

Συγχρονισμός φάσεων σημάτων καρδιάς, αναπνοής και
πίεσης: μία μελέτη στον τρισδιάστατο χώρο

Η ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

υποβάλλεται στην

ορισθείσα από την Γενική Συνέλευση Ειδικής Σύνθεσης

του Τμήματος Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής Εξεταστική
Επιτροπή

από την

Ευφροσύνη Γατσώρη

ως μέρος των Υποχρεώσεων για τη λήψη του

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΥ ΔΙΠΛΩΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ

ΜΕ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗ

ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ-ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Οκτώβριος 2014

ΑΦΙΕΡΩΣΗ

Στο σύζυγό μου Νίκο και την κόρη μου Σταυρούλα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα διατριβή εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων με επιβλέποντα καθηγητή τον Επίκουρο Καθηγητή Γεώργιο Μανή και μέλη της Τριμελούς Εξεταστικής Επιτροπής τους Αναπληρωτές Καθηγητές Χριστόφορο Νίκου και Λυσίμαχο Παύλο Κόντη.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου Γεώργιο Μανή για τις πολύτιμες συμβουλές του, την καθοδήγηση, την πολύπλευρη βοήθειά του και τον πολύτιμο χρόνο που αφιέρωσε καθ'όλη την διάρκεια της προετοιμασίας και της συγγραφής της παρούσας διατριβής.

Επιπλέον θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Αναπληρωτές Καθηγητές Χριστόφορο Νίκου και Λυσίμαχο Παύλο Κόντη για τη συμμετοχή τους στην Τριμελή Εξεταστική Επιτροπή και για τον πολύτιμο χρόνο που διέθεσαν για την κρίση της Μεταπτυχιακής Διατριβής.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την κόρη μου και το σύζυγό μου για την υπομονή και τη συμπαράσταση που έδειξαν σε όλη τη διάρκεια των μεταπτυχιακών μου σπουδών.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευρετήριο Σχημάτων	iii
Ευρετήριο Πινάκων	vi
Επεξηγήσεις Συμβολισμών	viii
Περίληψη	ix
Extended abstract in English	x
1 Εισαγωγή	1
1.1 Συγχρονισμός	1
1.2 Αμοιβαία πληροφορία	3
1.3 Κίνητρο για την παρούσα διατριβή	4
1.4 Πρωτοτυπία	5
1.5 Στόχοι	5
1.6 Δομή της Διατριβής	6
2 Θεωρητικό υπόβαθρο	8
2.1 Μέθοδοι	8
2.2 Υπολογισμός φάσεων	8
2.3 Δείκτης Συγχρονισμού Φάσης	10
2.4 Αμοιβαία Πληροφορία (Mutual Information, Transinformation, Transmitted Information)	10
2.4.1 Αμοιβαία πληροφορία 2 τυχαίων μεταβλητών	10
2.4.2 Αμοιβαία πληροφορία 3 τυχαίων μεταβλητών	12
2.5 Κλίση	14
3 Δεδομένα και διαγράμματα φάσεων	16
3.1 Δεδομένα	16
3.2 Διαγράμματα φάσεων	18
4 Ανάλυση Δεδομένων	38
4.1 Δείκτης συγχρονισμού φάσης	38

4.2	Αμοιβαία Πληροφορία	42
4.3	Κλίση	45
4.4	Σύγκριση των μέτρων	48
5	Διαχωρισμός καταγραφών υγιών νέων και ηλικιωμένων ατόμων	49
5.1	Δείκτης συγχρονισμού φάσης	49
5.2	Αμοιβαία πληροφορία	50
5.3	Κλίση	51
5.4	Συγκεντρωτικά αποτελέσματα	56
6	Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία	57
6.1	Συμπεράσματα	57
6.2	Μελλοντική εργασία	58
	Βιβλιογραφία	59
	Ευρετήριο	63

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

2.1	Διαστήματα RR	9
2.2	Σχέση εντροπίας και αμοιβαίας πληροφορίας	12
2.3	Σχέση εντροπίας και αμοιβαίας πληροφορίας για τρεις τυχαίες μεταβλητές	13
2.4	Γωνία ευθείας ε με τον άξονα $x'x$	14
2.5	Εφαπτωμένη ευθεία της συνάρτησης $y = x^2$ στο σημείο A(1,1)	15
2.6	Γραφική απεικόνιση πραγματικής συνάρτησης f και της κλίσης της $\nabla \cdot f$ η οποία είναι διανυσματική. Η συνάρτηση αναπαρίσταται χρωματικά, όσο πιο μαύρο είναι ένα σημείο, τόσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της συνάρτησης. Παρατηρούμε ότι η κλίση δείχνει προς την κατεύθυνση αύξησης των τιμών.	15
3.1	Πάνω αριστερά είναι το σήμα της καρδιάς, πάνω δεξιά το σήμα της αναπνοής, κάτω αριστερά το σήμα της πίεσης και κάτω δεξιά το σήμα του καρδιακού ρυθμού. (Αρχείο f2y02 από το σύνολο δεδομένων fantasia)	17
3.2	Αρχείο f2o02 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	18
3.3	Αρχείο f2o04 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	19
3.4	Αρχείο f2o07 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	20
3.5	Αρχείο f2o09 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	21
3.6	Αρχείο f2o10 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	22
3.7	Αρχείο f2o02 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	23

3.8	Αρχείο f2oO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	24
3.9	Αρχείο f2oO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	25
3.10	Αρχείο f2oO9 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	26
3.11	Αρχείο f2o10 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	27
3.12	Αρχείο f2yO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	28
3.13	Αρχείο f2yO3 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	29
3.14	Αρχείο f2yO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	30
3.15	Αρχείο f2yO5 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	31
3.16	Αρχείο f2yO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)	32
3.17	Αρχείο f2yO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	33
3.18	Αρχείο f2yO3 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	34
3.19	Αρχείο f2yO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	35
3.20	Αρχείο f2yO5 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	36

3.21	Αρχείο f2yO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	37
5.1	P-value με βάση την κλίση για τα μονόλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-ECG, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-ECG και κάτω δεξιά είναι RESP-ECG-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$	52
5.2	P-value με βάση την κλίση για τα δεκάλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-ECG, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-ECG και κάτω δεξιά είναι RESP-ECG-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$	53
5.3	P-value με βάση την κλίση για τα μονόλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-HRV, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-HRV και κάτω δεξιά είναι RESP-HRV-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$	54
5.4	P-value με βάση την κλίση για τα δεκάλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-HRV, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-HRV και κάτω δεξιά είναι RESP-HRV-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$	55

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

4.1	Δείκτης συγχρονισμού για τους νέους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)	39
4.2	Δείκτης συγχρονισμού για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1) . .	39
4.3	Δείκτης συγχρονισμού για τους ηλικιωμένους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)	40
4.4	Δείκτης συγχρονισμού για τους ηλικιωμένους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	40
4.5	Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 1 λεπτού και η φάση υπολογισμένη με Hilbert	41
4.6	Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 1 λεπτού. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1) . .	41
4.7	Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 10 λεπτών και η φάση υπολογισμένη με Hilbert	41
4.8	Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού συγχρονισμού για τα σήματα 10 λεπτών. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	41
4.9	Αμοιβαία πληροφορία για τους ηλικιωμένους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)	42
4.10	Αμοιβαία πληροφορία για τους ηλικιωμένους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	43
4.11	Αμοιβαία πληροφορία για τους νέους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)	44
4.12	Αμοιβαία πληροφορία για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	44

4.13	Μέσοι όροι αμοιβαίας πληροφορίας για τα σήματα 10 λεπτών και η φάση υπολογισμένη με Hilbert	45
4.14	Μέσοι όροι αμοιβαίας πληροφορίας για τα σήματα 10 λεπτών	45
4.15	Μέση κλίση για τους ηλικιωμένους με τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))	46
4.16	Μέση κλίση για τους ηλικιωμένους Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	46
4.17	Μέση κλίση για τους νέους με τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))	47
4.18	Μέση κλίση για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	47
5.1	P-value, για το δείκτη συγχρονισμού, για τα μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))	49
5.2	P-value, για το δείκτη συγχρονισμού, για τα μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση για τα σήματα RESP,BP υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	50
5.3	P-value, για την αμοιβαία πληροφορία, για τα μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))	50
5.4	P-value, για την αμοιβαία πληροφορία, για τα μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση για τα σήματα RESP,BP υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV σύμφωνα με τον τύπο (2.1)	50
5.5	Διαχωρισμός νέων-ηλικιωμένων, συγκεντρωτικός πίνακας για τα μονόλεπτα σήματα	56
5.6	Διαχωρισμός νέων-ηλικιωμένων, συγκεντρωτικός πίνακας για τα δεκάλεπτα σήματα	56

ΕΠΕΞΗΓΗΣΕΙΣ ΣΥΜΒΟΛΙΣΜΩΝ

BP συνεχές σήμα πίεσης

ECG συνεχές σήμα καρδιάς

HRV σήμα καρδιακού ρυθμού

RESP συνεχές σήμα αναπνοής

MI αμοιβαία πληροφορία

MMI αμοιβαία πληροφορία πολλών μεταβλητών

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ευφροσύνη Γατσώρη του Προκοπίου και της Αντιγόνης. MSc, Τμήμα Μηχανικών Η/Υ και Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Οκτώβριος, 2014. Συγχρονισμός φάσεων σημάτων καρδιάς, αναπνοής και πίεσης: μία μελέτη στον τρισδιάστατο χώρο. Επιβλέπωντας: Γεώργιος Μανής.

Στην παρούσα διατριβή μελετούμε την καρδιά σε σχέση με την πίεση και την αναπνοή χρησιμοποιώντας καταγραφές, μήκους ενός και δέκα λεπτών, υγιών νέων και ηλικιωμένων ατόμων. Ειδικότερα μελετούμε τις φάσεις μεταξύ των σημάτων του καρδιακού ρυθμού (HRV) ή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), της πίεσης του αίματος (BP) και της αναπνοής (RESP). Για τον υπολογισμό της φάσης του σήματος του καρδιακού ρυθμού χρησιμοποιήσαμε μία σχέση η οποία βασίζεται στο ότι κάθε RR διάστημα αντιστοιχεί σε έναν πλήρη καρδιακό κύκλο που σημαίνει ότι η φάση αυξάνεται κατά 2π σε κάθε χτύπο ενώ για τα υπόλοιπα σήματα χρησιμοποιήθηκε η έννοια του αναλυτικού σήματος που σχηματίζεται με τη χρήση του μετασχηματισμού Hilbert.

Σχεδιάσαμε τα τρισδιάστατα γραφήματα μεταξύ των φάσεων των 3 σημάτων καθώς και τα δισδιάστατα γραφήματα των φάσεων, παίρνοντας τα σήματα ανά δύο ώστε να μελετήσουμε πως απεικονίζεται η σχέση των φάσεων μεταξύ τους. Επιπλέον υπολογίσαμε τους δείκτες συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση μεταξύ των φάσεων των σημάτων προκειμένου να ανακαλύψουμε τη σχέση μεταξύ τους καθώς και το κατά πόσο αυτή η σχέση διακρίνεται από τα σχήματα. Ελέγξαμε πως αλλάζουν οι τιμές των δεικτών όταν χρησιμοποιούμε το HRV ή το ECG σήμα και ελέγξαμε βάση ποιών δεικτών μπορούμε να διαχωρίσουμε τα σήματα των νέων από των ηλικιωμένων.

EXTENDED ABSTRACT IN ENGLISH

Gatsori, Effrosyni, G.E.. MSc, Department of Computer Science & Engineering, University of Ioannina, Greece. October, 2014. Phase synchronization between heart, breath and blood pressure signals, a study in three-dimensional space. Thesis Supervisor: Manis Georgios.

Studying various published papers that processed signals concerning the physiology of the human body we noticed that there have been some studies in humans and in animals of the effects of various conditions, such as sleep or health problems, to the heart and breathing and studies, under some conditions, concerning the synchronization between the respiratory, heart and blood pressure signals.

Based on the data available to us and wanting to fill the above research but also to enrich it, we originally thought it would be interesting and useful to study relations between the phases of the signals of the heart, respiration and the blood pressure, which is something that seems to be undiscovered.

