αποτέλεσμα, είναι ότι δεν παραμένει τόσο σταθερή όσο μεταβάλλεται το μέγεθος του παραθύρου. Παρόλα αυτά, παραμένει από τις πιο ακριβείς μετρικές στο σύνολο αυτώ που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη μελέτη. Ακολουθούν μερικά από τα παραγόμενα γραφήματα με τα αποτελέσματα των εκτιμήσεων του αλγορίθμου (Σχήμα 4.39, Σχήμα 4.40).
- SampEn: Οι εκτιμήσεις εξακολουθούν να αποτελούν άστοχα παραδείγματα,



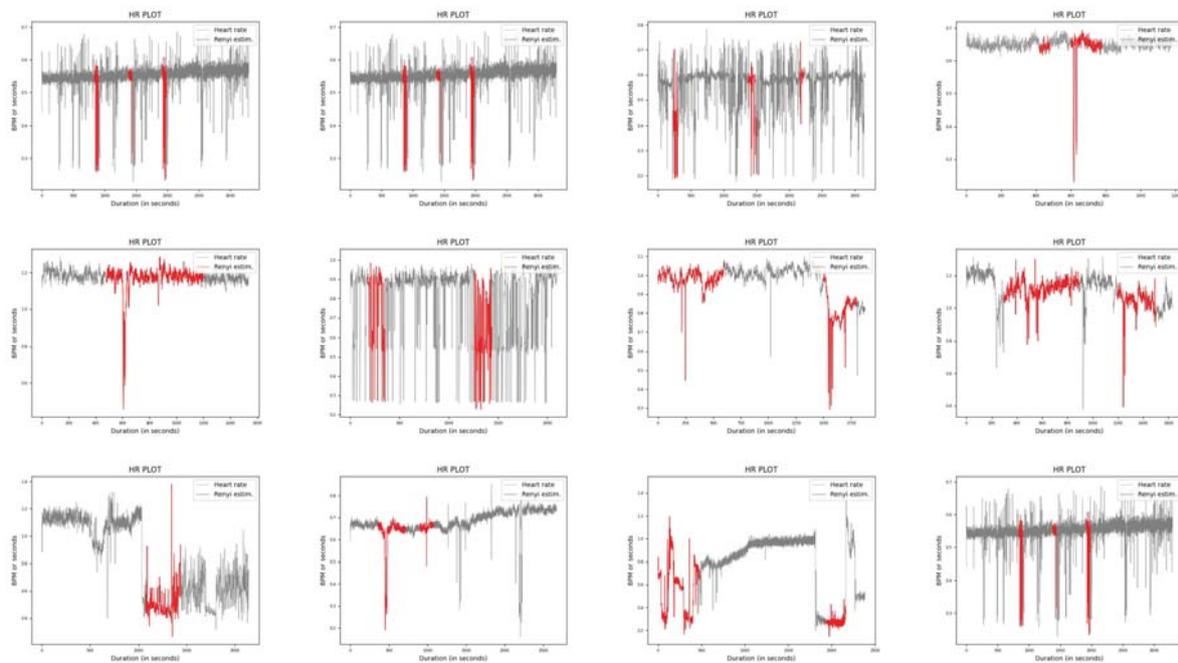
Σχήμα 4.35: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



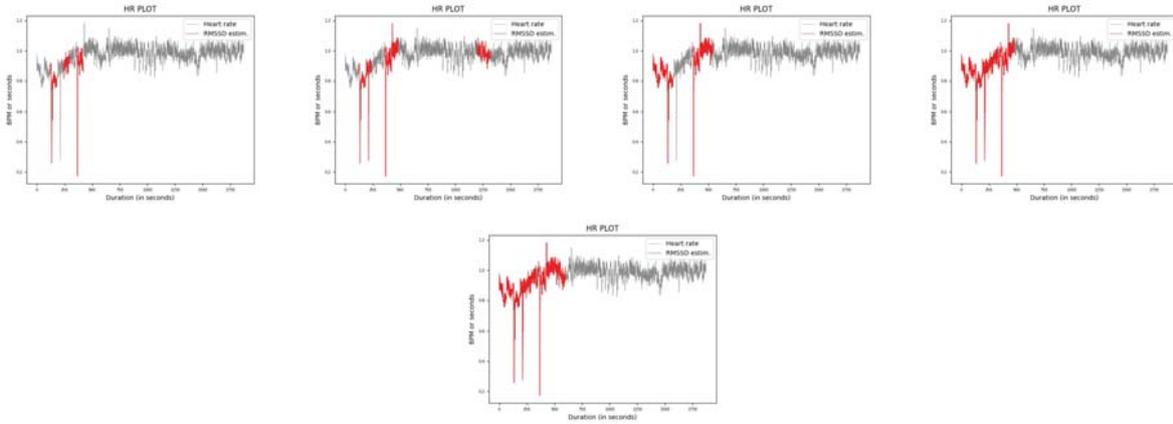
Σχήμα 4.36: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy)



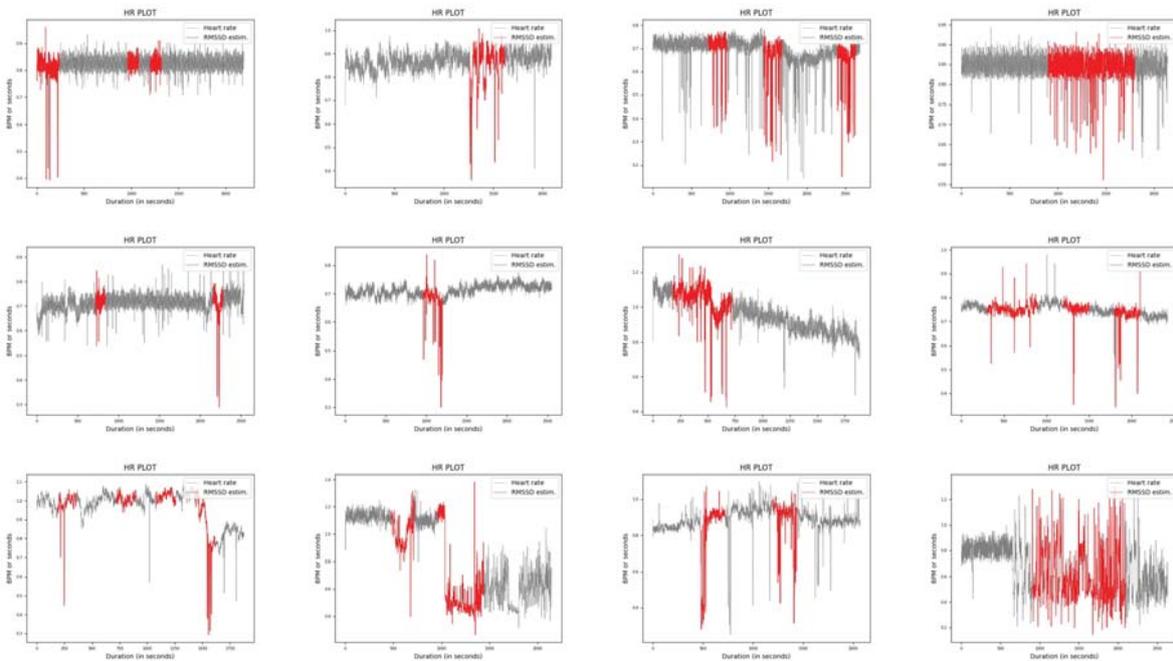
Σχήμα 4.37: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



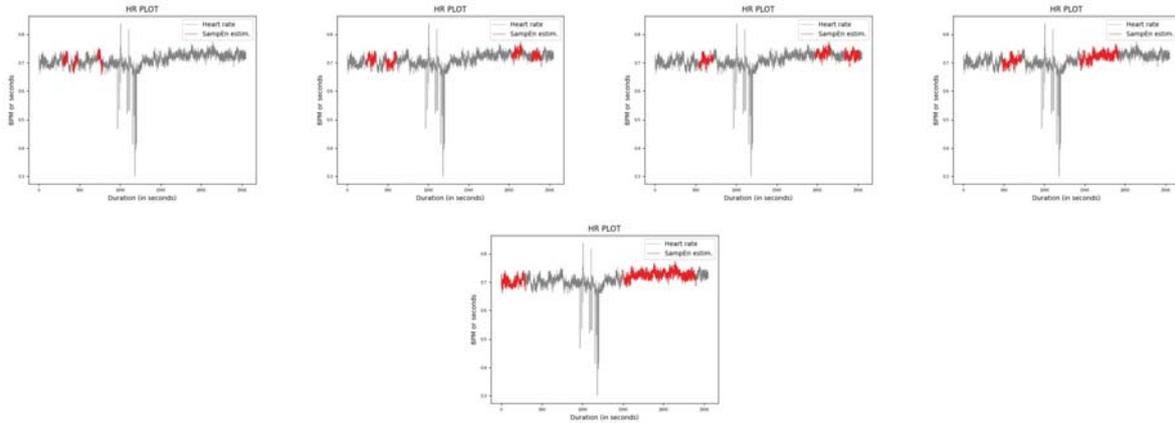
Σχήμα 4.38: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi



Σχήμα 4.39: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



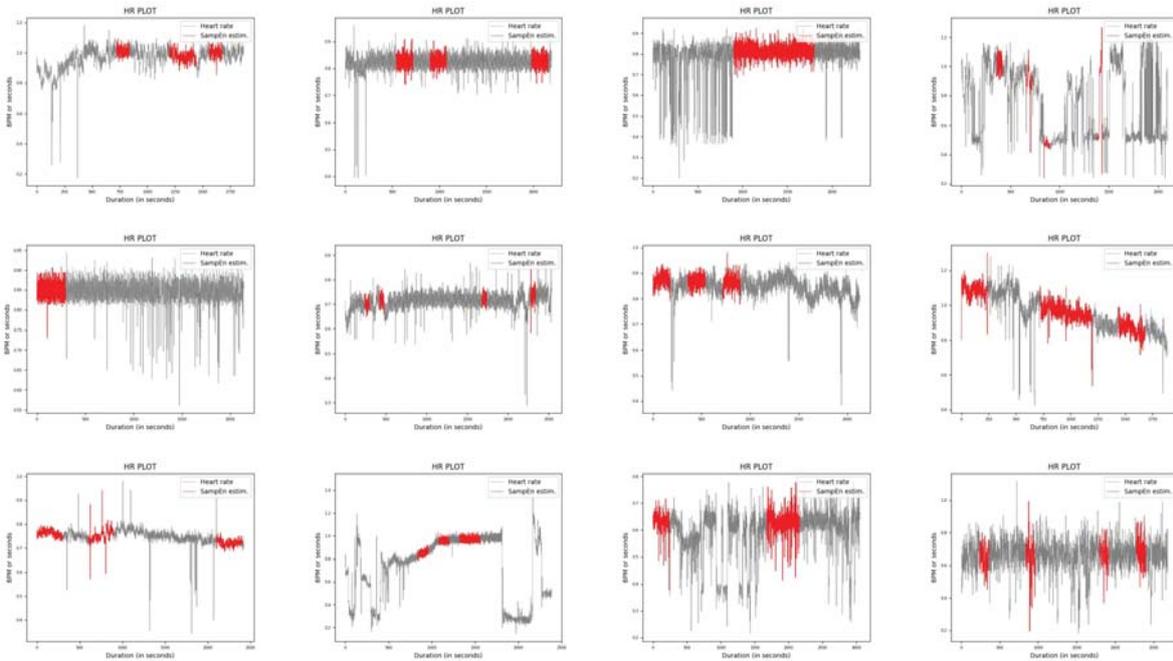
Σχήμα 4.40: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD



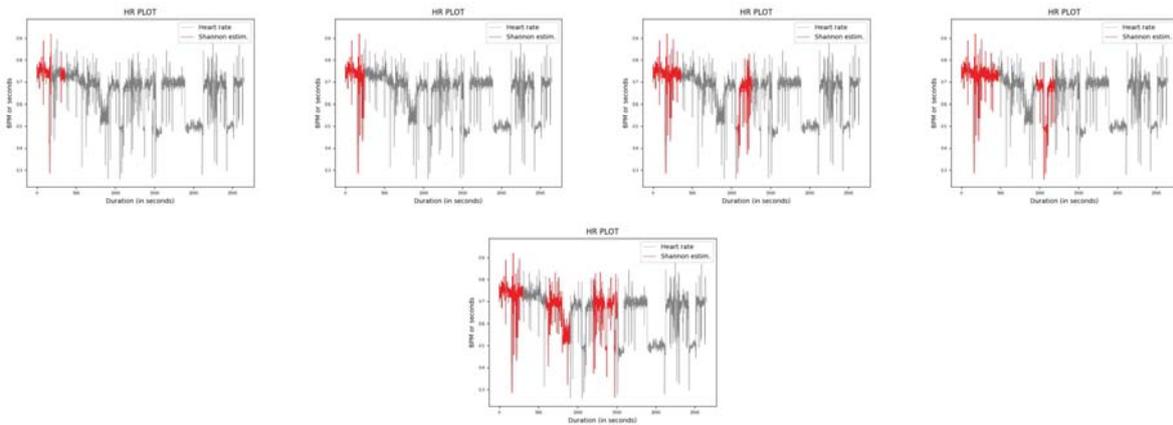
Σχήμα 4.41: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

αλλά όταν η καταγραφή είναι πιο σύντομη, τότε καταφέρνει να εκτιμήσει τις επιθυμητές περιοχές. Το μέγεθος του παραθύρου δεν επηρεάζει ιδιαίτερα την εκτίμηση, δεν υπάρχουν δηλαδή περιπτώσεις στις οποίες τα ελάχιστης ή μέγιστης τιμής παράθυρα ευνοούν ή δυσκολεύουν την ακρίβεια της μεθόδου. Η γενικότερη εικόνα, όμως, δείχνει πως δεν αποτελεί την κατάλληλη μέθοδο για την εκτίμηση των συγκεκριμένων περιοχών. Μερικά από τα αποτελέσματα φαίνονται στα ακόλουθα γραφήματα (Σχήμα 4.41, Σχήμα 4.42)

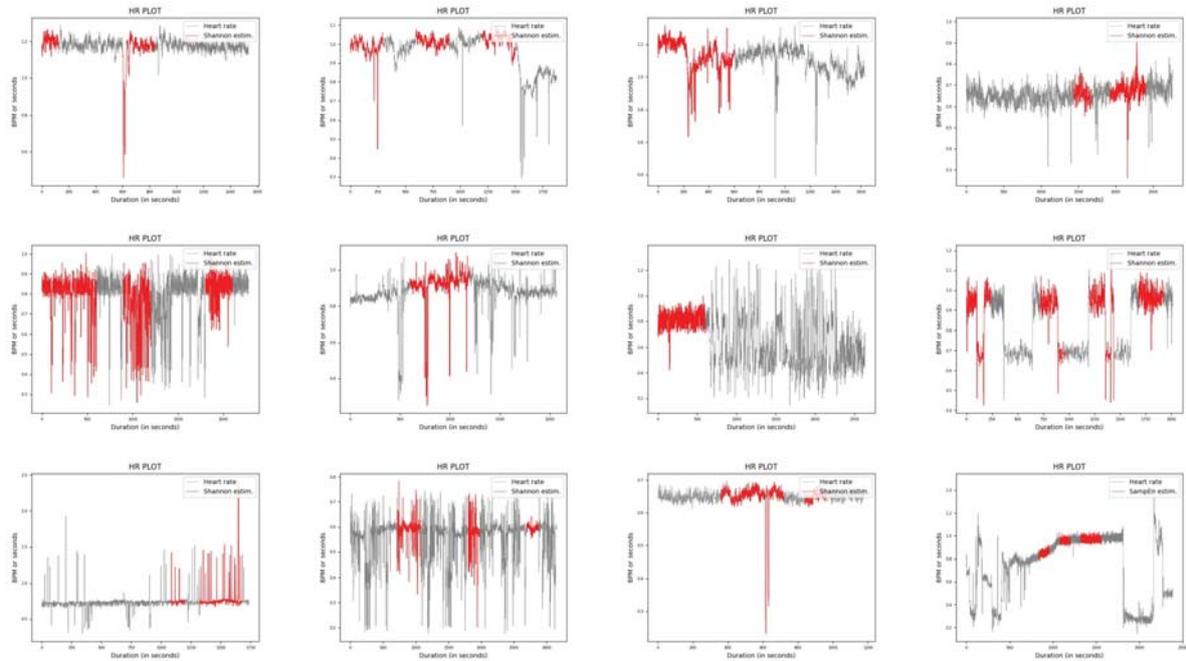
- Shannon: Οι εκτιμήσεις της συγκεκριμένης μεθόδου βρίσκονται σε μια ενδιαμέση κατάταξη. Το μέγεθος του παραθύρου δεν επηρεάζει με κάποιο τρόπο τις προβλέψεις, χωρίς όμως και να τις ευνοεί. Η περίπτωση στην οποία θα μπορούσε πιθανώς να φανεί χρήσιμη θα ήταν ο συνδυασμός της με κάποια άλλη μετρική. Ως μονάδα δεν μπορεί να θεωρηθεί η πιο έμπιστη. Μερικά αποτελέσματα ακολουθούν στα Σχήματα 4.43 και 4.44.
- STD: Οι εκτιμήσεις είναι αρκετά εύστοχες. Η μέθοδος παραμένει στα δείγματα αυτής της βιβλιοθήκης σταθερή και πλησιάζει σε ακρίβεια την RMSSD. Παρόλα αυτά, έχει μερικές παραπάνω αστοχίες από αυτή. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται παρακάτω (Σχήμα 4.45, Σχήμα 4.46):
- Haar wavelets: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη φαίνεται οι εκτιμήσεις να αποκλίνουν ελαφρώς περισσότερο σε σχέση με την προηγούμενη. Αυτό συμβαίνει επειδή οι καταγραφές είναι συντομότερες. Παρόλα αυτά, οι προβλέψεις του αλγορίθμου είναι συνεπείς στην πλειοψηφία των περιπτώσεων. Οι εκτιμήσεις παραμένουν



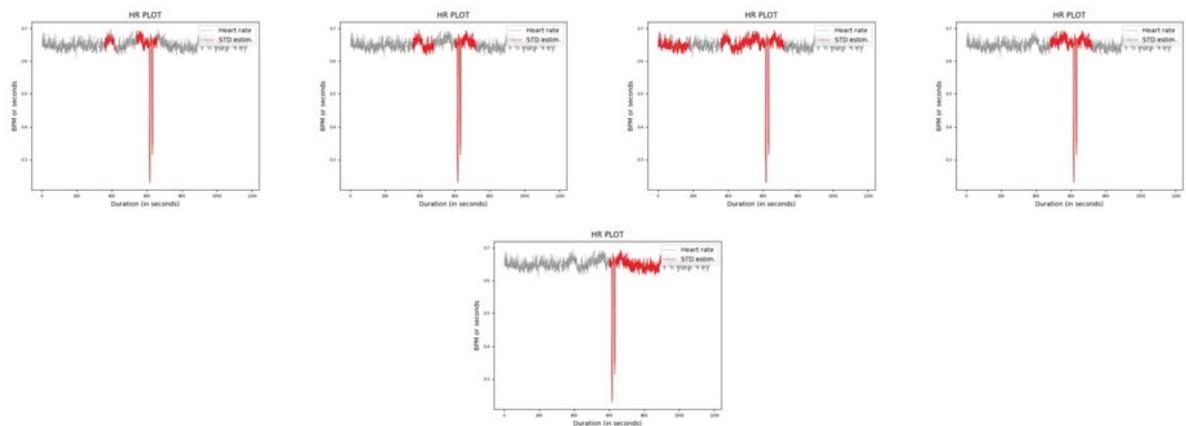
Σχήμα 4.42: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn



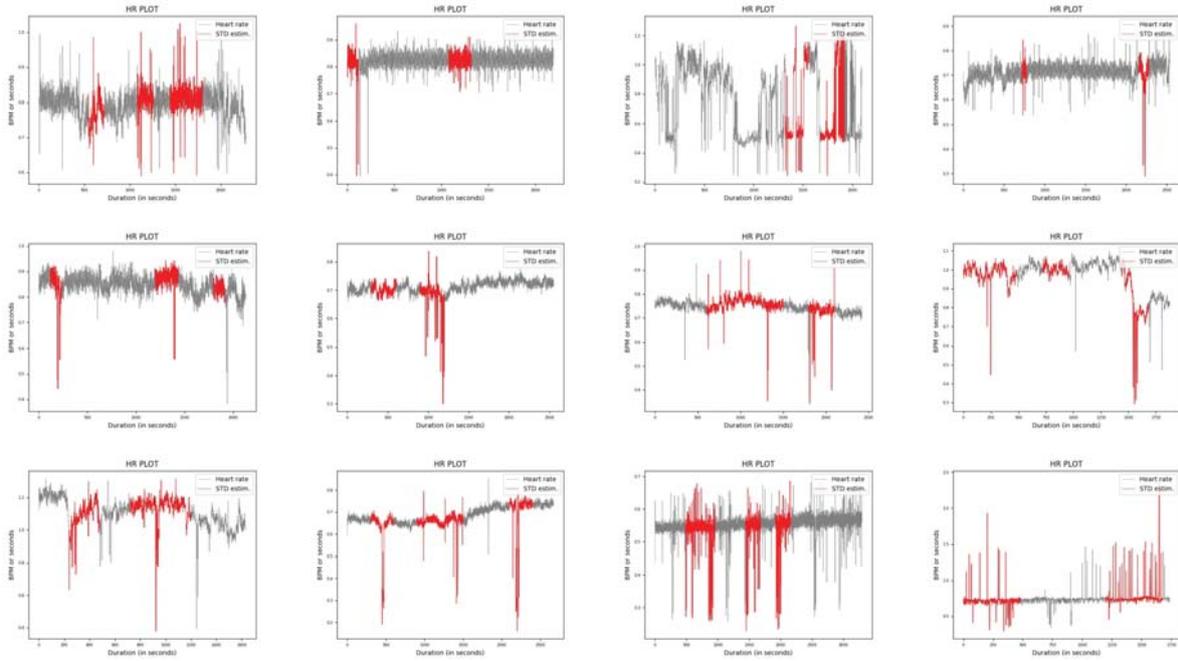
Σχήμα 4.43: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.44: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon Entropy



Σχήμα 4.45: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

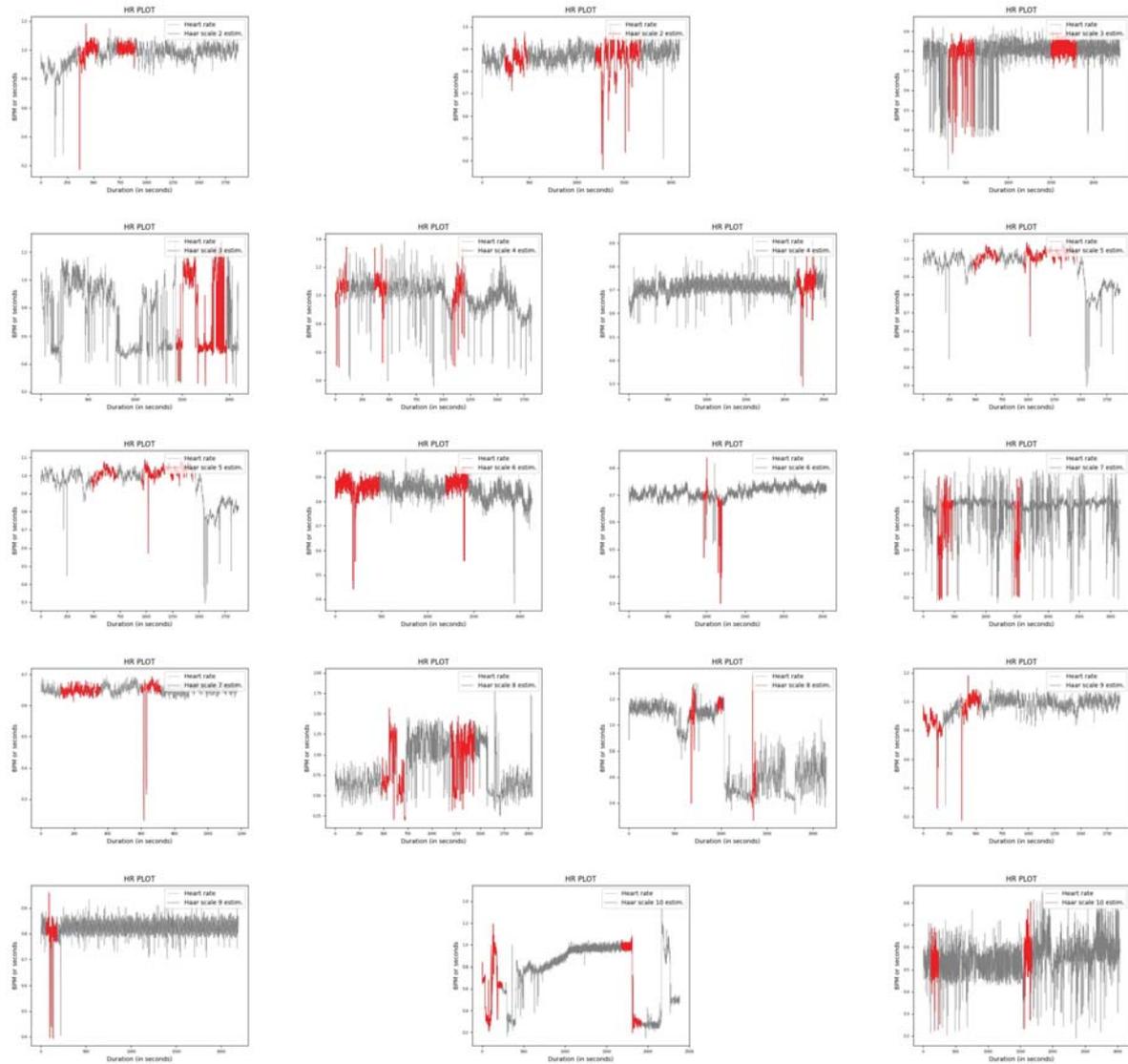


Σχήμα 4.46: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τη μετρική STD

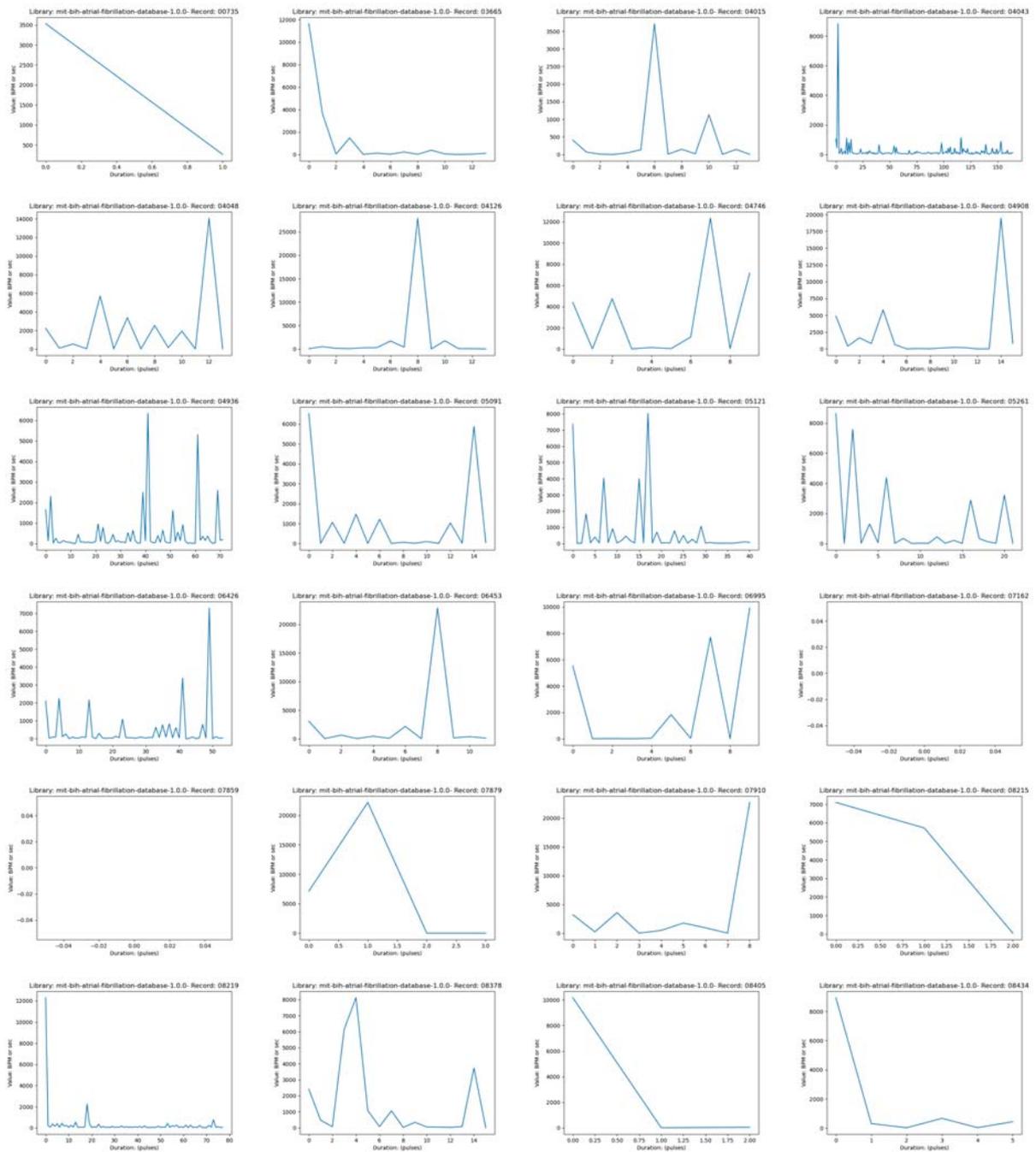
όμοιες στις διαφορετικές τιμές των παραθύρων (από 60 έως και 300 δευτερόλεπτα) και στις αυξανόμενες τιμές της κλίμακας εκτίμησης των κυματιδίων. Αν και οι εκτιμήσεις εύστοχες, δεν αποτελούν την πιο ακριβή από τις μετρικές μιας και οι αστοχίες παραμένουν (Σχήμα 4.47).

4.2.3 MIT-BIH Atrial Fibrillation Database

Η πολύ σύντομη διάρκεια των καταγραφών δεν επέτρεψαν στον αλγόριθμο να εφαρμοστεί σε αυτή τη βιβλιοθήκη. Τα μεγέθη παραθύρων που εφαρμόστηκαν ήταν τόσο τα 60, 120, 180, 240 και 300 δευτερόλεπτα αλλά και μικρότερου μεγέθους παράθυρα σε μια προσπάθεια προσαρμογής των αποτελεσμάτων. Τα πειραματικά μεγέθη αυτά είχαν διάρκεια 15, 20 και 30 δευτερόλεπτα· δεν μπόρεσαν όμως να αποδώσουν όπως αναμενόταν. Με αυτά τα αποτελέσματα, λήφθηκε η απόφαση να παραλειφθεί η βιβλιοθήκη από τη συλλογή πειραμάτων. Ενδεικτικά παρουσιάζονται τα αρχικά γραφήματα που προέκυψαν κατά την πρώτη φάση επεξεργασίας των σημάτων (Σχήμα 4.48).



Σχήμα 4.47: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)



Σχήμα 4.48: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

4.2.4 MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database

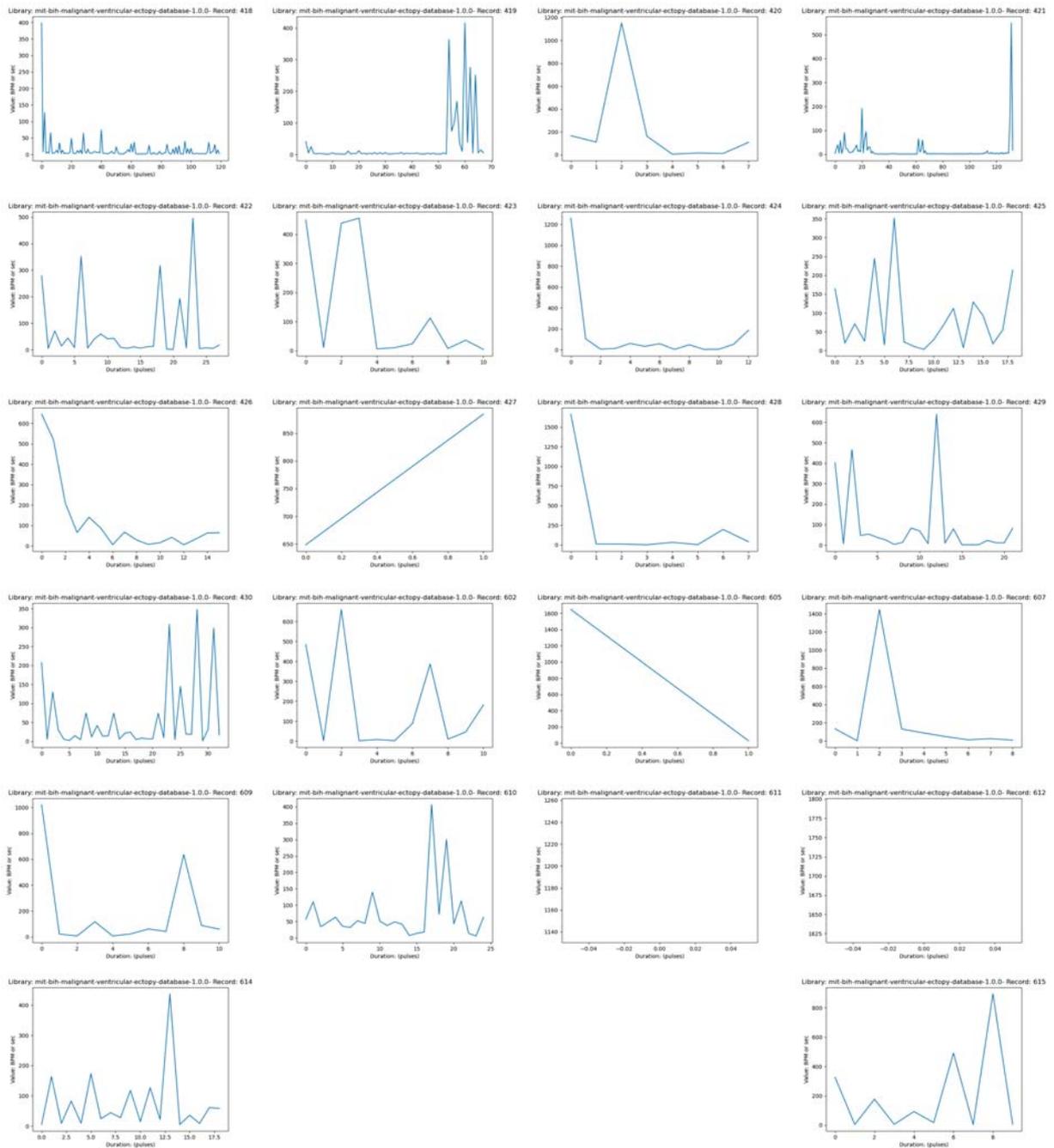
Η ίδια ακριβώς τακτική εφαρμόστηκε και σε αυτή τη βιβλιοθήκη και για τον ίδιο ακριβώς λόγο τα δεδομένα της παραλείφθηκαν από τη συλλογική έρευνα. Στο Σχήμα 4.49 φαίνονται τα αρχικά διαγράμματα της βιβλιοθήκης.

4.2.5 MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database

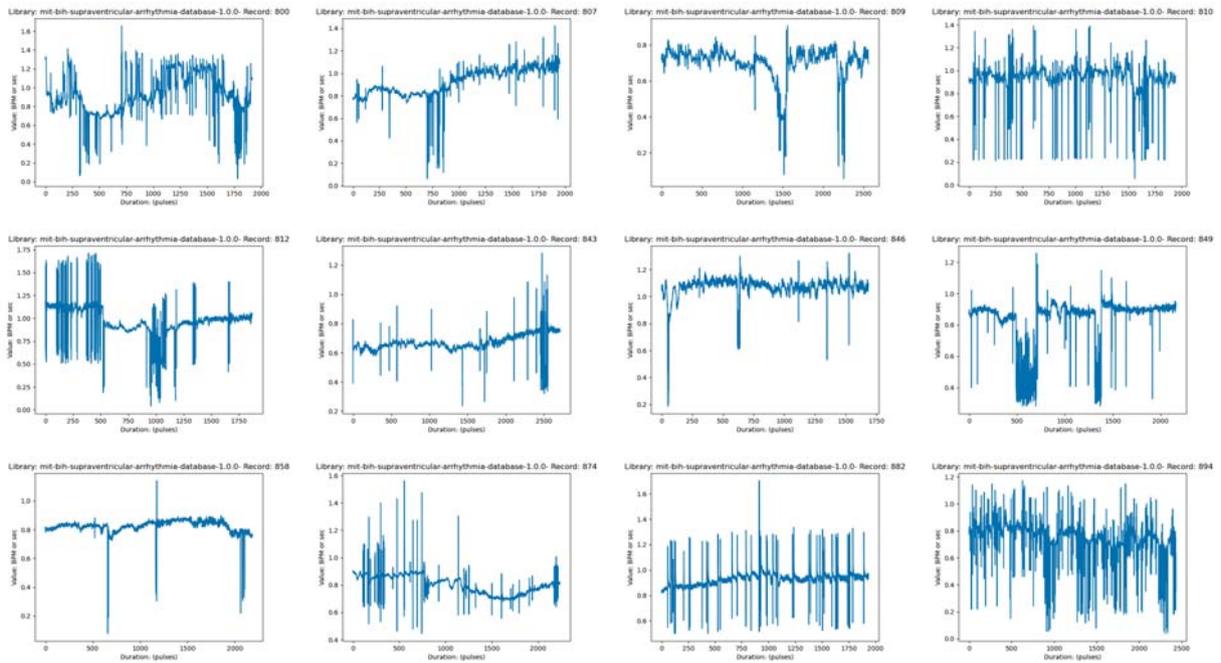
Πρόκειται για μια από τις πιο έγκυρες εκτιμήσεις στο σύνολο των βιβλιοθηκών. Τα σήματα διαθέτουν μια σταθερή και ήπια βάση και οι εξάρσεις του καρδιακού παλμού είναι μεμονωμένες, συμπυκνωμένες και σε τέτοια ένταση που ξεχωρίζουν πολύ εύκολα. Αποτελούν, λοιπόν, ιδανικές καταγραφές για το συγκεκριμένο αλγόριθμο. Σχεδόν σε κάθε περίπτωση οι περιοχές που αποκλίνουν έντονα εντοπίζονται και ταυτίζονται άμεσα με τις επιθυμητές και επικίνδυνες περιοχές καρδιακής δραστηριότητας. Μελετήθηκαν όλα τα συνήθη παράθυρα από 60 έως 300 δευτερόλεπτα. Ακολουθεί μια ενδεικτική αναπαράσταση των αρχικών δειγμάτων χωρίς καμία επεξεργασία (Σχήμα 4.50).