In this thesis we study the heart in relation to the pressure and breathing by using recordings of one and ten minute length in healthy young and elderly subjects. Specifically we study the phases between the signals of heart rate (HRV) or electrocardiogram (ECG), blood pressure (BP) and respiration (RESP). To calculate the phase of the heart rate signal we used a relationship based on that each RR interval corresponds to one complete cardiocycle, which means that the phase increases by 2π in each beat while at the remaining signals we used the concept of the analytic signal that is formed by the use of Hilbert transform.

Initially we created two dimensional plots of the phases so that we can visually detect any relationship. We saw that the plots that used the ECG signal were not very clear and so we also used the heart rate signal. We also observed that there has been no study of the relationship between the phases of all three signals and that is why we created three dimensional plots.

Then we calculated some indices in order to find relationships between the phases of the signals and to check whether this relationship is distinguished from the figures. Because a lot of papers referred to synchronization, we calculated the synchronization index in order to find whether the signals taken in pairs or all three of them are synchronized. Also

we calculated the mutual information of the signals taken in pairs and the multivariate mutual information of all three signals, which is a measure that does not seem to have been used especially in the study of such signals. At the same time we were looking for a way to be able to quantitatively and objectively interpret the two dimensional and three dimensional plots, so we thought to calculate the slope for each figure. In particular we give separate tables for young and elderly subjects for each measure of one minute length signals and tables with the averages of one and ten minute length signals. Comparison is made between tables and averages in order to find any relationship between measures of the same signal. In addition we checked how the values of the measures change when using the HRV or the ECG signal. Comparison is also made between all the measures that we used.

Finally, because our data were from young and elderly people and wanting to complete our research, we applied the t test in all measures in order to check which of these measures can be used to separate young and elderly signals.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

-
- 1.1 Συγχρονισμός
 - 1.2 Αμοιβαία πληροφορία
 - 1.3 Κίνητρο για την παρούσα διατριβή
 - 1.4 Πρωτοτυπία
 - 1.5 Στόχοι
 - 1.6 Δομή της Διατριβής
-

1.1 Συγχρονισμός

Ο συγχρονισμός είναι ένα φαινόμενο το οποίο ανακαλύφθηκε το 17ο αιώνα από τον Huygens [15] ο οποίος έκανε παρατηρήσεις σχετικά με το συγχρονισμό που αφορά δύο ρολόγια εκκρεμή, τα οποία είχε ανακαλύψει λίγο νωρίτερα.

Η έννοια του συγχρονισμού αργότερα γενικεύθηκε στην περίπτωση της αλληλεπίδρασης χαοτικών ταλαντωτών [10]. Επίσης μελετήθηκε και η περίπτωση του συγχρονισμού φάσης σε χαοτικά συστήματα [33].

Τα τελευταία χρόνια υπήρξε πολύ μεγάλο ενδιαφέρον για τη μελέτη του συγχρονισμού σε διάφορα φυσικά, χημικά, βιολογικά και τεχνολογικά συστήματα. Ο συγχρονισμός χρησιμοποιείται ευρέως σε πειραματικές μελέτες σε ποικίλα πεδία όπως

1. στα ηλεκτρικά κυκλώματα

για παράδειγμα στην [3] δίνονται πειραματικά και αριθμητικά αποτελέσματα συγχρονισμού φάσεων μεταξύ χαοτικού κυκλώματος Chua και μίας μικρής ημιτονοειδούς

διαταραχής. Στην [30] οι συγγραφείς αποδεικνύουν για ένα πειραματικό σύστημα, το οποίο έχει την συμπεριφορά του Lorenz ελκυστή πεταλούδας, ότι τέλειος χαοτικός συγχρονισμός φάσεων δεν μπορεί να επιτευχθεί σε συστήματα με μη φραγμένες κατανομές εγγενών χρονικών κλιμάκων. Αντίθετα, ο τέλειος συγχρονισμός χαρακτηρίζεται από τις ολισθήσεις φάσεων που σχετίζονται με κομμάτια του χρόνου κατά τα οποία ο χαοτικός ταλαντωτής εμφανίζει βραδύτερη χρονική κλίμακα.

2. στα *laser*

για παράδειγμα στην [7] μελετάται πειραματικά ο συγχρονισμός φάσεων χαοτικών ταλαντωτών για την περίπτωση γραμμικής συστοιχίας λέιζερ. Οι μεταβλητές των φάσεων υπολογίζονται με εφαρμογή γκαουσιανού φίλτρου, το οποίο παίρνει μέγιστο σε θετική συχνότητα, στο σήμα που λαμβάνεται από τη χρονοσειρά της έντασης των επιμέρους λέιζερ. Σχέσεις μεταξύ των διαφόρων συνιστωσών της συχνότητας του δυναμικού ταλαντωτή που δεν είναι εμφανείς με άλλο τρόπο εντοπίζονται.

3. στη βιολογία

για παράδειγμα στην [9] περιγράφονται οι πειραματικές μελέτες πάνω στο συγχρονισμό ενός ζεύγους βιολογικών νευρώνων που αλληλεπιδρούν μέσω φυσικής ηλεκτρικής συζευξης. Προσθέτοντας τεχνητή ηλεκτρική συζευξη οι συγγραφείς μελέτησαν τις μεταβάσεις από συγχρονισμό σε μη συγχρονισμό τόσο σε αργές ταλαντώσεις όσο και σε γρήγορες κορυφές.

Στην [42] χρησιμοποιείται η έννοια του συγχρονισμού φάσεων για την ανάλυση θορυβώδων μη στάσιμων δεδομένων δύο μεταβλητών. Ο συγχρονισμός φάσης, με τη στατιστική έννοια, θεωρείται ως η ύπαρξη κατάλληλα επιλεγμένων τιμών της διαφοράς φάσης. Προτείνονται τεχνικές οι οποίες εφαρμόζονται σε μαγνητοεγκεφαλογραφήματα και σε καταγραφές της μυϊκής δραστηριότητας ασθενών με παρκινσον. Ανακαλύπτεται ότι η χρονική εξέλιξη των περιφερειακών ρυθμών τρόμου αντανακλά άμεσα τη χρονική πορεία του συγχρονισμού ανώμαλης δραστηριότητας μεταξύ των κινητικών περιοχών του φλοιού.

Επίσης έχουν αναπτυχθεί μαθηματικά μοντέλα για την περιγραφή των αποτελεσμάτων της ενιαίας διόγκωσης των πνευμόνων, κατά τη διάρκεια του αναπνευστικού κύκλου, πάνω σε συνεχόμενες χρονικές ακολουθίες των φάσεων αναπνοής [2], [5], [14]. Στην [27] οι συγγραφείς υιοθετώντας τις βασικές ιδέες που αναπτύχθηκαν από τον von Euler και τους συνεργάτες του σχετικά με τα αντανακλαστικά Hering Breuer [2], [5], [14], περιγράφουν ένα απλούστερο μοντέλο σε μηχανικά αναπνευστικά υποστηρίξιζόμενες γάτες.

Κατά την εμφάνιση της στοχαστικής δυναμικής, η ανάλυση της λειτουργίας της ανθρώπινης καρδιάς ενσωμάτωσε τις ιδέες της multifractal criticality [40] και των μεταβάσεων φάσεων ενός δυναμικού συστήματος [18]. Στην [18] οι μεταβάσεις φάσεων της ανθρώπινης καρδιάς μελετώνται αποκαλύπτοντας σαφή αλλαγή φάσης μεταξύ ύπνου και ξεκούρασης και στην [4] μελετώνται οι επιπτώσεις του ύπνου στον καρδιακό ρυθμό χρησιμοποιώντας φασματική ανάλυση στα διάφορα στάδια του ύπνου.

Επιπλέον ο συγχρονισμός φάσεων μελετάται και μεταξύ συστημάτων διαφορετικού τύπου όπως για παράδειγμα μεταξύ καρδιάς και αναπνοής. Παρόλο που αυτά τα δύο συστήματα, όπως είναι γνωστό δεν λειτουργούν ανεξάρτητα [19], θεωρείται ότι συγχρονίζονται ασθενώς [12]. Στις [34], [38], [39] έχουν βρεθεί συγχρονισμοί τάξεως $n:1$ (n χτύποι καρδιάς μέσα σε 1 αναπνευστικό κύκλο) που οφείλεται σε περιορισμό των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν. Στις [36], [37] μελετάται ο καρδιοαναπνευστικός συγχρονισμός κάτω από συνθήκες free-running και προτείνονται τεχνικές με τις οποίες ανακαλύπτονται καταστάσεις συγχρονισμού διαφορετικών τάξεων $n:m$.

Επίσης υπάρχουν μελέτες που αναζητούν σχέσεις μεταξύ καρδιάς και εγκεφάλου, για παράδειγμα στην [1] μελετάται η σχέση μεταξύ του εγκεφαλογραφήματος και του καρδιακού ρυθμού κατά τη διάρκεια των διαφόρων φάσεων του ύπνου με χρήση φασματικής ανάλυσης και στην [26] μελετάται ο καρδιακός ρυθμός κατά τη διάρκεια του ύπνου χρησιμοποιώντας ανάλυση DFA για σήματα από ασθενείς που πάσχουν από άπνοια όταν κοιμούνται.

Το ερώτημα είναι αν υπάρχουν καταστάσεις όπου τα συστήματα αυτά συγχρονίζονται περισσότερο. Τα συστήματα που ταλαντώνονται είναι αρκετά ακανόνιστα, ειδικά σε ζώντα συστήματα, και ως εκ τούτου τα πιθανά φαινόμενα συγχρονισμού πολλές φορές επικαλύπτονται από ισχυρό θόρυβο ή και χάος, καθώς και από μη στασιμότητα.

Για να ανακαλυφθεί αλληλοεξάρτηση μεταξύ τέτοιων δύο ή περισσότερων σημάτων χρησιμοποιούνται τεχνικές όπως linear cross correlation [31] ή μη γραμμικά στατιστικά μέτρα όπως η αμοιβαία πληροφορία ή η μεγιστοειδής συσχέτιση [28], [32], [46].

1.2 Αμοιβαία πληροφορία

Η αμοιβαία πληροφορία είναι ένα από τα πιο γνωστά μέτρα εξάρτησης μεταβλητών και η οποία ξεκίνησε από τον Shannon [35], που χρησιμοποίησε τον όρο "ρυθμός μετάδοσης" το οποίο ήταν η πληροφορία που μεταδιδόταν μέσα από θορυβώδη κανάλια. Η αμοιβαία πληροφορία βασίζεται πάνω στις εντροπίες Shannon. Ο Rényi [32] παρουσίασε μία οικογένεια γενικευμένων εντροπιών που βασίζονται πάνω σε μία πραγματική μεταβλητή α και οι εντροπίες Shannon λαμβάνονται για $\alpha = 1$. Να αναφέρουμε επίσης ότι η αμοιβαία πληροφορία αναφέρεται και ως "transinformation" [8] ή "redundancy" [25].

Η αμοιβαία πληροφορία έχει χρησιμοποιηθεί σε διάφορες μελέτες, για παράδειγμα στην [44] έχειδειχθεί ότι αναγνωρίζει τις μεταβάσεις φάσεων σε πολύπλοκα στατικά συστήματα, ενώ στην [47] αποδεικνύεται ότι αναγνωρίζει τις μεταβάσεις φάσεων σε πολύπλοκα δυναμικά συστήματα με περιορισμένα δεδομένα. Επίσης στην [29] χρησιμοποιείται η αμοιβαία πληροφορία για τη μελέτη του καρδιοαναπνευστικού συστήματος των νεογέννητων και στην [24] παρουσιάζονται δύο κλάσεις βελτιωμένων υπολογισμών της αμοιβαίας πληροφορίας οι οποίες βασίζονται σε εντροπίες υπολογισμένες με τη μέθοδο του κ-κοντινού γείτονα.