Τα αποτελέσματα των μετρικών μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου ήταν:

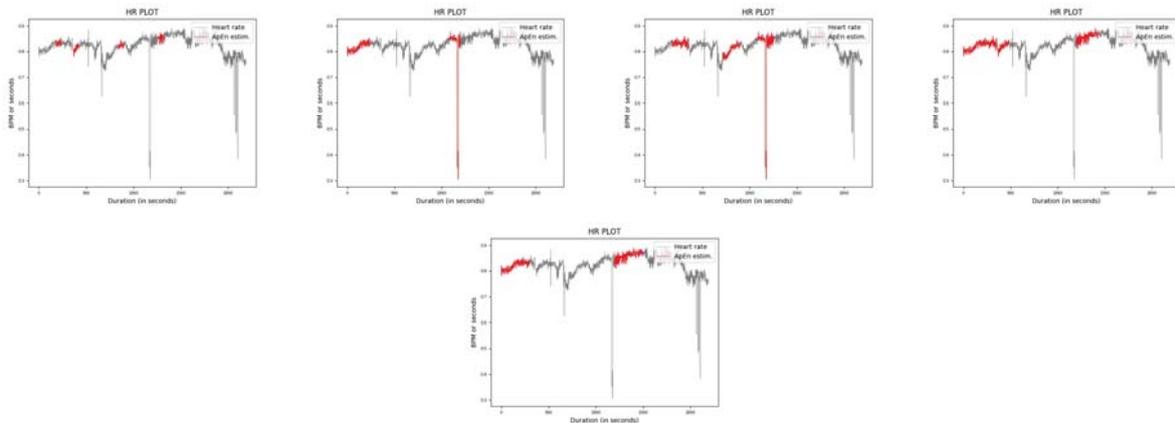
- ArEn: Στην περίπτωση αυτής της βιβλιοθήκης οι εκτιμήσεις της μεθόδου είναι αρκετά εύστοχες. Σε μεγάλο ποσοστό των δειγμάτων επιτυγχάνει να εντοπίσει περιοχές με αποκλίνουσα καρδιακή λειτουργία. Το μέγεθος του παραθύρου δε φάνηκε να έχει κάποια ιδιαίτερη βαρύτητα, καθώς οι εκτιμήσεις ήταν επιτυχείς τόσο στο συντομότερο παράθυρο όσο και στα μέγιστα χρονικά παράθυρα. Αυτό δε σημαίνει, βέβαια, πως δεν υπήρχαν αστοχίες, το πλήθος τους, όμως, ήταν αισθητά μειωμένο. Μερικά από τα αποτελέσματα των εκτιμήσεων φαίνονται στα επόμενα δύο σχήματα (Σχήμα 4.51, Σχήμα 4.51).
- AVG: Η απόδοση σε αυτή τη βιβλιοθήκη φαίνεται μέτρια. Ενώ, μεν, καταφέρνει να εντοπίσει τις ζητούμενες περιοχές σε αρκετά από τα δείγματα, υπάρχουν αρκετά στα οποία τα επιθυμητά αποτελέσματα δεν εντοπίζονται με κανένα από τα διαφορετικά παράθυρα. Σε σύγκριση με τις προηγούμενες βιβλιοθήκες, η απόδοσή της δε φαίνεται να έχει μειωθεί. Οι εκτιμήσεις της μεθόδου φαίνονται στα επόμενα σχήματα (Σχήμα 4.53, Σχήμα 4.54)
- Bubble: Ένα από τα καλύτερα και πιο εύστοχα αποτελέσματα της μεθόδου εντοπίζονται σε αυτή τη βιβλιοθήκη. Σε κάθε ένα από τα δείγματα έχει εντο-



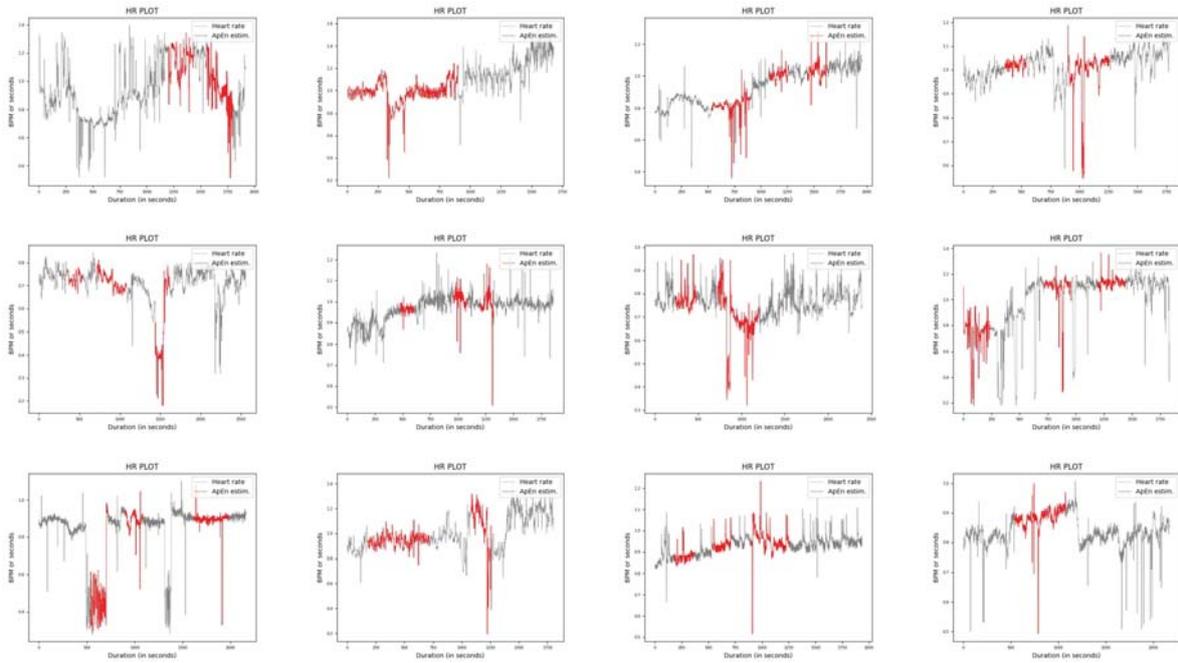
Σχήμα 4.49: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Malignant Ectopy Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



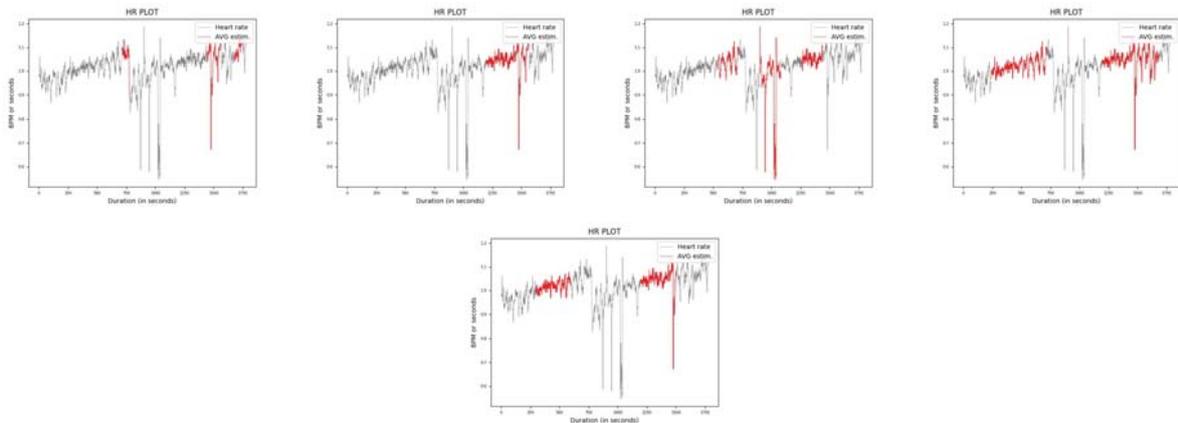
Σχήμα 4.50: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



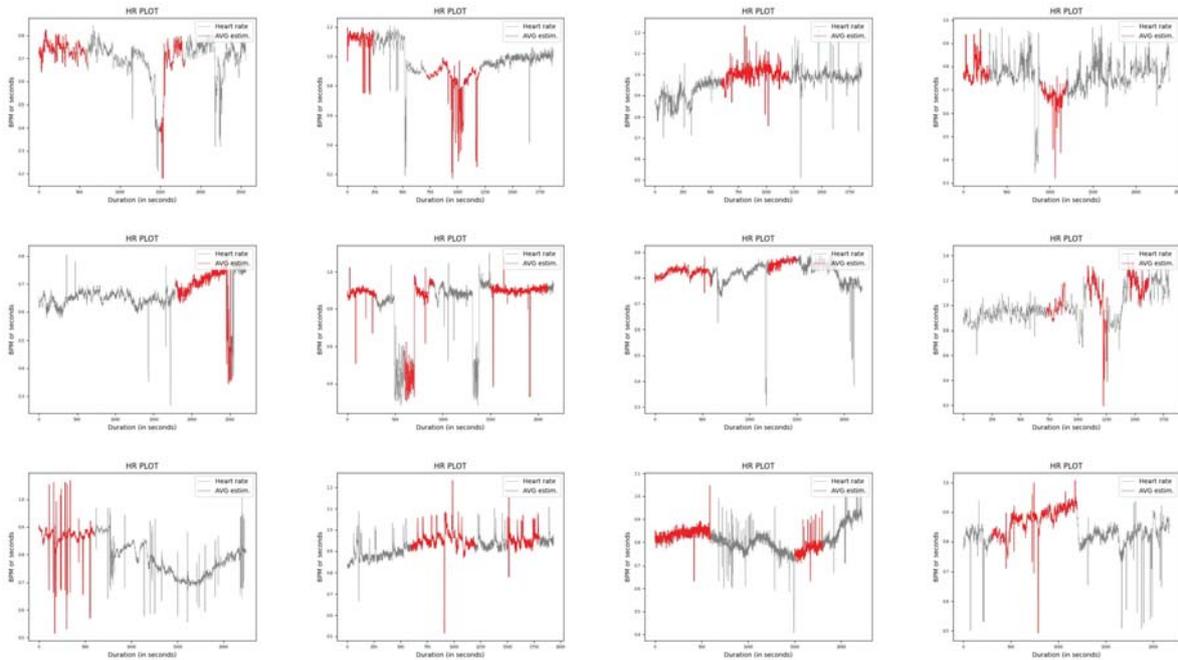
Σχήμα 4.51: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.52: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική ApEn



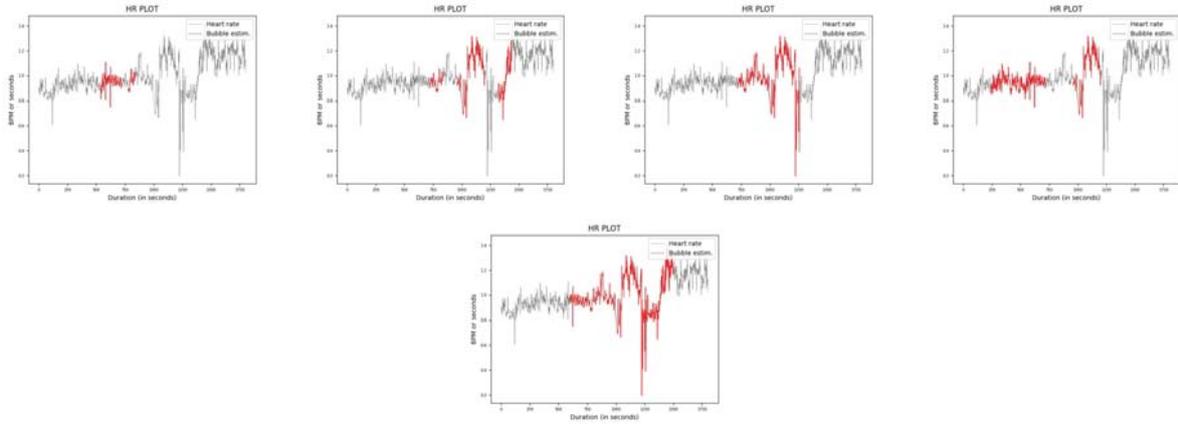
Σχήμα 4.53: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



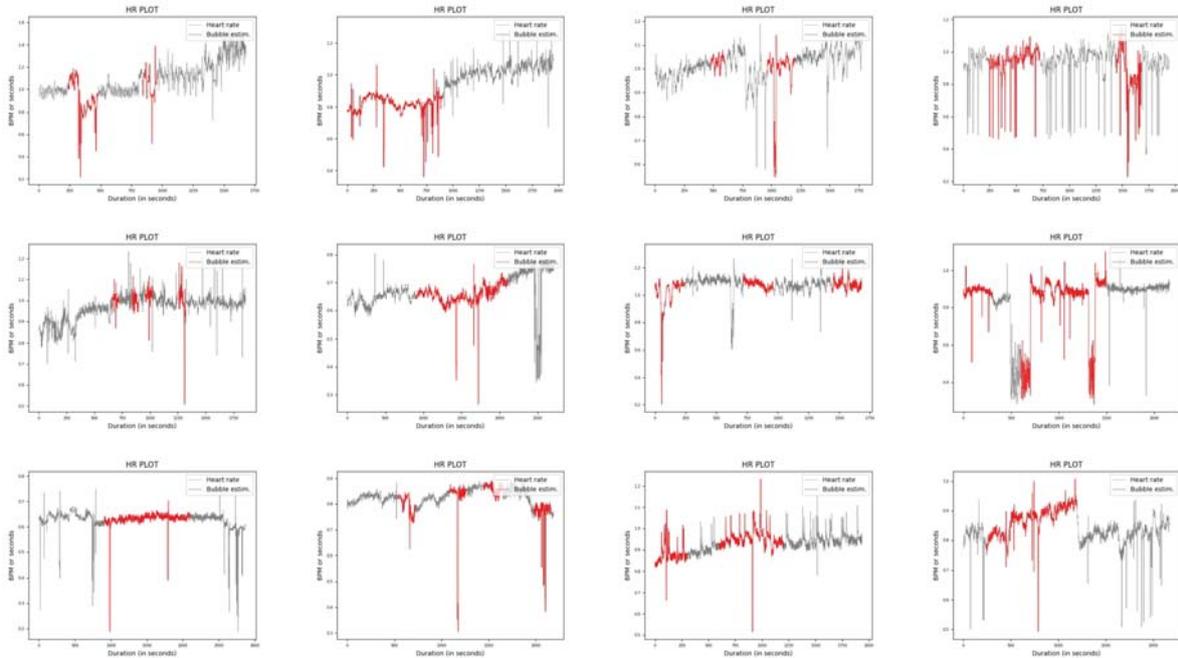
Σχήμα 4.54: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική AVG

πιστεί τουλάχιστον μία από τις 3 περιοχές με τις πιο ακραίες τιμές, αν και δεν έχει επιτευχθεί ο εντοπισμός της κορυφαίας από αυτές. Ακόμα και έτσι, παρατηρείται υψηλός βαθμός ευστοχίας. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται ενδεικτικά στα σχήματα 4.55 και 4.56

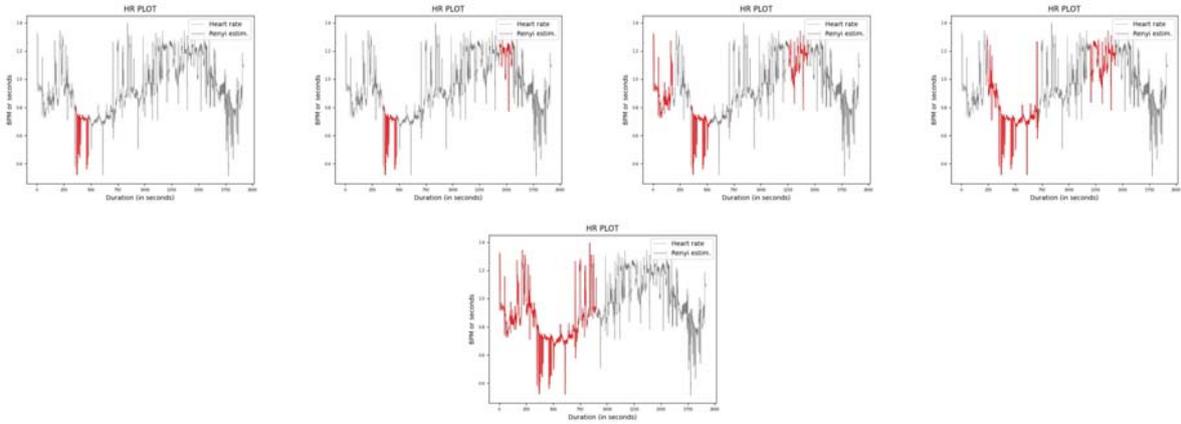
- Rényi: Αρκετά ικανοποιητική φάνηκε η απόδοσή της σε αυτό το σύνολο δειγμάτων. Αν και οι αστοχίες παραμένουν (ειδικότερα σε μικρότερου μήκους παράθυρα), υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες ο αλγόριθμος εντοπίζει τμήματα που αποκλίνουν από τη φυσιολογική καρδιακή λειτουργία (Σχήματα 4.57, 4.58).
- RMSSD: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη η απόδοση όλων των μετρικών και μεθόδων φαίνεται να είναι αυξημένη, καθώς η RMSSD αν και είναι σταθερά επιτυχής στις εκτιμήσεις της, σε αυτή την περίπτωση σημειώνει ακόμα καλύτερα αποτελέσματα, με μεγάλο ποσοστό ακρίβειας, κάτι που απεικονίζεται στα ακόλουθα διαγράμματα (Σχήμα 4.59, Σχήμα 4.60)
- SampEn: Τα αποτελέσματα των εκτιμήσεων που προκύπτουν από την εφαρμογή της SampEn είναι πιο εύστοχα από τις προηγούμενες βιβλιοθήκες. Ακόμα και αν δεν εντοπίζεται σε κάθε καταγραφή η πιο ακραία τιμή, στην πλειοψηφία



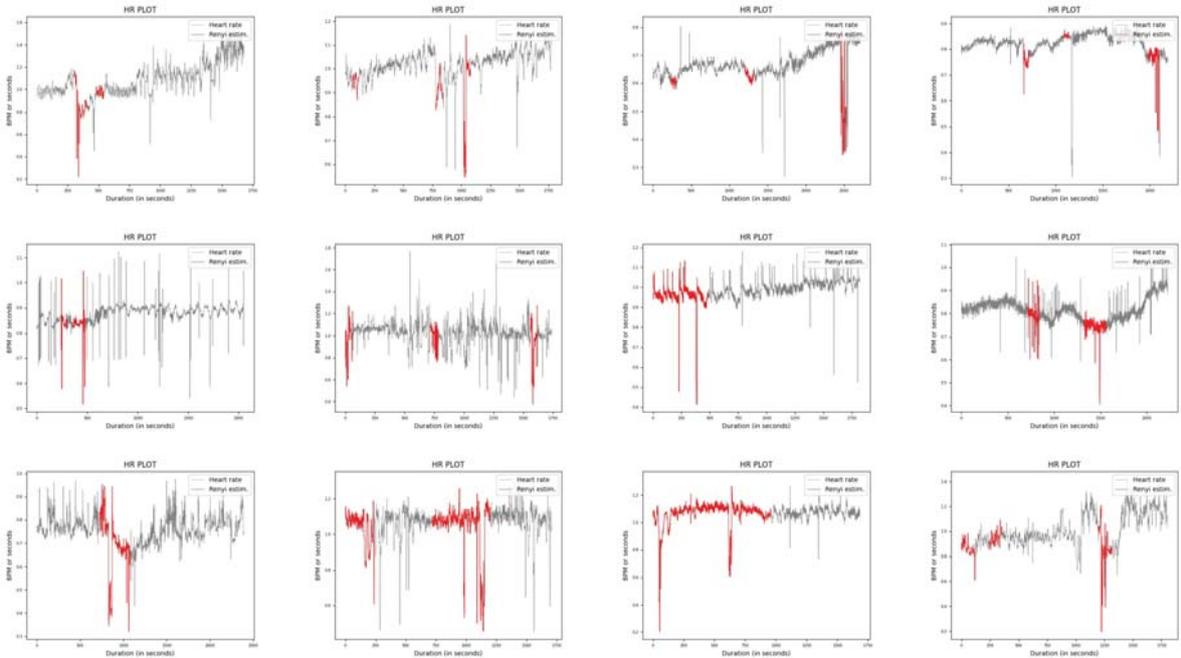
Σχήμα 4.55: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



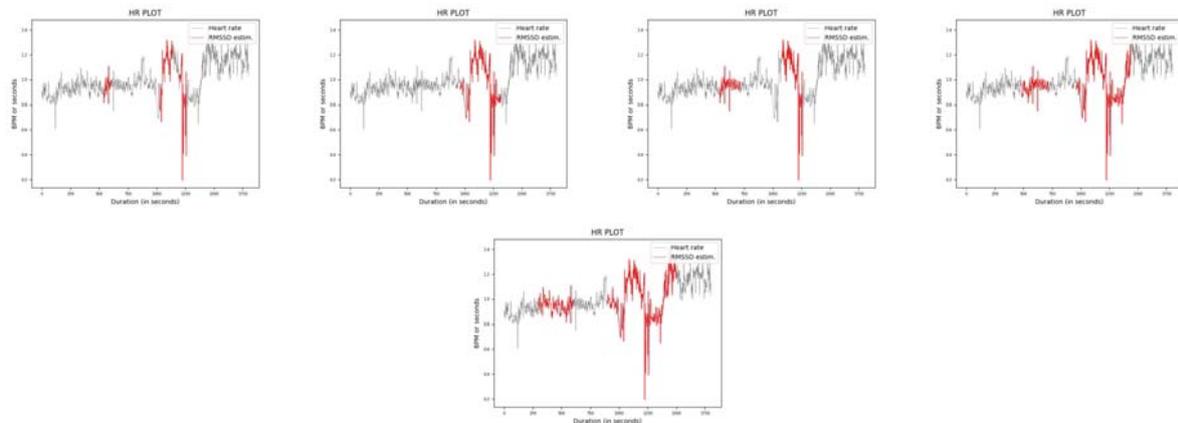
Σχήμα 4.56: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy



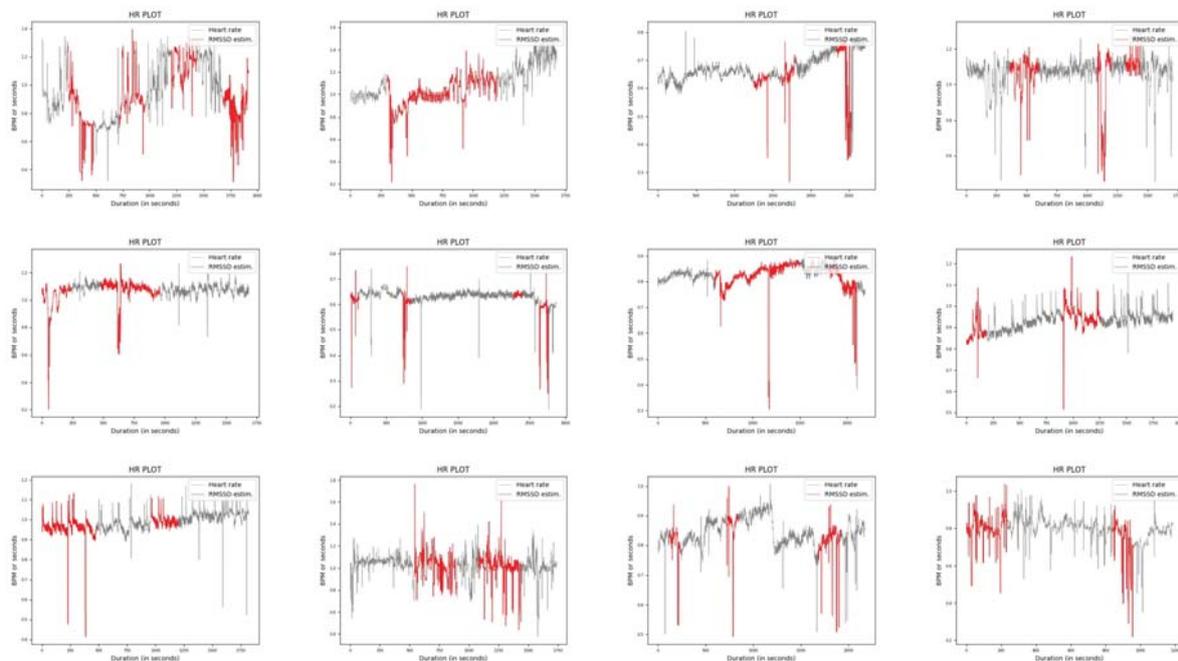
Σχήμα 4.57: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



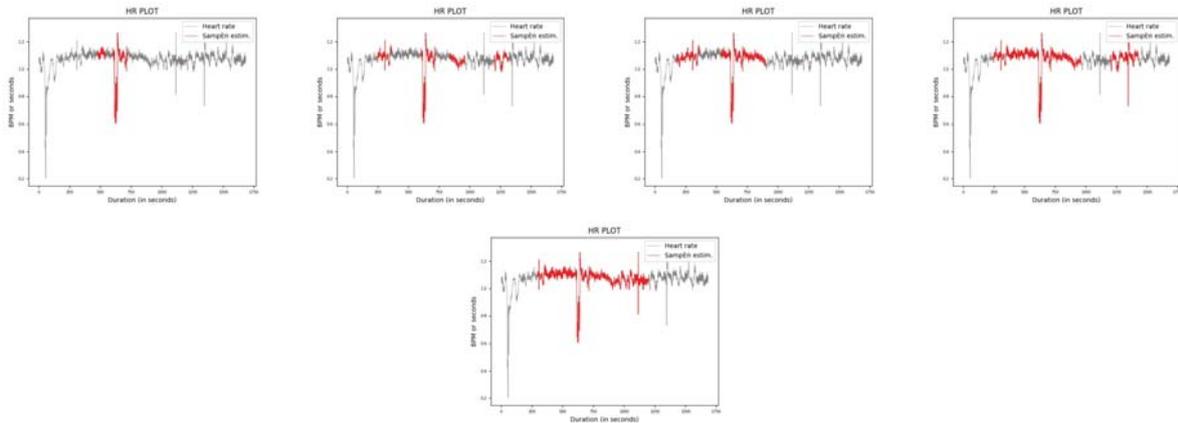
Σχήμα 4.58: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Rényi



Σχήμα 4.59: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



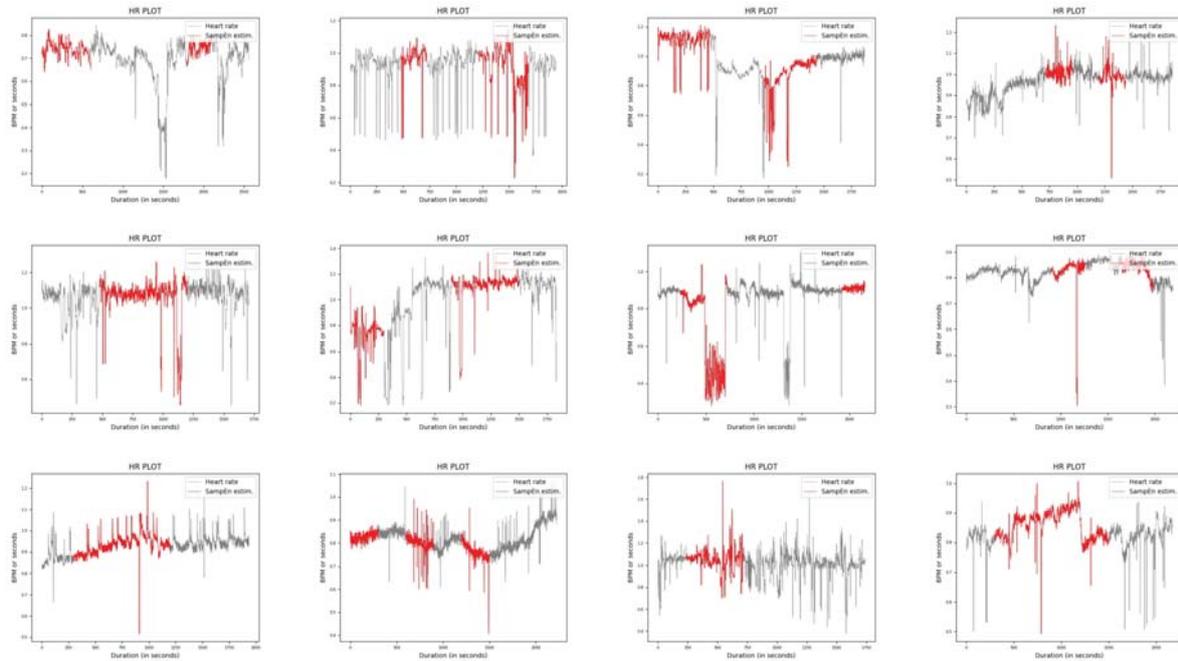
Σχήμα 4.60: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική RMSSD



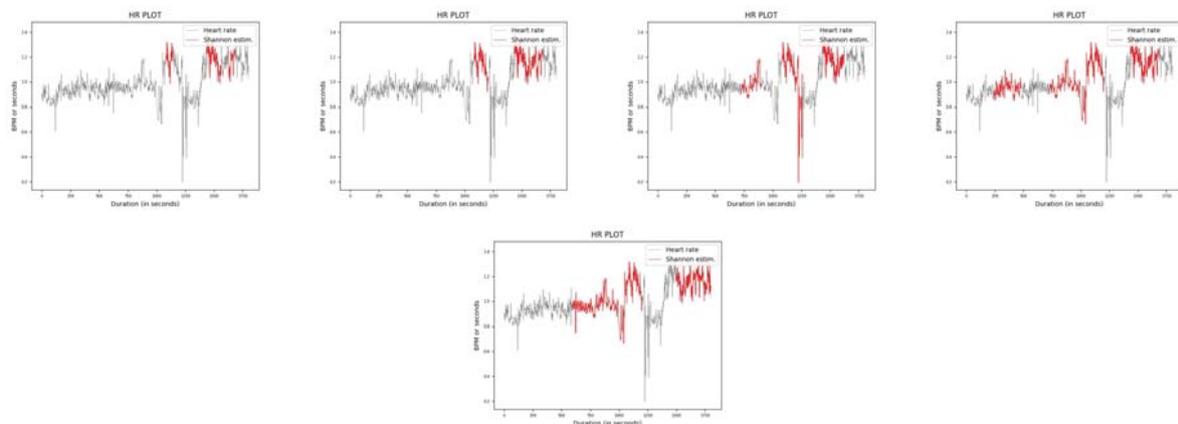
Σχήμα 4.61: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

των δειγμάτων εντοπίζονται περιοχές που ερμηνεύονται ως πιθανώς επικίνδυνες. Η αυξημένη αυτή ακρίβεια οφείλεται στη διάρκεια των καταγραφών και στη μορφολογία του σήματος. Ενδεικτικά αποτελέσματα ακολουθούν στα σχήματα 4.61 και 4.62:

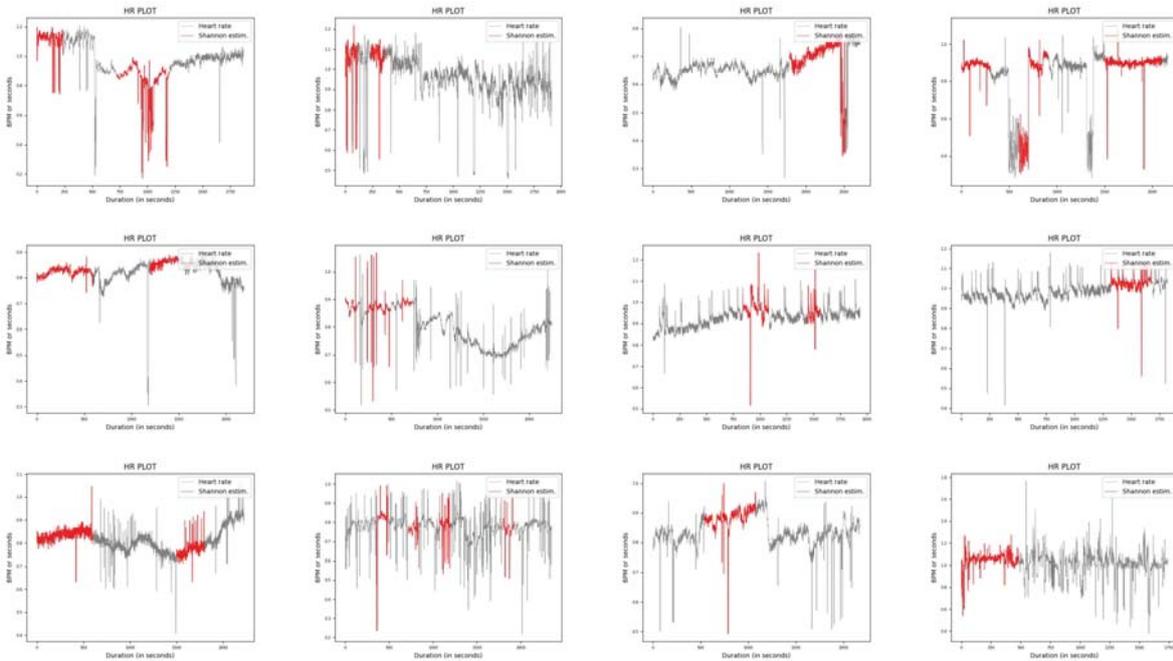
- Shannon: Στην ίδια κλίμακα κινείται και αυτή η μέθοδος. Χωρίς τα αποτελέσματα να είναι ιδανικά, υπάρχει μια βελτίωση στις εκτιμήσεις, οι οποίες δεν εξαρτώνται από κάποιο συγκεκριμένο μέγεθος παραθύρου. Ακόμα και σε αυτή την περίπτωση, όσον αφορά την κατάταξη ανάμεσα στις μετρικές, η Shannon εξακολουθεί να αξιολογείται ως μια "μέτρια" μέθοδος. Τα σχήματα 4.63 και 4.64 αποδεικνύουν ακριβώς αυτό:
- STD: Ακολουθώντας τα αποτελέσματα της RMSSD, οι εκτιμήσεις της STD είναι στο μεγαλύτερο ποσοστό τους ακριβείς, επιτυγχάνοντας στον εντοπισμό περιοχών με τις πιο ακραίες τιμές. Οι εκτιμήσεις δεν οφείλουν την εγκυρότητά τους στο μέγεθος του παραθύρου, διότι οι εκτιμήσεις είναι επιτυχείς σε όλα τα διαφορετικά μεγέθη, χωρίς κάποιο να ξεχωρίζει σε μεγάλο βαθμό. Τα αποτελέσματα του αλγορίθμου φαίνονται στα σχήματα 4.65, 4.66:
- Haar wavelets: Τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά μιας και σε όλες τις κλίμακες των κυματιδίων υπάρχει ευστοχία στις εκτιμήσεις των πιθανών επικίνδυνων περιοχών. Αν και τα αποτελέσματα δεν είναι πανομοιότυπα, υπάρχει επικάλυψη ανάμεσα στα διαφορετικά μεγέθη. Ανάλογα με τη μορφολογία του δείγματος, η ευστοχία του αλγορίθμου μπορεί να αυξηθεί ή να μειωθεί. Ως γε-



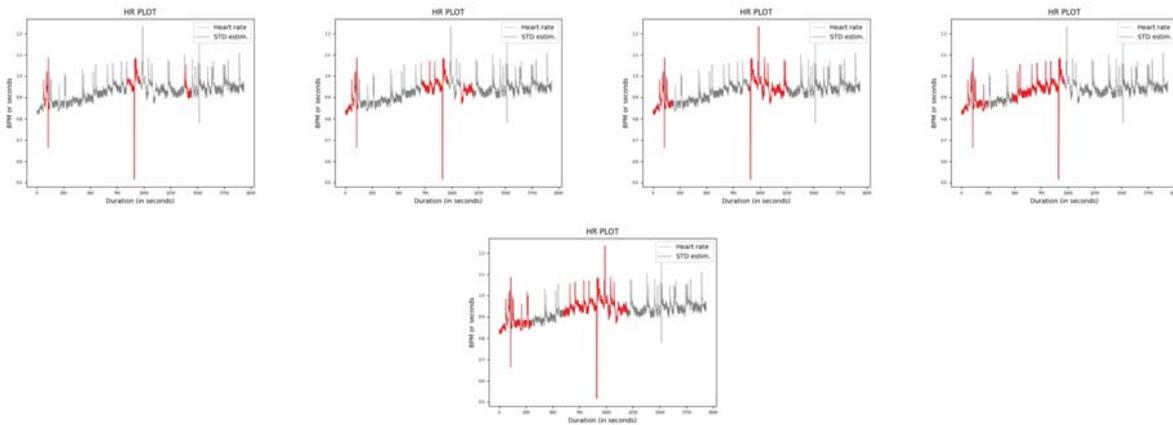
Σχήμα 4.62: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική SampEn



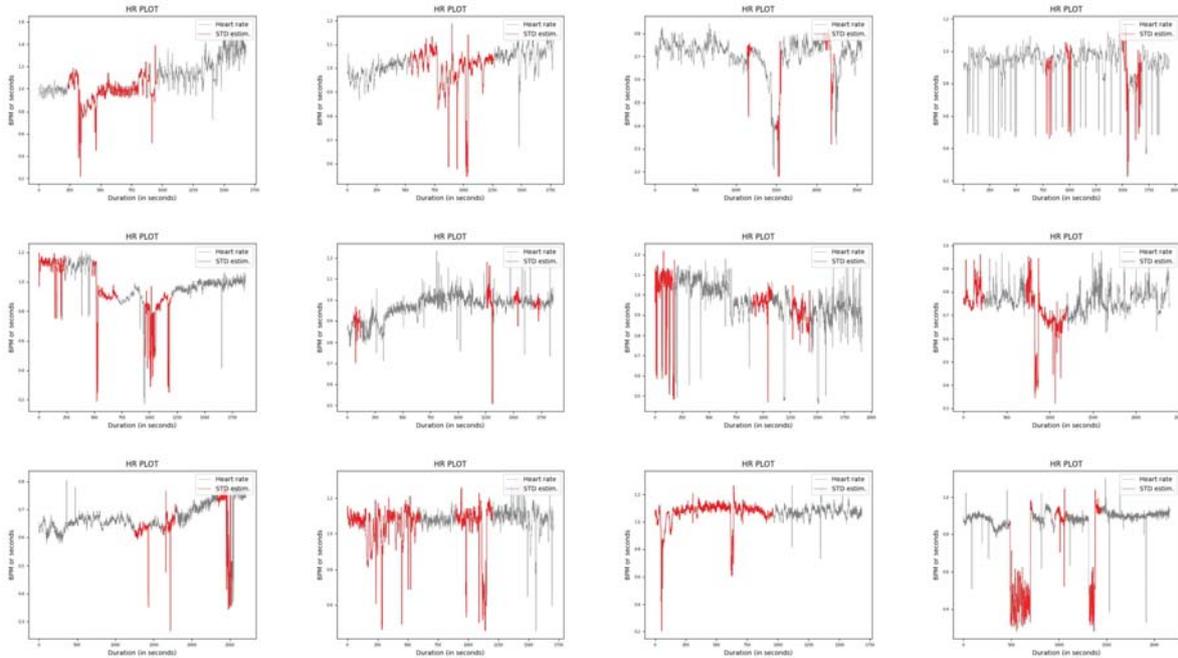
Σχήμα 4.63: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.64: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική Shannon



Σχήμα 4.65: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.66: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τη μετρική STD

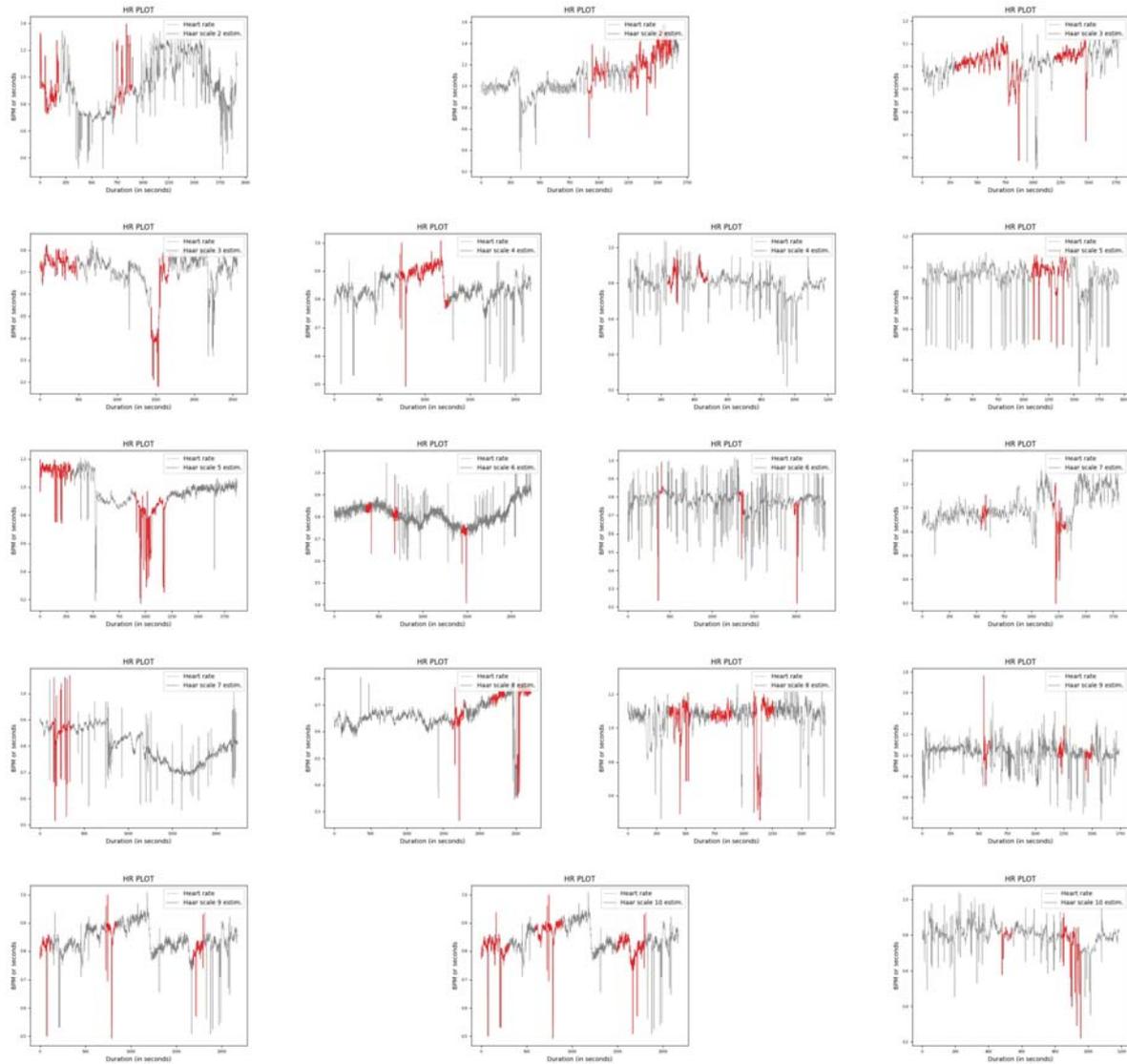
νική παρατήρηση σημειώνεται η επιτυχία και σταθερότητα στα αποτελέσματα, αν και οι αστοχίες παραμένουν ανεξαρτήτων της κλίμακας των κυματιδίων (Σχήμα 4.67).