Επιπλέον υπάρχει και η αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές η οποία όμως δεν έχει χρησιμοποιηθεί πειραματικά πάρα πολύ στη βιβλιογραφία. Στην [22] επεκτείνοντας τα αποτελέσματα της [35] αποδεικνύεται ότι η αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές οδηγεί σε μια απλή πολυπαραγοντική ανάλυση απρόβλεπτων δεδομένων, και σε κατάλληλες στατιστικές αναλύσεις. Στην [41] αναφέρονται περιληπτικά οι πολλές ιδιότητες της αμοιβαίας πληροφορίας πολλών μεταβλητών. Επίσης στην [43] η αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή αλληλεπιδράσεων/σχέσεων πολλών μεταβλητών σε βιολογικά δίκτυα και στην [16] δείχνει να είναι ένα πολύ καλό εργαλείο για την βελτίωση της αυτοματοποιημένης εγγραφής φασματικών εικόνων.

Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με την αμοιβαία πληροφορία και την αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές υπάρχουν στις αναφορές [6], [21], [28],[45], [50], [51], [52].

1.3 Κίνητρο για την παρούσα διατριβή

Μελετώντας διάφορες δημοσιευμένες εργασίες που επεξεργάζονται σήματα που αφορούν τη φυσιολογία του ανθρώπινου σώματος παρατηρήσαμε ότι έχουν γίνει κάποιες μελέτες σε ανθρώπους και σε ζώα των επιδράσεων διαφόρων κατάστάσεων, όπως για παράδειγμα ο ύπνος ή τα προβλήματα υγείας, στην καρδιά και την αναπνοή καθώς και μελέτες, κάτω από κάποιες συνθήκες, σχετικά με τις σχέσεις συγχρονισμού που υπάρχουν μεταξύ των σημάτων καρδιάς και αναπνοής ή πίεσης.

Με βάση τα δεδομένα που είχαμε στη διάθεσή μας και θέλοντας να συμπληρώσουμε το παραπάνω ερευνητικό έργο αλλά και να το εμπλουτίσουμε σκεφτήκαμε αρχικά ότι θα ήταν πολύ ενδιαφέρον και χρήσιμο να μελετήσουμε σχέσεις μεταξύ των φάσεων των σημάτων της καρδιάς, της αναπνοής και της πίεσης, κάτι το οποίο φαίνεται ότι είναι ανεξερεύνητο, χωρίς όμως να είμαστε σίγουροι στο αν θα καταλήξουμε κάπου ή αν θα βρούμε κάποιο ενδιαφέρον αποτέλεσμα.

Σε πρώτη φάση δημιουργήσαμε τα δισδιάστατα διαγράμματα των φάσεων ώστε να μπορούμε να διακρίνουμε οπτικά κάποια σχέση. Είδαμε ότι τα διαγράμματα που χρησιμοποιούν το συνεχές σήμα της καρδιάς δεν ήταν πολύ καθαρά γι' αυτό και χρησιμοποιήσαμε και το σήμα του καρδιακού ρυθμού. Επίσης παρατηρήσαμε ότι δεν έχει μελετηθεί η σχέση που υπάρχει μεταξύ των φάσεων και των τριών σημάτων γι' αυτό και δημιουργήσαμε και τα τρισδιάστατα διαγράμματα.

Στη συνέχεια υπολογίσαμε κάποιους δείκτες προκειμένου να ανακαλύψουμε σχέσεις μεταξύ των φάσεων των σημάτων και να ελέγξουμε κατά πόσο αυτή η σχέση διακρίνεται από τα σχήματα. Επειδή σε πολλές εργασίες γίνεται λόγος για συγχρονισμό, υπολογίσαμε, χρησιμοποιώντας κάποιο δείκτη συγχρονισμού, το κατά πόσο συγχρονίζονται τα σήματα των φάσεων ανά δύο και ανά τρία και υπολογίσαμε την αμοιβαία πληροφορία των σημάτων αυτών ανά δύο και ανά τρία, η οποία δεν φαίνεται να έχει χρησιμοποιηθεί ιδιαίτερα στη μελέτη τέτοιων σημάτων. Ταυτόχρονα ψάχναμε κάποιο τρόπο να μπορέσουμε να ερμηνεύσουμε ποσοτικά και αντικειμενικά τα διαγράμματα γι' αυτό και σκεφτήκαμε να υπολογίσουμε την κλίση για κάθε σχήμα.

Τέλος, επειδή τα δεδομένα μας είναι σήματα από νέους και ηλικιωμένους ανθρώπους και θέλωντας να ολοκληρώσουμε την έρευνα και να ελεγχουμε την ποιότητα των αποτελεσμάτων μας, εφαρμόσαμε το t -test σε όλους τους δείκτες ώστε να ελεγχουμε αν μπορούμε να τους διαχωρίσουμε.

1.4 Πρωτοτυπία

Είναι σημαντικό να τονίσουμε ότι οι παλαιότερες μελέτες εξέταζαν τον συγχρονισμό των σημάτων ανά δύο. Στην εργασία αυτή προχωρήσαμε ένα βήμα παραπέρα και μελετήσαμε το πρόβλημα στις τρεις διαστάσεις. Έτσι φτιάξαμε για πρώτη φορά τρισδιάστατη απεικόνιση του συγχρονισμού της φάσης των σημάτων αυτών και χρησιμοποιήσαμε την αμοιβαία πληροφορία πολλών μεταβλητών, κάτι που δίνει διαφορετική πληροφορία από την αντίστοιχη των δύο μεταβλητών που μέχρι σήμερα χρησιμοποιήθηκε για το πρόβλημα αυτό. Επίσης εισάγαμε τη χρήση της κλίσης για να ποσοτικοποιήσουμε την πληροφορία που περιέχεται στα δισδιάστατα σήματα, κάτι φυσικά που γενικεύσαμε και στις τρεις διαστάσεις.

1.5 Στόχοι

Στόχοι της παρούσας διατριβής είναι

- να δημιουργηθούν και μελετηθούν τα δισδιάστατα και τρισδιάστατα διαγράμματα φάσεων των σημάτων ανά δύο και ανά τρία
- να υπολογιστούν οι δείκτες συγχρονισμού για τα σήματα ανά δύο, να βρεθεί ποιά σήματα συγχρονίζονται περισσότερο και αν υπάρχουν σχέσεις μεταξύ τους.
- να υπολογιστούν οι αμοιβαίες πληροφορίες των σημάτων ανά δύο, να βρεθεί ποιές αμοιβαίες πληροφορίες είναι μεγαλύτερες και αν υπάρχουν σχέσεις μεταξύ αυτών και πως αυτές διακρίνονται από τα διαγράμματα

- να υπολογιστούν οι κλίσεις των σημάτων ανά δύο, να βρεθεί ποιές κλίσεις είναι μεγαλύτερες και αν υπάρχουν σχέσεις μεταξύ τους και πως αυτές διακρίνονται από τα διαγράμματα
- να υπολογιστούν ο δείκτης συγχρονισμού, η αμοιβαία πληροφορία και η κλίση και των τριών σημάτων δηλαδή, της καρδιάς, της αναπνοής και της πίεσης καθώς και των σημάτων του καρδιακού ρυθμού, της αναπνοής και της πίεσης και να εξεταστεί η συσχέτιση που υπάρχει μεταξύ και των τριών σημάτων.
- να εξεταστεί αν μπορούμε να διαχωρίσουμε νέους και ηλικιωμένους βάση του δείκτη συγχρονισμού, της αμοιβαίας πληροφορίας ή της κλίσης.

1.6 Δομή της Διατριβής

Η διατριβή περιέχει 6 κεφάλαια:

Το Κεφάλαιο 1 είναι η εισαγωγή στο οποίο γίνεται αναφορά σε προηγούμενες μελέτες πάνω στο συγχρονισμό σε ποικίλα πεδία, στην αμοιβαία πληροφορία καθώς και στο κίνητρο και την πρωτοτυπία της μελέτης που γίνεται στην παρούσα διατριβή. Επιπλέον αναλύονται οι στόχοι και η δομή της διατριβής.

Το Κεφάλαιο 2 περιέχει το θεωρητικό υπόβαθρο που είναι απαραίτητο για τη μελέτη των κεφαλαίων που θα ακολουθήσουν. Ειδικότερα αναλύουμε τις μεθόδους που χρησιμοποιούμε, τον τρόπο υπολογισμού των φάσεων και βασικά κομμάτια της θεωρίας για το δείκτη συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση.

Στο Κεφάλαιο 3 περιέχονται πληροφορίες για τα σήματα που χρησιμοποιήθηκαν καθώς και τα δισδιάστατα και τρισδιάστατα διαγράμματα φάσεων (και αυτά που χρησιμοποιούν το συνεχές σήμα της καρδιάς αλλά και αυτά που χρησιμοποιούν το σήμα του καρδιακού ρυθμού).

Στο Κεφάλαιο 4 περιέχονται τα αποτελέσματα από την μελέτη των σημάτων που χρησιμοποιήθηκαν με βάση τα διαγράμματα φάσεων, το δείκτη συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση. Ειδικότερα δίνονται οι πίνακες, ξεχωριστά για νέους και ηλικιωμένους, με τους δείκτες συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση κάθε μονόλεπτου σήματος καθώς και πίνακες με τους μέσους όρους όλων των μέτρων για μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα, και αυτά που χρησιμοποιούν το συνεχές σήμα της καρδιάς αλλά και αυτά του καρδιακού ρυθμού. Γίνεται σύγκριση των πινάκων καθώς και των μέσων όρων ώστε να βρεθεί σχέση μεταξύ των μέτρων του ίδιου σήματος καθώς και σχέσεις μεταξύ των πινάκων που χρησιμοποιούν το σήμα της καρδιάς και του καρδιακού ρυθμού. Επίσης γίνεται και σύγκριση όλων των μέτρων που χρησιμοποιήθηκαν.

Στο Κεφάλαιο 5 δίνονται οι πίνακες με τις τιμές του p-value του ttest για μονόλεπτα και δεκάλεπτα σήματα με βάση το δείκτη συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση και βλέπουμε πότε διαχωρίζονται νέοι και ηλικιωμένοι σε κάθε περίπτωση. Στη συνέχεια παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα όλων των μέτρων βάσει του ttest και δίνονται τα τελικά συμπεράσματα.

Τέλος στο Κεφάλαιο 6 περιέχονται συνοπτικά τα συμπεράσματα που προκύπτουν από τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στο τρίτο, τέταρτο και πέμπτο κεφάλαιο καθώς και θέματα που έμειναν ανοιχτά και προτάσεις για εφαρμογή των μεθόδων της παρούσας εργασίας σε μελλοντικές μελέτες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

2.1 Μέθοδοι

2.2 Υπολογισμός φάσεων

2.3 Δείκτης Συγχρονισμού Φάσης

2.4 Αμοιβαία Πληροφορία

2.5 Κλίση

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιάσουμε το απαραίτητο υλικό για τη μελέτη των κεφαλαίων που θα ακολουθήσουν.

2.1 Μέθοδοι

Προκειμένου να μελετήσουμε την καρδιά σε σχέση με την πίεση και την αναπνοή μελετούμε τις φάσεις μεταξύ των σημάτων του καρδιακού ρυθμού (HRV) ή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), της πίεσης του αίματος (BP) και της αναπνοής (RESP). Στη συνέχεια φτιάχνουμε τα τρισδιάστατα γραφήματα μεταξύ των φάσεων των 3 σημάτων καθώς και τα δισδιάστατα γραφήματα των φάσεων, παίρνοντας τα σήματα ανά δύο. Επιπλέον υπολογίζουμε τους δείκτες συγχρονισμού, την αμοιβαία πληροφορία και την κλίση μεταξύ των φάσεων των σημάτων προκειμένου να ανακαλύψουμε τη σχέση μεταξύ τους καθώς και το κατά πόσο αυτή η σχέση διακρίνεται από τα σχήματα.

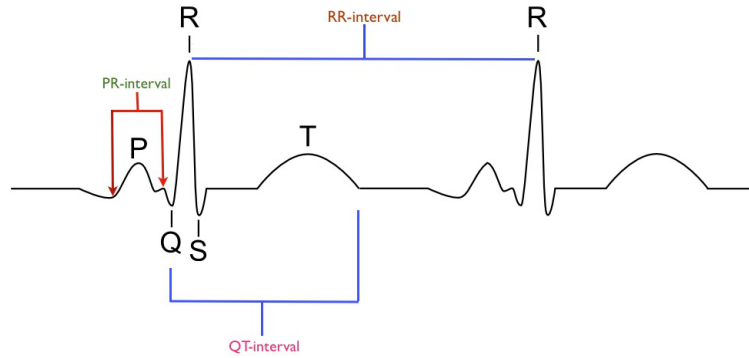
2.2 Υπολογισμός φάσεων

Ένα βασικό χαρακτηριστικό του καρδιογραφήματος είναι ότι κάθε φυσιολογικός καρδιακός κύκλος έχει μία ευδιάκριτη απότομη κορυφή (χτύπος καρδιάς) η οποία ονομάζεται R κορυφή.