4.2.6 CU Ventricular Tachyarrhythmia Database

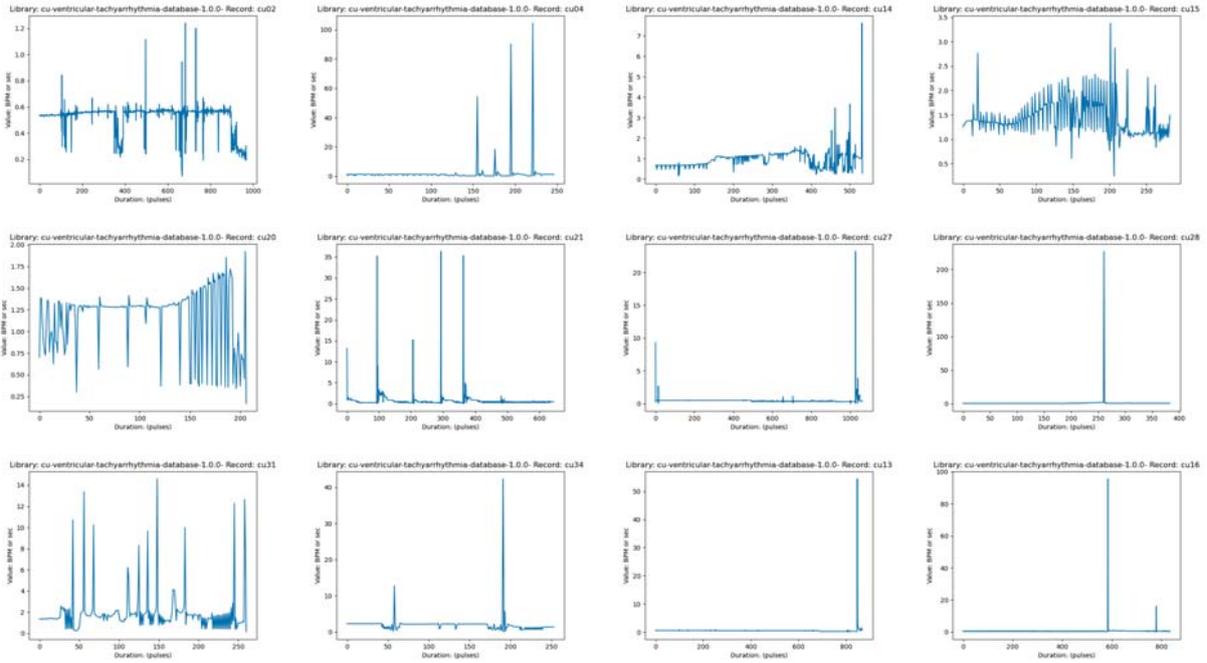
Σε όμοια κατάσταση με την προηγούμενη συλλογή καταγραφών, τα αποτελέσματα είναι σχεδόν εξίσου ακριβή και εύστοχα. Υπάρχει αρκετή ποικιλομορφία στα σήματα έτσι ώστε να εντοπίζονται και να ξεχωρίζουν αρκετά οι αποκλίσεις του καρδιακού παλμού. Ακόμα και στις περιπτώσεις στις οποίες το σήμα βρίσκεται σε μόνιμη απόκλιση από το φυσιολογικό, ο αλγόριθμος καταφέρνει να εντοπίζει τις αναμενόμενες περιοχές. Έχουν εφαρμοστεί όλα τα προβλεπόμενα μεγέθη παραθύρων, αλλά λόγω της μικρής διάρκειας των καταγραφών θα εξεταστούν τα πρώτα δύο, δηλαδή τα 60 και τα 120 δευτερόλεπτα. Τα αρχικά διαγράμματα μοιάζουν ως εξής (Σχήμα 4.68):

Τα αποτελέσματα των μετρικών μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου είναι τα εξής:

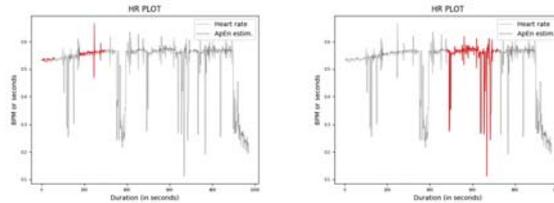
- ΑρΕν: Όπως στην πλειοψηφία των μέχρι τώρα βιβλιοθηκών, η μέθοδος δεν έχει σε όλες τις καταγραφές τα θεωρητικά αναμενόμενα αποτελέσματα. Υπάρχουν,



Σχήμα 4.67: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)



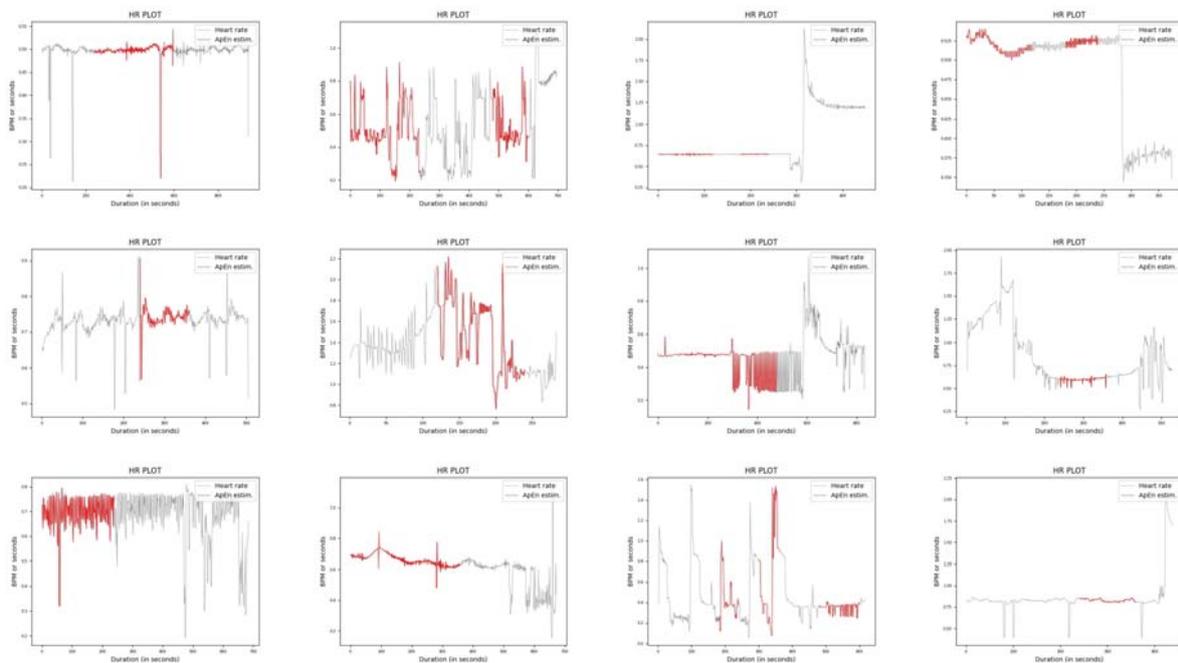
Σχήμα 4.68: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



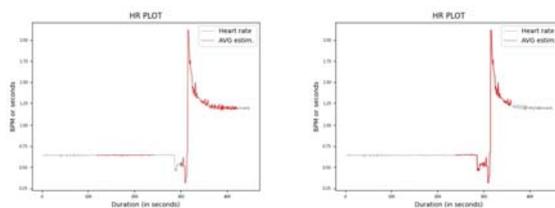
Σχήμα 4.69: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

βέβαια, περιπτώσεις στις οποίες ο αλγόριθμος επιτυγχάνει το σκοπό του, όπως γίνεται κατανοητό από τα ακόλουθα γραφήματα (Σχήμα 4.69, Σχήμα 4.70).

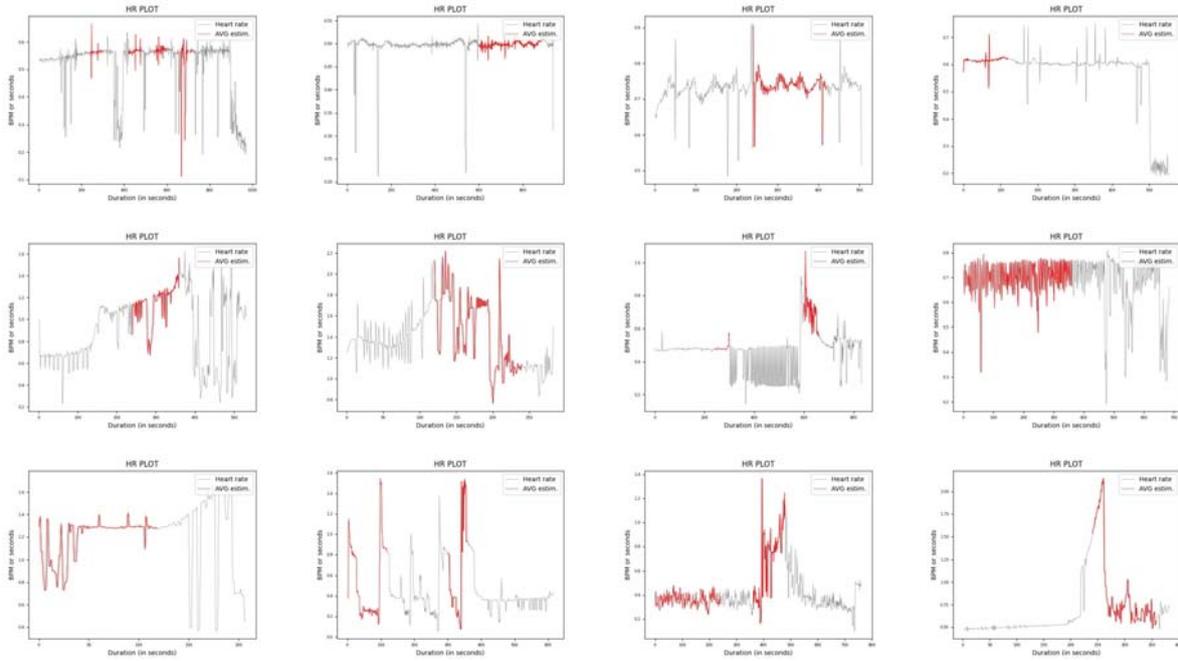
- **AVG:** Σε αντίστοιχη κατάσταση βρίσκονται και οι εκτιμήσεις αυτής της μετρικής. Σε αρκετά από τα αρχεία, βέβαια, υπάρχουν εκτιμήσεις που συμπίπτουν με το επιθυμητό αποτέλεσμα. Ένας από τους λόγους που βοηθούν τις εκτιμήσεις είναι και η σχετικά μικρή διάρκεια των καταγραφών, κάνοντας πιο εύκολο τον εντοπισμό των πιθανών επικίνδυνων περιοχών (Σχήμα 4.71, Σχήμα 4.72).
- **Bubble:** Η συμπεριφορά της μεθόδου δεν αλλάζει ούτε σε αυτή τη βιβλιοθήκη, διατηρώντας μια ικανότητα εντοπισμού παλμών με αποκλίνουσα συμπερι-



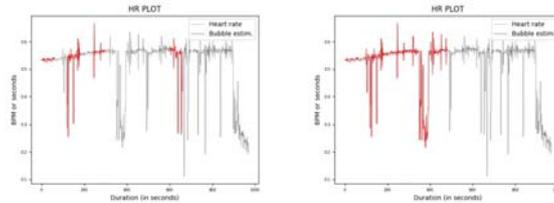
Σχήμα 4.70: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική ApEn



Σχήμα 4.71: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



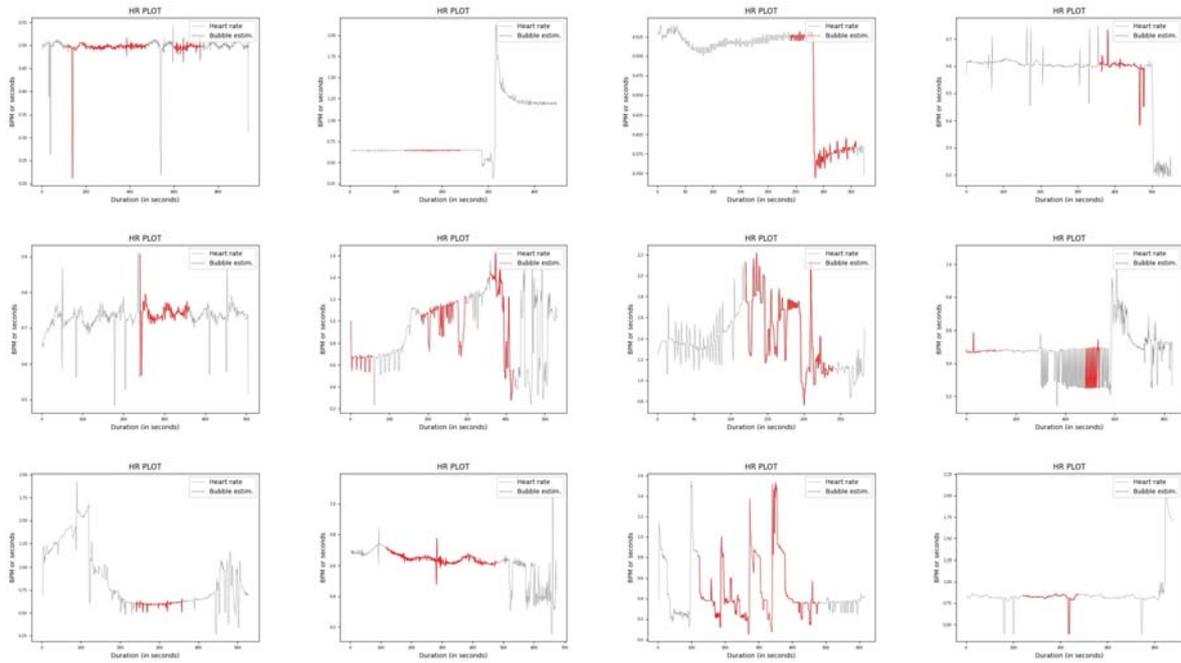
Σχήμα 4.72: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική AVG



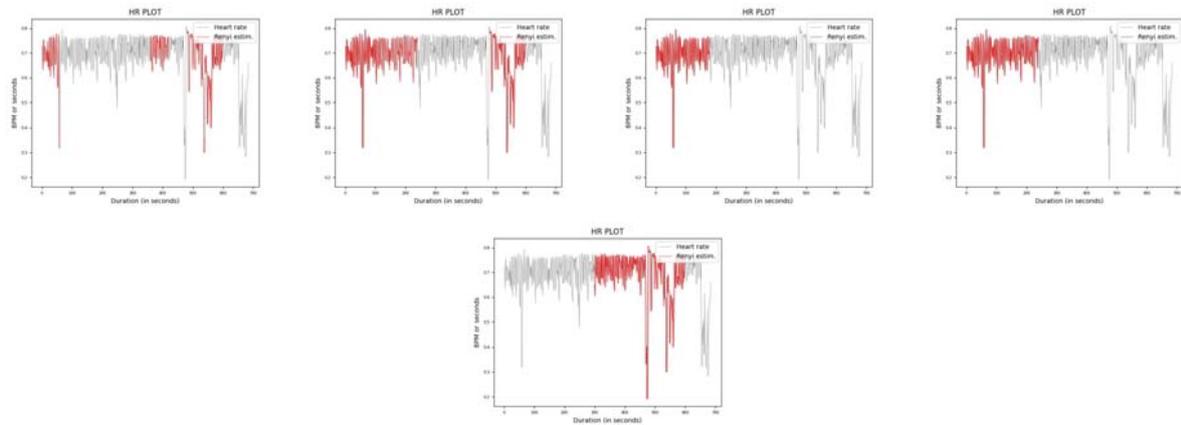
Σχήμα 4.73: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

φορά, χωρίς να είναι επιτυχής σε όλες τις περιπτώσεις (Σχήμα 4.73, Σχήμα 4.74).

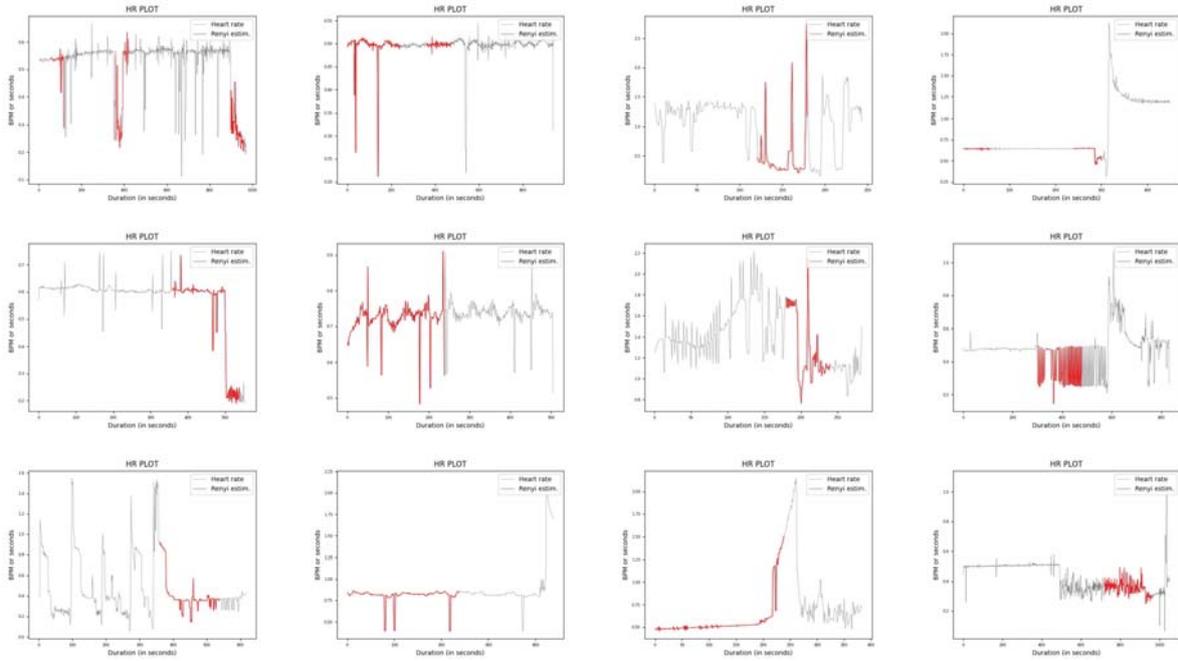
- Rényi: Η απόδοσή της παραμένει μέτρια. Αν και θεωρητικά το μικρότερο μήκος των σημάτων βοηθάει στον πιο έγκυρο εντοπισμό των μη φυσιολογικών περιοχών, σε μεγάλο αριθμό δειγμάτων δεν καταφέρνει να τις εντοπίσει εύστοχα. Παρόλα αυτά δεν αποτυγχάνει εντελώς, μιας και παρατηρούνται περιπτώσεις στις οποίες είναι έγκυρη (Σχήμα 4.75, 4.76).
- RMSSD: Εξακολουθεί να αποτελεί τη μετρική με τη μεγαλύτερη δυνατότητα εντοπισμού των επιθυμητών περιοχών και μάλιστα με μεγάλη επιτυχία. Μη



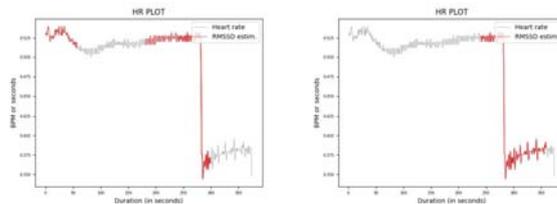
Σχήμα 4.74: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Bubble Entropy



Σχήμα 4.75: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



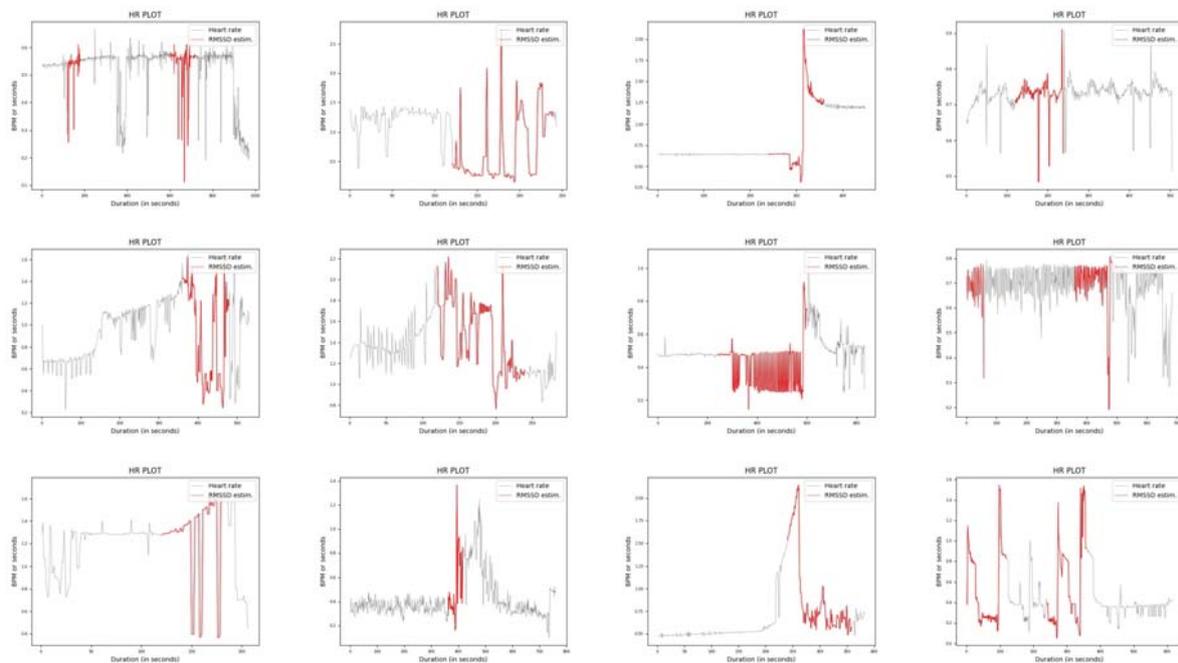
Σχήμα 4.76: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Rényi



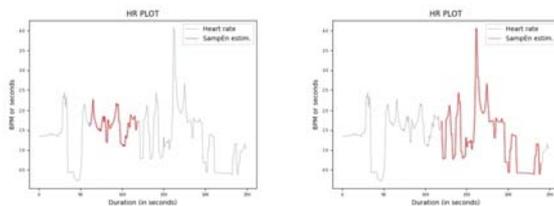
Σχήμα 4.77: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

επηρεαζόμενη από τα μεγέθη των παραθύρων, λειτουργεί με τον ίδιο τρόπο σε όλα τα δείγματα. Τα αποτελέσματα είναι εμφανή (Σχήμα 4.77, Σχήμα 4.78).

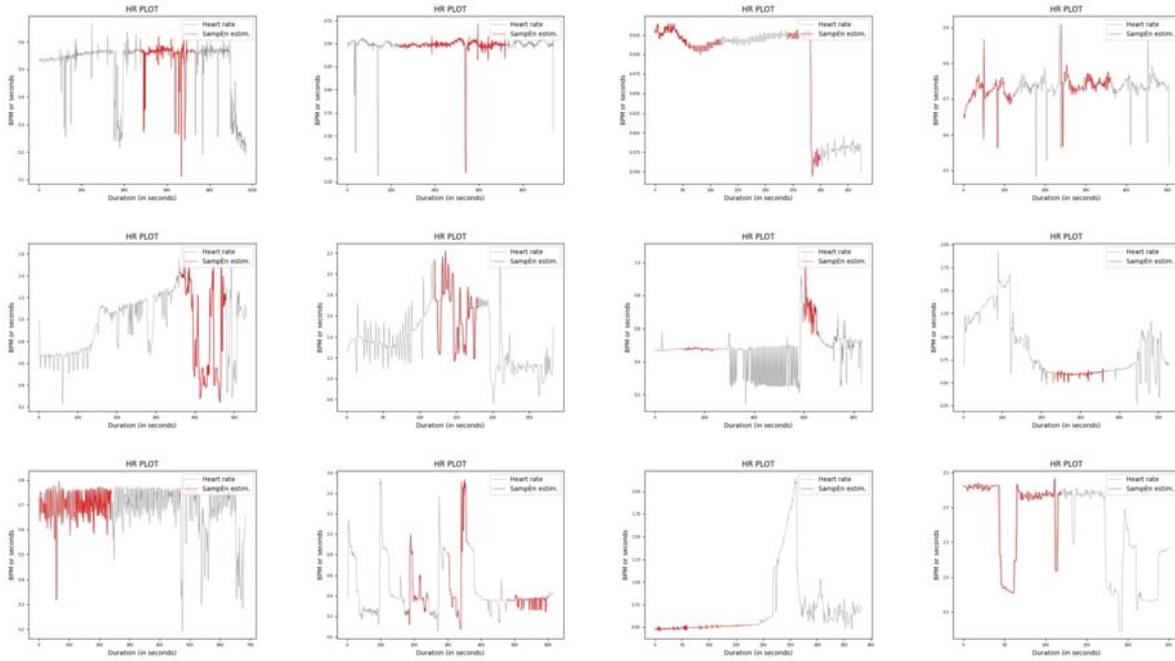
- **SamPEn:** Τα μικρής διάρκειας σήματα φαίνεται να ευνοούν τις εκτιμήσεις της μεθόδου σε αυτή την βιβλιοθήκη. Αυτό δε σημαίνει πως αποτελεί την πλέον έμπιστη μετρική στον εντοπισμό των πιθανών επικίνδυνων περιοχών, αλλά πως πιθανότατα τα μικρότερης διάρκειας σήματα αυξάνουν το ποσοστό επιτυχίας της (Σχήμα 4.79, Σχήμα 4.80).
- **Shannon:** Σε αυτή τη βιβλιοθήκη η Shannon Entropy ενώ φαίνεται να μπορεί να εντοπίσει τους επιθυμητούς παλμούς, δε σημειώνει τον ίδιο βαθμό επιτυχία σε όλα τα αρχεία. Παρόλα αυτά, έχει μεγαλύτερη εγκυρότητα από άλλες μετρικές



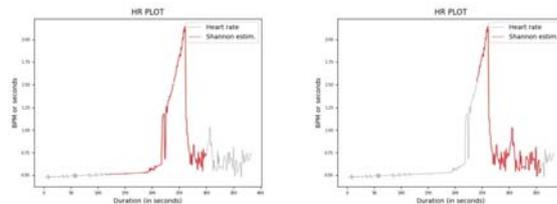
Σχήμα 4.78: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική RMSSD



Σχήμα 4.79: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



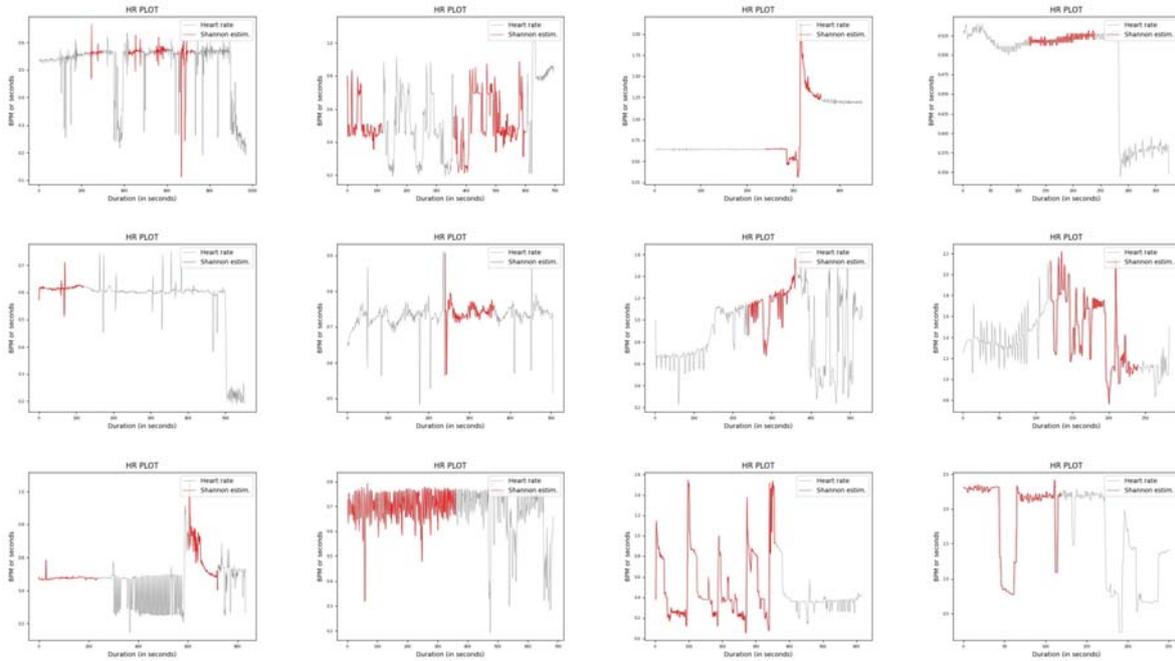
Σχήμα 4.80: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική SampEn



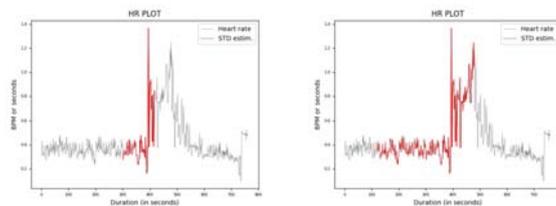
Σχήμα 4.81: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

που έχουν αναφερθεί προηγουμένως. Αυτό είναι διακριτό στα παραγόμενα γραφήματα (Σχήμα 4.81, σχήμα 4.82).

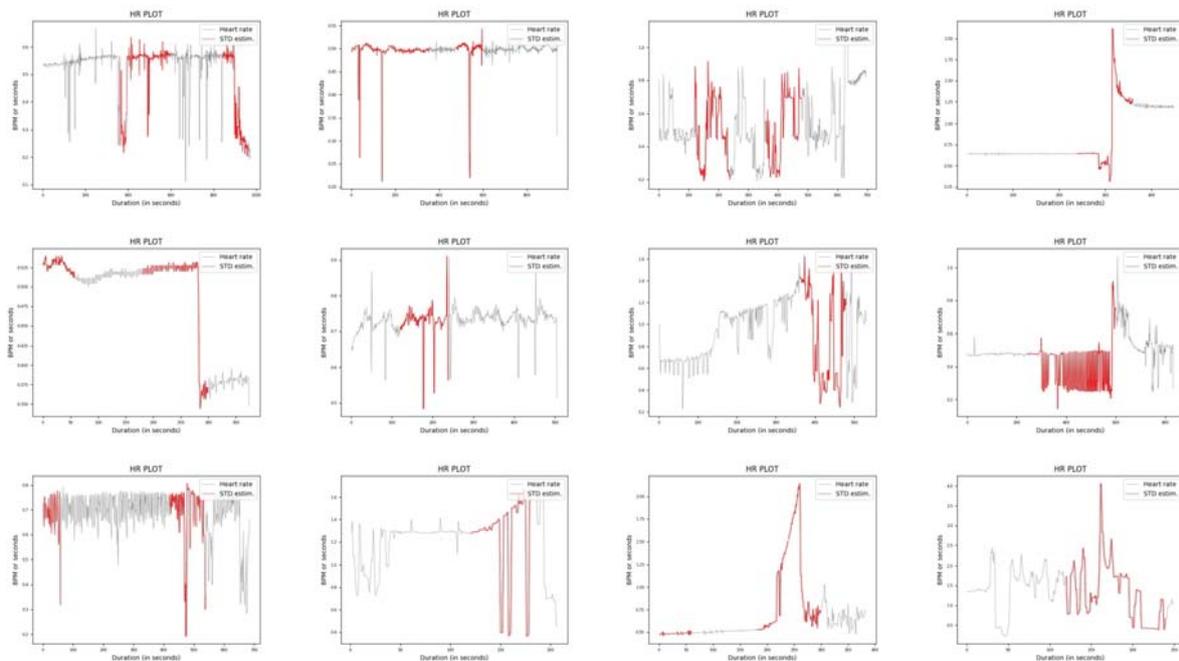
- STD: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη, η διάρκεια των καταγραφών ευνόησε τις εκτιμήσεις της μετρικής. Όπως και στα προηγούμενα γραφήματα, οι εκτιμήσεις είναι σε μεγάλο ποσοστό ακριβείς, όπως στην περίπτωση της RMSSD. Ελάχιστες είναι οι περιπτώσεις στις οποίες αποτυγχάνει να εντοπίσει τις στοχευμένες περιοχές καρδιακής λειτουργίας, όπως φαίνεται στα παραγόμενα γραφήματα (Σχήμα 4.83, Σχήμα 4.84):
- Haar wavelets: Η απόδοση των κυματιδίων και σε αυτή τη βιβλιοθήκη παραμένει συγκριτικά από τις πιο έγκυρες. Όσο η κλίμακα εκτίμησης αυξάνεται,



Σχήμα 4.82: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική Shannon



Σχήμα 4.83: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

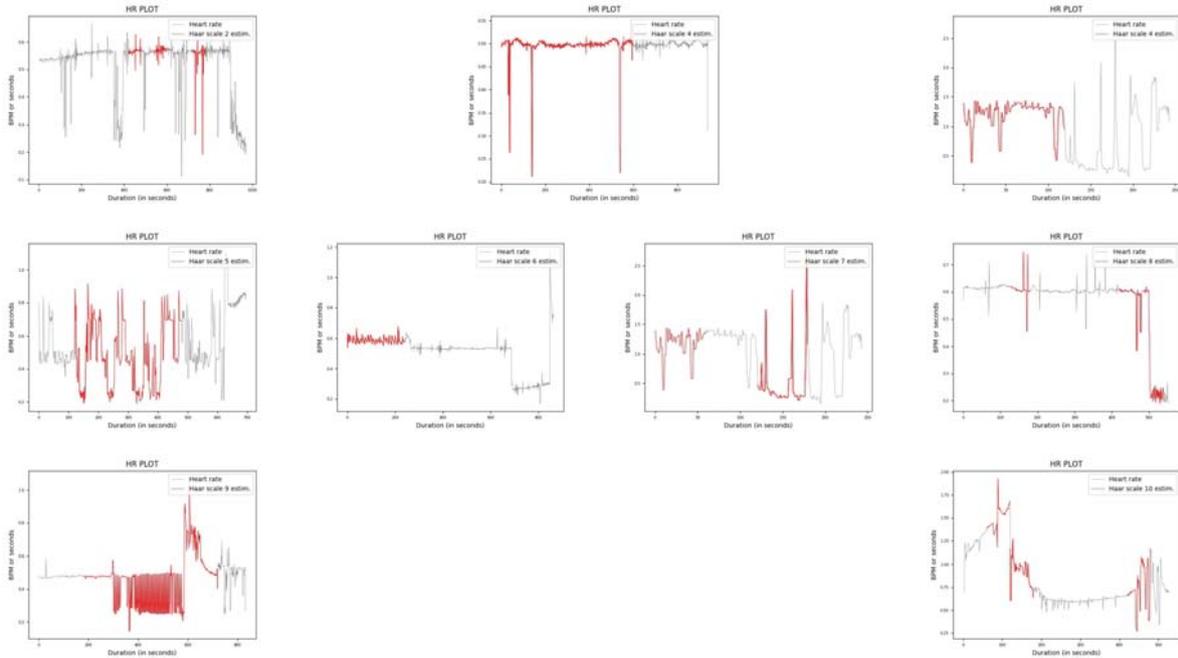


Σχήμα 4.84: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τη μετρική STD

οι περιοχές που εκτιμώνται από τον αλγόριθμο δε διαφέρουν ιδιαίτερα, αν και λόγω των συντομότερων καταγραφών η επιλογή είναι πιο περιορισμένη και θεωρητικά εύκολη. Μιας και τα δείγματα είναι λιγότερα, θα παρουσιαστεί μια εκτίμηση από κάθε κλίμακα, προς αποφυγή επικάλυψης και επανάληψης (Σχήμα 4.85).

4.2.7 Congestive Heart Failure RR Interval Database

Όσον αφορά τη συγκεκριμένη συλλογή δειγμάτων, τα σήματα παρουσιάζονται ως πιο έντονα, με αποτέλεσμα τα γραφήματα να εμφανίζονται οριακά σαν μια λωρίδα. Γίνεται εύκολα αντιληπτό, λοιπόν, πως τα αποτελέσματα του αλγορίθμου δεν είναι εύστοχα. Αυτό συμβαίνει, διότι, όταν το σήμα βρίσκεται σε μόνιμη ένταση, δεν υπάρχει η δυνατότητα εκτίμησης επιίνδυνης περιοχής (επικρατεί ομοιομορφία, οπότε όλο το σήμα βρίσκεται στην ίδια σχεδόν κατάσταση). Παρόλα αυτά, στις ελάχιστες περιπτώσεις που το σήμα παρουσιάζει μια ποικιλομορφία, γίνεται πιο εύστοχη εκτίμηση και πρόβλεψη από τον αλγόριθμο. Ένας ακόμα παράγοντας που πιθανώς δυσκολεύει τις εκτιμήσεις είναι η μεγάλη διάρκεια καταγραφής, η οποία δυσκολεύει την επιλογή των περιοχών με αποκλίνουσα καρδιακή λειτουργία. Χρη-

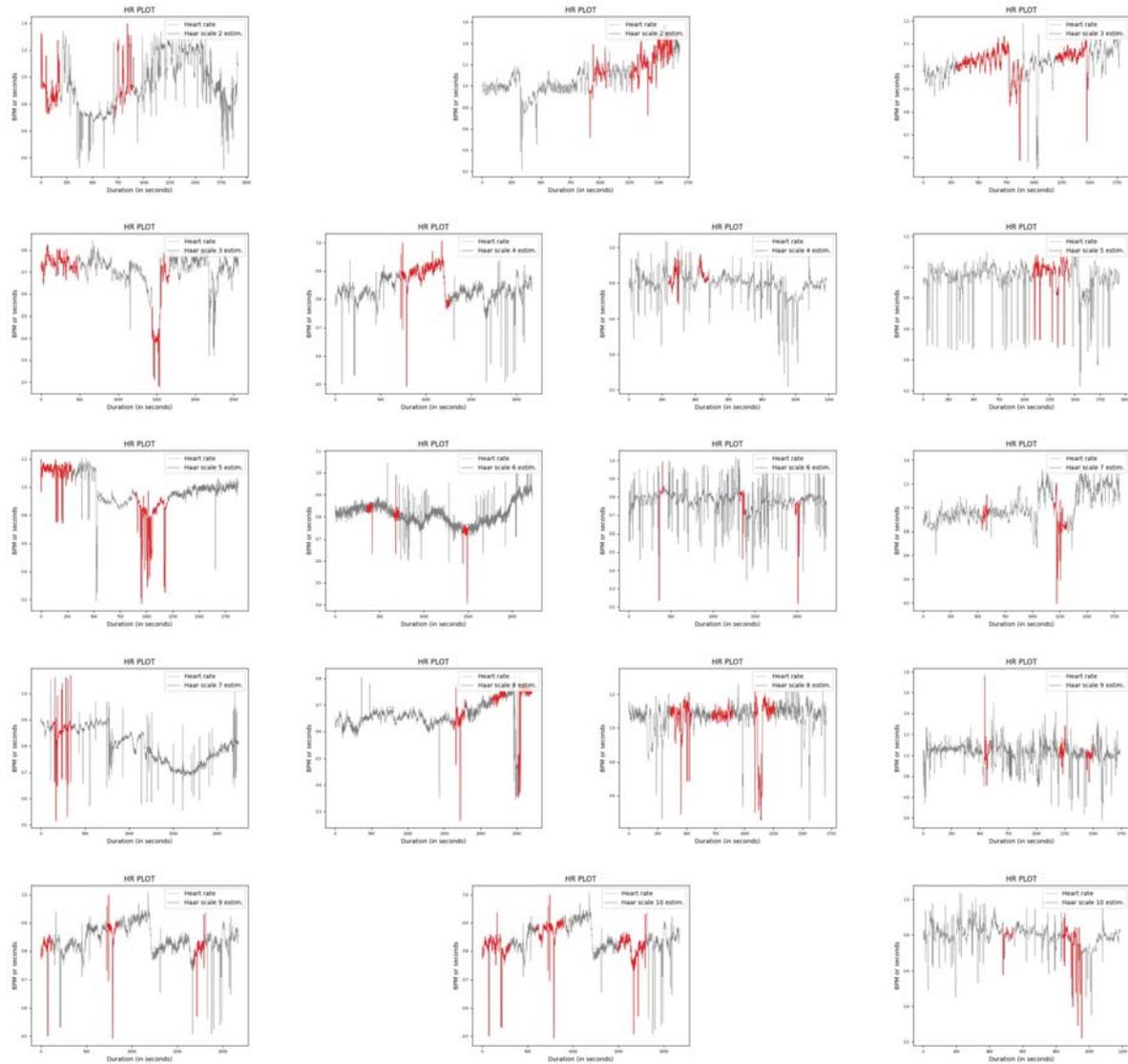


Σχήμα 4.85: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CU Ventricular Tachyarrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)

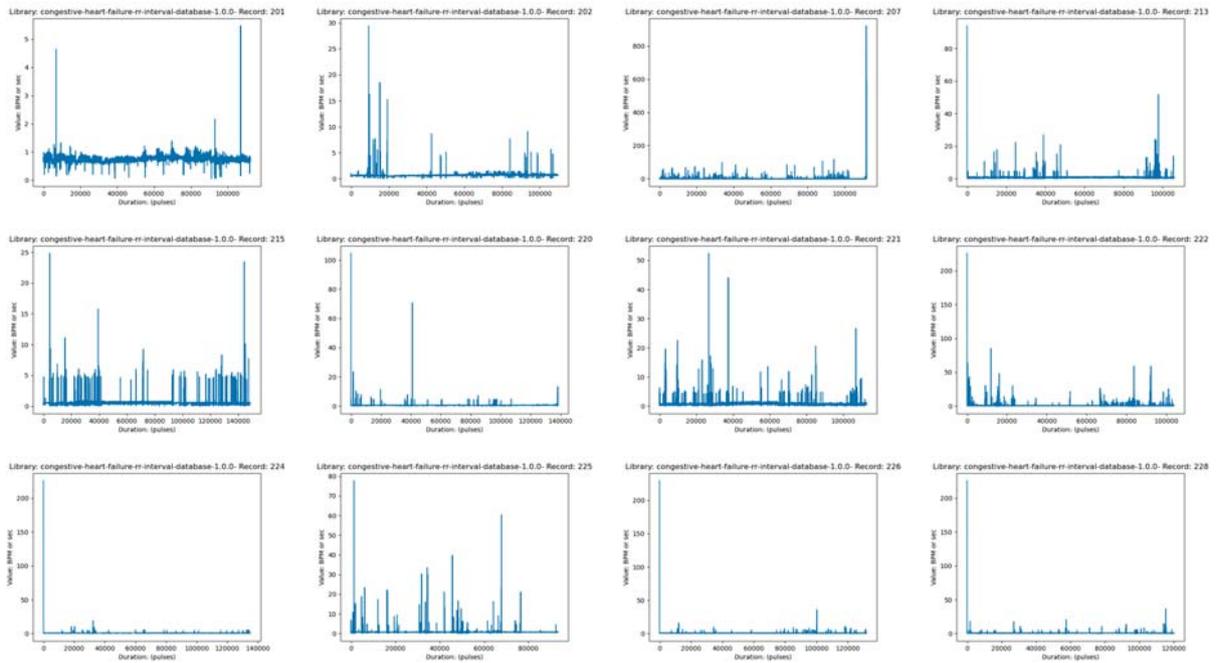
σιμοποιήθηκαν και τα πέντε βασικά μεγέθη παραθύρου και τα αρχικά σήματα είχαν την εξής απεικόνιση (Σχήμα 4.87):

Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

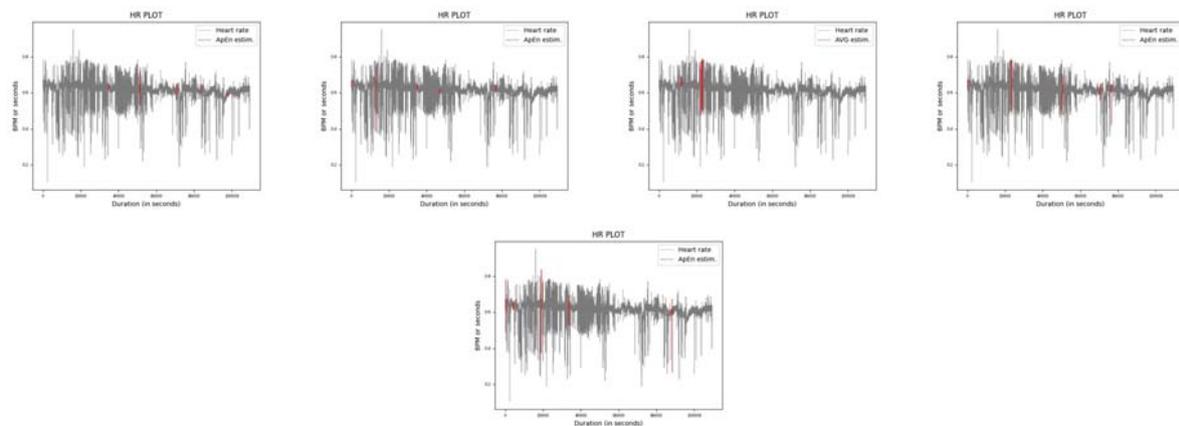
- ArEn: Ενώ στην πλειοψηφία τους οι εκτιμήσεις δεν είναι χρήσιμες, υπάρχουν ελάχιστες περιπτώσεις στις οποίες επιλέγονται παλμοί με υψηλότερες τιμές. Παρόλα αυτά, οι εκτιμήσεις δε θεωρούνται βάσιμες ή έμπιστες. Μερικά από τα αποτελέσματα εκτίμησης βρίσκονται στα παρακάτω σύνολα γραφημάτων (Σχήμα 4.88, Σχήμα 4.89):
- AVG: Αν και τα αποτελέσματα είναι αρκετά πιο εύστοχα από την προηγούμενη μέθοδο, η πυκνότητα του σήματος δυσκολεύει τον ακριβή εντοπισμό των ζητούμενων περιοχών. Επιπλέον, η επιτυχία είναι μερική, μιας και δεν καταφέρνει σε όλα τα σήματα να εντοπίζει τις πιο ακραίες τιμές· καταφέρνει όμως, ως ένα βαθμό να εντοπίζει διαστήματα παλμών που αποκλίνουν από το φυσιολογικό. Το Σχήμα 4.90 και το Σχήμα 4.91 απεικονίζουν ενδεικτικά κάποια από τα αποτελέσματα εφαρμογής του αλγορίθμου.
- Bubble: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη η μέθοδος φαίνεται να αποτυγχάνει· στις καλύτερες περιπτώσεις, ίσως εντοπίζεται τμήμα του σήματος με υψηλότερες τιμές,



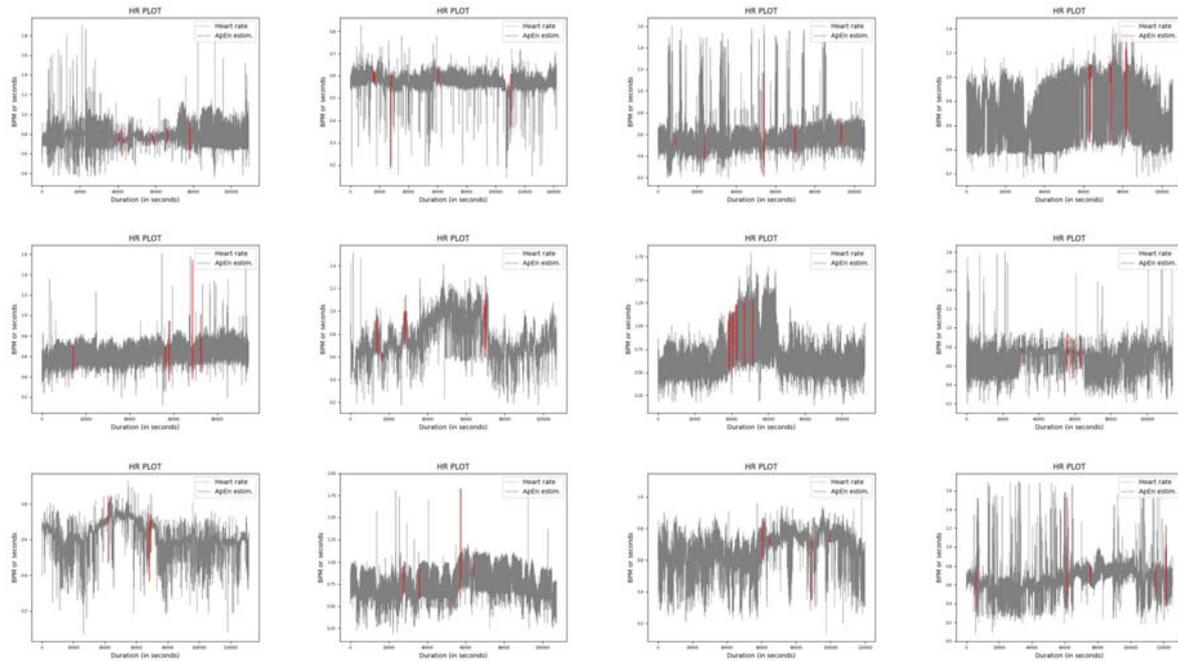
Σχήμα 4.86: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database για τα κυματίδια Haar)



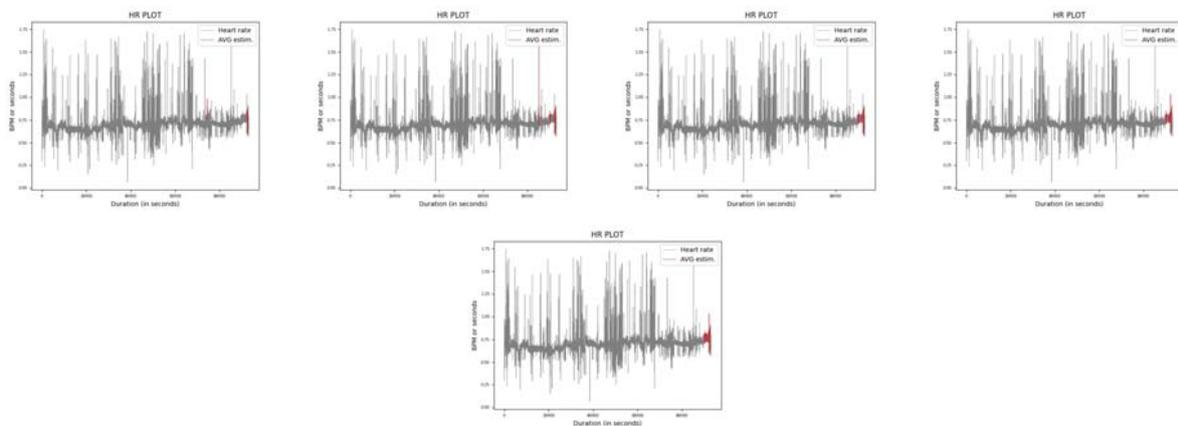
Σχήμα 4.87: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



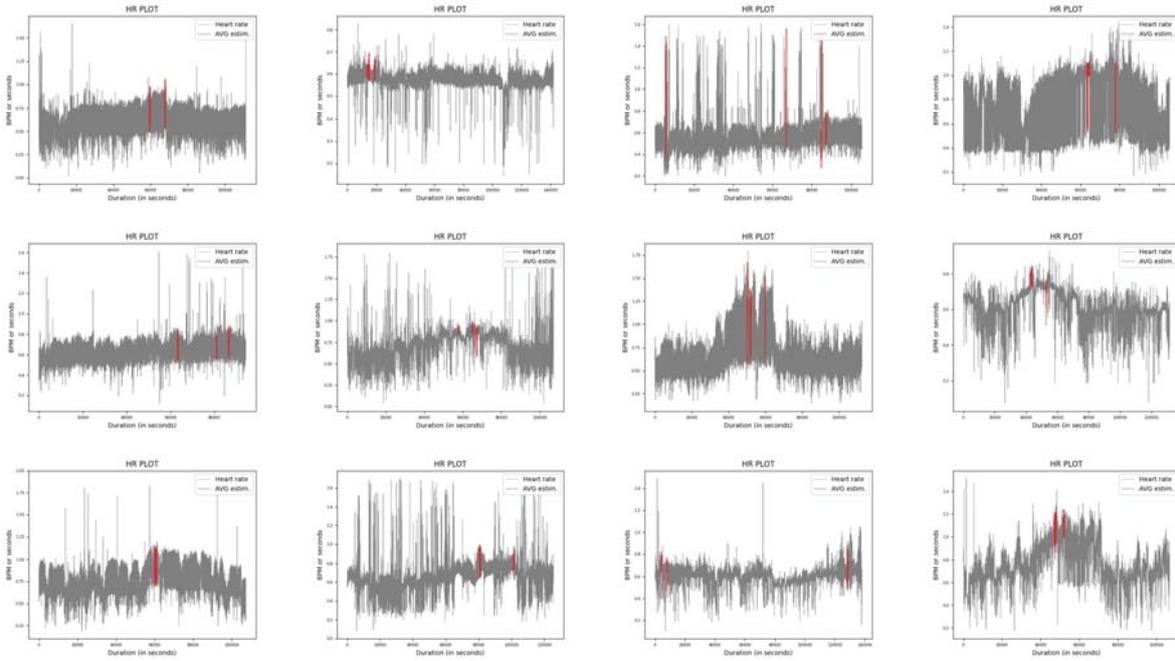
Σχήμα 4.88: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.89: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική ApEn



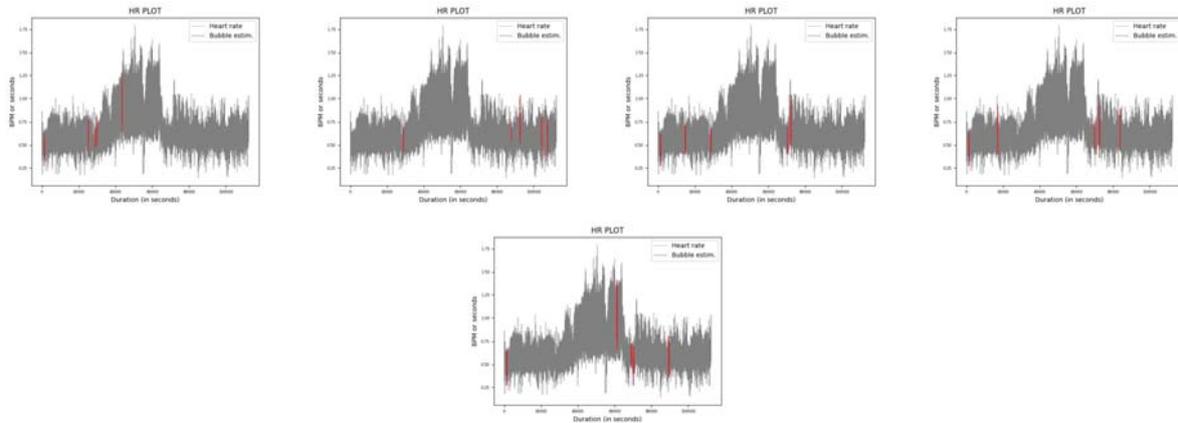
Σχήμα 4.90: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



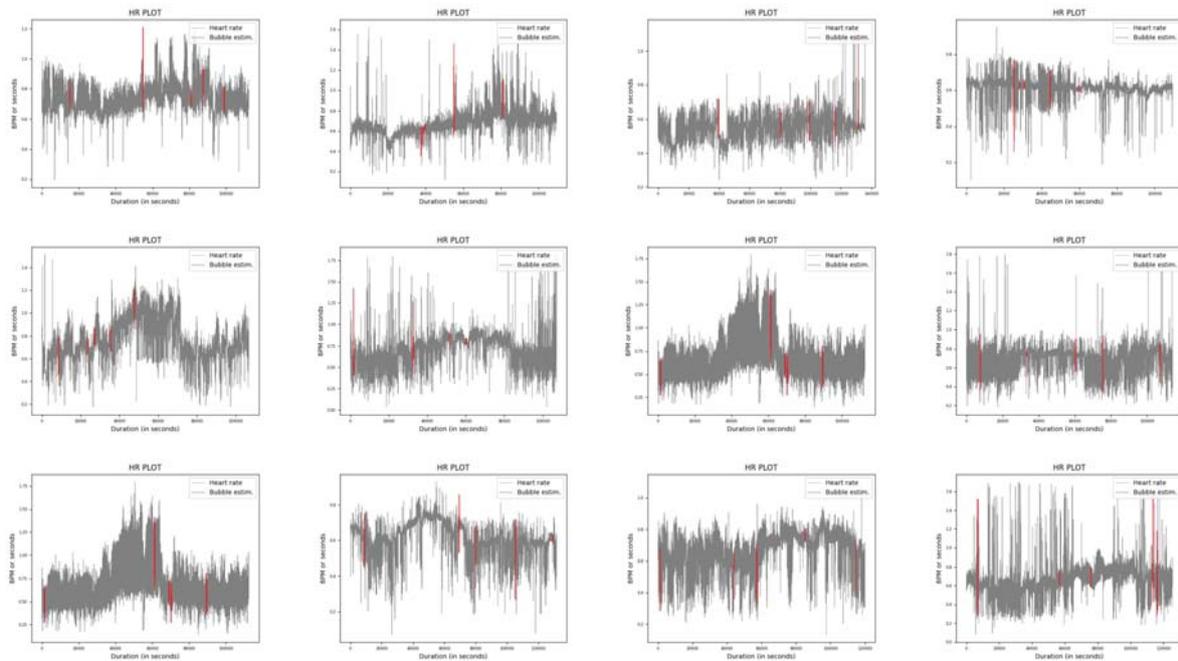
Σχήμα 4.91: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική AVG

παρόλα αυτά λόγω της μορφολογίας των καταγραφών, όλα τα σημεία του σήματος αποκλίνουν του φυσιολογικού, οπότε οι εκτιμήσεις δεν μπορούν να θεωρηθούν επιτυχείς. Στα ακόλουθα σήματα παρουσιάζονται ενδεικτικά οι εκτιμήσεις (Σχήμα 4.92, Σχήμα 4.93)

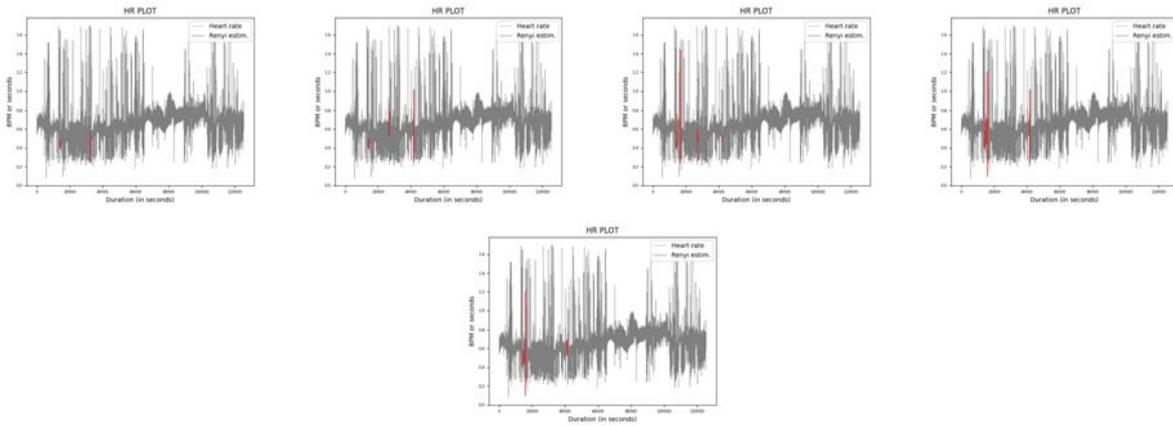
- Rényi: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη η αποδοτικότητα της Renyi Entropy δεν είναι ικανοποιητική. Ενώ υπάρχουν δείγματα στα οποία εντοπίζονται ακραίοι παλμοί, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων είτε το πλήθος των ακραίων περιοχών υπερέχει του πλήθους αυτών που εντοπίζονται (λόγω της μορφολογίας του σήματος) είτε οι εκτιμήσεις της μετρικής είναι άστοχες (Σχήμα 4.94, 4.95).
- RMSSD: Η συγκεκριμένη μετρική μοιάζει να μένει ανεπηρέαστη από τη διάρκεια και τη μορφολογία του σήματος, επιδεικνύοντας μια ιδιαίτερη ανθεκτικότητα. Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων πετυχαίνει να εντοπίσει περιοχές παλμών με τις υψηλότερες ή χαμηλότερες τιμές. Στα ακόλουθα γραφήματα παρουσιάζονται μερικές από τις εκτιμήσεις (Σχήματα 4.96 και 4.97):
- SampEn: Η απόδοσή της Sample Entropy δε φαίνεται να αλλάζει, καθώς η ακρίβεια με την οποία προβλέπει τις επικίνδυνες προβλέψεις δε μοιάζει να βελτιώνεται. Οριακά σε κανένα από τα δείγματα δε φαίνεται να εντοπίζει τις



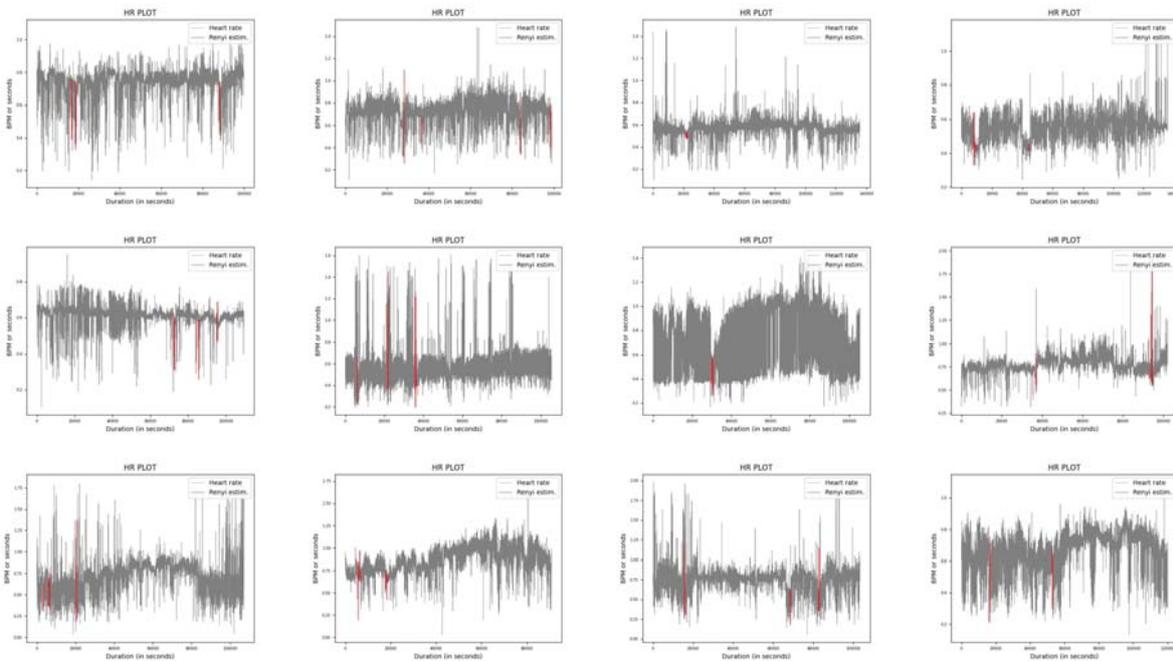
Σχήμα 4.92: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



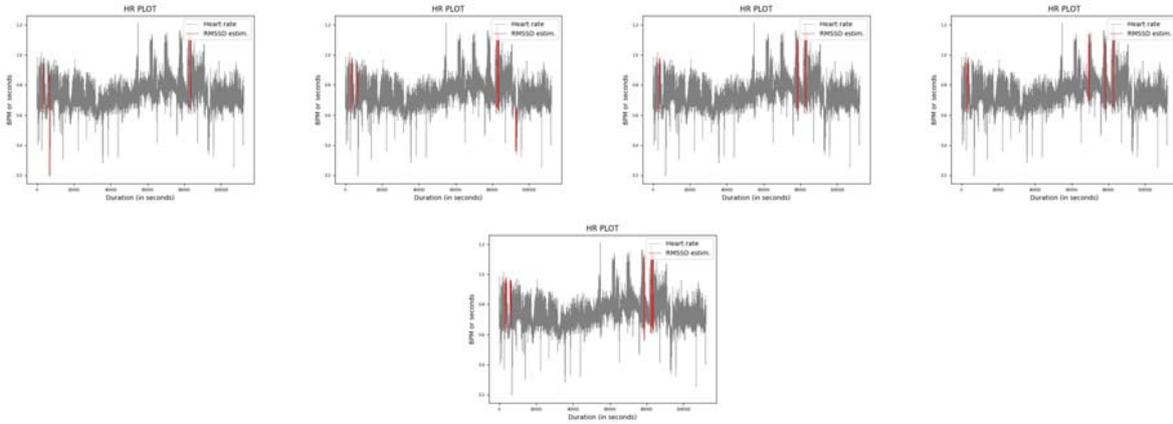
Σχήμα 4.93: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Bubble Entropy



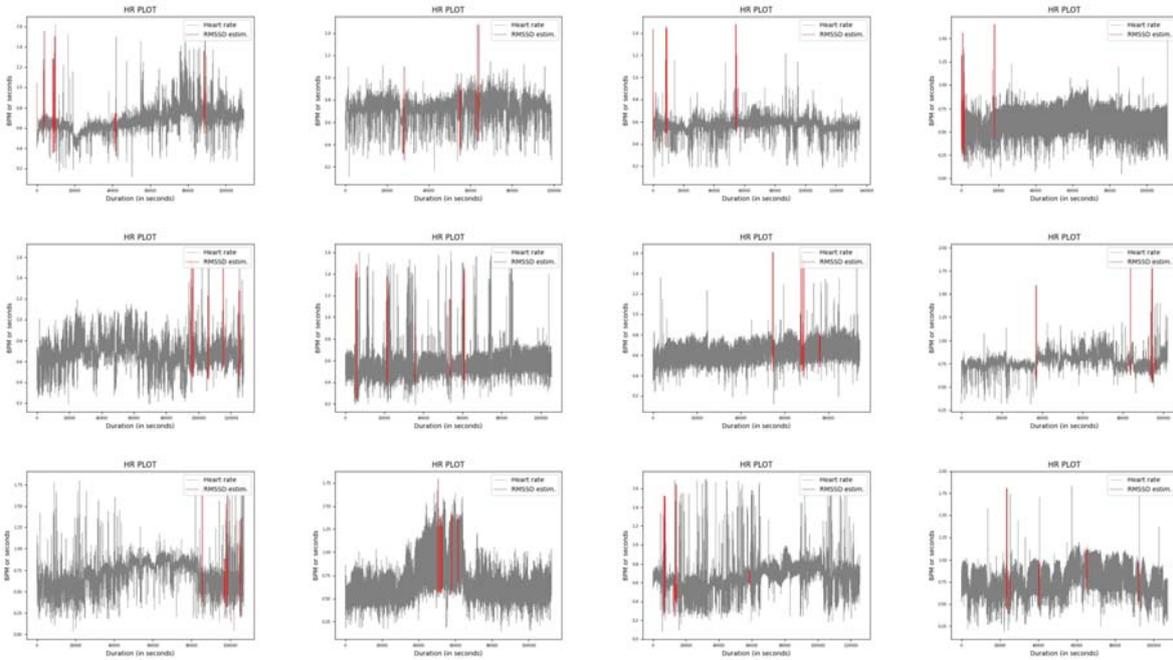
Σχήμα 4.94: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



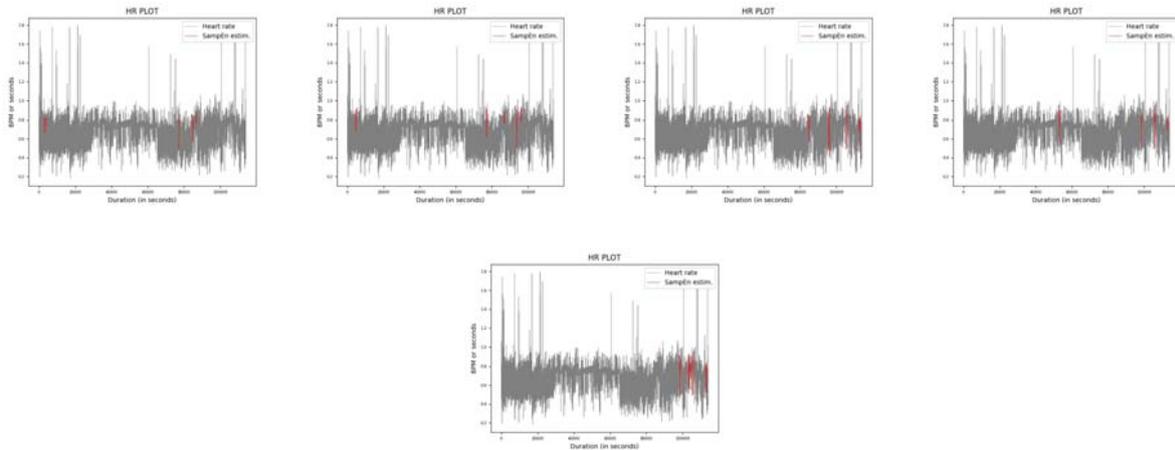
Σχήμα 4.95: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Rényi



Σχήμα 4.96: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



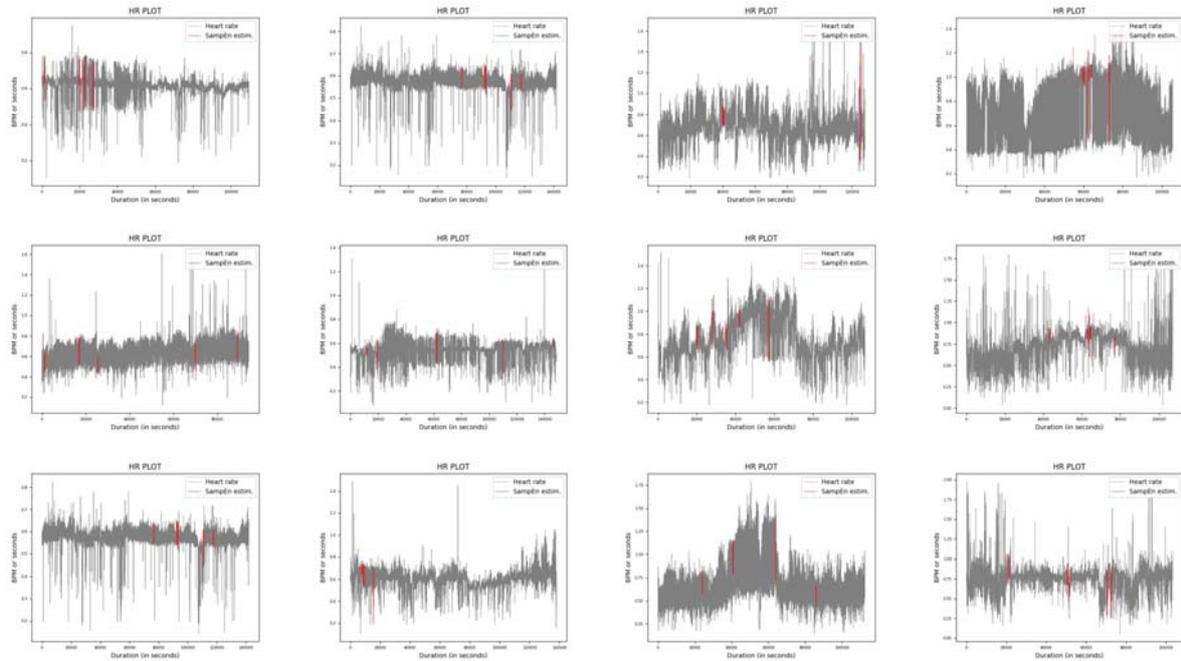
Σχήμα 4.97: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική RMSSD



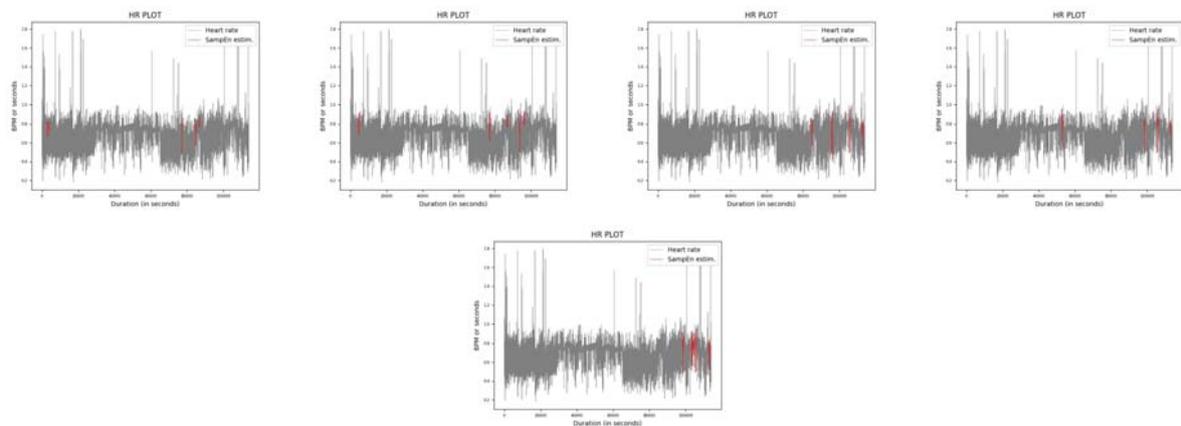
Σχήμα 4.98: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

ακραίες επιθυμητές περιοχές (Σχήμα 4.98, Σχήμα 4.99).

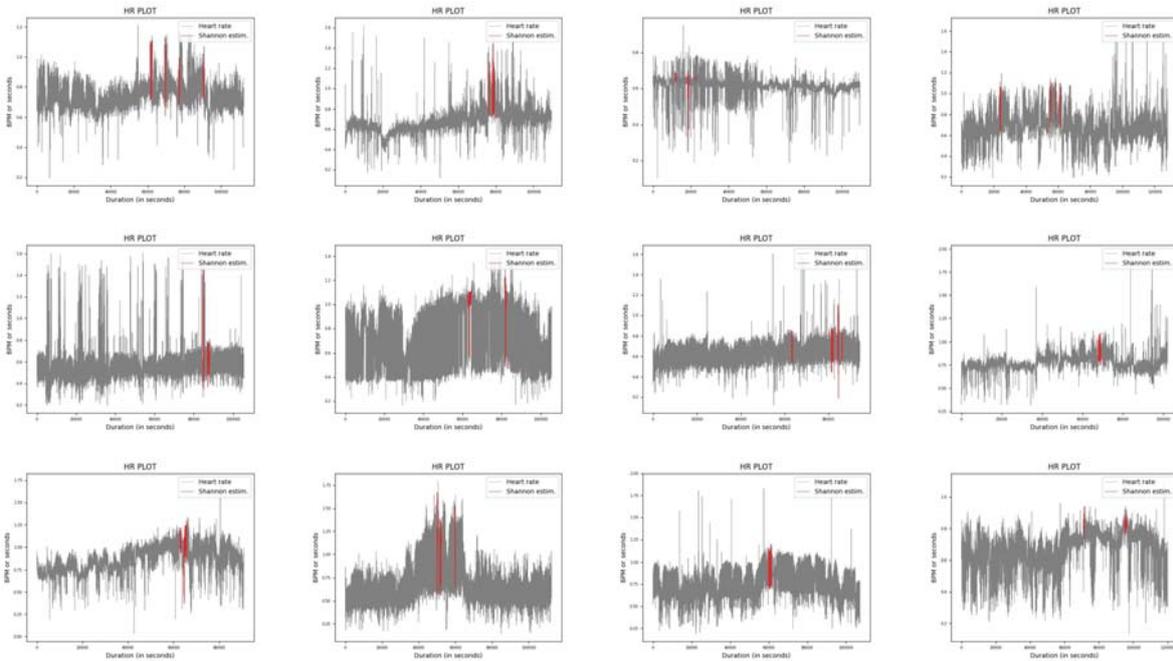
- Shannon: Αυτό που μπορεί να ειπωθεί, είναι πως η συγκεκριμένη μέθοδος βρίσκεται για ακόμα μία φορά στη μέση της κατάταξης. Σε μερικά από τα δείγματα επιτυγχάνει την επιτυχή πρόβλεψη επικίνδυνων περιοχών (ίσως όχι τις υψηλότερες από τις υψηλές τιμές) και σε κάποια άλλα δεν πλησιάζει στις αναμενόμενες εκτιμήσεις. Τα αποτελέσματα ήταν τα εξής (Σχήμα 4.100, Σχήμα 4.101):
- STD: Στην ίδια λογική παρέμειναν οι εκτιμήσεις αυτής της μετρικής. Στην πλειοψηφία των δειγμάτων υπήρχαν επιτυχημένες εκτιμήσεις, ενώ το πλήθος των καταγραφών με μη επιτυχημένες προβλέψεις ήταν ελάχιστο. Τα αποτελέσματα ήταν τα ακόλουθα (Σχήμα 4.102, Σχήμα 4.103):
- Haar wavelets: Οι εκτιμήσεις μεταβάλλονται ελαφρώς καθώς η κλίμακα των κυματιδίων αυξάνεται. Η απόδοση του αλγορίθμου είναι ικανοποιητική λαμβάνοντας υπόψιν τη μορφολογία, καθώς είναι αρκετές οι περιπτώσεις στις οποίες εντοπίζονται οι υψηλότερες κορυφές. Μπορεί η επιτυχία να μην είναι απόλυτη, όμως σε όλες τις τιμές της κλίμακας (από 2 έως και 10) υπάρχουν εύστοχες και ακριβείς προβλέψεις (Σχήμα 4.104).



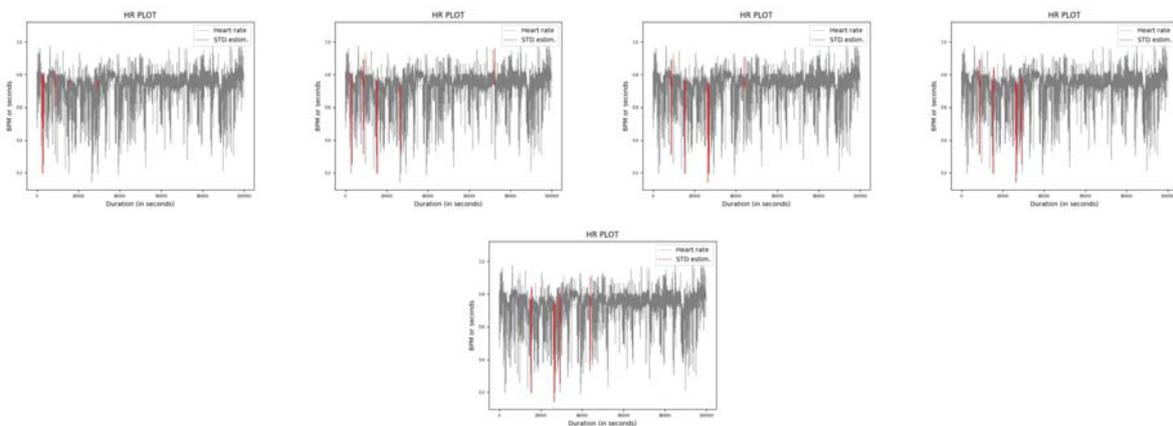
Σχήμα 4.99: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική SampEn



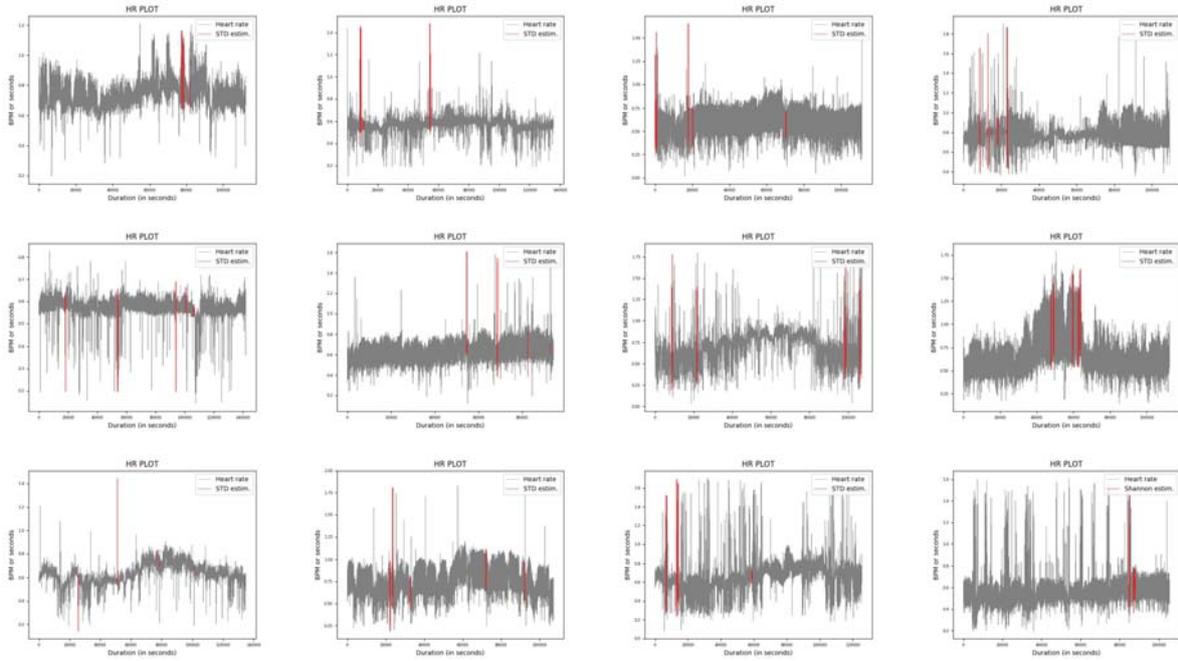
Σχήμα 4.100: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.101: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική Shannon Entropy



Σχήμα 4.102: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



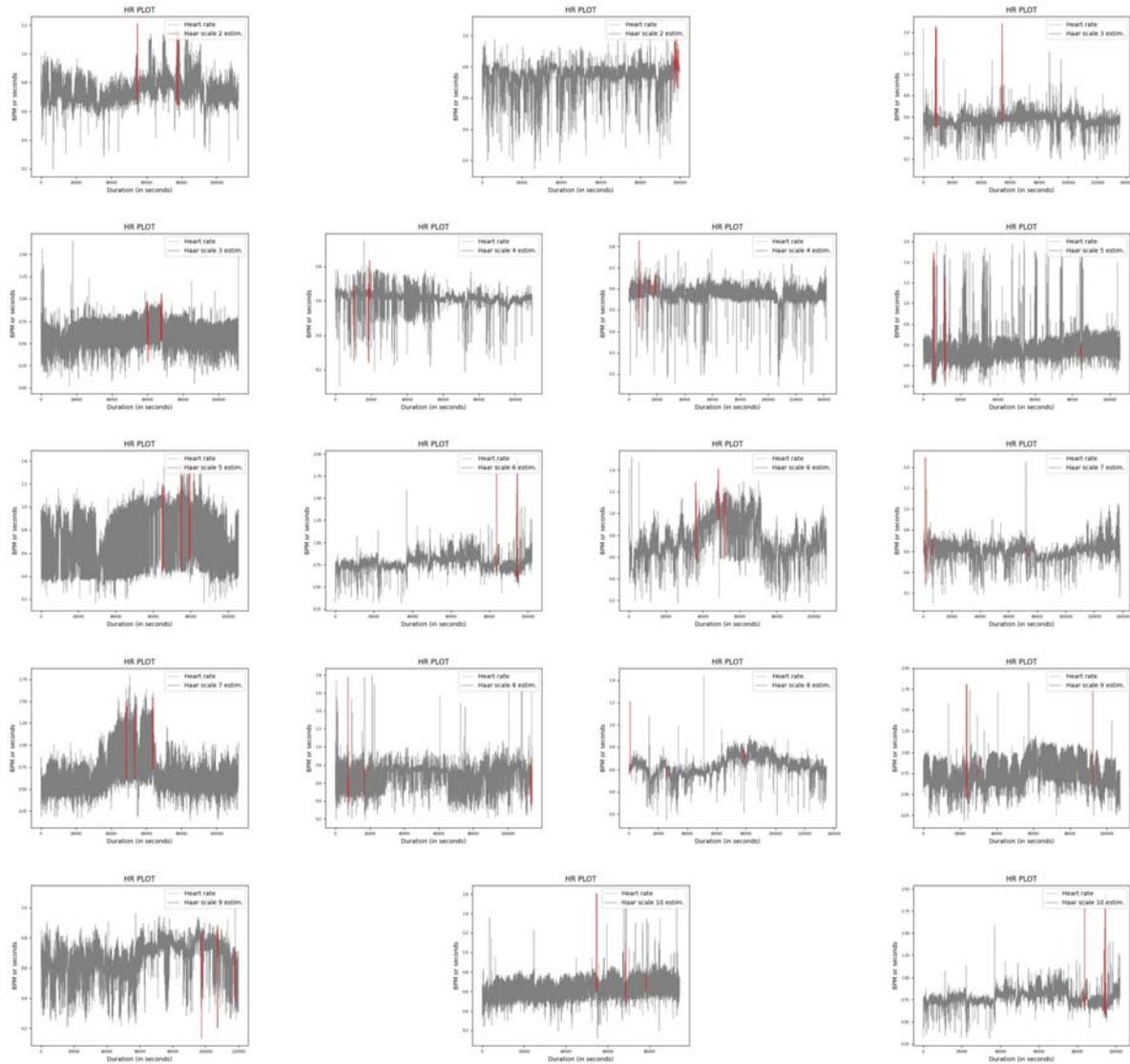
Σχήμα 4.103: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τη μετρική STD