Το HRV είναι μια χρονοσειρά τα στοιχεία της οποίας είναι οι χρονικές στιγμές μεταξύ διαδοχικών χτύπων της καρδιάς (RR διαστήματα, βλέπε Σχήμα 2.1). Στην [34] προτείνεται μία αρκετά αποτελεσματική τεχνική για τον υπολογισμό της φάσης στην οποία κατασκευάζεται ένας χάρτης Poincaré, θεωρώντας ότι κάθε RR διάστημα αντιστοιχεί σε έναν πλήρη καρδιακό κύκλο που σημαίνει ότι η φάση αυξάνεται κατά 2π σε κάθε χτύπο. Τη χρονική στιγμή t η φάση δίνεται από τη σχέση

$$\phi(t) = 2\pi k + 2\pi \frac{t - t_k}{t_{k+1} - t_k} \quad (2.1)$$

όπου t_k είναι σημεία της χρονοσειράς τέτοια ώστε $t_k \leq t < t_{k+1}$.



Σχήμα 2.1: Διαστήματα RR

Όσον αφορά τα σήματα της καρδιάς (ECG), της αναπνοής και της πίεσης, υπολογίζουμε τις φάσεις με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert. Οι φάσεις αυτές υπολογίζονται, χρησιμοποιώντας την έννοια του αναλυτικού σήματος που εισήχθηκε αρχικά από τον Gabor [11], σύμφωνα με τον τύπο:

$$\zeta(t) = s(t) + iH(s(t)) = A(t)e^{i\phi(t)} \quad (2.2)$$

όπου $s(t)$ είναι το αρχικό σήμα, $H(s(t))$ είναι ο μετασχηματισμός Hilbert του $s(t)$, $\phi(t)$ η στιγμιαία φάση και $\zeta(t)$ η αναλυτική αναπαράσταση του $s(t)$.

Ο μετασχηματισμός Hilbert δίνεται από τη σχέση

$$H(s(t)) = \frac{1}{\pi} P.V. \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (2.3)$$

όπου το P.V. είναι πρωτεύουσα τιμή κατά Cauchy.

Σημείωση 2.1.

- Ο μετασχηματισμός Hilbert έχει το ίδιο πλάτος με το αρχικό σήμα απλώς προκαλεί στο αρχικό σήμα μετατόπιση φάσης κατά $\pi/2$.
- Η εξίσωση (2.3), ουσιαστικά, ορίζει το μετασχηματισμό Hilbert σαν τη συνέλιξη του $s(t)$ με τη συνάρτηση $1/\pi t$.

- $H(H(s(t))) = -s(t)$. Ο μετασχηματισμός Hilbert όταν εφαρμόζεται 2 φορές προκαλεί μετατόπιση φάσης κατά 180° που σημαίνει πολλαπλασιασμός της αρχικής συνάρτησης με -1.

Λεπτομερή ανάλυση του μετασχηματισμού Hilbert μπορεί να βρεί κανείς στους δυο τόμους του Frederick W. King [17].

2.3 Δείκτης Συγχρονισμού Φάσης

Έστω ότι έχουμε 2 σήματα με φάσεις ϕ_1, ϕ_2 αντίστοιχα. Για να προσδιορίσουμε το κατά πόσο υπάρχει συγχρονισμός μεταξύ των σημάτων επιλέξαμε τον παρακάτω δείκτη $n : m$ συγχρονισμού φάσεων [34]

$$\gamma_{n,m} = \sqrt{\langle \cos \phi_{n,m}(t) \rangle_t^2 + \langle \sin \phi_{n,m}(t) \rangle_t^2} \quad (2.4)$$

όπου $\phi_{n,m}(t) = n\phi_1 - m\phi_2$ και οι αγκύλες παριστάνουν μέση τιμή ως προς το χρόνο. Όταν οι φάσεις δεν συγχρονίζονται ο δείκτης ισούται με μηδέν, ενώ όταν η διαφορά των φάσεων είναι σταθερή ο δείκτης ισούται με μονάδα (τέλειος συγχρονισμός). Εμείς μελετήσαμε την περίπτωση όπου $n = m = 1$.

2.4 Αμοιβαία Πληροφορία (Mutual Information, Transinformation, Transmitted Information)

Ένας άλλος δείκτης που χρησιμοποιήσαμε είναι η αμοιβαία πληροφορία. Υπολογίσαμε την αμοιβαία πληροφορία, $I(X; Y)$, μεταξύ 2 σημάτων και μεταξύ και των τριών σημάτων, $I(X; Y; Z)$. Για τα τρία σήματα χρησιμοποιήσαμε την έννοια της αμοιβαίας πληροφορίας για πολλές, N , μεταβλητές (multivariate mutual information (MMI),) θέτοντας όπου $N = 3$.

2.4.1 Αμοιβαία πληροφορία 2 τυχαίων μεταβλητών

Η αμοιβαία πληροφορία, $I(X; Y)$, μετρά την πληροφορία που μοιράζονται δύο τυχαίες μεταβλητές. Μετρά το κατά πόσο γνωρίζοντας τη μία μεταβλητή μειώνεται η αβεβαιότητα για την άλλη. Επιπλέον μετρά και την εξάρτηση μεταξύ των 2 μεταβλητών. Ως μονάδα μέτρησης της αμοιβαίας πληροφορίας συνήθως χρησιμοποιείται το bit.

Η αμοιβαία πληροφορία μεταξύ δύο διακριτών τυχαίων μεταβλητών (MI) ορίζεται ως εξής:

$$I(X; Y) = \sum_{x,y} p(x, y) \log \frac{p(x, y)}{p(x)p(y)}$$

όπου $p(x, y)$ είναι η πιθανότητα να πραγματοποιηθούν ταυτόχρονα τα ενδεχόμενα x, y , $p(x)$ η πιθανότητα να πραγματοποιηθεί το x και $p(y)$ η πιθανότητα να πραγματοποιηθεί το y .

Επίσης η αμοιβαία πληροφορία μπορεί να εκφραστεί ισοδύναμα με τη βοήθεια της εντροπίας, H , ως εξής:

$$\begin{aligned} I(X; Y) &= H(X) - H(X/Y) \\ &= H(Y) - H(Y/X) \\ &= H(X) + H(Y) - H(X, Y) \end{aligned}$$

όπου $H(X)$ είναι η εντροπία της μεταβλητής X , $H(X|Y)$ και $H(Y/X)$ οι δεσμευμένες εντροπίες και $H(X, Y)$ η από κοινού εντροπία των X, Y .

- Η εντροπία, $H(X)$, μετρά την αβεβαιότητα μίας τυχαίας μεταβλητής. Θεωρούμε την τυχαία μεταβλητή X και τα απλά ενδεχόμενα $x_1, \dots, x_n$ που πραγματοποιούνται με πιθανότητες $p(x_1), \dots, p(x_n)$ αντίστοιχα ($\sum_{i=1}^n p(x_i) = 1$). Τότε η εντροπία ορίζεται ως εξής:

$$H(X) = - \sum_{i=1}^n p(x_i) \log_2 p(x_i)$$

με τη σύμβαση ότι $0 \log_2 0 = 0$.

- $H(Y/X)$ είναι η δεσμευμένη εντροπία η οποία υπολογίζει την ποσότητα της πληροφορίας που απαιτείται ώστε να περιγραφεί μία τυχαία μεταβλητή Y δεδομένου ότι γνωρίζουμε τις τιμές μίας άλλης τυχαίας μεταβλητής X . Η δεσμευμένη εντροπία υπολογίζεται από τη σχέση

$$H(Y/X) = \sum_{x \in X, y \in Y} p(x, y) \log \frac{p(x)}{p(x, y)}$$

όπου $p(x, y)$ είναι η πιθανότητα να πραγματοποιηθούν ταυτόχρονα τα ενδεχόμενα x, y και $p(x)$ η πιθανότητα να συμβεί το x .

▷ $H(Y/X) = 0$ αν και μόνο αν οι τιμές του Y εξαρτώνται πλήρως από τις τιμές του X .

▷ $H(Y/X) = H(Y)$ αν και μόνο αν τα X, Y είναι ανεξάρτητα

- $H(X, Y)$ είναι η από κοινού εντροπία η οποία υπολογίζεται από τη σχέση

$$H(X, Y) = - \sum_{x \in X, y \in Y} p(x, y) \log_2 p(x, y)$$

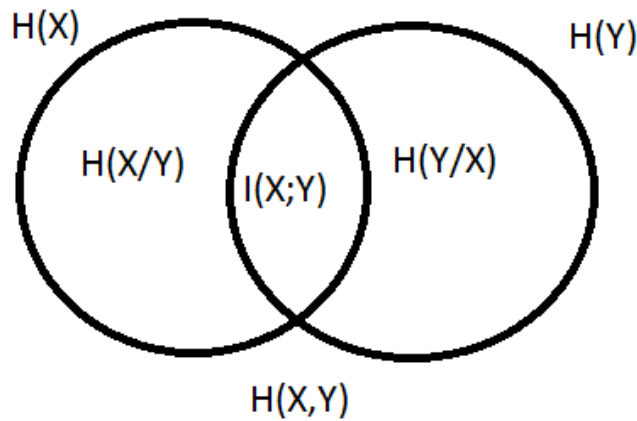
όπου $p(x, y)$ είναι η πιθανότητα να πραγματοποιηθούν ταυτόχρονα τα ενδεχόμενα x, y .

▷ $H(X, Y) = H(Y/X) + H(X)$

Στο Σχήμα 2.2 βλέπουμε τη σχέση της εντροπίας με την αμοιβαία πληροφορία.

Επιπλέον, για την αμοιβαία πληροφορία ισχύουν τα παρακάτω

$$\begin{aligned} I(X; Y) &\geq 0 \\ I(X; Y) &= 0 \text{ αν και μόνο αν } X \text{ και } Y \text{ είναι ανεξάρτητα} \\ I(X; Y) &= I(Y; X) \text{ (συμμετρική)} \\ I(X; X) &= H(X) \end{aligned}$$



Σχήμα 2.2: Σχέση εντροπίας και αμοιβαίας πληροφορίας

2.4.2 Αμοιβαία πληροφορία 3 τυχαίων μεταβλητών

Για τη μελέτη της σχέσης μεταξύ και των τριών σημάτων χρησιμοποιήσαμε την έννοια της αμοιβαίας πληροφορίας για τρεις μεταβλητές, η οποία δείχνει κατά πόσο επηρεάζει η μία μεταβλητή την πληροφορία που μοιράζονται οι άλλες δύο.

Η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές ορίζεται ως εξής:

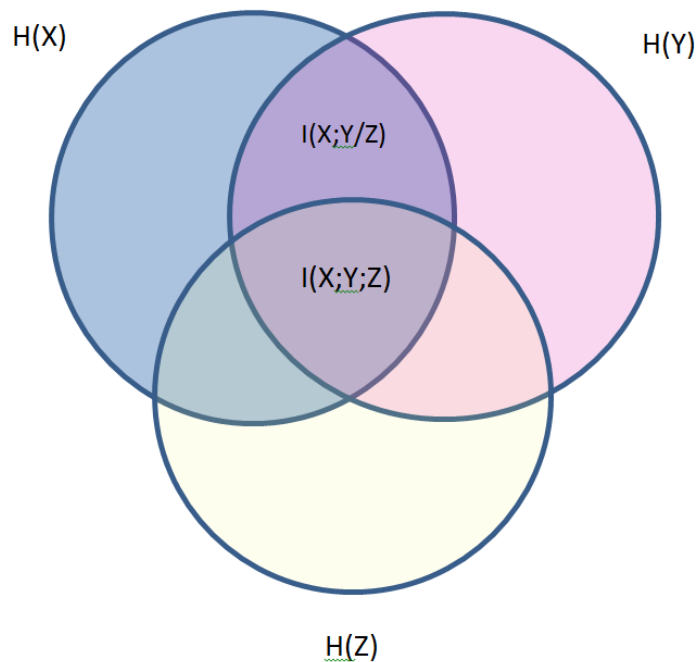
$$I(X;Y;Z) = I(X;Y) - I(X;Y/Z)$$

όπου $I(X;Y)$ η αμοιβαία πληροφορία μεταξύ των X,Y και $I(X;Y/Z)$ η υπό συνθήκη αμοιβαία πληροφορία.