4.2.8 CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database

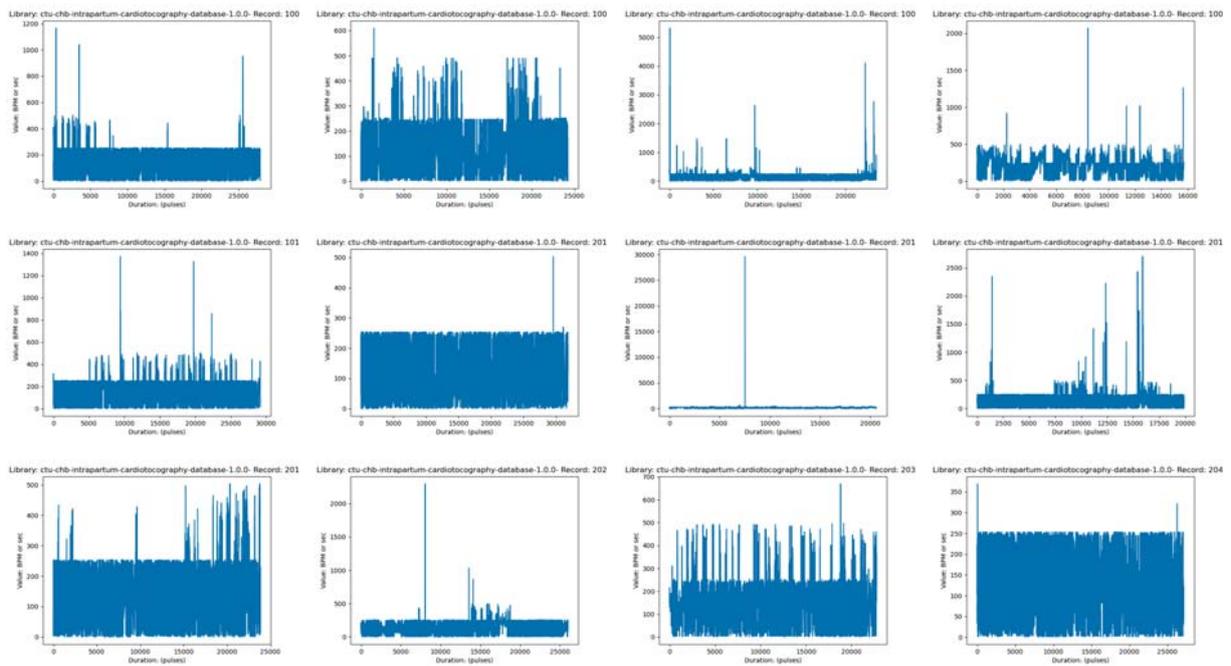
Τα συγκεκριμένα καρδιοτοκογραφήματα αποφέρουν σε μεγάλη πλειοψηφία ενθαρρυντικά αποτελέσματα και εκτιμήσεις. Σε κάθε μεμονωμένη καταγραφή εντοπίζονται από τον αλγόριθμο περιοχές που φαινομενικά αποκλίνουν από το φυσιολογικό και παραπέμπουν σε ανησυχητική συμπεριφορά. Πρόκειται για αρκετά ταραχώδη σήματα, εμφανίζοντας, όμως, εναλλαγές που επιτρέπουν στον αλγόριθμο να εντοπίσει τις ζητούμενες περιοχές. Αυτό δε συμβαίνει μόνιμα και σε όλες τις περιπτώσεις. Στα σήματα τα οποία εμφανίζουν αρκετές μη φυσιολογικές περιοχές, ενώ εντοπίζονται διαστήματα μη φυσιολογικής καρδιακής λειτουργίας, δεν επιλέγονται πάντα αυτές με τις υψηλότερες αλγεβρικές τιμές. Τα μεγέθη των παραθύρων που μελετήθηκαν ήταν τα 60, 120, 180, 240 και 300 δευτερόλεπτα και κάποια από τα δείγματα παρουσιάζονται ενδεικτικά στο Σχήμα 4.105:

Μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου τα αποτελέσματα των εκτιμήσεων ήταν τα εξής:

- ArEn: Στην περίπτωση αυτής της μεθόδου, οι εκτιμήσεις μοιάζουν να είναι πιο πετυχημένες σε σύγκριση με τις προηγούμενες βιβλιοθήκες. Υπάρχουν καταγραφές στις οποίες ο αλγόριθμος καταφέρνει να εντοπίσει αρκετά ακραίες



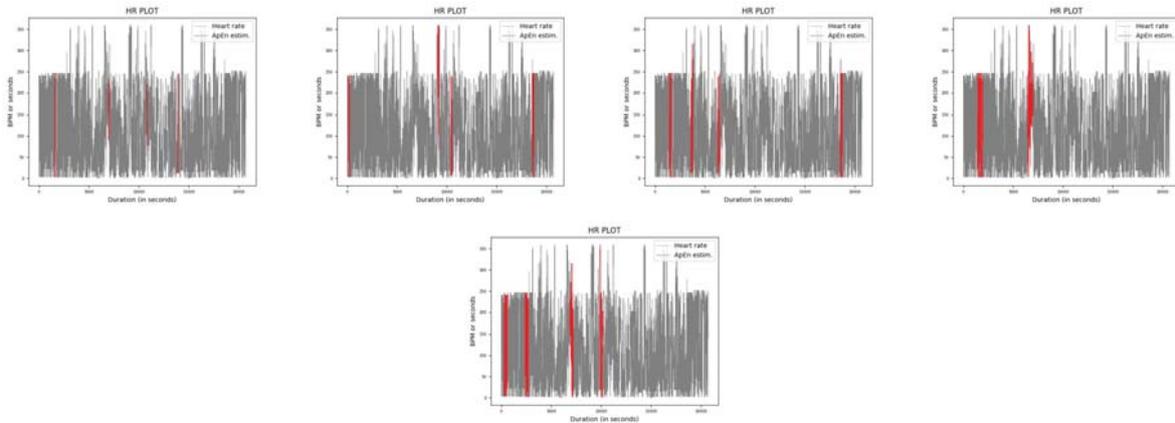
Σχήμα 4.104: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Congestive Heart Failure RR Interval Database για τα κυματίδια Haar)



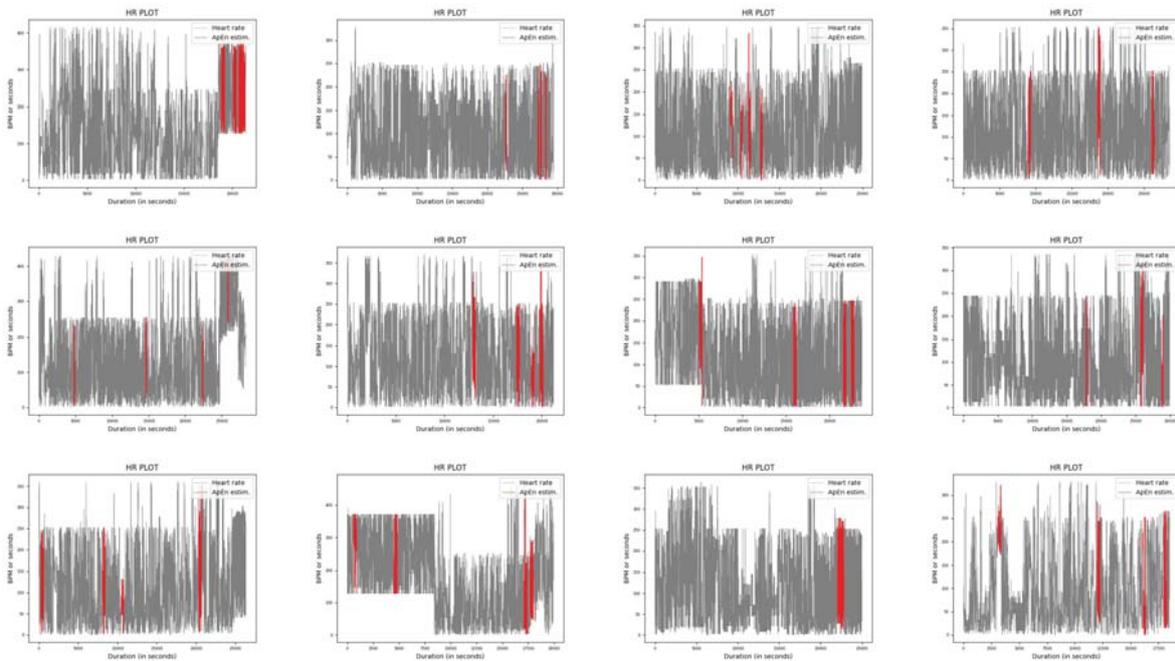
Σχήμα 4.105: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

τιμές. Αν και αυτός δεν είναι ο γενικός κανόνας, τα αποτελέσματα είναι πιο ενθαρρυντικά από ότι σε άλλες περιπτώσεις. Τα αποτελέσματα (ενδεικτικά) παρουσιάζονται στα σχήματα 4.106 και 4.107.

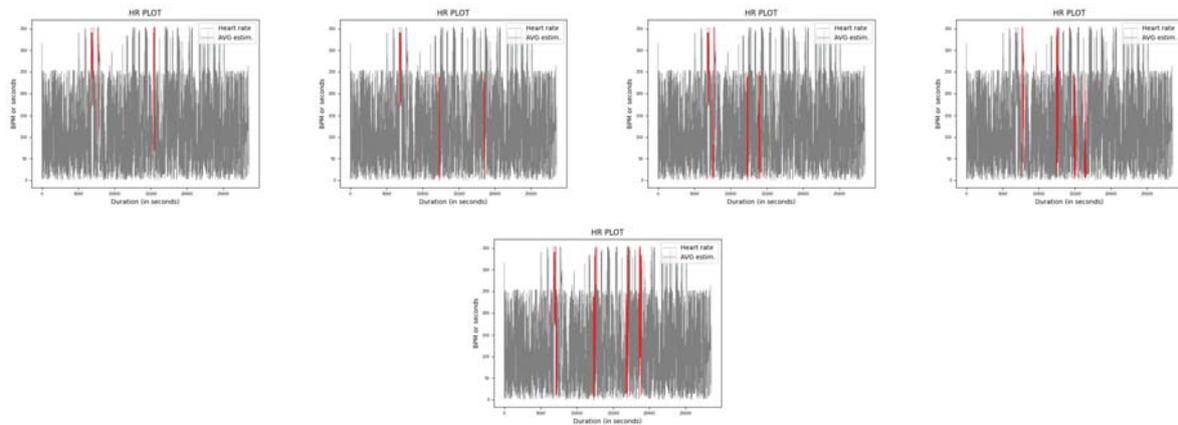
- **AVG:** Οι εκτιμήσεις της μετρικής AVG είναι αρκετά εύστοχες. Σχεδόν σε όλα τα δείγματα εντοπίζονται περιοχές με αποκλίνουσα συμπεριφορά. Τα αποτελέσματα είναι εμφανή στα ακόλουθα σχήματα (Σχήμα 4.108, 4.109):
- **Bubble:** Αυτή η βιβλιοθήκη αποτελεί από τις λίγες περιπτώσεις στις οποίες η μέθοδος παρουσιάζει κάθοδο στην απόδοσή της. Αν και υπάρχουν αρχεία στα οποία η μέθοδος αποτυγχάνει, παραμένουν και καταγραφές στις οποίες η μέθοδος είναι ακριβής (Σχήματα 4.110 και 4.111).
- **Rényi:** Η ίδια απόδοση παρατηρείται και εδώ. Ενώ οι περιοχές που εντοπίζονται θεωρούνται αποκλίνουσες και πιθανώς επικίνδυνες, τα σήματα βρίσκονται σε μια μόνιμα άστατη κατάσταση (Σχήμα 4.112, 4.113).
- **RMSSD:** Η ακρίβεια της μετρικής παραμένει ίδια και σε αυτή τη βιβλιοθήκη. Εξακολουθεί να παρέχει έγκυρες εκτιμήσεις σε μεγάλο ποσοστό των δειγμάτων. Τα παράθυρα μεγαλύτερου μεγέθους φαίνεται να εκτιμούν με μεγαλύτε-



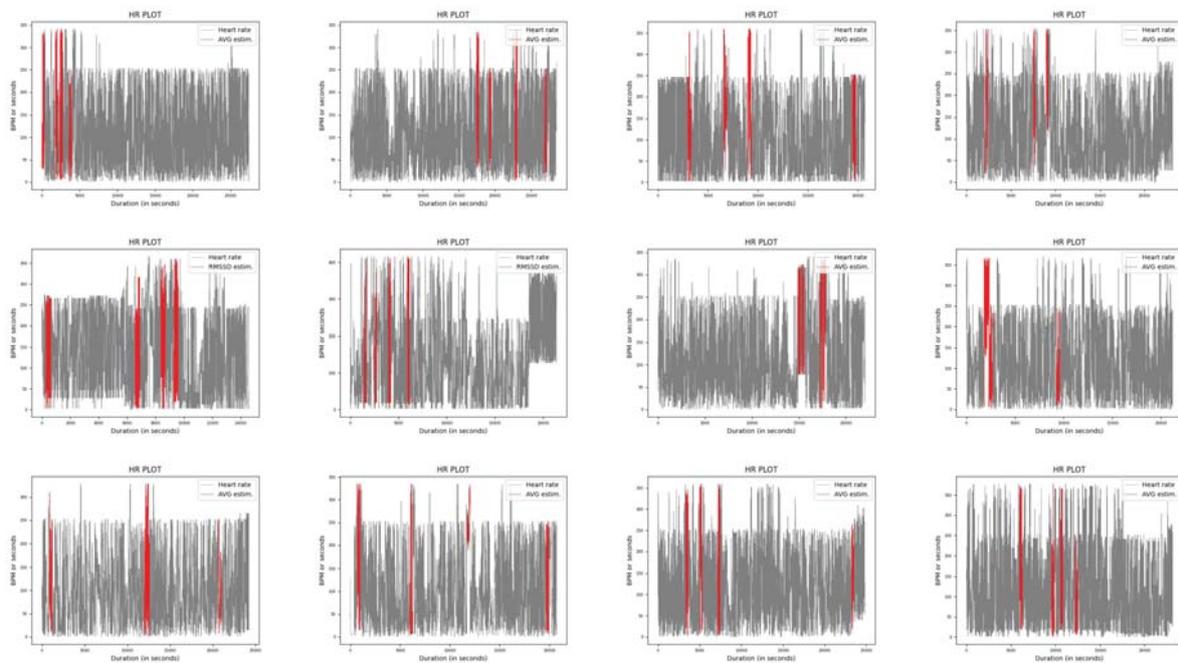
Σχήμα 4.106: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική ApEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



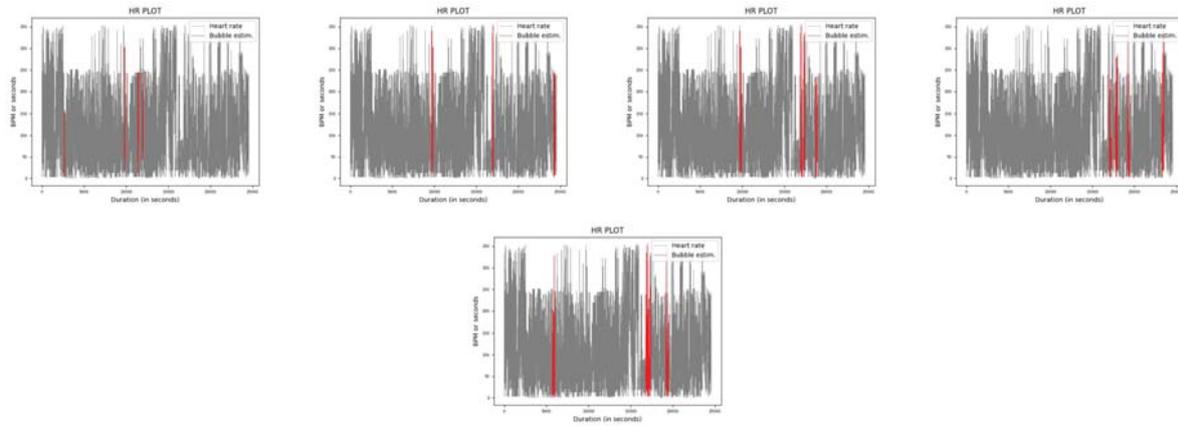
Σχήμα 4.107: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική ApEn



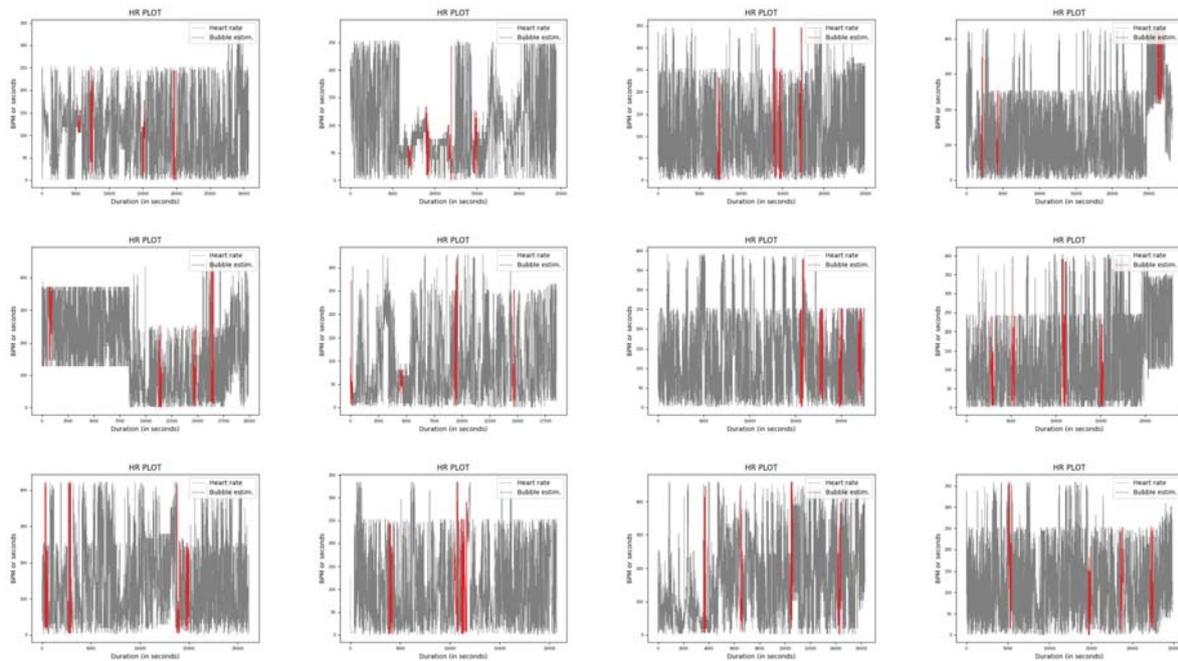
Σχήμα 4.108: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική AVG (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



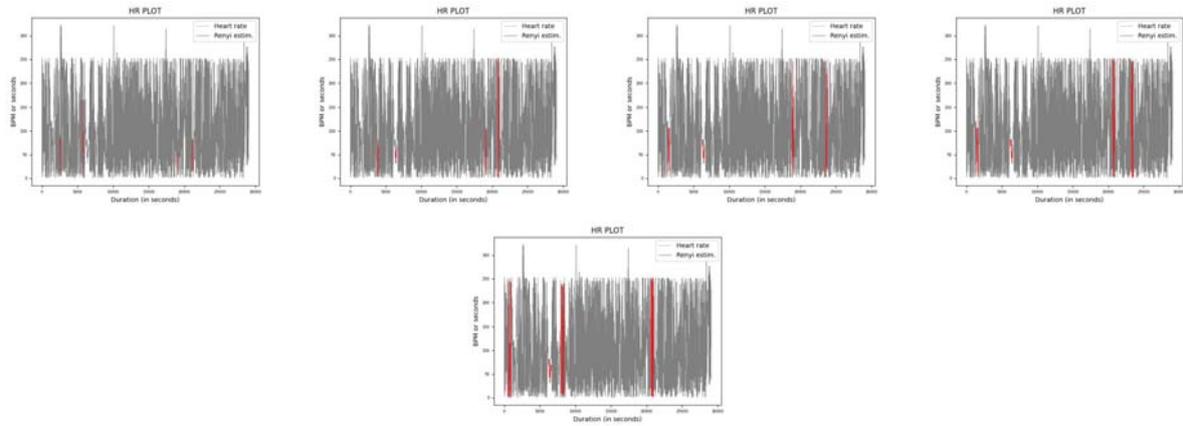
Σχήμα 4.109: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική AVG



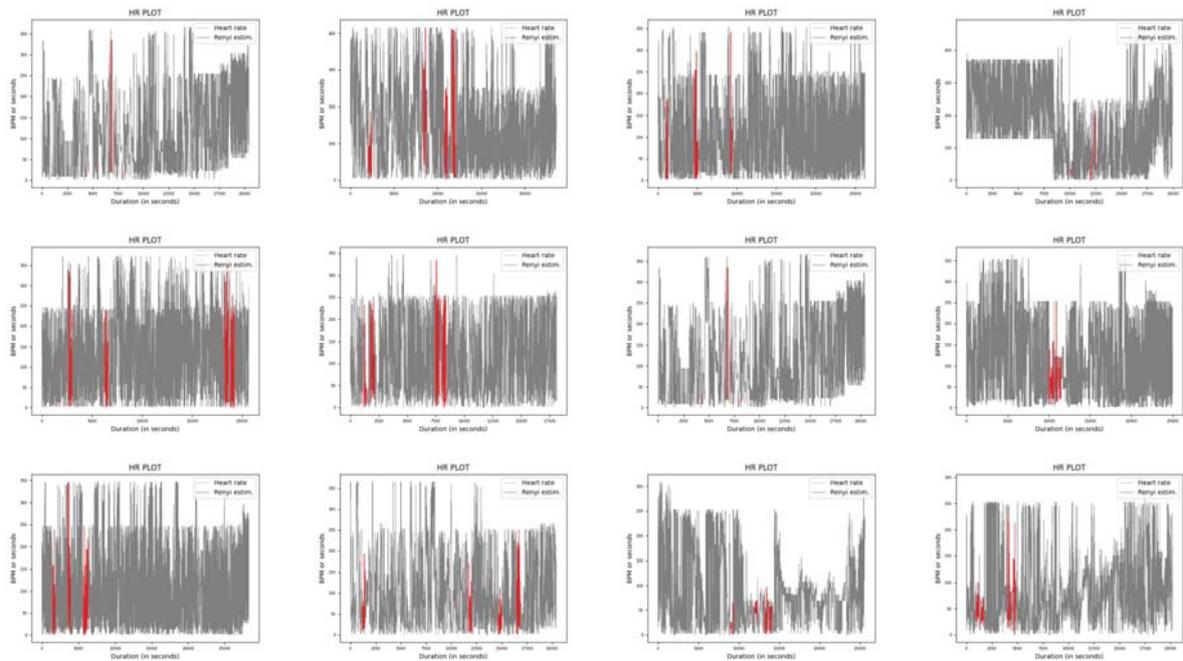
Σχήμα 4.110: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Bubble (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



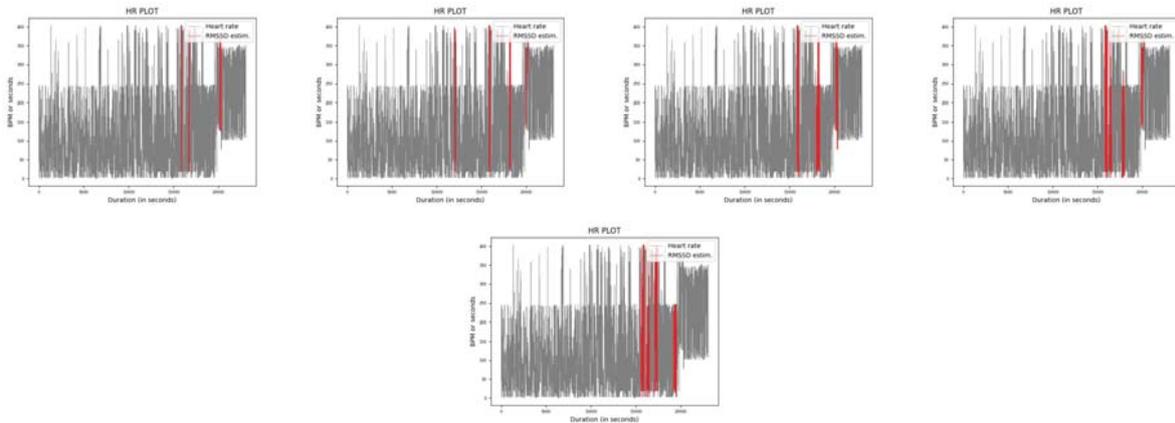
Σχήμα 4.111: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Bubble



Σχήμα 4.112: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Rényi (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



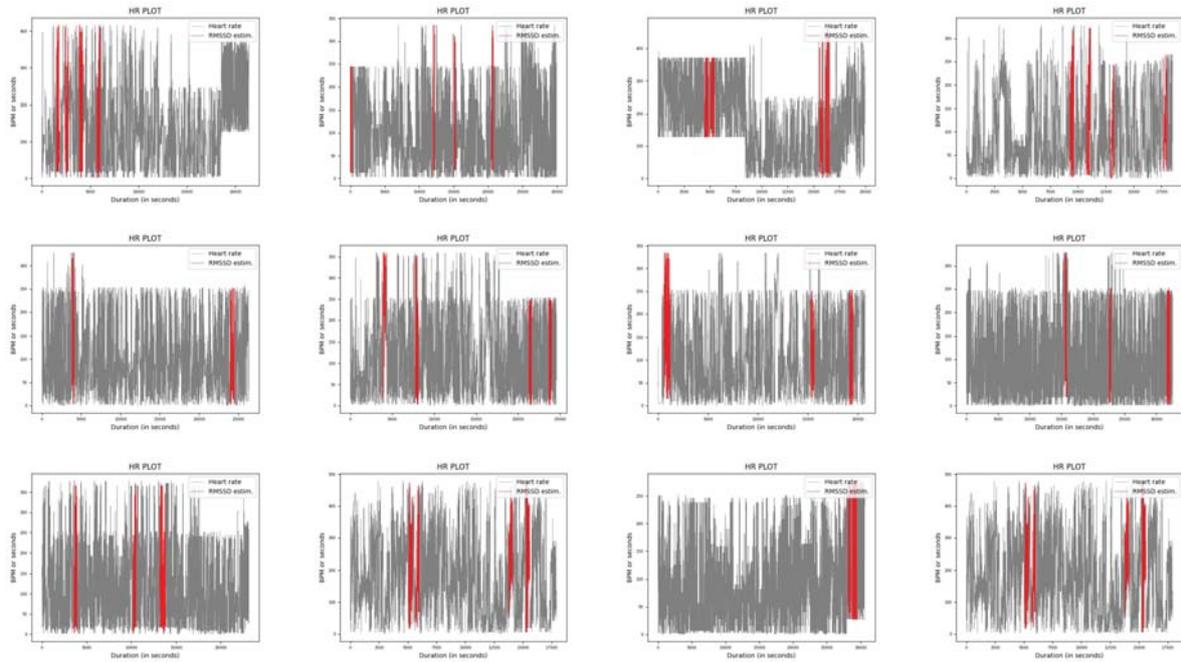
Σχήμα 4.113: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Rényi



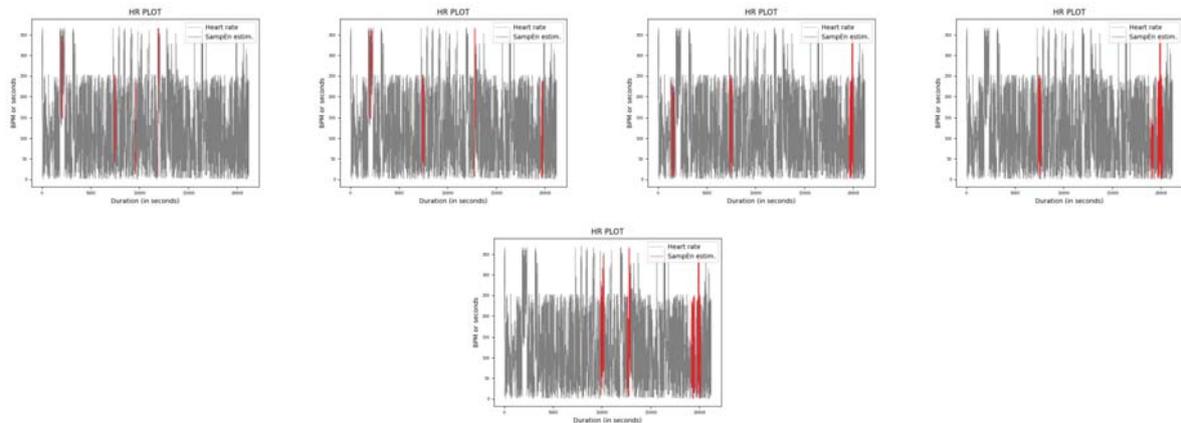
Σχήμα 4.114: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική RMSSD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)

τερη ακρίβεια τις επιθυμητές περιοχές. Τα αποτελέσματα σημειώνονται στα επόμενα γραφήματα (Σχήμα 4.114 και 4.115).

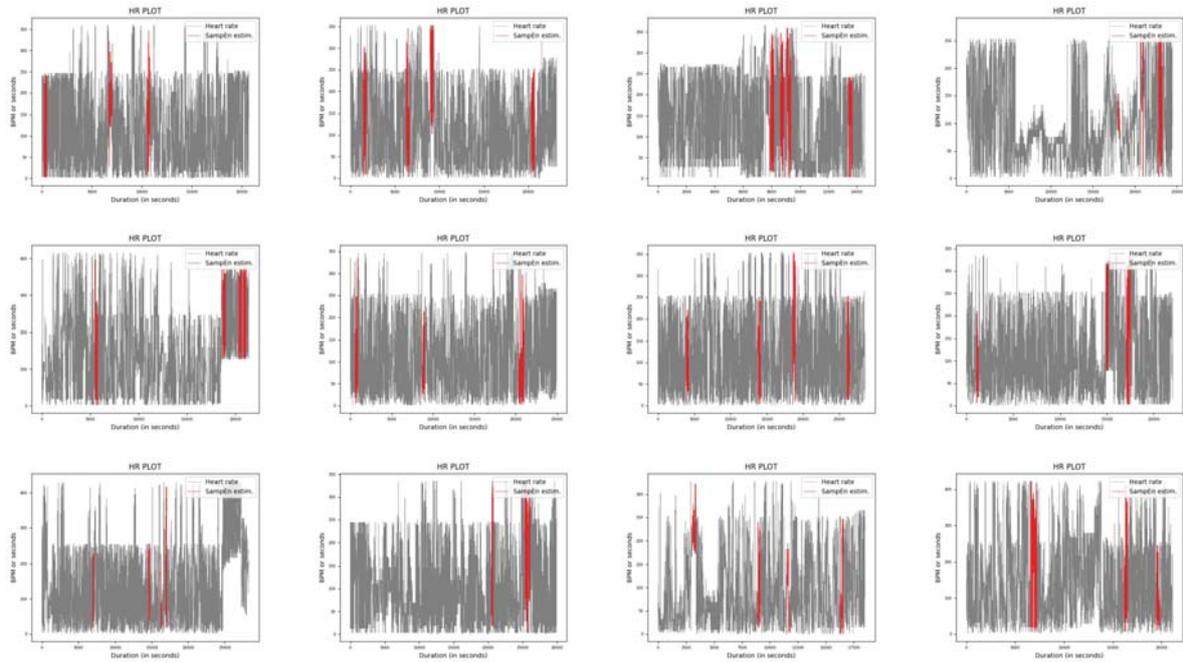
- SampEn: Η επιτυχία εκτίμησης της μετρικής φαίνεται να είναι υψηλότερη σε αυτή τη βιβλιοθήκη. Παρόλο που τα αποτελέσματα δεν είναι απόλυτα επιτυχή σε όλα τα δείγματα, η γενικότερη απόδοσή της είναι αρκετά αυξημένη, όπως φαίνεται στα σχήματα 4.116, 4.117.
- Shannon: Τα αποτελέσματα της μετρικής είναι παρόμοια με τις προηγούμενες βιβλιοθήκες. Οι εκτιμήσεις δεν είναι ιδιαίτερα εύστοχες· αυτός είναι ένας από τους λόγους για τους οποίους η μετρική δεν αξιολογείται ως ιδιαίτερα έμπιστη (Σχήμα 4.118, Σχήμα 4.119).
- STD: Οι ίδιες παρατηρήσεις ισχύουν και για αυτή τη μετρική, τουλάχιστον για τα δείγματα τα οποία δε βρίσκονται σε μόνιμη αποκλίνουσα κατάσταση. Με αυτόν τον σχόλιο, φαίνεται να διατηρεί την υψηλή της επιτυχία στην εκτίμηση των επιθυμητών περιοχών (Σχήμα 4.120, 4.121).
- Haar wavelets: Αν και τα σήματα θεωρούνται χασοτικά, στα δείγματα που παρουσιάζεται ελάχιστη εναλλαγή ανάμεσα στους παλμούς, τα κυματίδια καταφέρνουν να εντοπίσουν επικίνδυνες περιοχές στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, παρατήρηση που ισχύει για όλα τα μεγέθη παραθύρων και όλες τις κλίμακες εκτίμησης των κυματιδίων (Σχήμα 4.122).



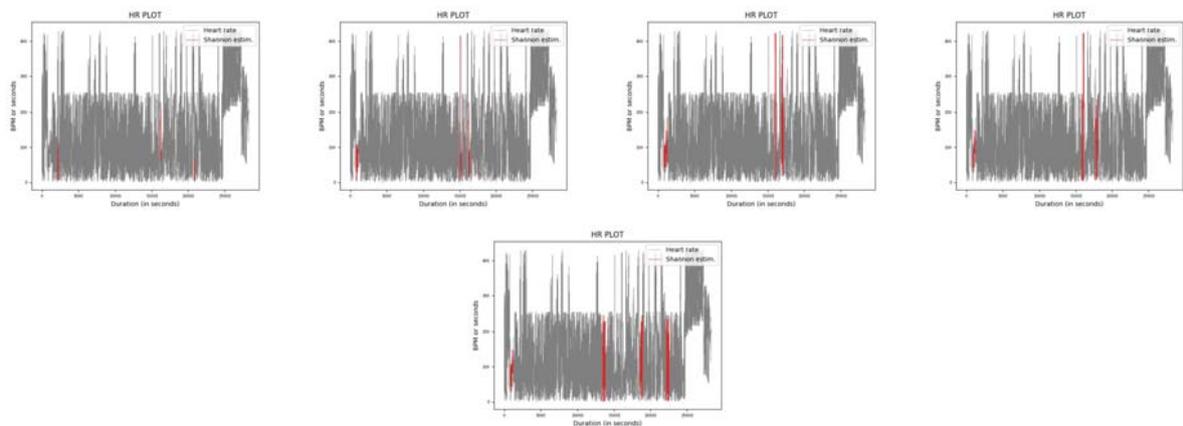
Σχήμα 4.115: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική RMSSD



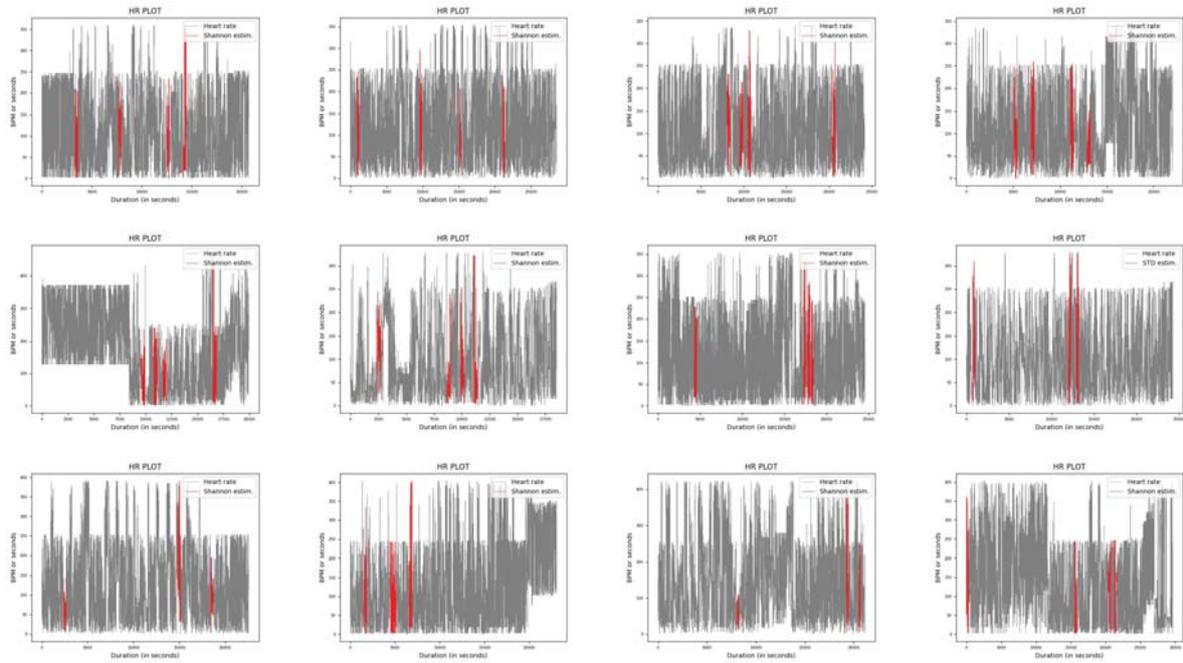
Σχήμα 4.116: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική SampEn (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



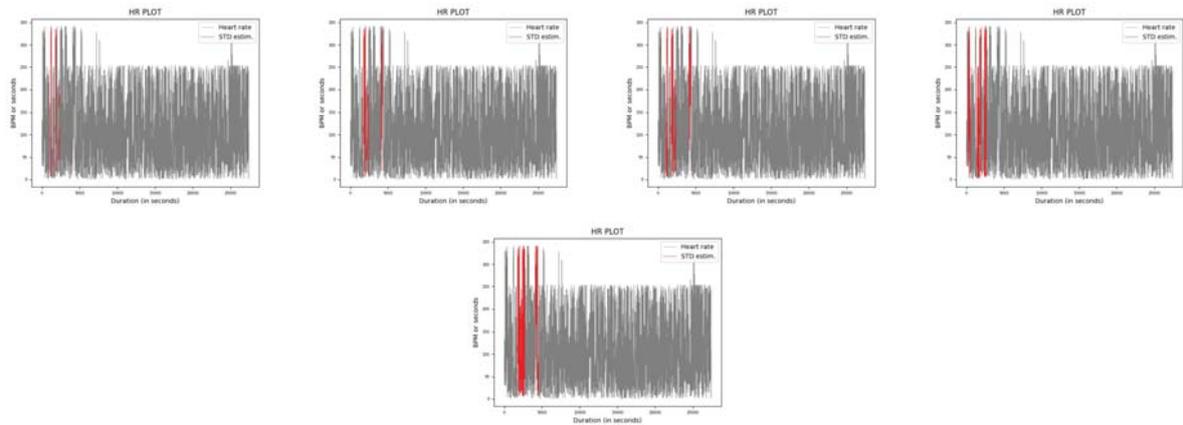
Σχήμα 4.117: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική SampEn



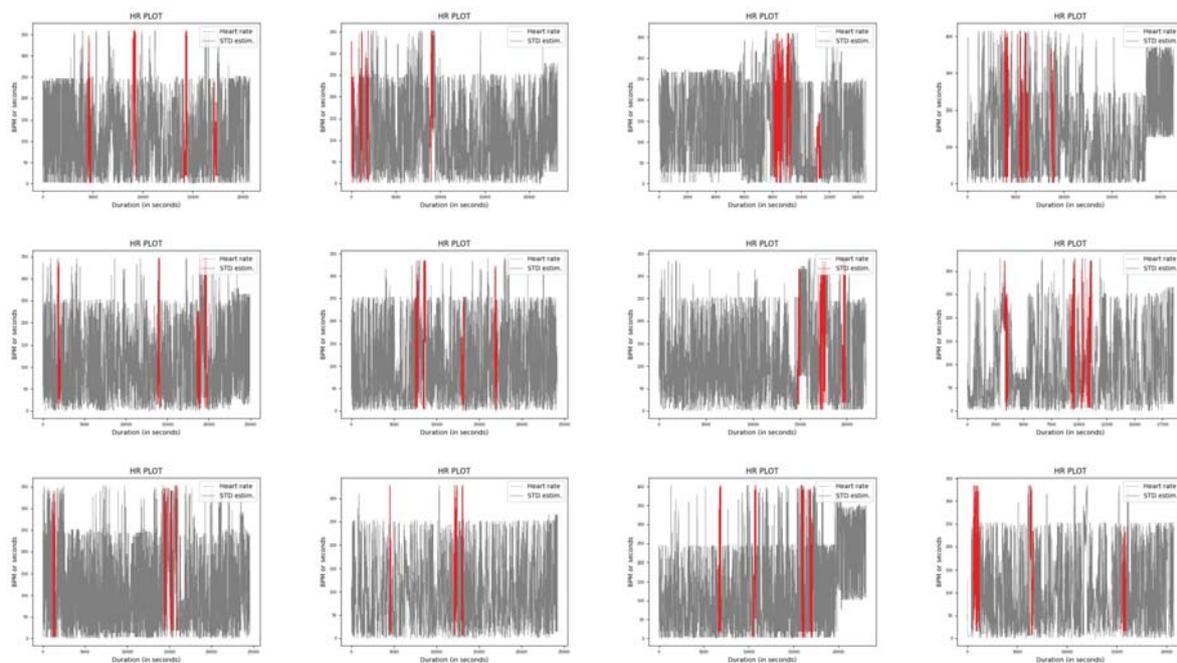
Σχήμα 4.118: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Shannon (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



Σχήμα 4.119: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική Shannon



Σχήμα 4.120: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική STD (αλλαγή μεγέθους παραθύρων)



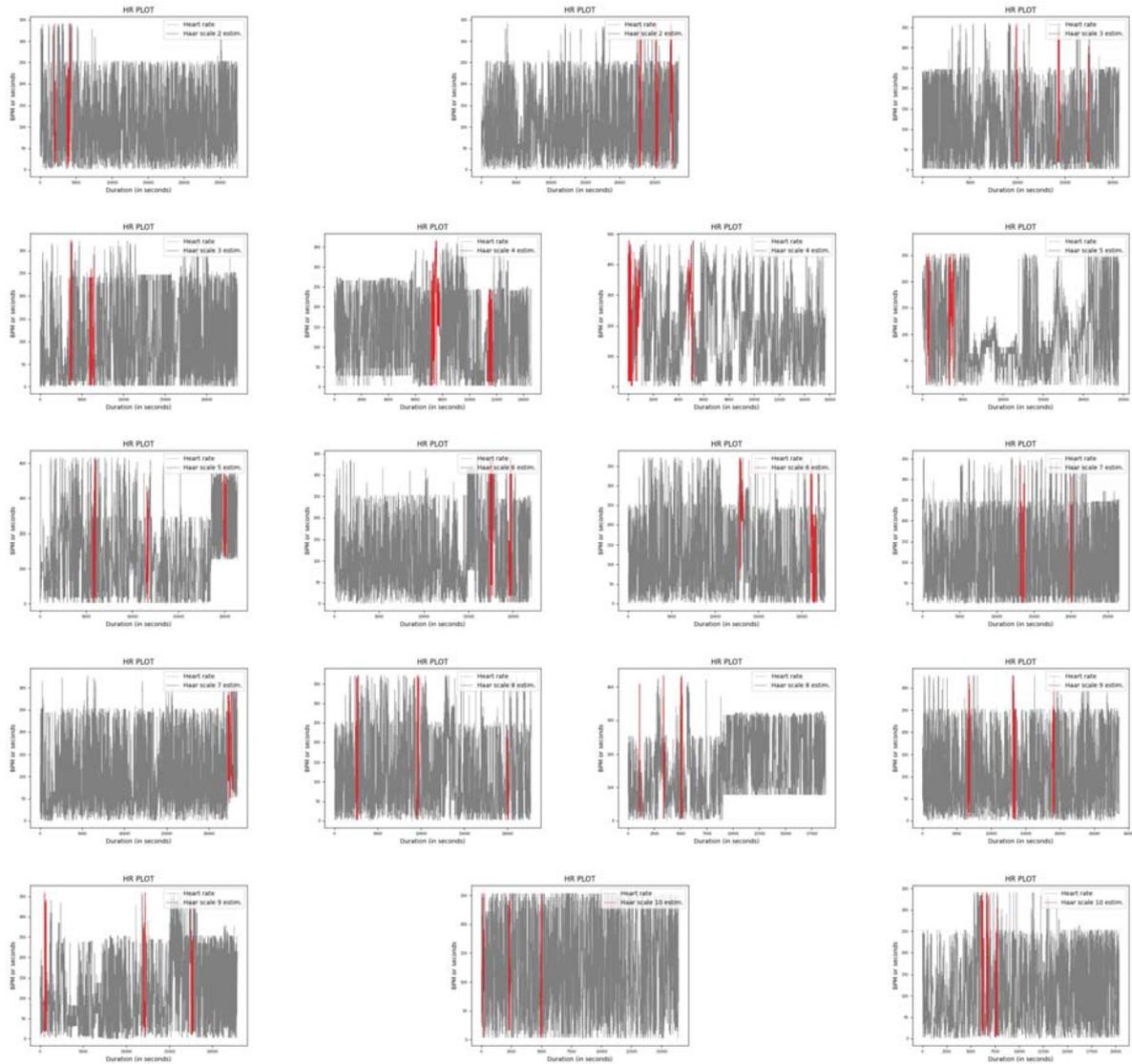
Σχήμα 4.121: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database για τη μετρική STD

4.2.9 Fantasia Database

Στις επόμενες δύο βιβλιοθήκες ο αλγόριθμος δεν είναι ιδιαίτερα εύστοχος, γεγονός που οφείλεται στο ότι το σήμα αν και δεν είναι απόλυτα σταθερό, αντιστοιχεί σε φυσιολογική καρδιακή δραστηριότητα και δεν αποκλίνει ιδιαίτερα ούτε διαθέτει έντονες αυξομειώσεις. Όταν, όμως, εμφανίζονται συγκεκριμένα απομονωμένα spikes, εντοπίζονται άμεσα και ταυτίζονται ως αφύσικα. Ως γενική εικόνα ο αλγόριθμος φαίνεται να μη διαθέτει την απαραίτητη ευστοχία. Για αυτό το λόγο, εισήχθησαν τεχνητές αρρυθμίες και έκτοπες συστολές, όμοιες με αυτές της προπτυχιακής εργασίας με τίτλο "Εκτίμηση ιδιοτήτων της εντροπίας φυσαλίδων". Προς επισήμανση, ο παρακάτω συμβολισμός αντιστοιχεί στα εξής: Τα σύμβολα A, B, C αντιστοιχούν σε φυσιολογικούς συνεχόμενους παλμούς, το x αντιστοιχεί σε έκτοπο παλμό που δε συμβαίνει φυσιολογικά. Τέλος, ο συμβολισμός B-x αντιστοιχεί στη χρονική μετατόπιση του παλμού B.

Οι κατηγορίες των πειραμάτων ήταν:

- Μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων μέσα στο καρδιογράφημα (απώλεια συνεχόμενων παλμών, ύπαρξη συνεχόμενων skipped beats).
- Πολλαπλασιασμός συνεχόμενων RR διαστημάτων κατά κάποιο ακέραιο αριθμό.



Σχήμα 4.122: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη CTU-CHB Intrapartum Cardiotoecography Database για τα κυματίδια Haar)

Ο ακέραιος αριθμός ήταν το 3.

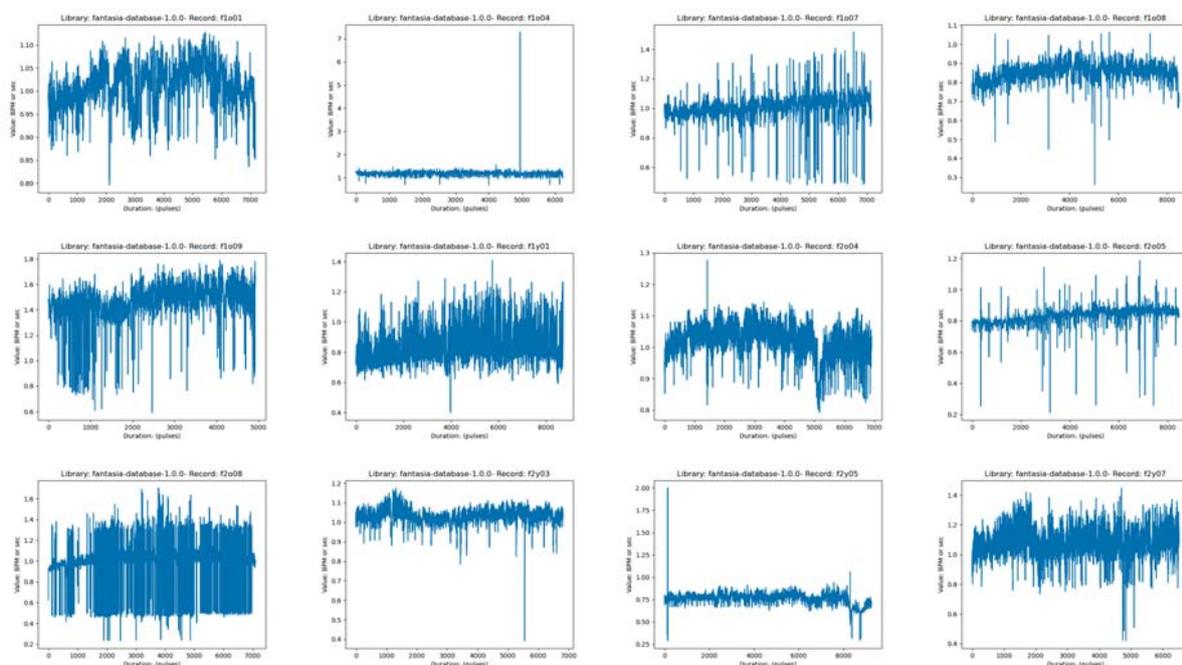
- $A B+C$: Ενσωμάτωση δύο διαστημάτων σε ένα μεγαλύτερης διάρκειας. Αυτό καταδεικνύει την καθυστέρηση κάποιου παλμού, δημιουργώντας ένα πλατύτερο RR διάστημα.
- $A x B-x C$: Παρεμβολή ενός διαστήματος x , δηλαδή ενός επιπλέον παλμού ενώ ο παλμός B δε μετακινείται (συμβαίνει δηλαδή κανονικά). Στη συνέχεια οι παλμοί πραγματοποιούνται φυσιολογικά.
- $A x B C$: Αντίθετα με πριν, ο B παλμός μετακινείται (συμβαίνει δηλαδή σε διαφορετική χρονική στιγμή). Το ίδιο ισχύει σε όλους τους επόμενους παλμούς, προκαλώντας μια ολίσθηση.
- $A x C$: Δεν υπάρχει κάποιος επιπρόσθετος παλμός. Παρουσιάζεται μια διαταραχή στο B παλμό, που μπορεί να σημαίνει τη μετακίνησή του προς τα δεξιά ή τα αριστερά (να προηγηθεί ή να καθυστερήσει χρονικά). Αυτό μπορεί να συμβεί λόγω σφάλματος του αλγορίθμου εντοπισμού του QRS συμπλέγματος, που μπορεί λόγω ύπαρξης θορύβου να εντοπίσει την κορυφή R σε διαφορετικό σημείο. Επιπλέον, εκτός από την ύπαρξη θορύβου, μικρές μετατοπίσεις του B μπορεί να οφείλονται και στη χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας του σήματος.

Προς αποφυγή επαναλήψεων, μιας και τα αποτελέσματα για κάθε μετρική/ μέθοδο ήταν όμοια για κάθε τύπο πειράματος θα σχολιαστούν όλα στην ίδια παράγραφο.

Η αρχική εικόνα των καταγραφών ήταν η (Σχήμα 4.123):

Μετά την εφαρμογή των διαφορετικών αρρυθμιών και έκτοπων παλμών στα σήματα, τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

- $ApEn$: Αυτή η βιβλιοθήκη φαίνεται να μην ευνοεί τις εκτιμήσεις της $ApEn$, μιας και τα αποτελέσματά της είναι από τα πιο αδύναμα. Ο τρόπος με τον οποίο δημιουργήθηκαν τα πρόσθετα πειράματα τα κάνει να διακρίνονται πολύ εύκολα. Το γεγονός ότι η $ApEn$ αποτυγχάνει ενισχύει το σχόλιο πως δεν αποτελεί κατάλληλη μέθοδο για την εκτίμηση των περιοχών που ζητούνται. Οι εκτιμήσεις φαίνονται εδώ (Σχήμα 4.124)
- AVG : Το ίδιο ισχύει για τις υπόλοιπες μετρικές, επομένως και για την AVG . Ενώ καταφέρνει να εντοπίσει κάποιες από τις ζητούμενες περιοχές παραμένει



Σχήμα 4.123: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)

στην κατηγορία των πιο αδύναμων μετρικών, όπως φαίνεται και στο σχήμα 4.125:

- **Bubble:** Για τη συγκεκριμένη μέθοδο, οι εκτιμήσεις της υπήρξαν αρκετά έγκυρες στις περιπτώσεις μεταβολής των αρρυθμιών $AB+C$, $AxBC$, $AxB-xC$, AxC , ενώ στη σειρά πειραμάτων με τον τριπλασιασμό των παλμών και το μηδενισμό συνεχόμενων RR διαστημάτων, οι εκτιμήσεις δεν ήταν εξίσου εύστοχες (Σχήμα 4.126).
- **Rényi:** Η απόδοσή της διαφέρει ανάλογα με το είδος του πειράματος. Στα πειράματα του μηδενισμού συνεχόμενων τμημάτων τα αποτελέσματα είναι αρκετά επιτυχή, ειδικότερα στα μεγαλύτερα μεγέθη παραθύρου· σε αρκετές περιπτώσεις, μάλιστα, εντοπίζει όλα τεχνητά τμήματα σε όλα τα δείγματα. Στο πείραμα $AB+C$ δεν καταφέρνει να εντοπίσει κανένα από τα τεχνητά τμήματα και εστιάζει μόνο σε παλμούς με χαμηλές τιμές (σε αντίθεση με το πείραμα το οποίο δημιουργεί υψηλές τιμές) (Σχήμα 4.127)
- **RMSSD:** Η μεγάλη ευστοχία της μετρικής RMSSD είναι ξεκάθαρη. Σε κάθε ένα από τα δείγματα καταφέρνει να εντοπίσει τουλάχιστον τη μία από τις δύο τεχνητές περιοχές στις οποίες το σήμα έχει υποστεί επεξεργασία, αποδίδοντας

ξανά ένα από τα καλύτερα αποτελέσματα (Σχήμα 4.128).

- SampEn: Για ακόμη μια φορά, η μέθοδος δεν επιτυγχάνει το επιθυμητό ποσοστό ευστοχίας στις καταγραφές, κάτι που ισχύει και στο σύνολο των τεχνητών παλμών και έκτοπων περιοχών. Οι εκτιμήσεις είναι εύκολα αναγνώσιμες στο Σχήμα 4.129:
- Shannon: Επαναλαμβανόμενα, η μετρική αυτή αποδίδει μέτρια αποτελέσματα αλλά παρόλα αυτά καταφέρει να εντοπίσει σε κάποιες περιπτώσεις τα ζητούμενα δεδομένα (Σχήμα 4.130).
- STD: Ότι έχει ειπωθεί για τα αποτελέσματα της RMSSD ισχύει και για αυτή την μετρική. Σε κάθε ένα από τα δείγματα οι εκτιμήσεις καταφέρνουν να εντοπίσουν και τις δύο τεχνητές περιοχές. Στις περιπτώσεις που αυτό δε συμβαίνει, ο αλγόριθμος εντοπίζει τη μία από τις δύο. Και στις δύο κατηγορίες, πάντως, αποδίδει σε αρκετά υψηλό βαθμό. (Σχήμα 4.131).
- Haar wavelets: Σε αυτή τη βιβλιοθήκη φαίνεται πως η κλίμακα εκτίμησης και η ακρίβεια εντοπισμού των τεχνητών αρρυθμιών/ έκτοπων παλμών είναι δύο ανάλογες παράμετροι. Όσο η κλίμακα αυξάνεται τόσο πιο ακριβής είναι η απόδοση του αλγορίθμου. Τα αποτελέσματα είναι ορατά στον ακόλουθο πίνακα ο οποίος απεικονίζει την επιτυχία (σε ποσοστιαίο αριθμό, %) της εκτίμησης των περιοχών ανά κλίμακα κυματιδίων Haar σε κάθε μία από τις κατηγορίες πειράματων τεχνητού θορύβου (Πίνακας 1). Παρατηρείται πως δύο συγκεκριμένες κατηγορίες πειραμάτων παρουσιάζουν "ανοσία" στην κλίμακα εκτίμησης των κυματιδίων. Τα πειράματα αυτά είναι ο πολλαπλασιασμός χρονικών διαστημάτων με την αριθμητική σταθερά 3 και το πείραμα AB+C και αυτό οφείλεται πιθανότατα στη μορφολογία την οποία δημιουργούν στο σήμα. Εμφανίζουν υψηλές κορυφές σε ένα κατά τα άλλα φυσιολογικό σήμα, κάτι που κάνει τον εντοπισμό τους ευκολότερο, σε αντίθεση με τις υπολοιπες κατηγορίες. Η ακρίβεια στις εκτιμήσεις του αλγορίθμου φαίνεται να αυξάνεται ραγδαία σε συγκεκριμένες κλίμακες και να παραμένει σχεδόν σταθερή από εκείνο το σημείο και μετά. Επομένως, μπορεί να θεωρηθεί πως οι μικρότερες σκάλες εκτίμησης των κυματιδίων δεν αποτελούν τόσο κατάλληλες μετρικές (για τις συγκεκριμένες κατηγορίες πειραμάτων) (Σχήμα 4.132).

Πίνακας 4.1: Ποσοστά επιτυχίας με επιτυχία πρόβλεψης τουλάχιστον 50 τοις εκατό (δηλαδή εντοπισμός τουλάχιστον μίας από τις δύο τεχνητές περιοχές) για τη βιβλιοθήκη Fantasia Database και όλες τις κλίμακες εκτίμησης των κυματιδίων Haar

Πείραμα	2	3	4	5
zeros	23.68	26.31	28.94	31.57
multiply by 3	100	100	100	100
A B + C	100	100	100	100
A x B C	18.42	18.42	18.42	21.05
A x B-x C	26.31	39.47	26.31	23.68
A x C	26.31	36.84	31.57	23.68

Πείραμα	6	7	8	9	10
zeros	100	100	100	100	100
multiply by 3	100	100	100	100	100
A B + C	100	100	100	100	88.88
A x B C	100	100	100	100	100
A x B-x C	100	97.36	100	100	100
A x C	100	100	100	100	100

4.2.10 Normal Sinus Rhythm RR Interval Database

Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε και σε αυτή τη βιβλιοθήκη, μιας και αποτελείται και αυτή από καταγραφές φυσιολογικού σήματος. Για τα κυματίδια Haar τα αποτελέσματα είναι ορατά στον Πίνακα 2 για όλες τις σκάλες εκτίμησης και όλες της κατηγορίες πειραμάτων (Σχήματα 4.133 έως 4.142).

Οι παρατηρήσεις για την απόδοση των μετρικών είναι σχεδόν πανομοιότυπες με αυτές της Fantasia Database, επομένως ο σχολιασμός παραλείπεται προς αποφυγή επαναληψιμότητας και εξάντλησης του αναγνώστη.

Πίνακας 4.2: Ποσοστά επιτυχίας με επιτυχία πρόβλεψης τουλάχιστον 50 τοις εκατό (δηλαδή εντοπισμός τουλάχιστον μίας από τις δύο τεχνητές περιοχές) για τη βιβλιοθήκη Sinus Rhythm RR Intervals και όλες τις κλίμακες εκτίμησης των κυματιδίων Haar

Πείραμα	2	3	4	5
zeros	1.85	0	1.85	79.6
multiply by 3	100	100	100	100
A B + C	100	100	100	100
A x B C	3.7	3.7	7.4	5.55
A x B-x C	1.85	3.7	3.7	1.85
A x C	1.85	0	5.5	1.85

Πείραμα	6	7	8	9	10
zeros	79.62	87.03	88.88	85.18	68.51
multiply by 3	100	100	100	100	100
A B + C	100	100	100	100	88.88
A x B C	88.88	90.74	94.44	88.88	88.88
A x B-x C	90.74	92.59	90.74	92.59	94.44
A x C	90.74	94.44	90.74	92.59	90.74

4.3 Ανακεφαλαίωση/συνοπτικές παρατηρήσεις για κάθε βιβλιοθήκη

Σε αυτό το σημείο θα σχολιαστεί η διαφορά ανάμεσα στις μεθόδους εκτίμησης εντροπίας. Όπως παρατηρείται από τον εκτενή σχολιασμό κάθε μετρικής σε κάθε βιβλιοθήκη, σημειώνεται υπεροχή της Bubble Entropy σε σχέση με τις συγγενικές τις Apen και SampEn. Παρά την όχι τόσο επιτυχημένη πρόβλεψη και των τριών συγκριτικά με τις υπολοιπες μετρικές φαίνεται καθαρά η σταθερότητα της πρώτης, σε αντίθεση με τις άλλες δύο, κάτι που οφείλεται στη δομή της και τη μειωμένη έως μηδενική της εξάρτηση από τις παραμέτρους m , r .

Επιπλέον, λόγω της εκτενέστατης ανάλυσης των αποτελεσμάτων του αλγορίθμου σε όλες τις βιβλιοθήκες, θα γίνει μια σύντομη ανακεφαλαίωση προκειμένου να αποφευχθεί η σύγχυση που πιθανόν να δημιουργήθηκε εξαιτίας των πολλαπλών

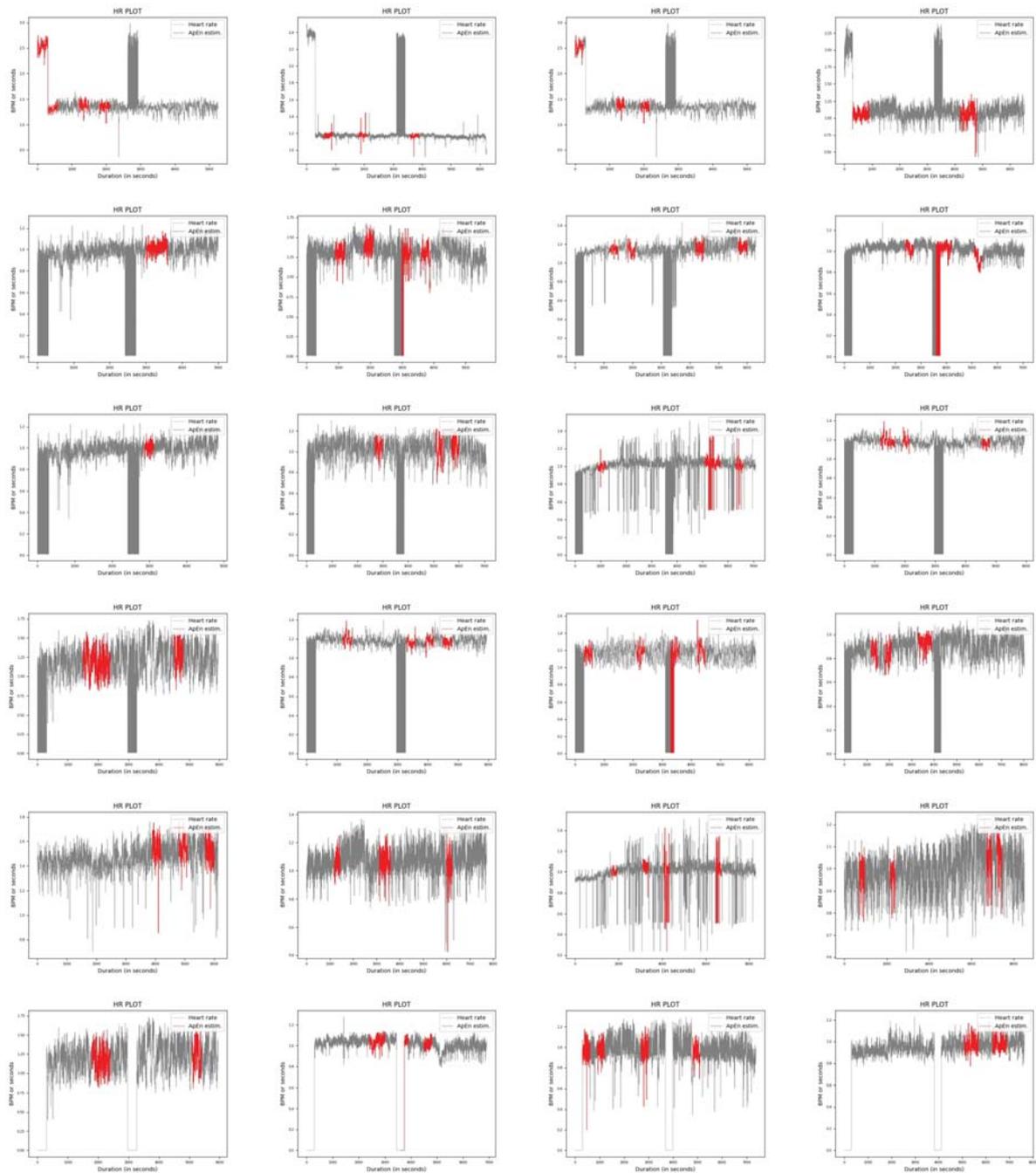
γραφημάτων και μετρικών.

- Long Term AF Database: Μια βιβλιοθήκη με σήματα μεγάλης διάρκειας και από τα πιο άστατα σήματα. Αυτό δυσκολεύει την εκτίμηση και τον εντοπισμό πιθανών επικίνδυνων περιοχών. Οι μετρικές που αποδίδουν καλύτερα είναι οι RMSSD & STD, οι οποίες από τη μία καταφέρνουν να εντοπίσουν σημεία με ακραίες αριθμητικά τιμές (υψηλότερη δραστηριότητα, πιθανότερο να αντιστοιχούν σε αρρυθμίες) αλλά δεν αρκούν καθώς τα σήματα βρίσκονται πολύ συχνά σε κρίσιμη καρδιακή λειτουργία. Τα κυματίδια Haar επίσης φαίνεται να είναι αρκετά εύστοχα στον εντοπισμό περιοχών στα σήματα με αυξημένες (αριθμητικά) τιμές που παραπέμπουν σε αρρυθμία. Η επιτυχία του αλγορίθμου εδώ επηρεάζεται αρνητικά από τη μορφολογία του σήματος.
- MIT-BIH Arrhythmia Database: Τα δείγματά της θεωρήθηκαν αρκετά πιο κατάλληλα, λόγω διάρκειας αλλά και μορφολογίας, μιας και ο καρδιακός παλμός εναλλάσσεται σε καταστάσεις ηρεμίας και καρδιακές αρρυθμίες, διευκολύνοντας τον αλγόριθμο να εντοπίσει τις ζητούμενες περιοχές. Οι μετρικές RMSSD & STD εντοπίζουν ξανά πιο εύστοχα τα κρίσιμα σημεία σε μεγάλο ποσοστό, όπως και τα κυματίδια Haar. Οι υπόλοιπες μετρικές στην πλειοψηφία δείχνουν μια βελτίωση λόγω της μορφολογίας των δειγμάτων, επομένως στη συγκεκριμένη βιβλιοθήκη η απόδοση του αλγορίθμου αξιολογείται ως επιτυχία.
- MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database: Αποφέρει τα ίδια αποτελέσματα με την προηγούμενη βιβλιοθήκη, ευνοείται δηλαδή και αυτή από τη μορφολογία των δειγμάτων. Η απόδοση όλων των μετρικών είναι αυξημένη, κάτι που οδηγεί στην παρατήρηση ότι ο αλγόριθμος επιτυγχάνει το στόχο του στη συγκεκριμένη βιβλιοθήκη. Οι ακριβέστερες εκτιμήσεις εξακολουθούν να υπολογίζονται από τις μετρικές RMSSD, STD και τα κυματίδια Haar.
- CU Ventricular Tchyarrhythmia: Τα σήματά της μοιάζουν σε μορφολογία με αυτά της MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database αλλά έχουν μικρότερη χρονική διάρκεια, κάτι που κάνει τα μεγαλύτερα μεγέθη παραθύρων να αστοχούν συγκριτικά με τα συντομότερα μεγέθη για τον απλό λόγο της υπερκάλυψης του σήματος, με τα μικρότερα μεγέθη μοιάζουν πιο κατάλληλα. Η κατάταξη των μετρικών παραμένει ίδια, κάτι που μοιάζει πλέον αναμενόμενο, έχοντας δημιουργήσει ένα μοτίβο ως προς την ικανότητά τους να εντοπίζουν

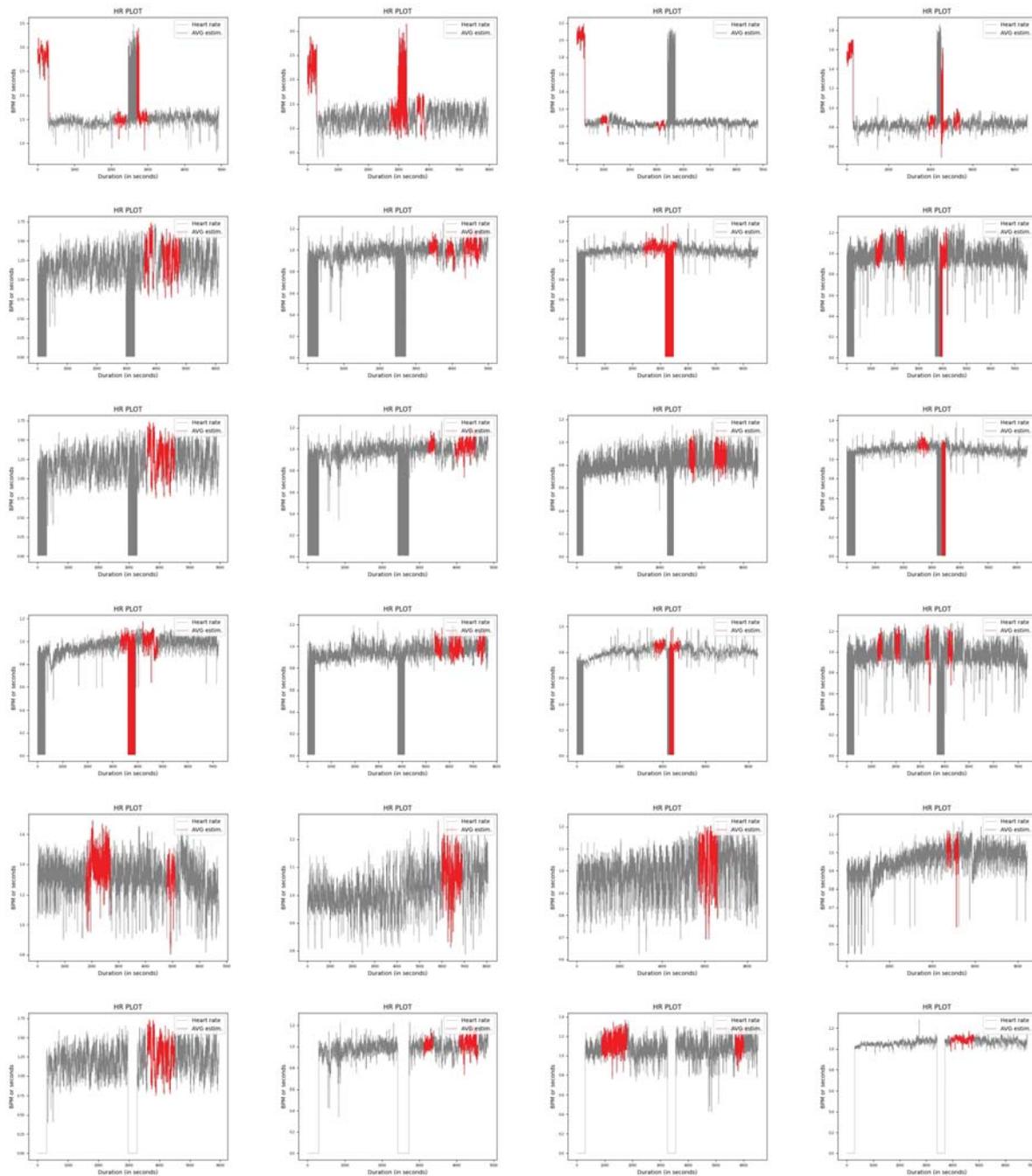
τις πιθανές επικίνδυνες περιοχές. Παρόλα αυτά, υπάρχει σε όλες τις περιπτώσεις περιθώριο λάθους και αστοχίας. Ο αλγόριθμος θεωρείται πως επιτυγχάνει το στόχο του και σε αυτή τη βιβλιοθήκη.

- **Congestive Heart Failure RR Interval Database:** Από τις πιο έντονες καταγραφές, το σήμα των δειγμάτων δυσκολεύει τη μελέτη, μιας και δεν υπάρχει καμία εναλλαγή με καταστάσεις ηρεμίας. Αντιθέτως τα σήματα φαίνεται να αντιστοιχούν σε καρδιακή λειτουργία με μεγάλη πιθανότητα κινδύνου, κάτι που δεν μπορεί να επιβεβαιωθεί από τον αλγόριθμο για τον προαναφερόμενο λόγο. Αν και οι τρεις προηγουμένως κορυφαίες μετρικές/μέθοδοι εξακολουθούν να εντοπίζουν πιθανές επικίνδυνες περιοχές, το σύνολο των περιοχών αυτών στα σήματα είναι αρκετά μεγαλύτερο από το εντοπιζόμενο, γεγονός που μειώνει την απόδοση του αλγορίθμου. Παρόλα αυτά, μπορεί να αποτελέσει ξεκάθαρο δείκτη της επικινδυνότητας του εκάστοτε σήματος και να εστιάσει την προσοχή των ιατρικών μελετητών ή ειδικών στη μελέτη του.
- **CTU-CHB Intrapartum Cardiotocography Database:** Σε συνδυασμό με τη Long Term AF Database και τη Congestive Heart Failure RR Interval Database αποτελεί από τις πιο "δύσκολες" εκτιμήσεις, μιας και τα σήματα απεικονίζουν έντονη καρδιακή δραστηριότητα σε όλο τους το μήκος. Η εν λόγω βιβλιοθήκη, βέβαια, αναμένεται να διαθέτει άστατα σήματα λόγω της κατάστασης στην οποία βρίσκονται οι ασθενείς κατά την καταγραφή.
- **Fantasia Database & Normal Sinus Rhythm RR Interval Database:** Οι αποδόσεις ήταν όμοιες και στις δύο βιβλιοθήκες, λόγω της επεξεργασίας που υπέστησαν (εισαγωγή θορύβου, έκτοπων συστολών). Η κατάταξη όσον αφορά τις μετρικές παραμένει ίδια, με τις RMSSD, STD να υπερέχουν. Η κατάταξη επιβεβαιώνεται διότι με την επεξεργασία που υπέστησαν τα δείγματα οι αποκλίνοσες περιοχές ήταν πολύ εύκολα εντοπίσιμες ακόμα και με το μάτι. Μπορεί η επιτυχία να μην ήταν ίδια σε όλες τις κατηγορίες πειραμάτων, είναι όμως ξεκάθαρο ποιες μετρικές/μέθοδοι είναι οι καταλληλότερες. Το ίδιο ισχύει και για τα κυματίδια Haar, τα οποία στις μεγαλύτερες κλίμακες σημειώνουν επιτυχία εντοπισμού έως και 100%. Ως επιτυχία θεωρείται ο εντοπισμός τουλάχιστον ενός από τις δύο περιοχές επεξεργασίας στα καρδιογραφήματα. Θεωρείται πως ο αλγόριθμος επιτυγχάνει το σκοπό του τουλάχιστον όσον αφορά την επιτυχία των κορυφαίων μετρικών.

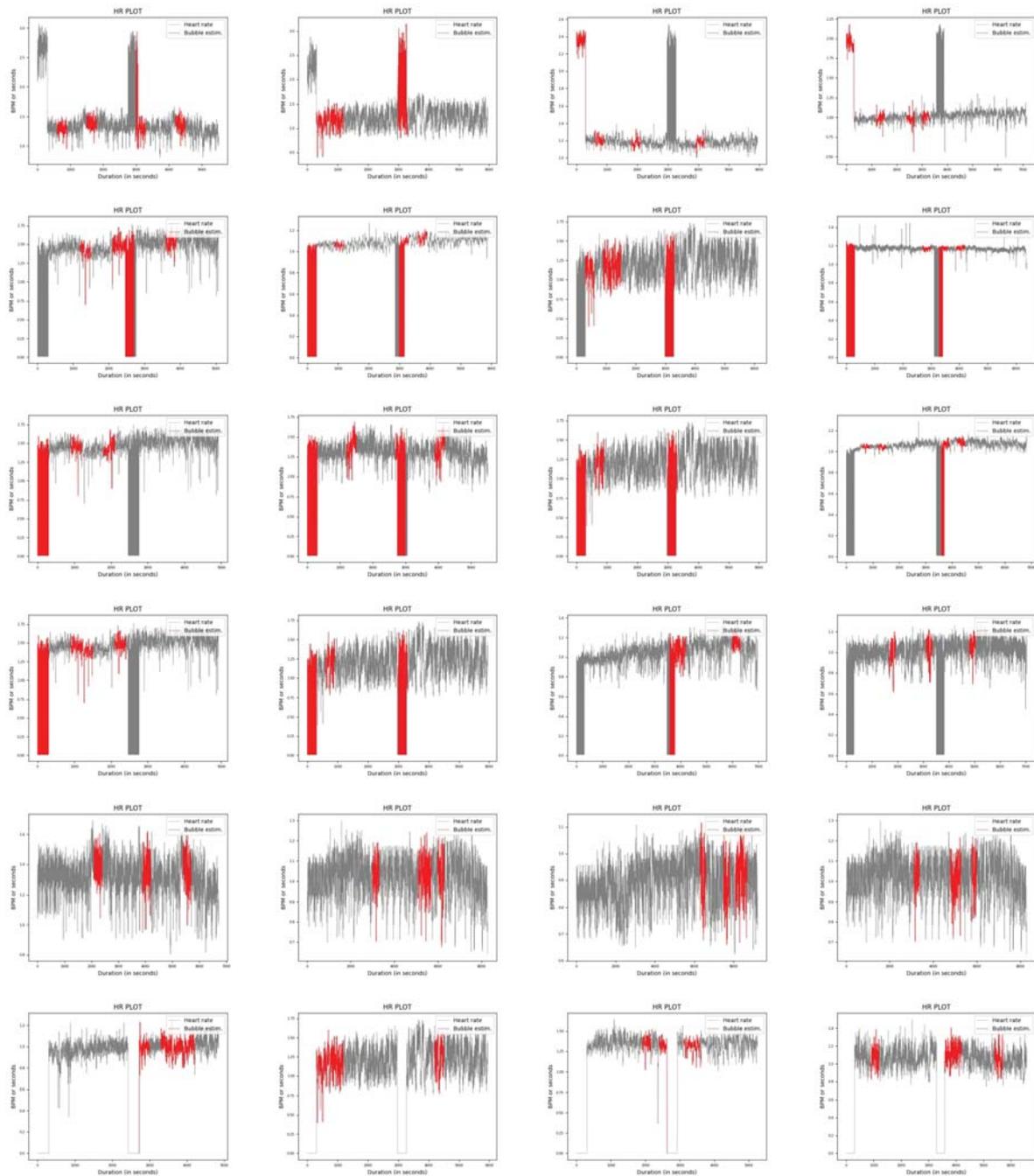
- MIT-BIH Atrial Fibrillation Database & MIT-BIH Malignant Ventricular Ectopy Database: Σε αυτές τις δύο περιπτώσεις θεωρείται πως ο αλγόριθμος αποτυγχάνει, καθώς δεν είναι κατασκευασμένος να εντοπίζει επικίνδυνες περιοχές σε τόσο σύντομης χρονικής διάρκειας σήματα. Ακόμα και τα μικρότερα μεγέθη παραθύρων που εφαρμόστηκαν δεν κατάφεραν να αποδώσουν όπως ήταν αναμενόμενο.