- Η υπό συνθήκη αμοιβαία πληροφορία των X,Y δοσμένου του Z δίνεται από την σχέση $I(X;Y/Z) = H(X/Z) - H(X/Y,Z)$ και δείχνει πόση πληροφορία μοιράζονται τα X,Y δοσμένου του Z .
 - ▷ Η υπό συνθήκη αμοιβαία πληροφορία είναι μη-αρνητική ($I(X;Y/Z) \geq 0$)
 - ▷ όταν τα Y,Z περιέχουν την ίδια πληροφορία για το X τότε $H(X/Z) = H(X/Y,Z)$ και άρα η υπό συνθήκη αμοιβαία πληροφορία ισούται με μηδέν

Σημείωση 2.2.

1. Η $I(X;Y;Z)$ είναι συμμετρική
2. Στο Σχήμα 2.3 φαίνεται ότι η τομή και των τριών συνόλων είναι η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές



Σχήμα 2.3: Σχέση εντροπίας και αμοιβαίας πληροφορίας για τρεις τυχαίες μεταβλητές

3. Από τα διαγράμματα Venn στο Σχήμα 2.3, δημιουργείται η εντύπωση ότι η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές είναι μη-αρνητική, κάτι το οποίο ισχύει μόνο για τις δύο μεταβλητές αλλά όχι και για τις τρεις. Ενώ το Σχήμα 2.3 δείχνει σωστά τις σχέσεις που ισχύουν μεταξύ εντροπιών και αμοιβαίας πληροφορίας, δημιουργεί λάθος εντύπωση σχετικά με το ότι το $I(X;Y/Z)$ είναι μικρότερο του $I(X;Y)$, κάτι το οποίο δεν ισχύει πάντα [20].

Η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές μπορεί να είναι θετική, αρνητική ή μηδεν. Η παρουσία τρίτης μεταβλητής μπορεί να μειώσει ή να αυξήσει την εξάρτηση μεταξύ 2 άλλων μεταβλητών. Σαν ειδική περίπτωση ας θεωρήσουμε ότι οι μεταβλητές X, Y είναι ανεξάρτητες χωρίς την παρουσία της Z ($I(X;Y) = 0$) ενώ γίνονται εξαρτημένες παρουσία της Z ($I(X;Y/Z) > 0$), τότε η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές είναι αρνητική.

Γενικότερα όταν η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές, $I(X;Y;Z)$, είναι

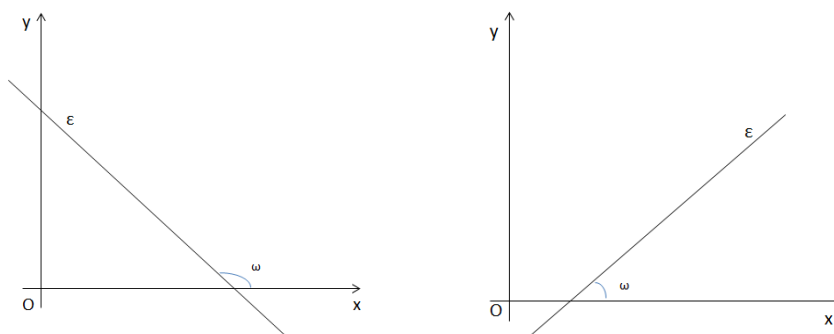
- θετική, σημαίνει ότι η μεταβλητή Z αντιπροσωπεύει ή εξηγεί εν μέρη τη συσχέτιση μεταξύ των X, Y . ($I(X;Y) > I(X;Y/Z)$)
- αρνητική, σημαίνει ότι η μεταβλητή Z ενισχύει, διευκολύνει ή βελτιώνει τη σχέση μεταξύ των X, Y . ($I(X;Y) < I(X;Y/Z)$)
- μηδέν αν και μόνο αν όλες οι μεταβλητές είναι στατιστικά ανεξάρτητες μεταξύ τους

Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με την αμοιβαία πληροφορία και την αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές υπάρχουν στις αναφορές [6], [21], [22], [24], [28], [41], [45], [50], [51], [52]

2.5 Κλίση

Σε ένα σύστημα συντεταγμένων Oxy θεωρούμε μία ευθεία ε η οποία τέμνει τον άξονα x' σε ένα σημείο. Ο άξονας x' με την ευθεία ε σχηματίζουν μία γωνία ω . Η εφαπτωμένη της γωνίας αυτής είναι η κλίση της ευθείας ε .

Προφανώς η κλίση είναι θετική αν η γωνία ω είναι οξεία, αρνητική αν είναι αμβλεία και μηδέν αν $\omega = 0^\circ$, δηλαδή όταν η ευθεία ε είναι παράλληλη με τον άξονα x' . Αν $\omega = 90^\circ$, δηλαδή η ευθεία ε είναι κάθετη στον άξονα x' , τότε η κλίση της ευθείας ε δεν ορίζεται [48].



Σχήμα 2.4: Γωνία ευθείας ε με τον άξονα x'

Κλίση ευθείας που διέρχεται από 2 σημεία [48]

Έστω $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$ σημεία τέτοια ώστε $x_1 \neq x_2$, τότε η κλίση, λ , της ευθείας που ορίζεται από τα σημεία αυτά δίνεται από τη σχέση

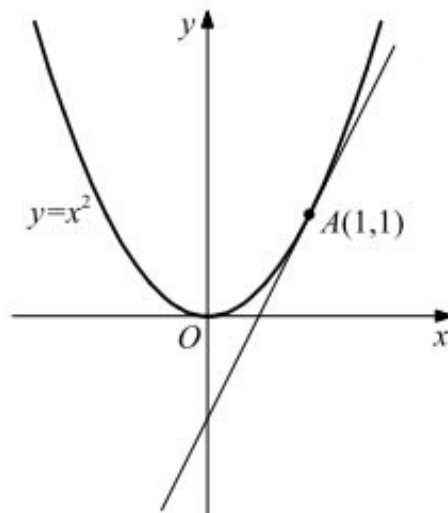
$$\lambda = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (2.5)$$

Κλίση συνάρτησης μίας μεταβλητής

Όταν γνωρίζουμε τον τύπο μίας συνάρτησης, $f(x)$, τότε μπορούμε να υπολογίσουμε την κλίση της εφαπτωμένης ευθείας σε κάποιο σημείο (x_1, y_1) της γραφικής παράστασης της συνάρτησης, χρησιμοποιώντας την παράγωγο της συνάρτησης στο σημείο αυτό, δηλαδή την $f'(x_1)$. Έτσι η εξίσωση της εφαπτωμένης ευθείας δίνεται από τη σχέση $y - y_1 = f'(x_1)(x - x_1)$ (Σχήμα 2.5).

Κλίση συνάρτησης 3 μεταβλητών [49]

Στις συναρτήσεις πολλών μεταβλητών η κλίση είναι ένα διάνυσμα που αποτελείται από τις μερικές παραγώγους ως προς κάθε διάσταση του χώρου και ονομάζεται ανάδελτα (∇).

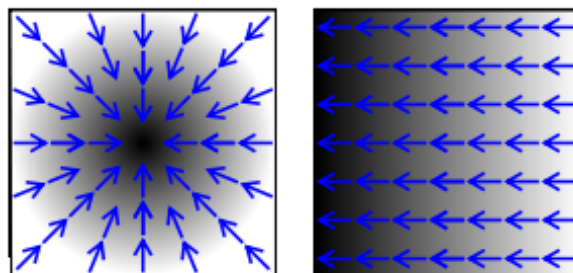


Σχήμα 2.5: Εφαπτωμένη ευθεία της συνάρτησης $y = x^2$ στο σημείο $A(1,1)$

Ειδικότερα για τις τρεις διαστάσεις το ανάδελτα μίας συνάρτησης $f(x, y, z)$ δίνεται από τη σχέση

$$\nabla f = \left(\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}, \frac{\partial f}{\partial z} \right)$$

Να συμπληρώσουμε ότι η έκφραση ∇f συμβολίζεται και $gradf$.



Σχήμα 2.6: Γραφική απεικόνιση πραγματικής συνάρτησης f και της κλίσης της $\nabla \cdot f$ η οποία είναι διανυσματική. Η συνάρτηση αναπαρίσταται χρωματικά, όσο πιο μαύρο είναι ένα σημείο, τόσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της συνάρτησης. Παρατηρούμε ότι η κλίση δείχνει προς την κατεύθυνση αύξησης των τιμών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΚΑΙ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΦΑΣΕΩΝ

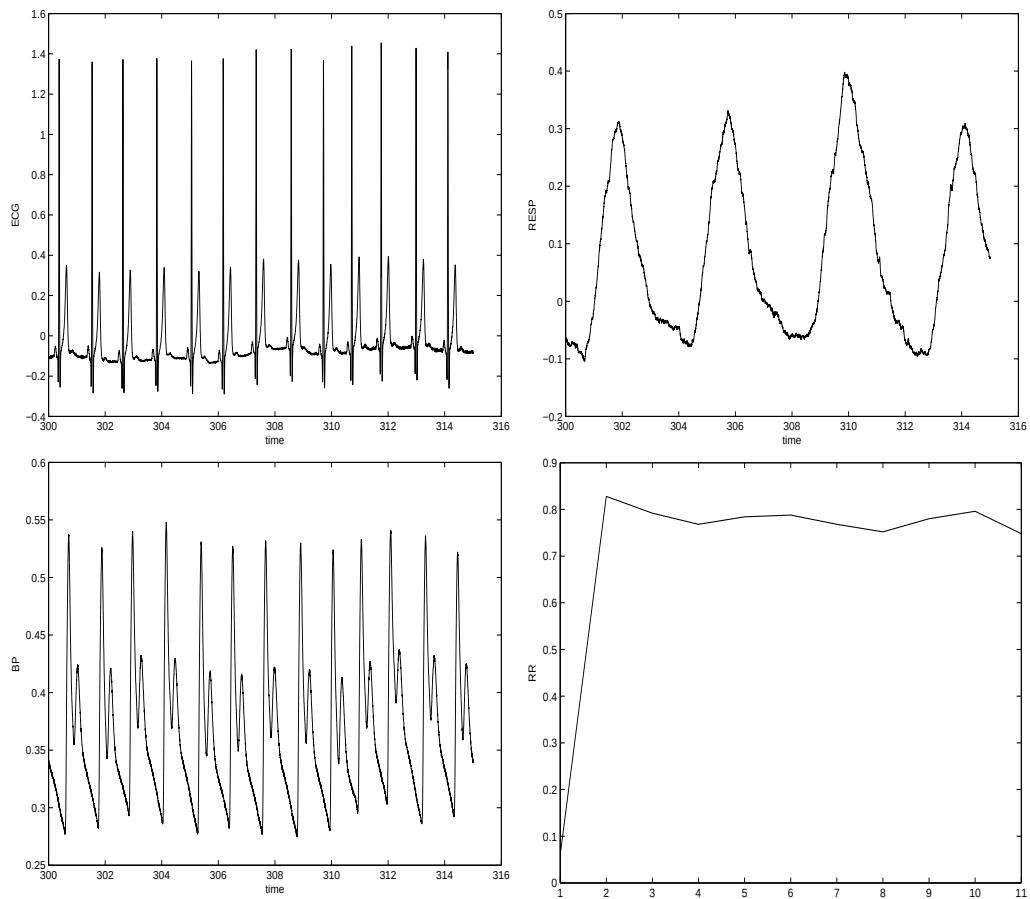
3.1 Δεδομένα

3.2 Διαγράμματα φάσεων

3.1 Δεδομένα

Μελετήσαμε 20 αρχεία, 10 από νεαρά άτομα και 10 από ηλικιωμένα άτομα, μήκους ενός λεπτού και 10 λεπτών, από το σύνολο δεδομένων fantasia [13, 23]. Αυτό το σύνολο δεδομένων αποτελείται από 40 καταγραφές, 20 από νεαρά άτομα (21-34 ετών) και 20 από ηλικιωμένα άτομα (68-85 ετών), όλα υγιή. Κάθε υποομάδα περιλαμβάνει ίσο αριθμό ανδρών και γυναικών. Όλοι οι ασθενείς παρέμειναν σε κατάσταση ηρεμίας σε φλεβοκομβικό ρυθμό κατά τη διάρκεια της καταγραφής, βλέποντας την ταινία Fantasia (Disney, 1940) για να βοηθήσει στη διατήρηση της εγρήγορσης. Τα συνεχή ECG σήματα είναι μήκους 120 λεπτών και ψηφιοποιημένα στα 250 Hz. Κάθε χτύπος καρδιάς σημειώθηκε με τη χρήση αυτοματοποιημένου αλγόριθμου ανίχνευσης αρρυθμίας, και κάθε χτύπος επαληθεύτηκε οπτικά. Εμείς δεν εξετάσαμε και τα 40 αρχεία που ήταν διαθέσιμα, επειδή μόνο 20 από αυτά είχαν και τα τρία σήματα που θέλαμε να εξετάσουμε: την αναπνοή, την καρδιά και την πίεση.

Στο Σχήμα 3.1 βλέπουμε τα σήματα καρδιάς, αναπνοής και πίεσης συναρτήσει του χρόνου καθώς και το σήμα του καρδιακού ρυθμού.

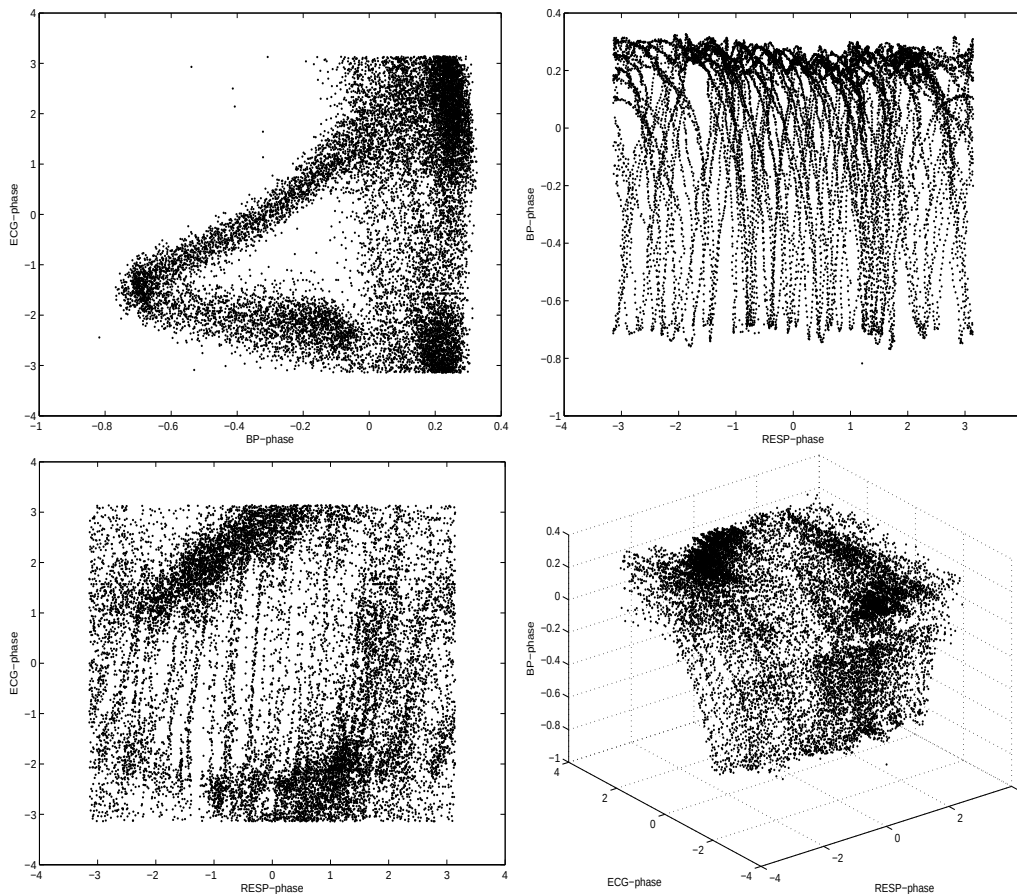


Σχήμα 3.1: Πάνω αριστερά είναι το σήμα της καρδιάς, πάνω δεξιά το σήμα της αναπνοής, κάτω αριστερά το σήμα της πίεσης και κάτω δεξιά το σήμα του καρδιακού ρυθμού. (Αρχείο f2y02 από το σύνολο δεδομένων fantasia)

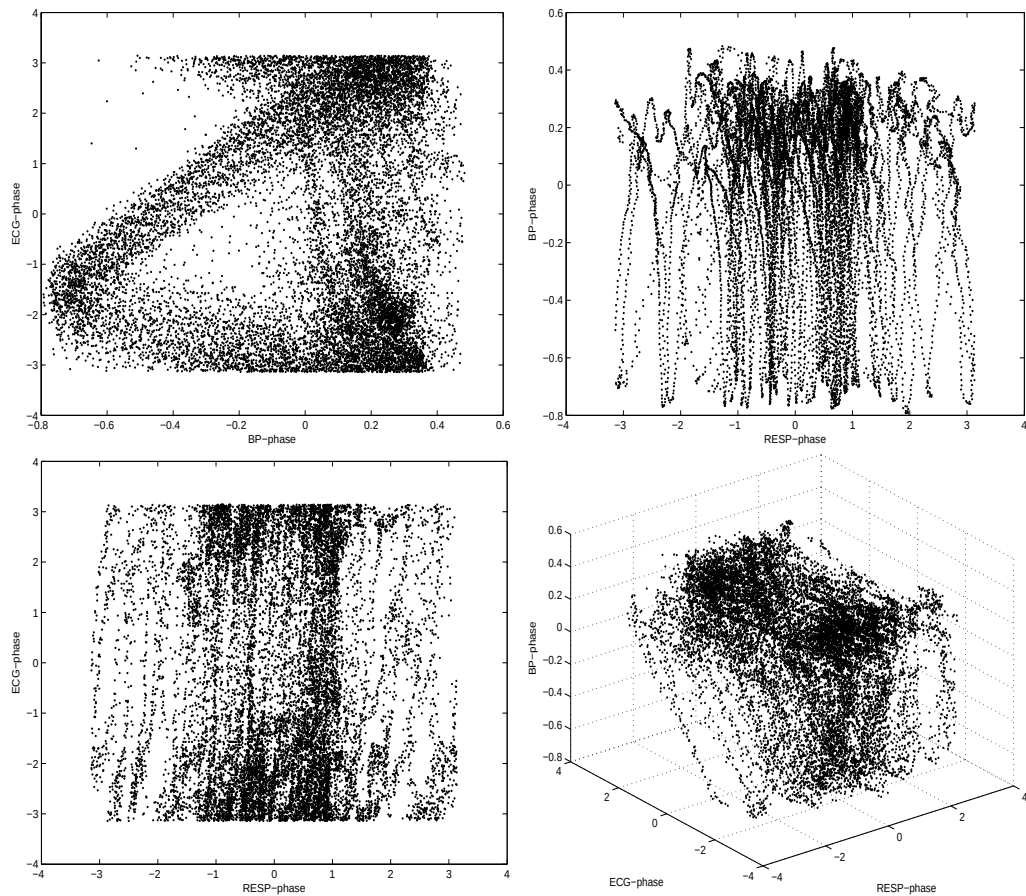
3.2 Διαγράμματα φάσεων

Στα παρακάτω σχήματα έχουμε δισδιάστατα διαγράμματα φάσεων για BP-ECG, RESP-BP, RESP-ECG, BP-HRV, RESP-HRV και τρισδιάστατα διάγραμμα φάσεων RESP-ECG-BP, RESP-HRV-BP. Τα σχήματα αφορούν καταγραφές μήκους ενός λεπτού. Τα διαγράμματα στα σχήματα 3.2-3.6 (αντίστοιχα σχήματα 3.12-3.16) αφορούν τους ηλικιωμένους (αντίστοιχα νέους) με τις φάσεις των σημάτων υπολογισμένες με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2) ενώ τα διαγράμματα στα σχήματα 3.7-3.11 (αντίστοιχα σχήματα 3.17-3.21) άφορούν τους ηλικιωμένους (αντίστοιχα νέους) με τις φάσεις των σημάτων RESP, BP να είναι υπολογισμένες με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1).

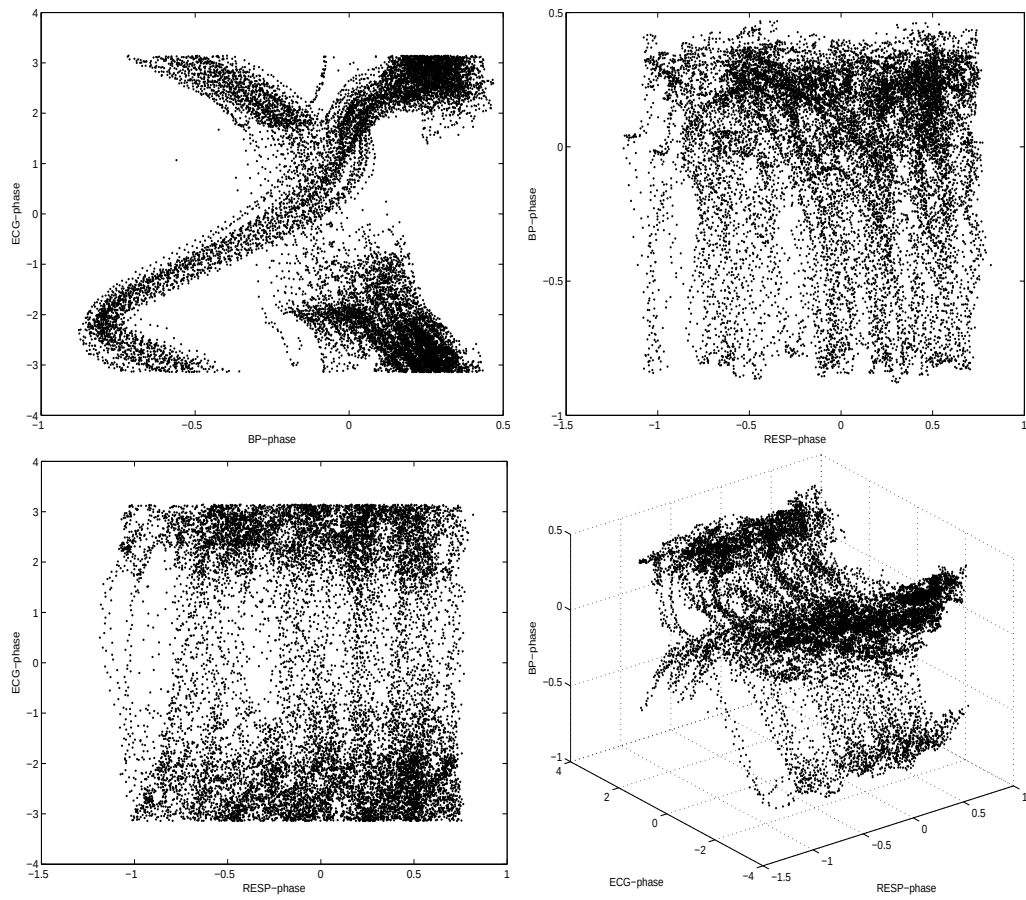
Παρατηρώντας τα διαγράμματα είναι προφανές ότι τα διαγράμματα που χρησιμοποιείται το HRV σήμα είναι πολύ πιο καθαρά από ότι αυτά που χρησιμοποιείται το ECG σήμα που η φάση του υπολογίζεται με Hilbert. Αυτό προφανώς οφείλεται στο ότι το ECG έχει περισσότερη πληροφορία και ο μετασχηματισμός Hilbert όπως έχουμε αναφέρει διατηρεί όλες τις ιδιότητες του σήματος.