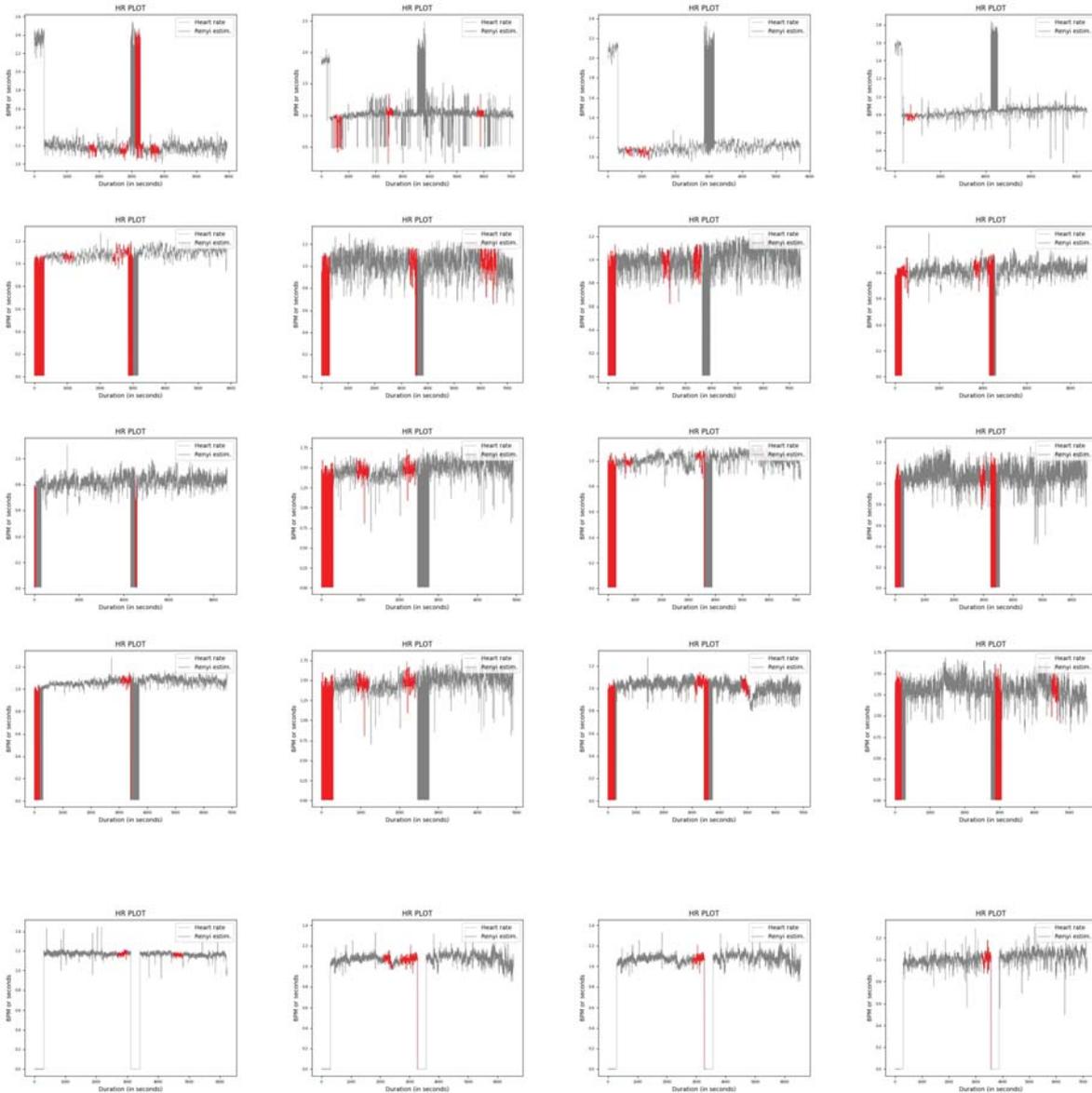
Σχήμα 4.124: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Apein για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



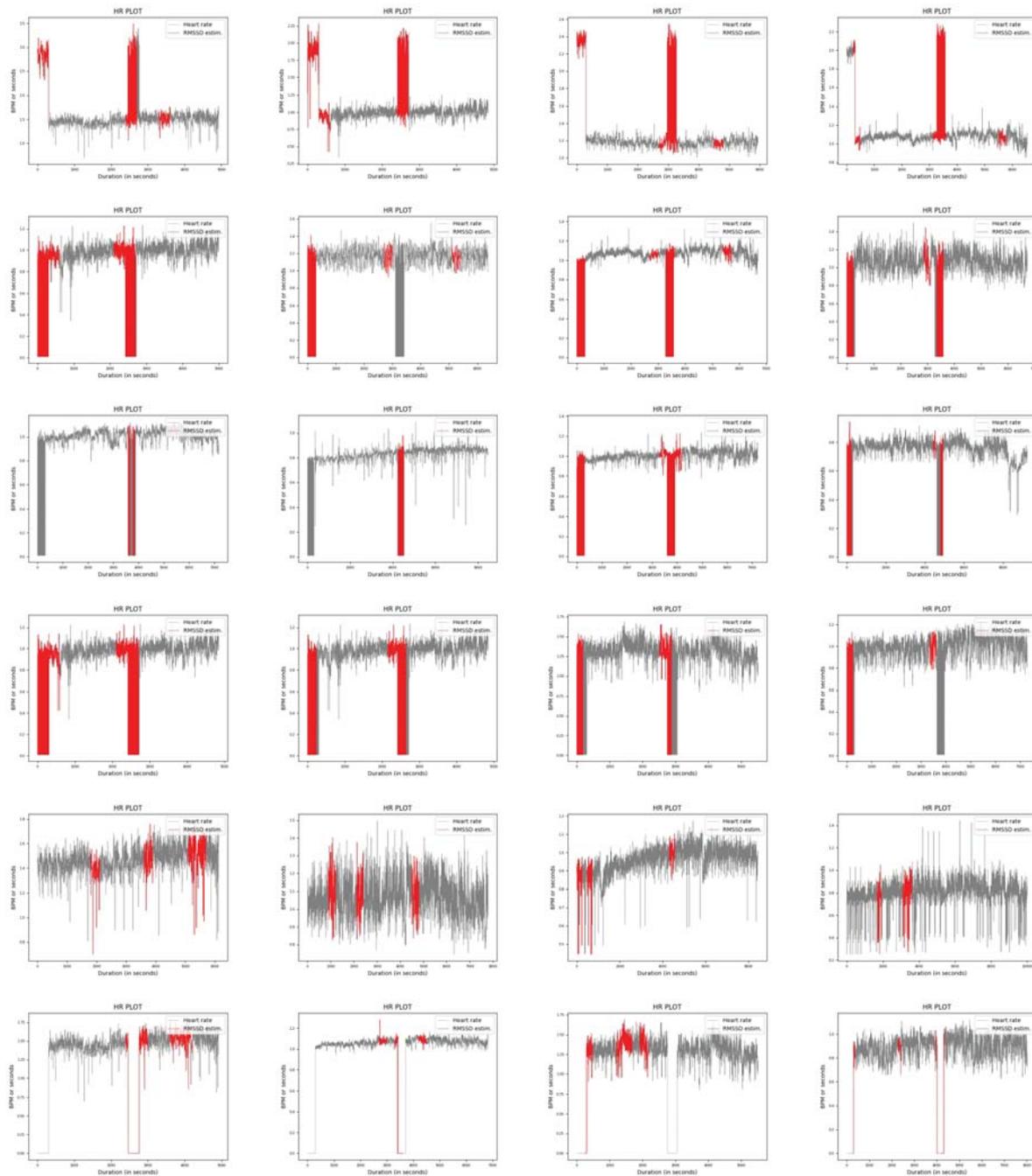
Σχήμα 4.125: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική AVG για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



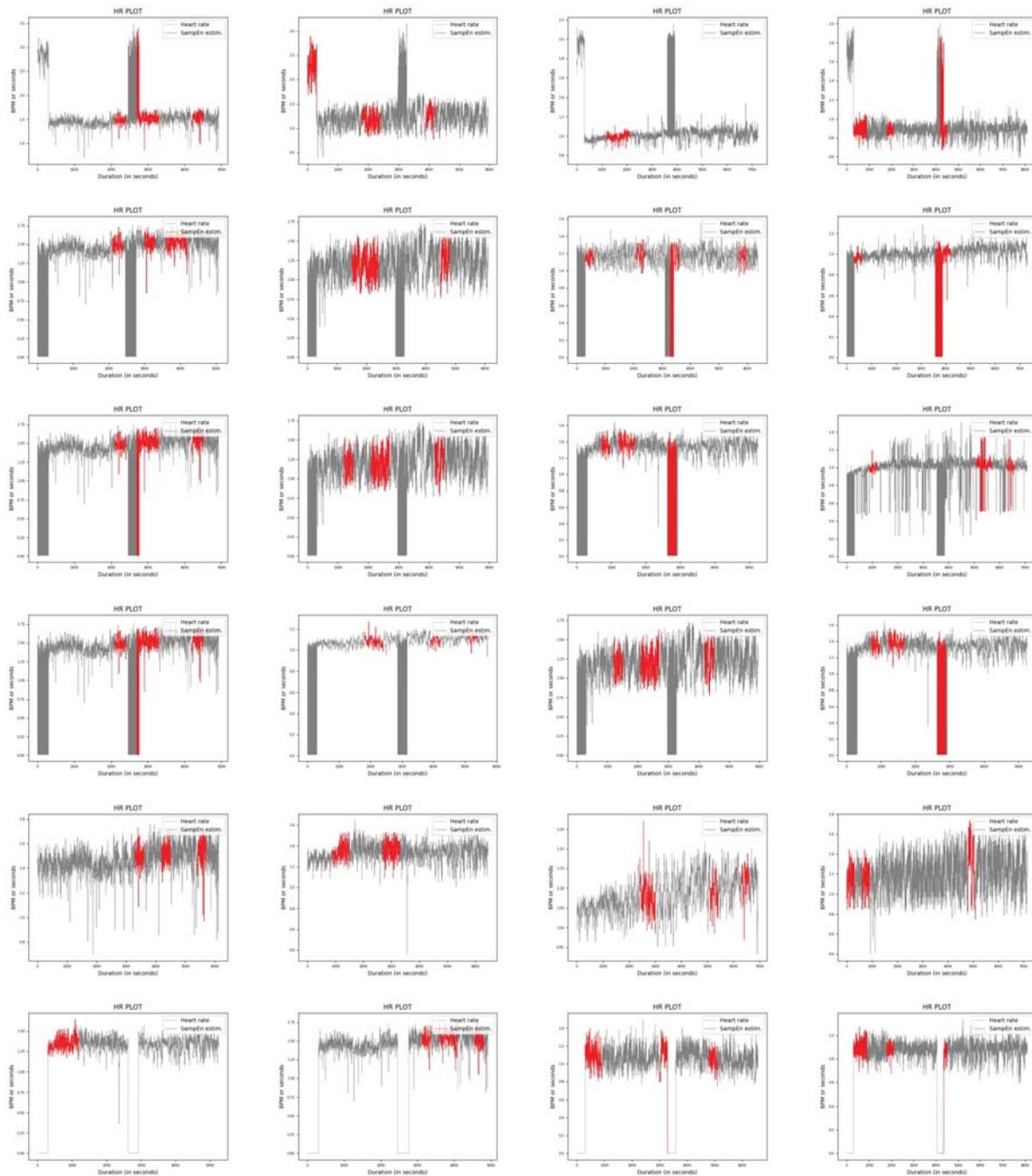
Σχήμα 4.126: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Bubble για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



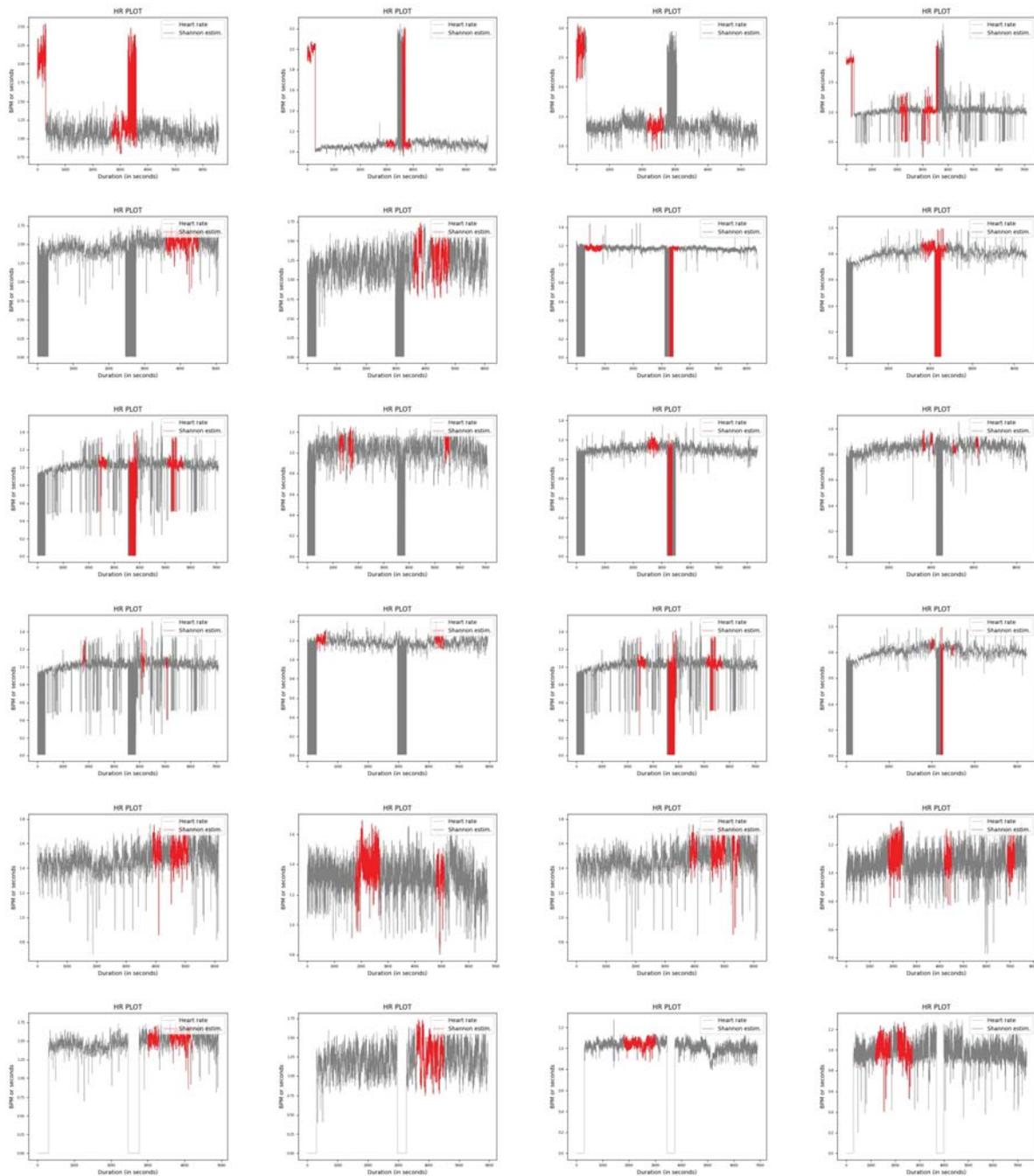
Σχήμα 4.127: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Remy για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



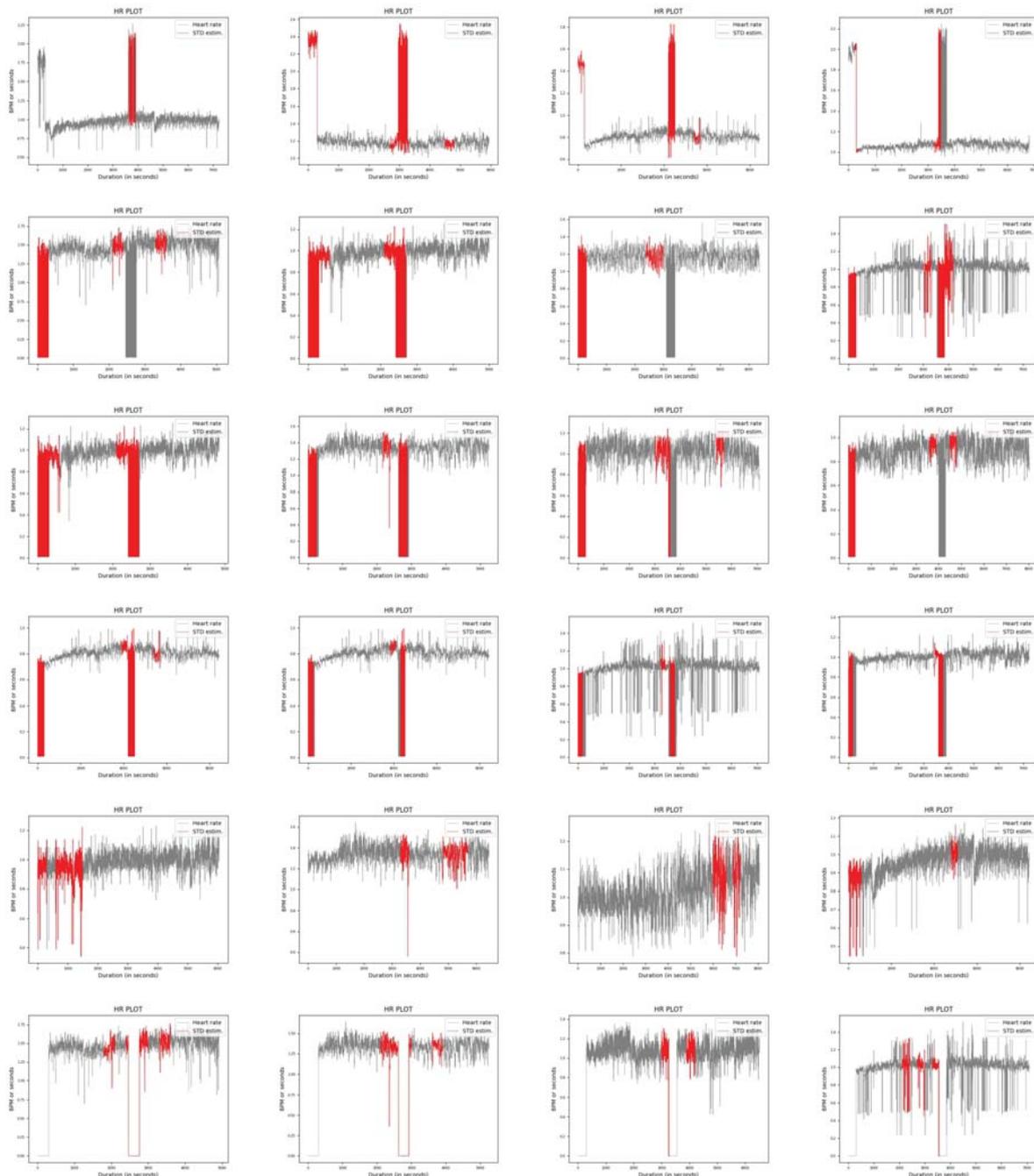
Σχήμα 4.128: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική RMSSD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



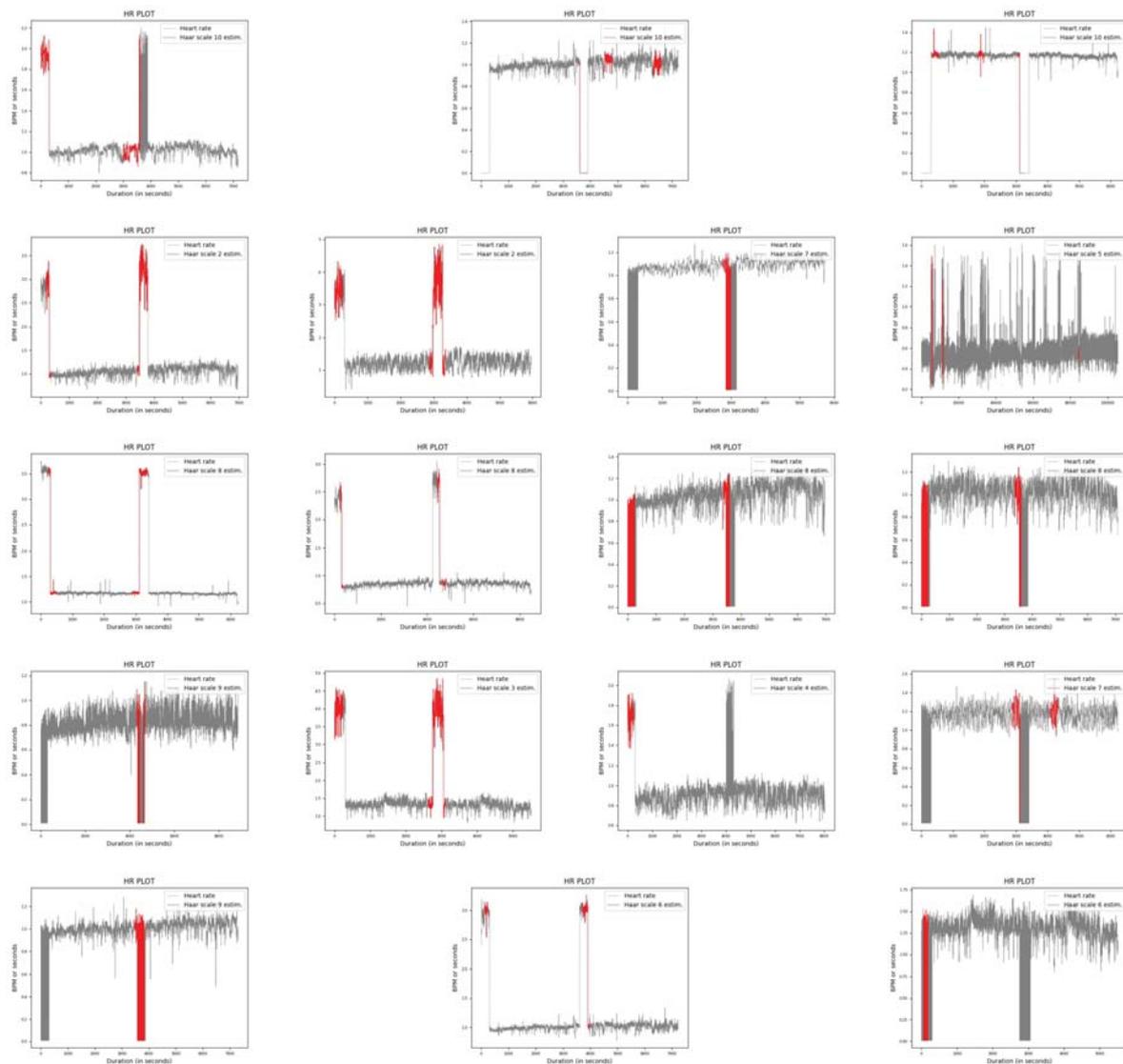
Σχήμα 4.129: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική SampEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



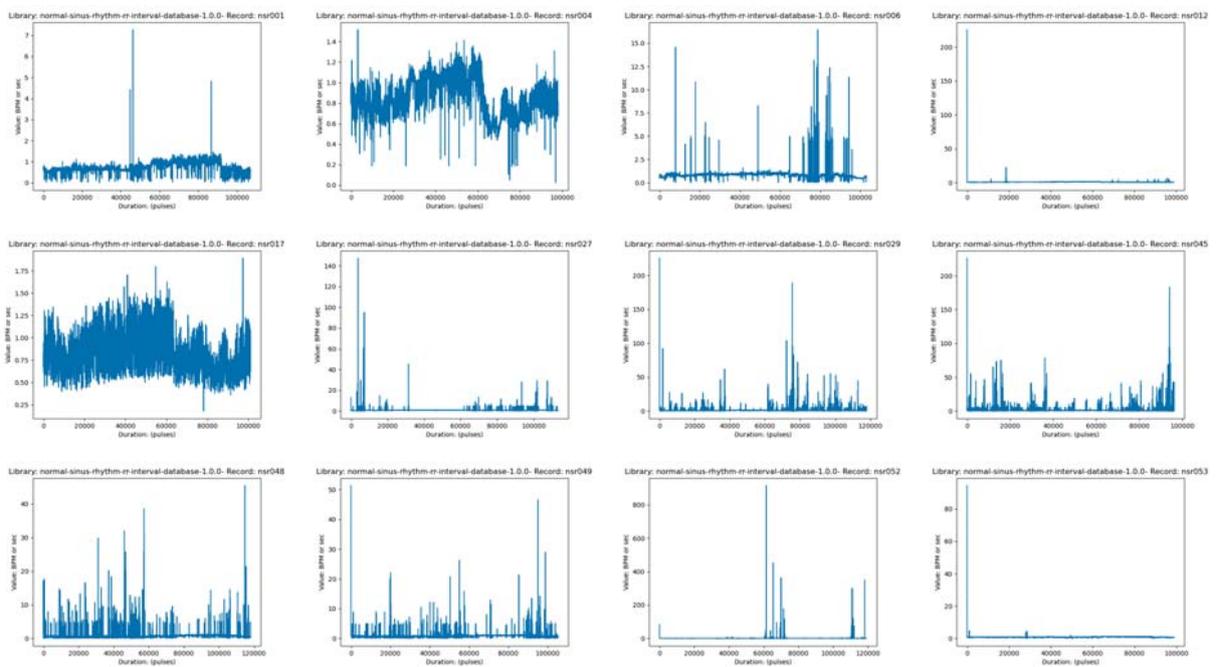
Σχήμα 4.130: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική Shannon για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



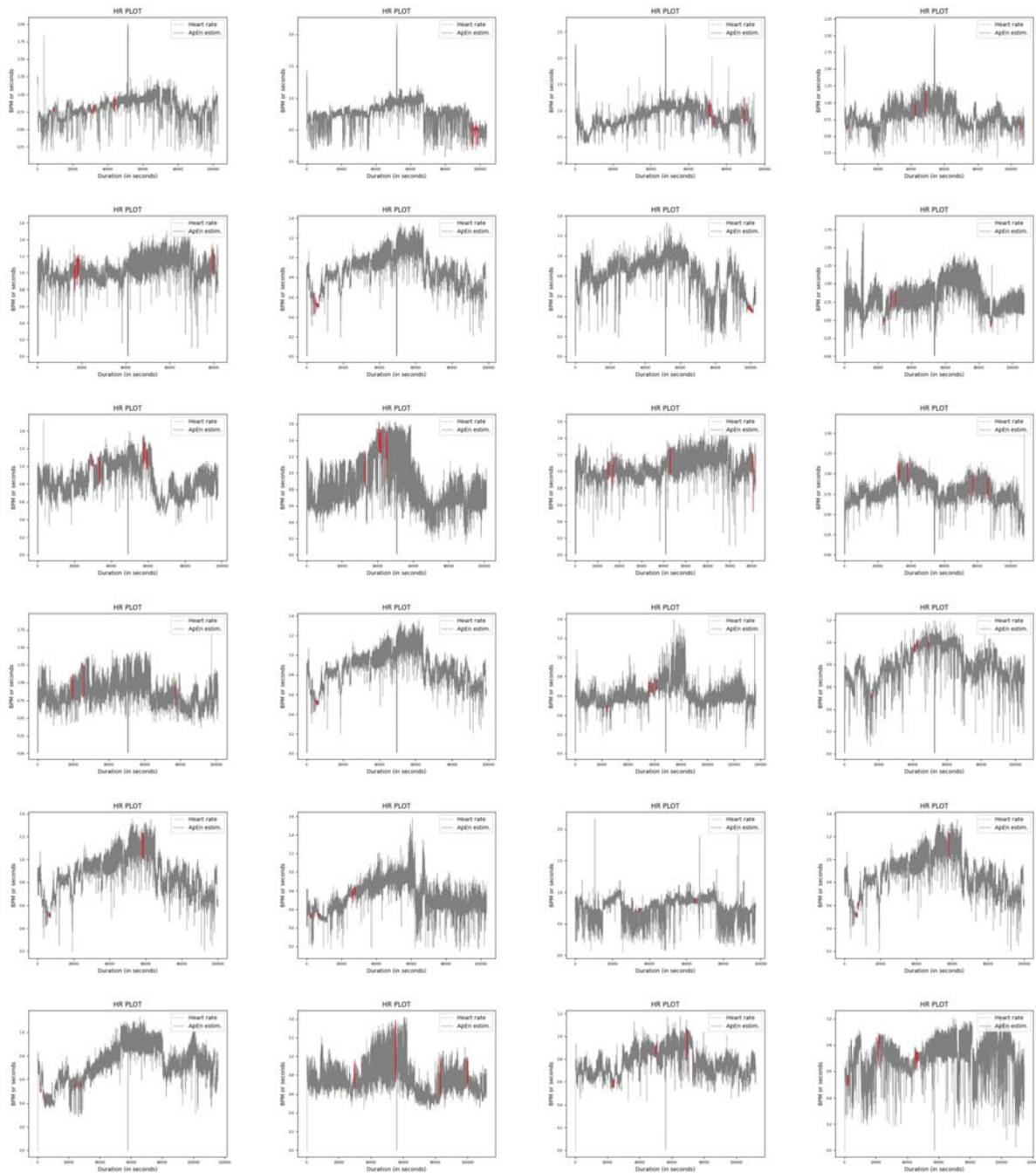
Σχήμα 4.131: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τη μετρική STD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



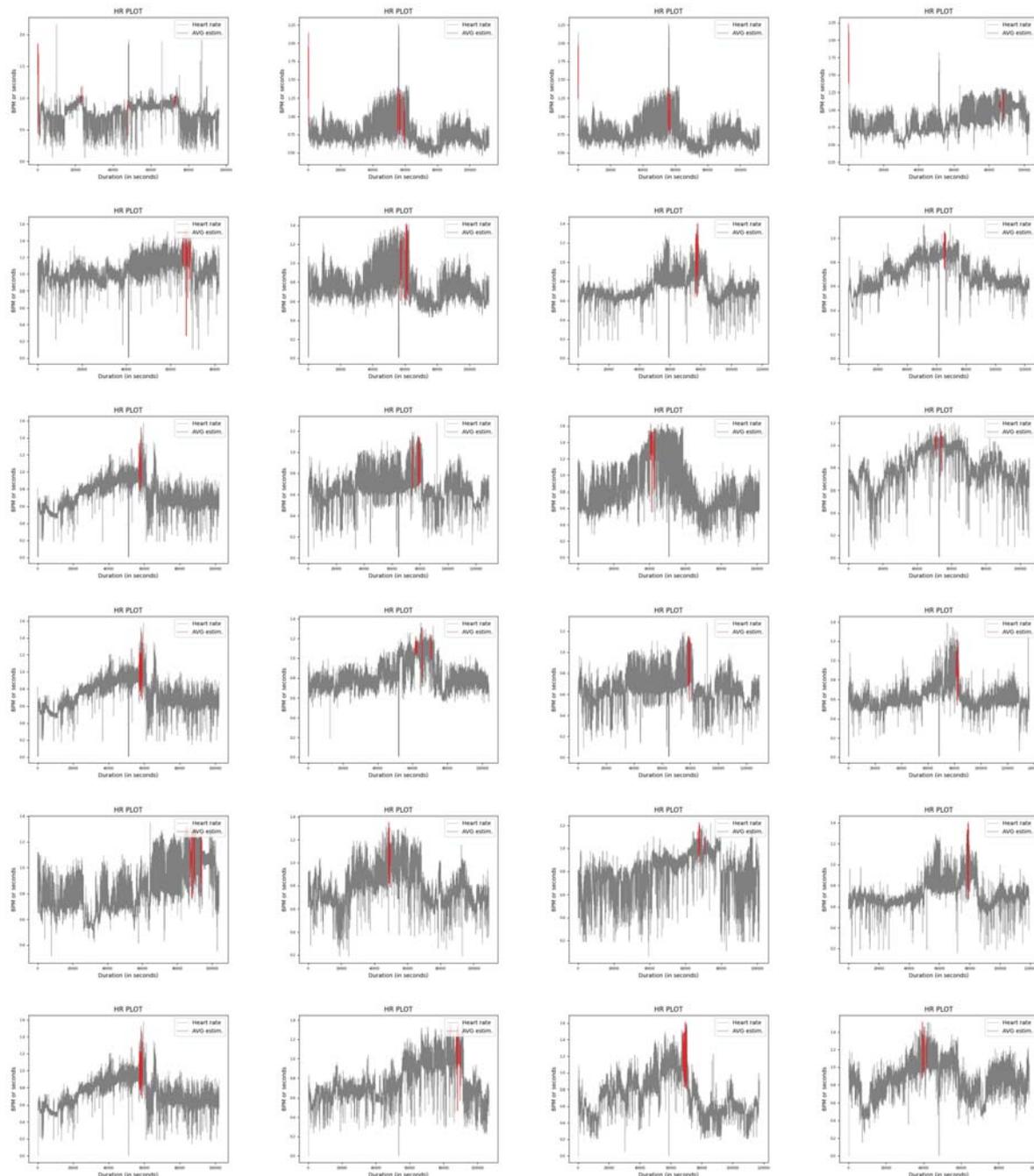
Σχήμα 4.132: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Fantasia Database για τα κυματίδια Haar για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, A_xBC, A_xB-xC, A_xC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (τυχαία δείγματα)



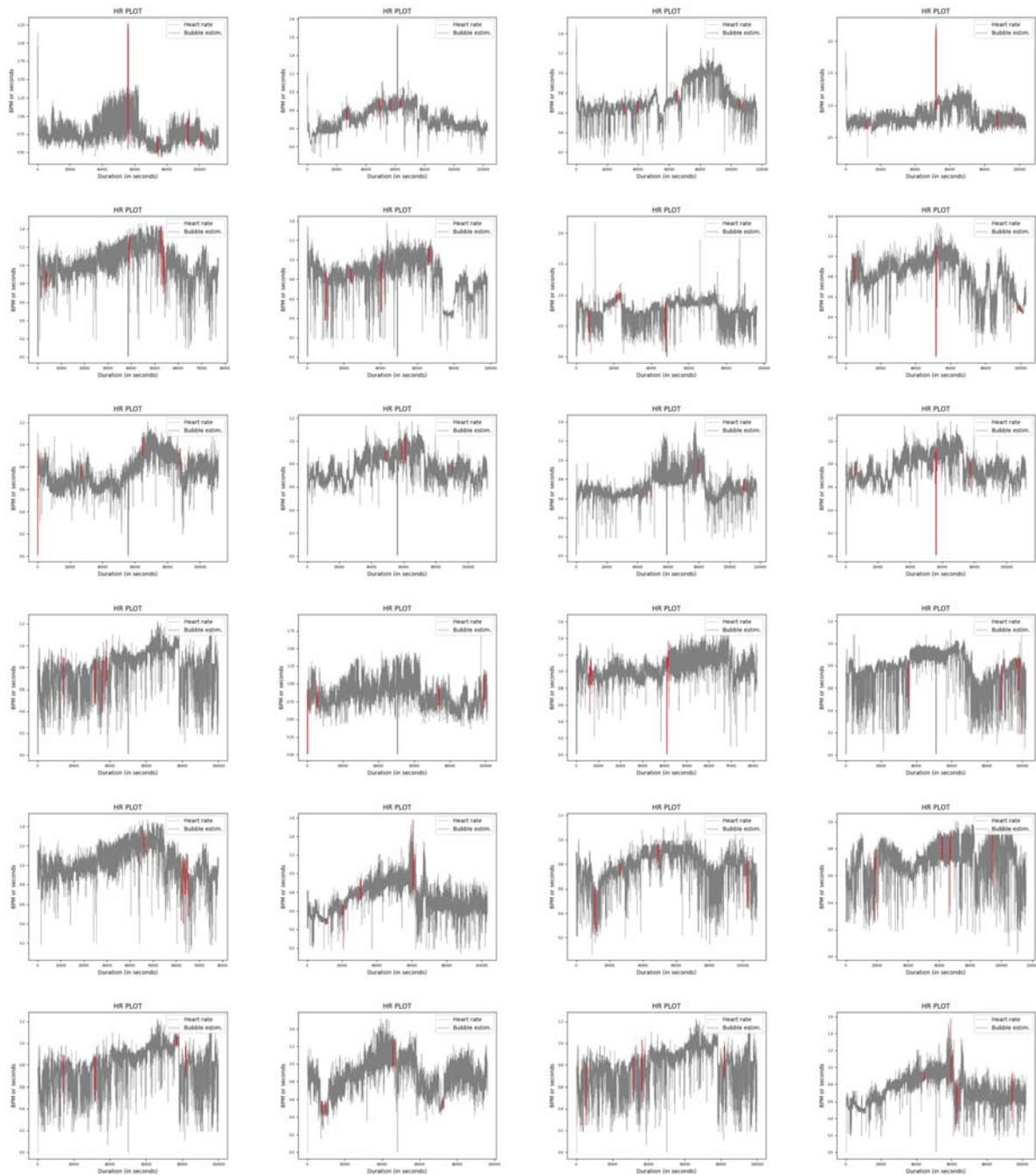
Σχήμα 4.133: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (αρχικά δείγματα/καταγραφές)



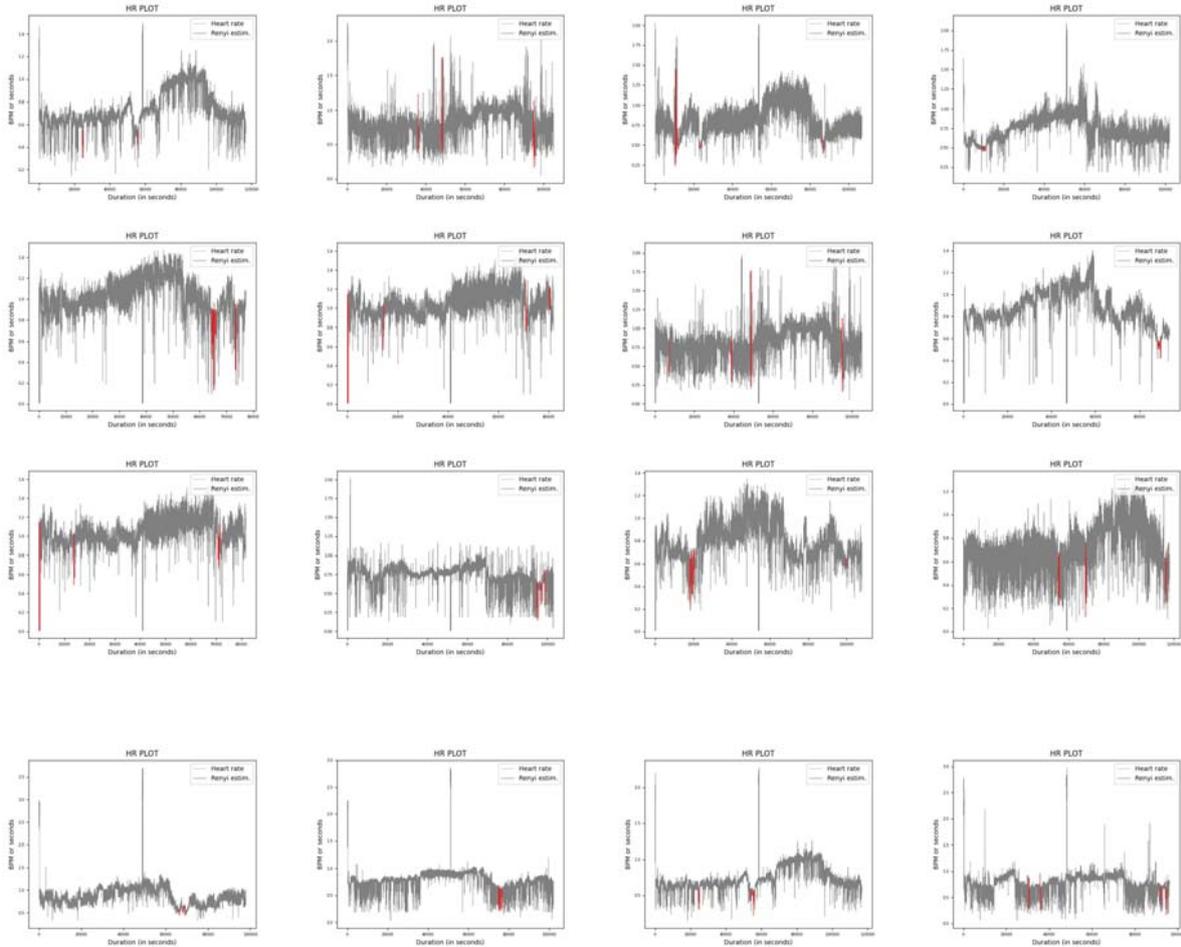
Σχήμα 4.134: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική ApEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



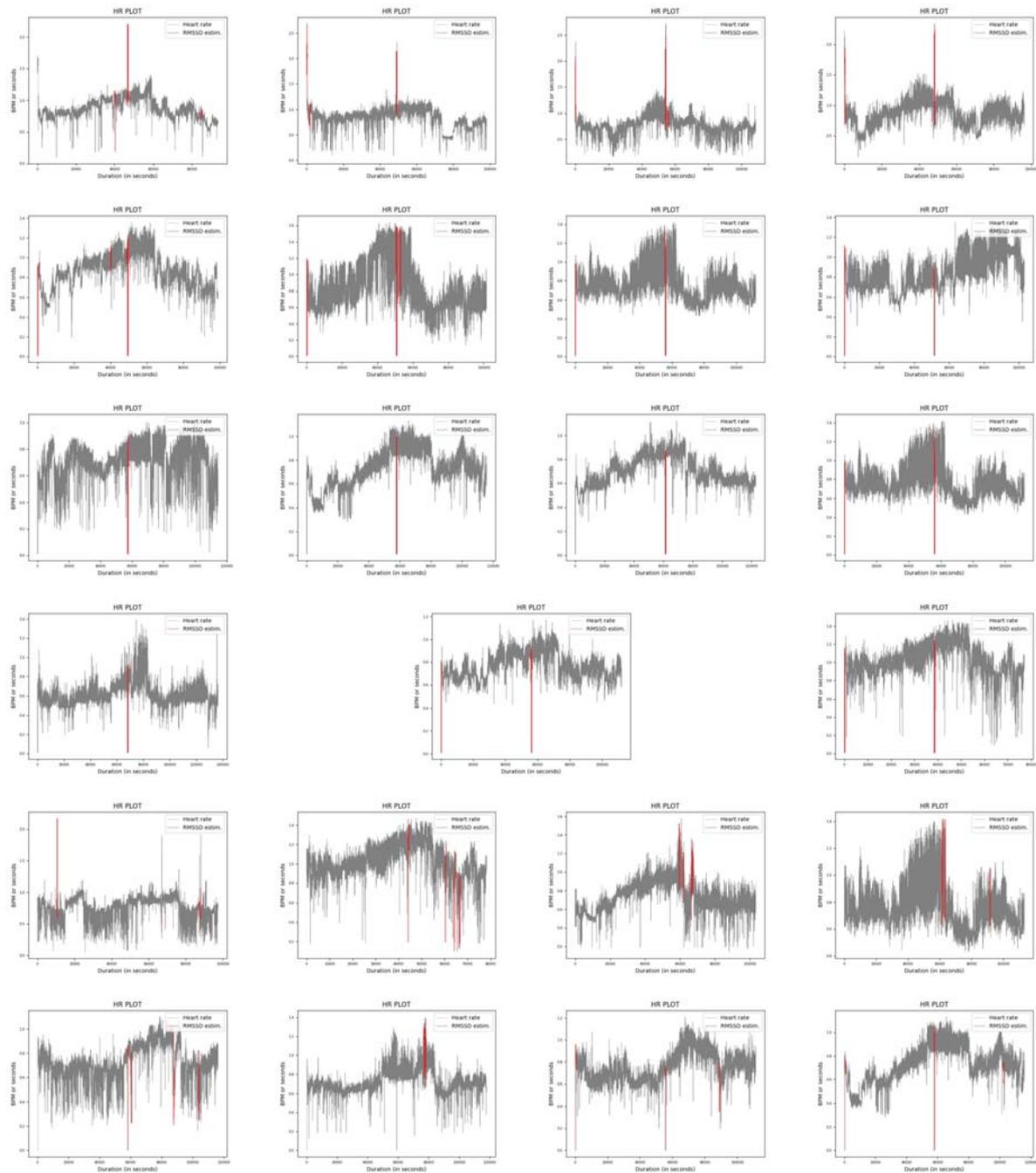
Σχήμα 4.135: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική AVG για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