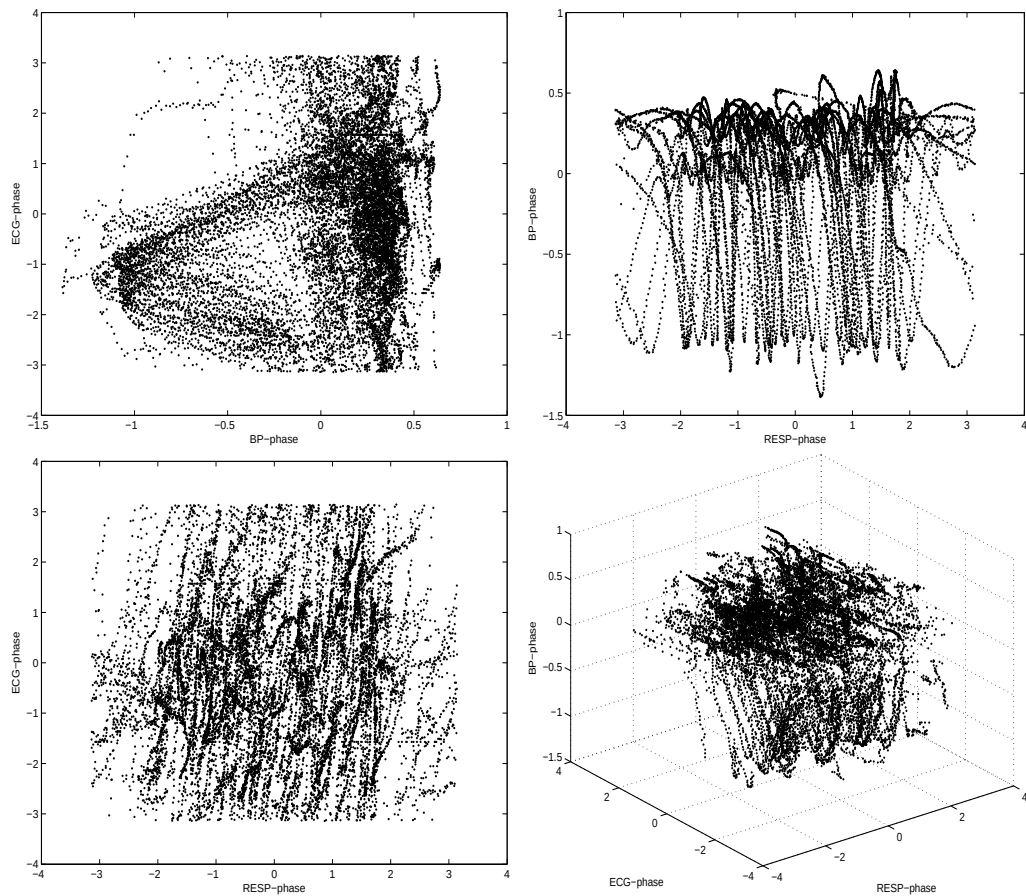
Σχήμα 3.2: Αρχείο f2oO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



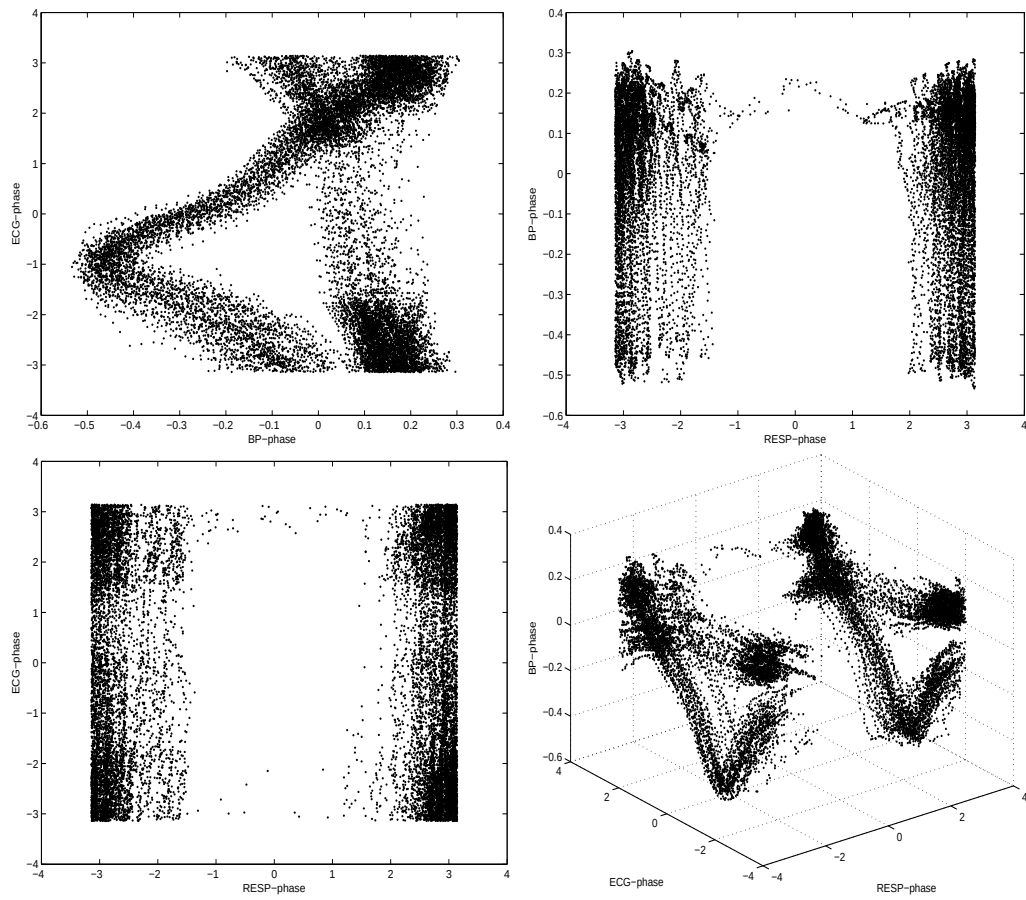
Σχήμα 3.3: Αρχείο f2o04 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



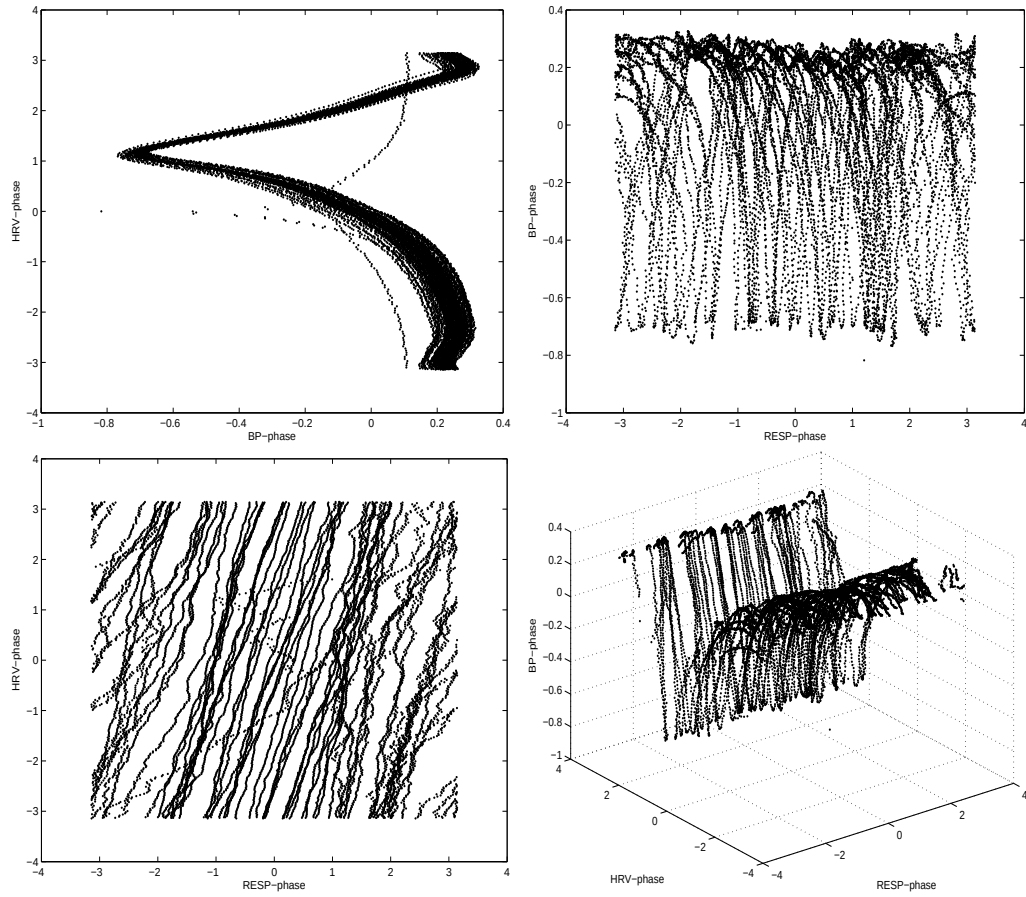
Σχήμα 3.4: Αρχείο f2o07 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



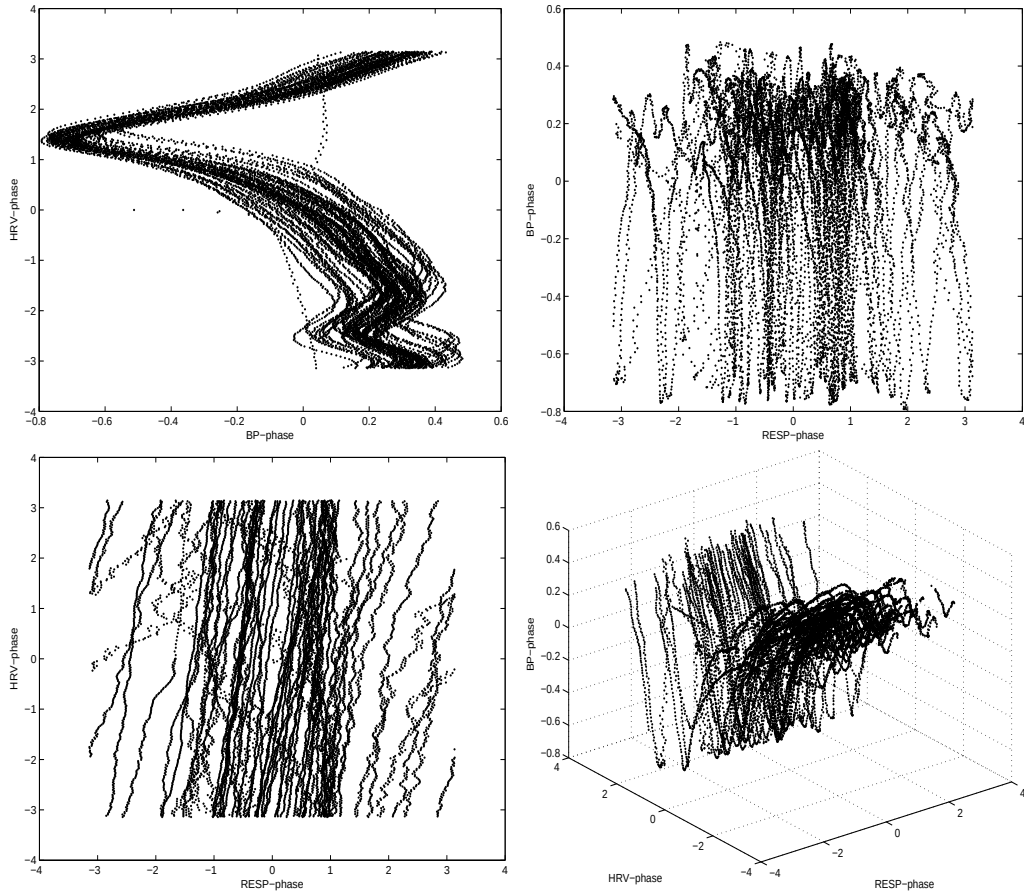
Σχήμα 3.5: Αρχείο f2o09 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