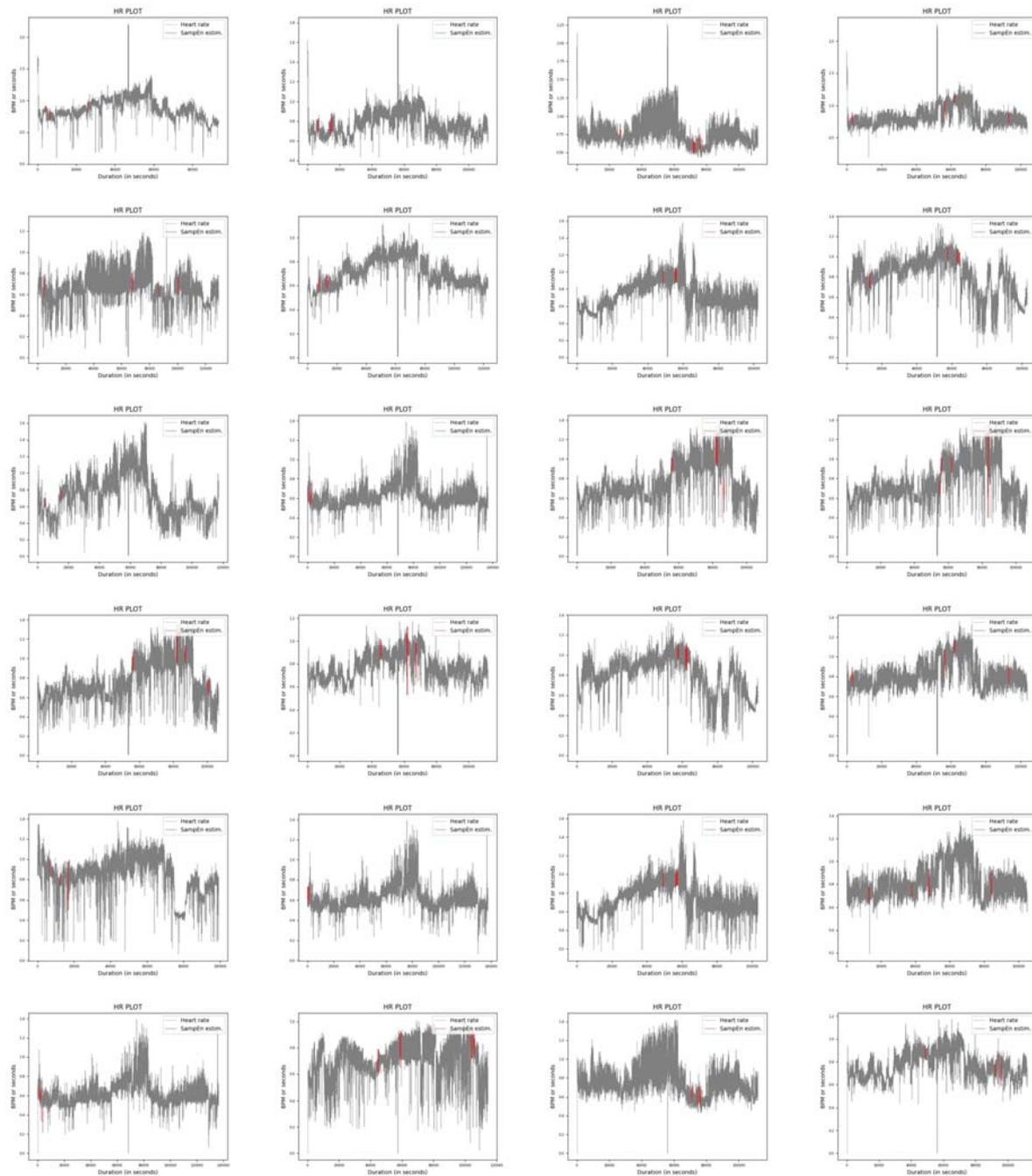
Σχήμα 4.136: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Bubble για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



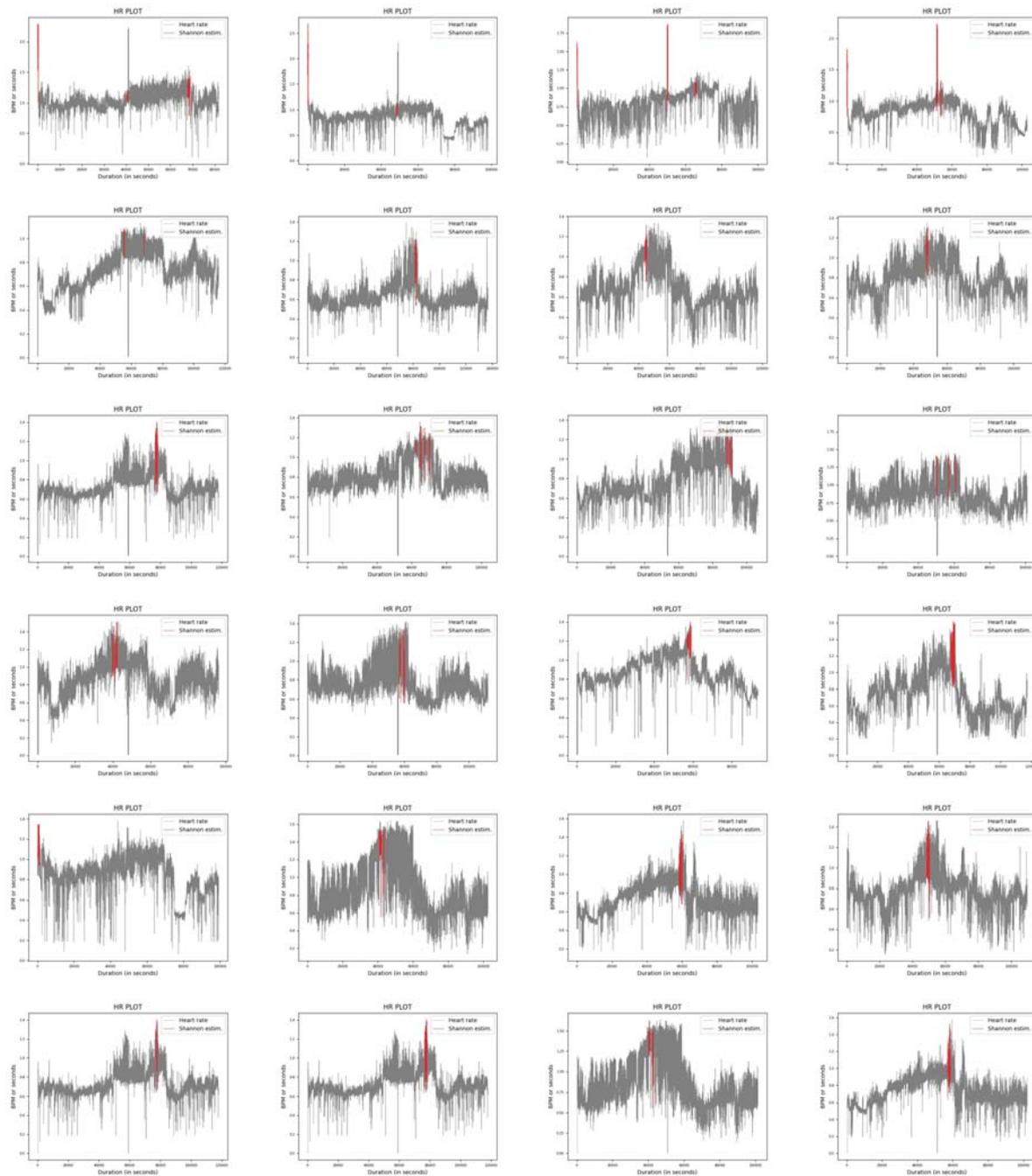
Σχήμα 4.137: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Rényi για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



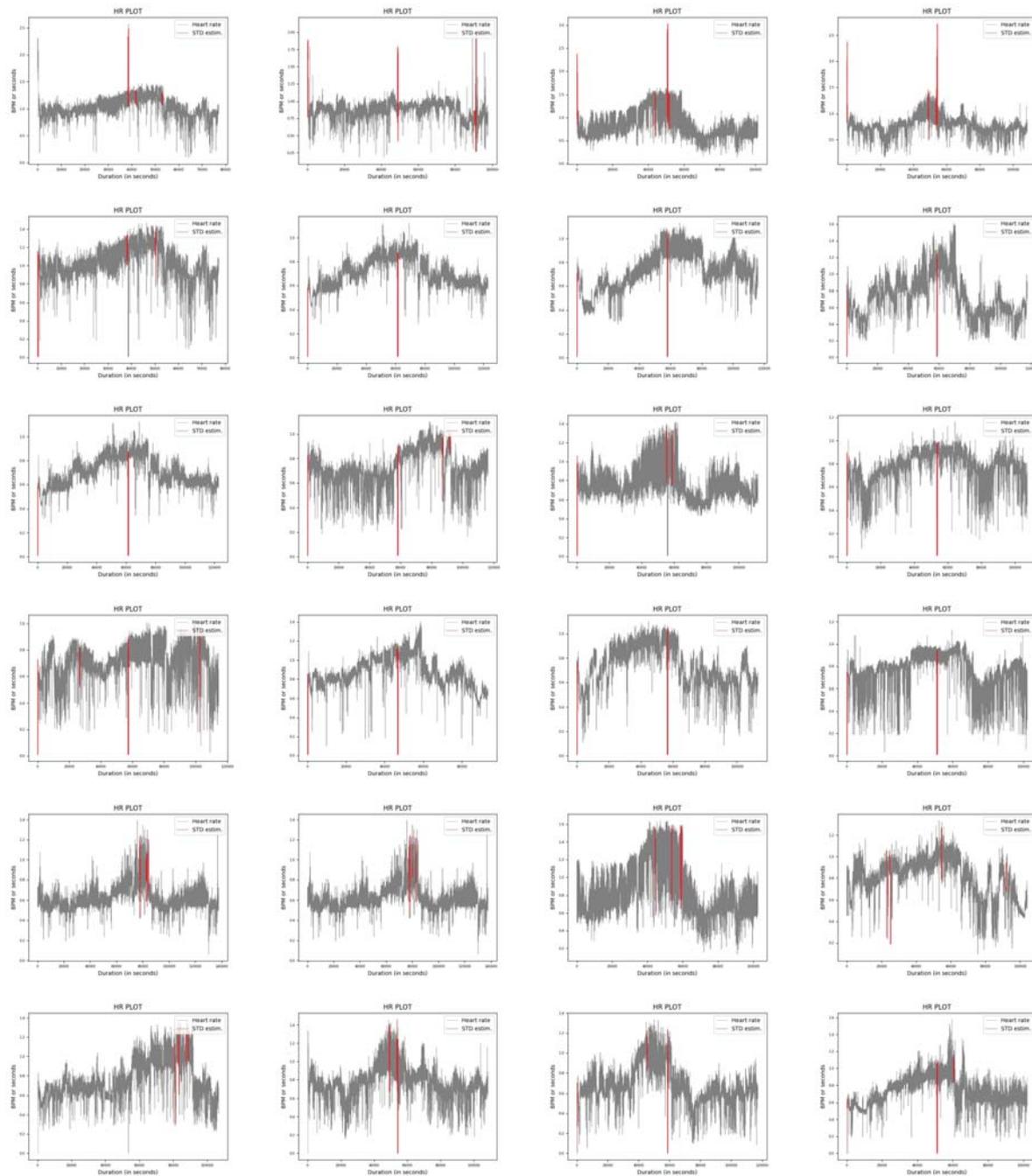
Σχήμα 4.138: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική RMSSD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxB-C, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



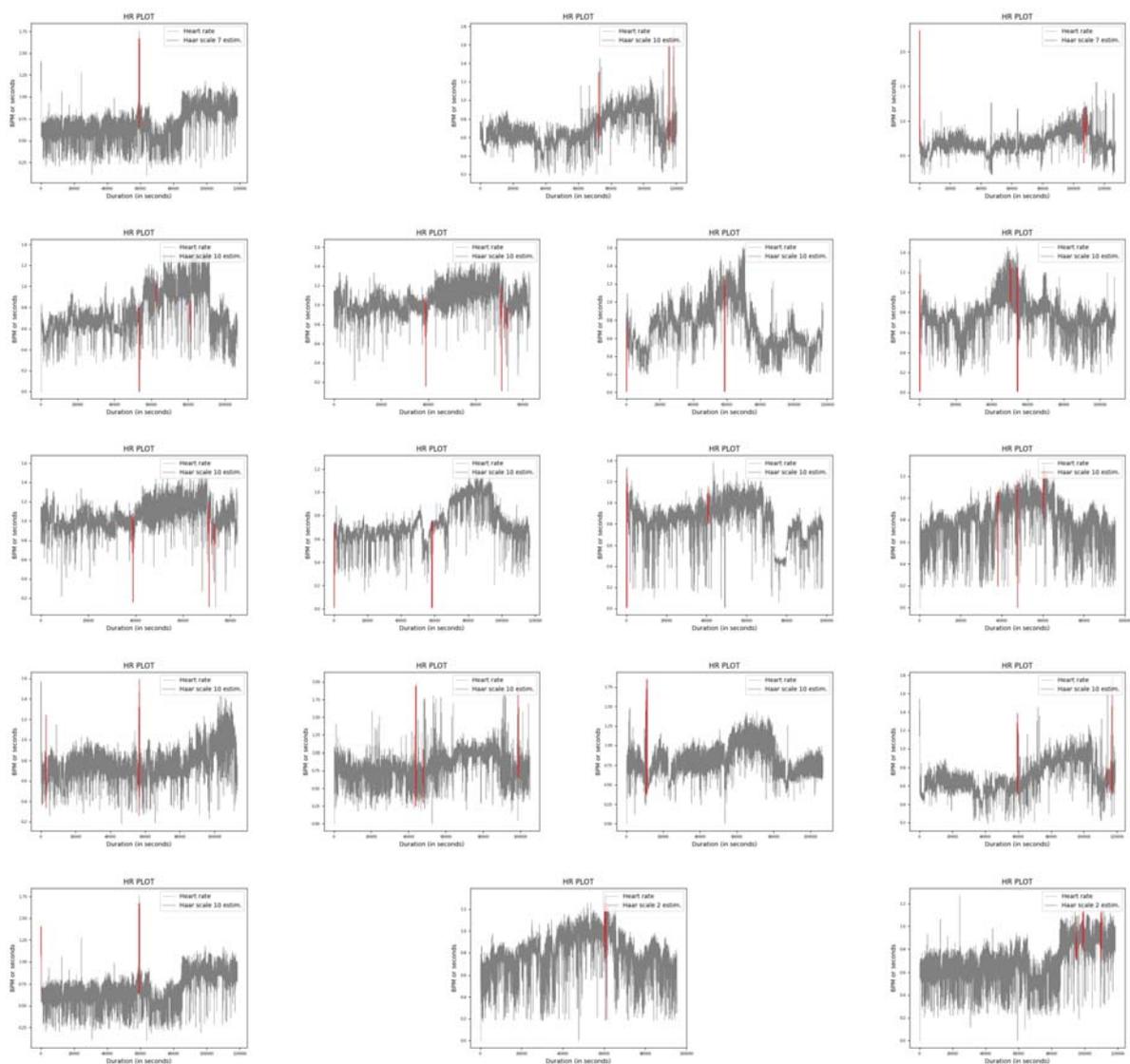
Σχήμα 4.139: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική SampEn για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxBC, AxB-xC, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



Σχήμα 4.140: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική Shannon για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxB-C, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



Σχήμα 4.141: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τη μετρική STD για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, AxB-C, AxC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (4 δείγματα από την κάθε κατηγορία)



Σχήμα 4.142: Συλλογή αποτελεσμάτων από τη βιβλιοθήκη Normal Sinus Rhythm RR Interval Database για τα κυματίδια Haar για τις 6 κατηγορίες πειραμάτων AB+C, A_xBC, A_xB-xC, A_xC, πολλαπλασιασμό με τη σταθερά 3 και μηδενισμός συνεχόμενων RR διαστημάτων (τυχαία δείγματα)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΕΓΧΕΙΡΙΔΙΟ ΧΡΗΣΗΣ ΚΩΔΙΚΑ

5.1 Παράδειγμα αναφοράς

Μαζί με τον κώδικα και τα γραφήματα, δημιουργείται για κάθε καταγραφή μία αναφορά προς το γιατρό ή γενικότερα τον υπεύθυνο ιατρικό ερευνητή. Η αναφορά αυτή περιέχει τις μέγιστες τιμές κάθε μετρικής και μεθόδου, τη μέση τιμή τους και τη μέση τιμή κάθε μετρικής και μεθόδου των ασθενών της πρώτης φάσης του έργου προς σύγκριση. Επιπλέον εμφανίζεται στην αναφορά και το γράφημα που έχει παραχθεί. Στη συνέχεια παρουσιάζεται το τελικό γράφημα με τις περιοχές που εκτιμώνται ως επικίνδυνες (σε κάθε περίπτωση παρουσιάζεται διαφορετική μετρική, ανάλογα με την εγκυρότητά τους). Στις επόμενες σελίδες φαίνεται η αναφορά, όπως ακριβώς παράγεται για τον εκάστοτε ειδικό.

Τα βήματα της παραγωγής της αναφοράς παράγονται ως εξής:

- Στο τερματικό, δίνονται ως παράμετροι το όνομα της βιβλιοθήκης, μια μεταβλητή που αντιστοιχεί στο αν θα παραχθούν τα κυματίδια Haar και ο τύπος πειραμάτων στην περίπτωση που πρόκειται για κάποια από τις βιβλιοθήκες που περιέχουν φυσιολογικό σήμα.
- Κατά την εκτέλεση αυτής της εντολής, παράγεται για κάθε καταγραφή το γράφημα και το αρχείο με τις μέγιστες και τις μέσες τιμές των μετρικών.
- Για να παραχθεί η τελική αναφορά, το παραγόμενο αρχείο πρέπει να ενσωματωθεί στο αρχείο της αναφοράς (το παραγόμενο αρχείο περιέχει μόνο τις τιμές,

ενώ το βασικό αρχείο περιέχει τους πίνακες στους οποίους θα περαστούν οι τιμές).

Παρακάτω παρουσιάζεται ένα δείγμα τελικής αναφοράς, όπως αυτή θα παραδοθεί με σκοπό να μελετηθεί η εγκυρότητά της.

Σημείωση: Η προσθήκη νέων μετρικών ή γραφημάτων είναι αρκετά εύκολη, καθώς απλώς προστίθεται στον αρχικό κώδικα (ή αφαιρείται από αυτόν) ο υπολογισμός τους και στη συνέχεια παράγεται για κάθε ασθενή της βάσης δεδομένων αυτόματα η μέση και η μέγιστη τιμή. Το μέγεθος παραθύρου δε χρειάζεται να τεθεί ως παράμετρος κατά την εκτέλεση του κώδικα, καθώς υπολογίζεται αυτόματα μέσα από ένα προεπιλεγμένο σύνολο μεγεθών.

5.1 Παράδειγμα αναφοράς

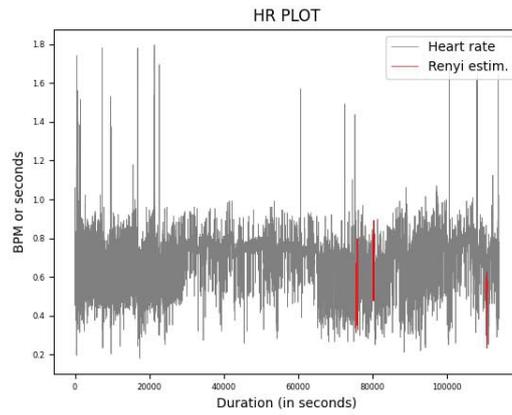


Ανάλυση Καρδιακού Ρυθμού

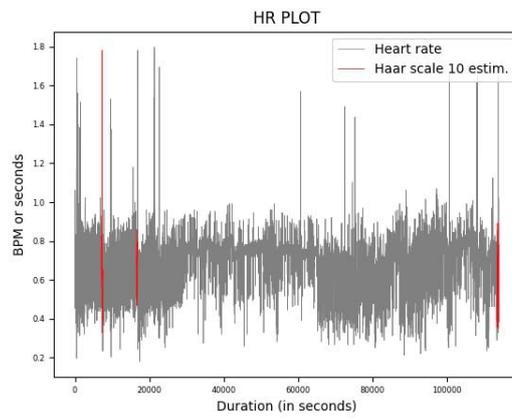
Βασικές Μετρήσεις:

Μέτρο	Μέτρηση	Μέση τιμή ασθενούς	Φυσιολογική τιμή
AVG	0.836608333333328	0.71	xxx
RMSSD	0.21656147967029465	0.05	xxx
STD	0.20614201146027678	0.88	xxx
Shannon Entropy	4.732081187239775	4.12	xxx
Renyi Entropy	6.661188009214217	6.17	xxx
Approximate Entropy	1.254729411772911	0.81	xxx
Sample Entropy	2.0961923521046515	0.9	xxx
Bubble Entropy	0.03238742763895071	0.01	xxx

Περιοχές Σήματος προς Διερεύνηση:



Σχήμα 1: Καρδιογράφημα με εντοπισμό πιθανών επικίνδυνων περιοχών με βάση τη μετρική Renyi Entropy



Σχήμα 2: Καρδιογράφημα με εντοπισμό πιθανών επικίνδυνων περιοχών με βάση τα κυματίδια Haar σε κλίμακα εκτίμησης 10

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Έχοντας αναλύσει την ανθρώπινη καρδιά, τη λειτουργία της, τις παθήσεις της και τους τρόπους με τους οποίους αξιολογείται η λειτουργία της, προσπαθήσαμε να αναπτύξουμε έναν αλγόριθμο που εντοπίζει τις περιοχές του καρδιακού σήματος που υποδεικνύουν την ύπαρξη πιθανού κινδύνου. Όσον αφορά τις βιβλιοθήκες, τα σήματα που διαθέτουν εναλλαγές ανάμεσα σε φυσιολογική καρδιακή δραστηριότητα και φαινόμενα καρδιακών παθήσεων είναι αυτά που ευνοούν τον αλγόριθμο και αποδίδουν τα πιο έγκυρα αποτελέσματα. Αντίθετα, στις βιβλιοθήκες που τα δείγματα αποκλίνουν μόνιμα από φυσιολογική καρδιακή λειτουργία, τα αποτελέσματα δεν είναι πάντα τα επιθυμητά, δυσκολεύοντας τη διαδικασία εκτίμησης και εντοπισμού επικίνδυνων περιοχών. Από τη μία, τα φυσιολογικά σήματα δε διαθέτουν περιοχές ανησυχίας, επομένως όποια κι αν είναι η εκτίμηση του αλγορίθμου δεν είναι απαραίτητη η ύπαρξη επικίνδυνων περιοχών. Από την άλλη, όταν τα σήματα χαρακτηρίζονται από διαρκείς και μόνιμες αρρυθμίες, ακόμα κι αν ο αλγόριθμος εντοπίσει τις πιο υψηλές, η εκτίμηση δεν έχει την ίδια βαρύτητα. Το φιλτράρισμα του θορύβου, όμως, και η τεχνητή εισαγωγή έκτοπων συστολών στις "φυσιολογικές" βιβλιοθήκες συμβάλλουν στη διεξαγωγή πιο ευνοϊκών και έγκυρων εκτιμήσεων. Με εξαίρεση τις δύο συλλογές που απορρίφθηκαν λόγω ανεπάρκειας σχετικά με τη διάρκεια της καταγραφής, ο αλγόριθμος κατάφερε στην πλειοψηφία των περιπτώσεων να εστιάσει σε περιοχές καρδιακής δραστηριότητας που ενδέχεται να αποτελέσουν λόγο ανησυχίας και περαιτέρω διερεύνησης από τους ειδικούς.

Οι μετρικές και οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν αποτελούν τον πυρήνα της λειτουργίας του αλγορίθμου στην πλειοψηφία των υπό εξέταση σημάτων. Το σύ-

νολό τους απαρτίζεται από τις πλέον ευρέως εφαρμοζόμενες μετρικές, επομένως δεν τίθεται αμφιβολία ως προς την εγκυρότητά τους ή την ορθότητα λειτουργίας τους. Παρόλα αυτά, δεν καταφέρνουν όλες να επιτύχουν το ζητούμενο στόχο, λόγω της κατασκευής τους, της μορφολογίας των σημάτων ακόμα και του μήκους των καταγραφών. Πιο συγκεκριμένα, οι τρεις μέθοδοι εκτίμησης εντροπίας του σήματος φαίνεται να μην αποδίδουν τόσο ικανοποιητικά. Αυτό συμβαίνει διότι για να μπορέσουν να εκτιμήσουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τα αποτελέσματα και να καταλήξουν στο επιθυμητό αποτέλεσμα, απαιτούν σήματα με αρκετά μεγαλύτερη διάρκεια. Υπάρχουν, από την άλλη, μετρικές οι οποίες εκπλήρωσαν το στόχο τους, εδραιώνοντας τη θέση τους στο χώρο επεξεργασίας καρδιακών σημάτων. Το σημαντικό είναι πως οι συγκεκριμένες μετρικές (RMSSD, STD, Haar wavelets) έδειξαν την ίδια ικανότητα στο σύνολο των βιβλιοθηκών, χωρίς να επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από μορφολογία, διάρκεια και αλλοίωση του σήματος λόγω κάποιας καρδιακής πάθησης. Για αυτό ακριβώς το λόγο συμπεραίνεται πως αποτελούν τους καταλληλότερους δείκτες όσον αφορά τη μελέτη καρδιακών σημάτων σχετικά με εντοπισμό αρρυθμιών, τουλάχιστον στα πλαίσια της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας.

Τέλος, τα μεγέθη των παραθύρων στα οποία εκτιμώνται οι μετρικές φαίνεται να προσαρμόζονται σε κάθε περίπτωση. Υπήρξαν βιβλιοθήκες και κατηγορίες πειραμάτων που απέδωσαν με μικρά μήκη παραθύρων και περιπτώσεις στις οποίες το μέγιστο μήκος βοήθησε περισσότερο από ό,τι τα συντομότερης διάρκειας παράθυρα. Είναι ευκόλως εννοούμενο πως καταγραφές συντομότερης διάρκειας ευνοούνται από μικρότερα μήκη παραθύρων, μιας και τα μεγαλύτερα παράθυρα θα κάλυπταν αρκετό μήκος του σήματος, με αποτέλεσμα οι εκτιμήσεις να μην έχουν ιδιαίτερο νόημα. Όταν, βέβαια, η διάρκεια καταγραφής αυξάνεται σε υπερβολικό βαθμό, ακόμα και το μέγιστο παράθυρο δεν είναι αρκετό για μία ακριβή εκτίμηση.

Μία ακόμη περίπτωση στην οποία επιβεβαιώθηκε η ικανότητα -ή η έλλειψη αυτής- εντοπισμού των ζητούμενων περιοχών από τον αλγόριθμο αποτέλεσαν οι βιβλιοθήκες φυσιολογικών καταγραφών. Η συμβολή τους ήταν διττή, διότι από τη μία κάλυψαν την ανάγκη για περισσότερες κατηγορίες πειραμάτων (εκτιμήθηκαν σε μεγαλύτερη λεπτομέρεια περιπτώσεις έκτοπων συσπάσεων) και από την άλλη επιβαβαίωσαν τη λειτουργία του αλγορίθμου σε πιο "καθαρά" δείγματα, όπου η αναλλαγή ανάμεσα σε φυσιολογική -και μη- καρδιακή λειτουργία ήταν ξεκάθαρη. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα αυτών των βιβλιοθηκών κάνουν το αποτέλεσμα πιο εύκολα διακριτό και στο μάτι, καθώς είναι πολύ γρηγορότερο να εντοπιστούν

οι περιοχές που αποκλίνουν από το φυσιολογικό και να φανεί η απόδοση της κάθε μετρικής σε κάθε ένα από τα δείγματα.

Ο στόχος της διπλωματικής αυτής εργασίας φαίνεται να έχει επιτευχθεί, τουλάχιστον ως ένα βαθμό. Αν και τα ποσοστά επιτυχίας δεν είναι απόλυτα, καταφέρνουν να εντοπίσουν περιοχές που αποκλίνουν από το μέσο όρο και τη μέση φυσιολογική καρδιακή λειτουργία. Προφανώς η απόδοση και επιτυχία του αλγορίθμου εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη μορφολογία των σημάτων και το ποσοστό θορύβου που περιέχεται σε αυτά, καθώς και η δυνατότητα απομάκρυνσής του θορύβου από τις καταγραφές. Υπήρξαν βιβλιοθήκες που απέτυχαν και άλλες που ήταν επιτυχείς και αυτό οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στη μορφολογία των σημάτων, όπως έχει προαναφερθεί. Ο αλγόριθμος αυτός μπορεί να αποτελέσει μια βάση για μετέπειτα εξέλιξη, να γίνει πιο ακριβής και εύστοχος στις προβλέψεις του και να μειωθεί το περιθώριο λάθους που παρατηρείται, με στόχο ιδανικά το περιθώριο λάθους αυτό να εκμηδενιστεί.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] L. Sherwood, Introduction to human physiology - Ghent University Library — lib.ugent.be, [Accessed 15-Jul-2023].
- [2] K. Roberts and A. Weinhaus, Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices. Humana Press Totowa, NJ, USA:, 2005.
- [3] R. McCraty, “Exploring the role of the heart in human performance,” Science of the Heart, vol. 2, p. 70, 2016.
- [4] V. N. Barros, “The heart cycle: review,” MOJ Womens Health, vol. 8, no. 1, pp. 66–69, 2019.
- [5] D. S. Park and G. I. Fishman, “Development and function of the cardiac conduction system in health and disease,” Journal of cardiovascular development and disease, vol. 4, no. 2, p. 7, 2017.
- [6] “Definition of HEART — merriam-webster.com,” <https://www.merriam-webster.com/dictionary/heart>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [7] J. M. Arnold, D. H. Fitchett, J. G. Howlett, E. M. Lonn, and J.-C. Tardif, “Resting heart rate: a modifiable prognostic indicator of cardiovascular risk and outcomes?” Canadian Journal of Cardiology, vol. 24, pp. 3A–15A, 2008.
- [8] A. K. Joshi, A. Tomar, and M. Tomar, “A review paper on analysis of electrocardiograph (ecg) signal for the detection of arrhythmia abnormalities,” International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, vol. 3, no. 10, pp. 12 466–12 475, 2014.
- [9] U. R. Acharya, S. M. Krishnan, J. A. Spaan, and J. S. Suri, Advances in cardiac signal processing. Springer, 2007.

- [10] E. J. d. S. Luz, W. R. Schwartz, G. Cámara-Chávez, and D. Menotti, “Ecg-based heartbeat classification for arrhythmia detection: A survey,” *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 127, pp. 144–164, 2016.
- [11] R. Kher et al., “Signal processing techniques for removing noise from ecg signals,” *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 3, no. 101, pp. 1–9, 2019.
- [12] F. Shaffer and J. P. Ginsberg, “An overview of heart rate variability metrics and norms,” *Frontiers in public health*, p. 258, 2017.
- [13] A. Albarado-Ibañez, R. E. Arroyo-Carmona, R. Sánchez-Hernández, G. Ramos-Ortiz, A. Frank, D. García-Gudiño, J. Torres-Jácome et al., “The role of the autonomic nervous system on cardiac rhythm during the evolution of diabetes mellitus using heart rate variability as a biomarker,” *Journal of diabetes research*, vol. 2019, 2019.
- [14] L. K. McCorry, “Physiology of the autonomic nervous system,” *American journal of pharmaceutical education*, vol. 71, no. 4, 2007.
- [15] M. Yilmaz, H. Kayançiçek, and Y. Çekici, “Heart rate variability: Highlights from hidden signals,” *J. Integr. Cardiol*, vol. 4, pp. 1–8, 2018.
- [16] R. Gordan, J. K. Gwathmey, and L.-H. Xie, “Autonomic and endocrine control of cardiovascular function,” *World journal of cardiology*, vol. 7, no. 4, p. 204, 2015.
- [17] G. Manis, “Estimation of cardiovascular variability,” *Cardiovascular Computing—Methodologies and Clinical Applications*, pp. 103–119, 2019.
- [18] “Paroxysmal atrial fibrillation — bmj.com,” <https://www.bmj.com/content/375/bmj-2021-058568>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [19] A. K. Joshi, A. Tomar, and M. Tomar, “A review paper on analysis of electrocardiograph (ecg) signal for the detection of arrhythmia abnormalities,” *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering*, vol. 3, no. 10, pp. 12 466–12 475, 2014.
- [20] O. Faust and U. R. Acharya, “Automated classification of five arrhythmias and normal sinus rhythm based on rr interval signals,” *Expert Systems with Applications*, vol. 181, p. 115031, 2021.

- [21] “Arrhythmias — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9781437717938000273>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [22] “Critical Care Medicine — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/book/9780323048415/critical-care-medicine>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [23] “Wide QRS Complex Tachycardia - PubMed — pubmed.ncbi.nlm.nih.gov,” <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32644480/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [24] “Cardiac Arrhythmias — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780323048415500340>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [25] A. P. Landstrom, D. Dobrev, and X. H. Wehrens, “Calcium signaling and cardiac arrhythmias,” *Circulation research*, vol. 120, no. 12, pp. 1969–1993, 2017.
- [26] “Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology — springer.com,” https://www.springer.com/journal/10840?gclid=CjwKCAjwh8mlBhB_EiwAsztdBJzngOIQ1coB4-I7qT4OPxh2f4P3Aa_fCpzzBYL8Ldp_2ba6v3GGDxoCDuAQAvD_BwE, [Accessed 15-Jul-2023].
- [27] “Junctional Rhythm — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507715/#:~:text=A%20junctional%20rhythm%20is%20an>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [28] “Paroxysmal Atrial Tachycardia — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538317/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [29] F. G. Cosío, “Atrial flutter, typical and atypical: a review,” *Arrhythmia & electrophysiology review*, vol. 6, no. 2, p. 55, 2017.
- [30] “Atrial Fibrillation — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526072/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [31] E. Durmaz, B. Ikitimur, B. Kilickiran Avci, A. Atıcı, E. Yurtseven, H. Tokdil, C. Ebre, F. Polat, O. Karaca, B. Karadag et al., “The clinical significance of premature atrial contractions: How frequent should they become predictive of new-onset atrial fibrillation,” *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 25, no. 3, p. e12718, 2020.

- [32] “Prevalence and Prognostic Significance of Bradyarrhythmias in Patients Screened for Atrial Fibrillation vs Usual Care — jamanetwork.com,” <https://jamanetwork.com/journals/jamacardiology/fullarticle/2801362>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [33] “Atrial Flutter — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540985/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [34] “Ventricular Tachycardia — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532954/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [35] “ABC of clinical electrocardiography: Atrial arrhythmias — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1122515/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [36] “Ventricular Fibrillation — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537120/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [37] “Premature Ventricular Contraction — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532991/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [38] “Bundle of His - Wikipedia — en.wikipedia.org,” https://en.wikipedia.org/wiki/Bundle_of_His, [Accessed 15-Jul-2023].
- [39] “Supraventricular tachycardia: An overview of diagnosis and management — rcpjournals.org,” <https://www.rcpjournals.org/content/clinmedicine/20/1/43>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [40] “Atrioventricular Nodal Reentry Tachycardia - PubMed — pubmed.ncbi.nlm.nih.gov,” <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29763111/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [41] C. Antzelevitch and A. Burashnikov, “Overview of basic mechanisms of cardiac arrhythmia,” *Cardiac electrophysiology clinics*, vol. 3, no. 1, pp. 23–45, 2011.
- [42] “Sinus Bradycardia (Nursing) - PubMed — pubmed.ncbi.nlm.nih.gov,” <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33760565/>, [Accessed 15-Jul-2023].

- [43] “Bradyarrhythmias: Clinical significance and management — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735109783800333?via%3Dihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [44] “Nonlinear Analysis of Heart Rate Variability: A Comprehensive Review | de Godoy | Journal of Cardiology and Therapy — ghrnet.org,” <http://www.ghrnet.org/index.php/jct/article/view/1724/1987#%3A~%3Atext%3DNonlinear/%20analysis/%20meth>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [45] “Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. Case study: students under stress due to university examination - BioMedical Engineering OnLine — biomedical-engineering-online.biomedcentral.com,” <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-10-96>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [46] “A wavelet operational method for solving fractional partial differential equations numerically — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0096300309002756?via%3Dihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [47] “Haar Wavelets Method for Time Fractional Riesz Space Telegraph Equation with Separable Solution — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0034487722000118?via%3Dihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [48] “Non-uniform Haar wavelets — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S009630030301155X?via%3Dihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [49] “Numerical solution of evolution equations by the Haar wavelet method — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0096300306009052?via%3Dihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [50] U. Lepik, “Haar wavelet method for solving higher order differential equations,” *Int. J. Math. Comput*, vol. 1, no. 8, pp. 84–94, 2008.
- [51] “Zur Theorie der orthogonalen Funktionensysteme - Mathematische Annalen — link.springer.com,” <https://link.springer.com/article/10.1007/BF01456326>, [Accessed 15-Jul-2023].

- [52] B. Lee et al., “Application of the discrete wavelet transform to the monitoring of tool failure in end milling using the spindle motor current,” *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 15, no. 4, pp. 238–243, 1999.
- [53] S. Berens, “Conditional renyi entropy,” Ph.D. dissertation, Mathematisch Instituut, Universiteit Leiden Leiden, The Netherlands, 2013.
- [54] T. M. Cover and J. A. Thomas, “Nm abramson. information theory and coding. mcgraw-hill, new york, 1963. rl adler, d. coppermith, and m. hassner. algorithms for sliding block codes-an application of symbolic dynamics to information theory. iee trans. inform. theory, it-29: 5-22, 1983.” *Science*, vol. 34, pp. 724–733, 1988.
- [55] D. A. Bell, “Information theory and its engineering applications,” (No Title), 1956.
- [56] A. Rényi, “On measures of entropy and information,” in *Proceedings of the Fourth Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability, Volume 1: Contributions to the Theory of Statistics*, vol. 4. University of California Press, 1961, pp. 547–562.
- [57] “The world according to Rényi: thermodynamics of multifractal systems — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003491604000132?via=ihub>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [58] F. Franchini, A. Its, and V. Korepin, “Renyi entropy of the xy spin chain,” *Journal of Physics A: Mathematical and Theoretical*, vol. 41, no. 2, p. 025302, 2007.
- [59] A. K. Nanda and S. Chowdhury, “Shannon’s entropy and its generalizations towards statistics, reliability and information science during 1948-2018,” arXiv preprint arXiv:1901.09779, 2019.
- [60] M. Riedl, A. Müller, and N. Wessel, “Practical considerations of permutation entropy: A tutorial review,” *The European Physical Journal Special Topics*, vol. 222, no. 2, pp. 249–262, 2013.

- [61] A. Delgado-Bonal and A. Marshak, “Approximate entropy and sample entropy: A comprehensive tutorial,” *Entropy*, vol. 21, no. 6, p. 541, 2019.
- [62] “The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets — ncbi.nlm.nih.gov,” <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6549512/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [63] S. Pincus, “Approximate entropy (apen) as a complexity measure,” *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, vol. 5, no. 1, pp. 110–117, 1995.
- [64] G. Manis, “Fast computation of approximate entropy,” *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 91, no. 1, pp. 48–54, 2008.
- [65] “Approximate entropy - Wikipedia — en.wikipedia.org,” https://en.wikipedia.org/wiki/Approximate_entropy, [Accessed 15-Jul-2023].
- [66] “Approximate Entropy (ApEn) — archive.physionet.org,” <https://archive.physionet.org/physiotools/ApEn/>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [67] J. S. Richman and J. R. Moorman, “Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy,” *American journal of physiology-heart and circulatory physiology*, vol. 278, no. 6, pp. H2039–H2049, 2000.
- [68] R. Bhavsar, N. Helian, Y. Sun, N. Davey, T. Steffert, and D. Mayor, “Efficient methods for calculating sample entropy in time series data analysis,” *Procedia computer science*, vol. 145, pp. 97–104, 2018.
- [69] “Tolerance to spikes: A comparison of sample and Bubble entropy — ieeexplore.ieee.org,” <https://ieeexplore.ieee.org/document/8331760>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [70] “Permutation Entropy and Bubble Entropy: Possible interactions and synergies between order and sorting relations — aimspress.com,” <http://www.aimspress.com/article/10.3934/mbe.2020086>, [Accessed 15-Jul-2023].
- [71] Π. Μπελλά, “Εκτίμηση ιδιοτήτων της εντροπίας φουσαλίδων.”
- [72] “Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control — sciencedirect.com,” <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S209525461600020X>, [Accessed 15-Jul-2023].

[73] “Multiscale Entropy Analysis — archive.physionet.org,” <https://archive.physionet.org/physiotools/mse/>, [Accessed 15-Jul-2023].

ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

Ονομάζομαι Μπελλά Ελευθερία και είμαι φοιτήτρια του τμήματος Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών και Πληροφορικής από το 2015. Αφού αποφοίτησα από το τμήμα το 2020, συνέχισα στο Μεταπτυχιακό Τμήμα Σπουδών με τίτλο "Μηχανική Δεδομένων και Υπολογιστικών Συστημάτων". Ο τίτλος της προπτυχιακής διπλωματικής μου εργασίας είχε τίτλο "Εκτίμηση των ιδιοτήτων της εντροπίας φυσαλίδων" και αποτέλεσε τη βάση για τη συγγραφή της τρέχουσας εργασίας.