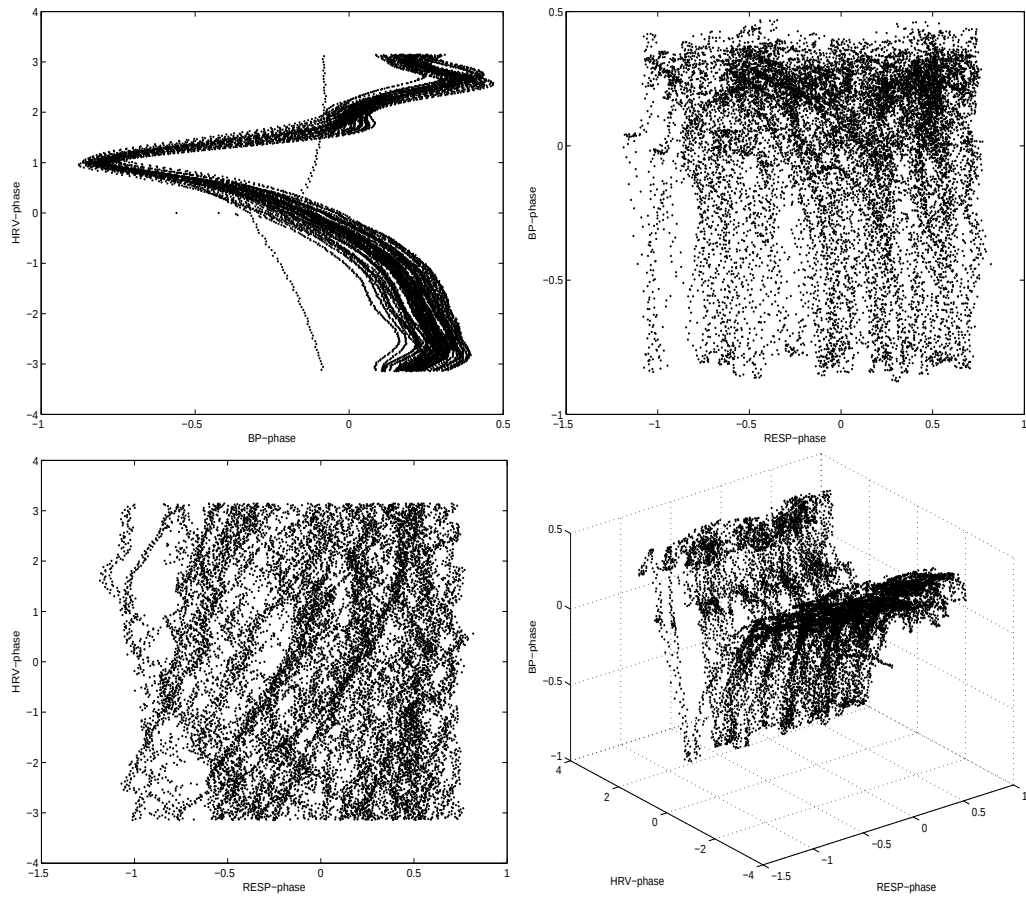
Σχήμα 3.6: Αρχείο f2o10 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



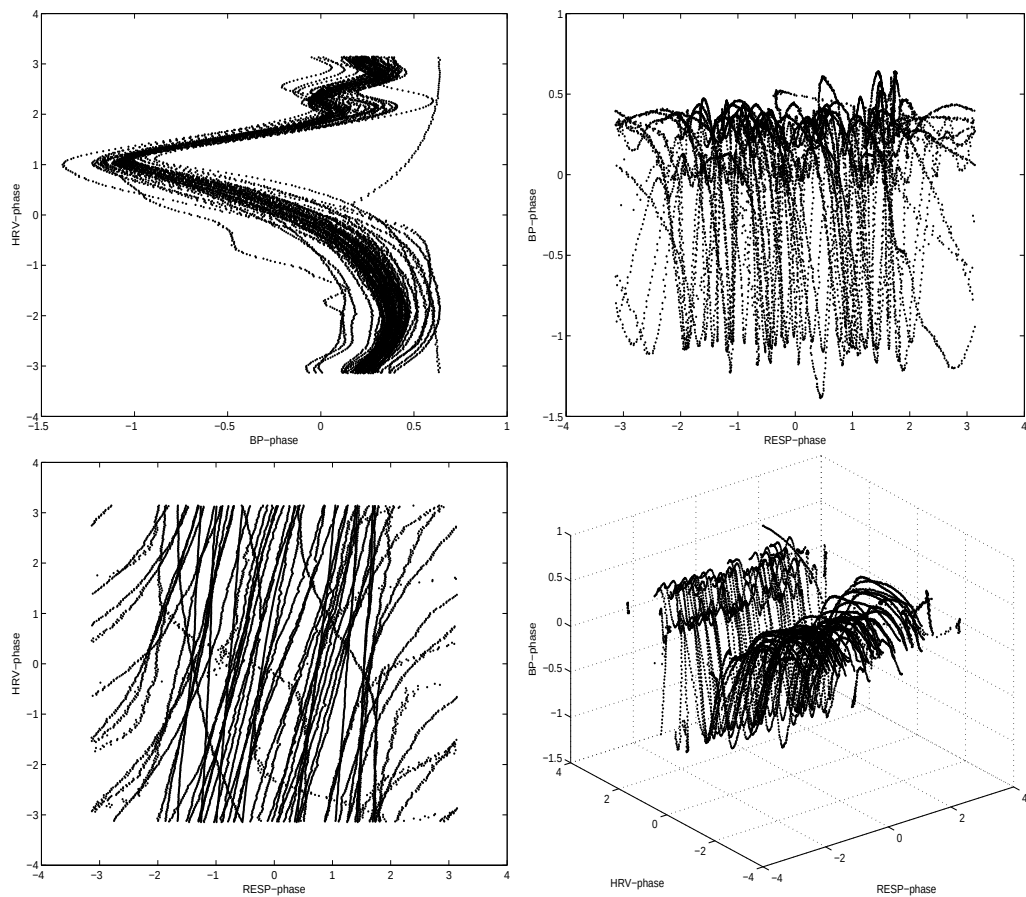
Σχήμα 3.7: Αρχείο f2oO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



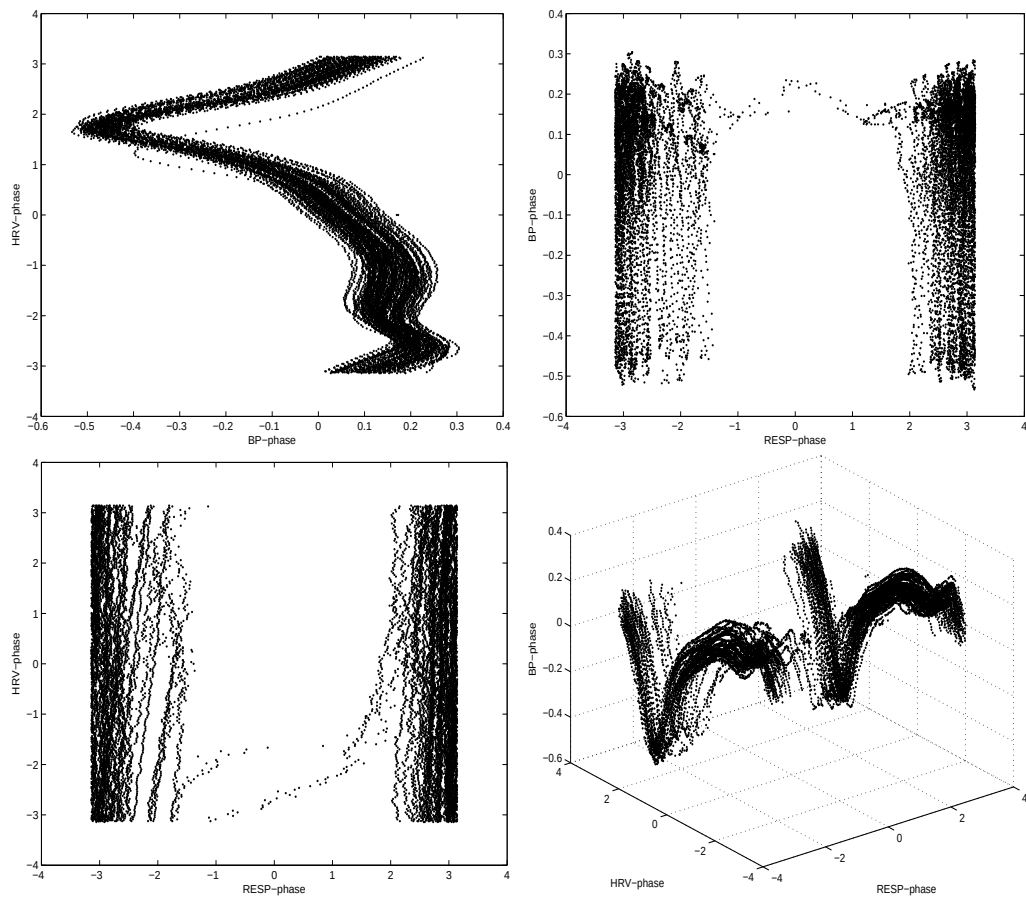
Σχήμα 3.8: Αρχείο f2oO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



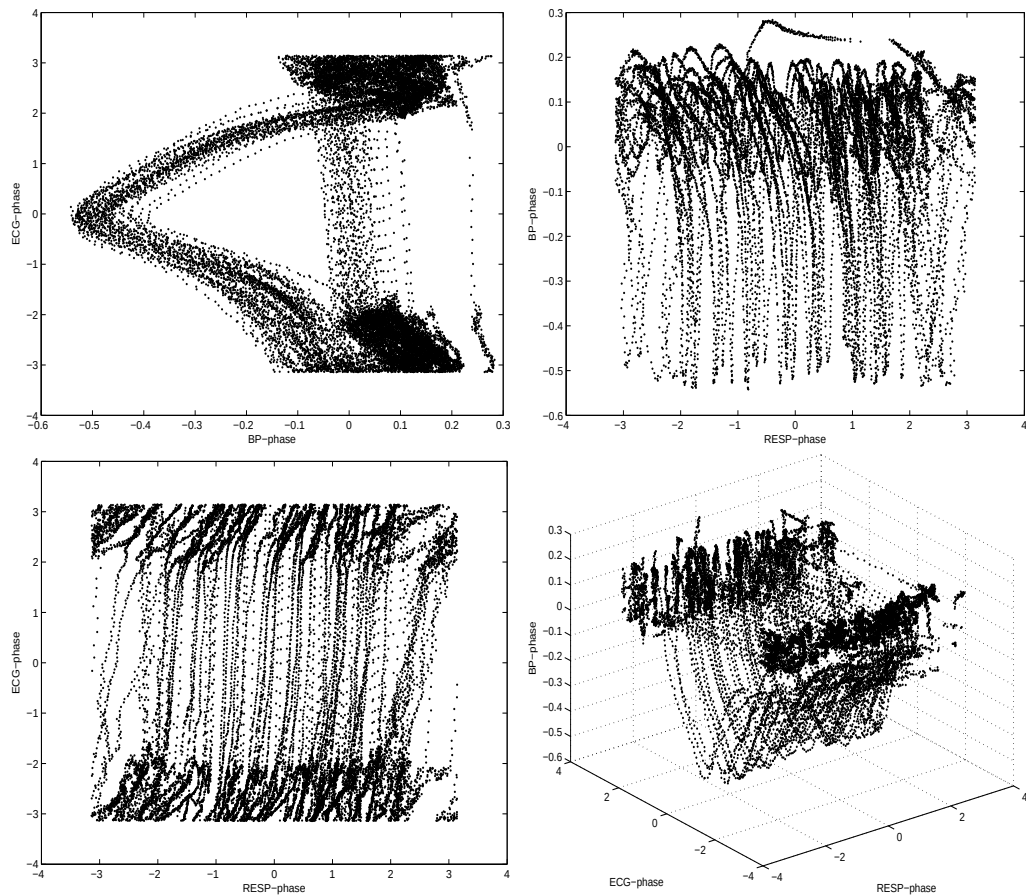
Σχήμα 3.9: Αρχείο f2oO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



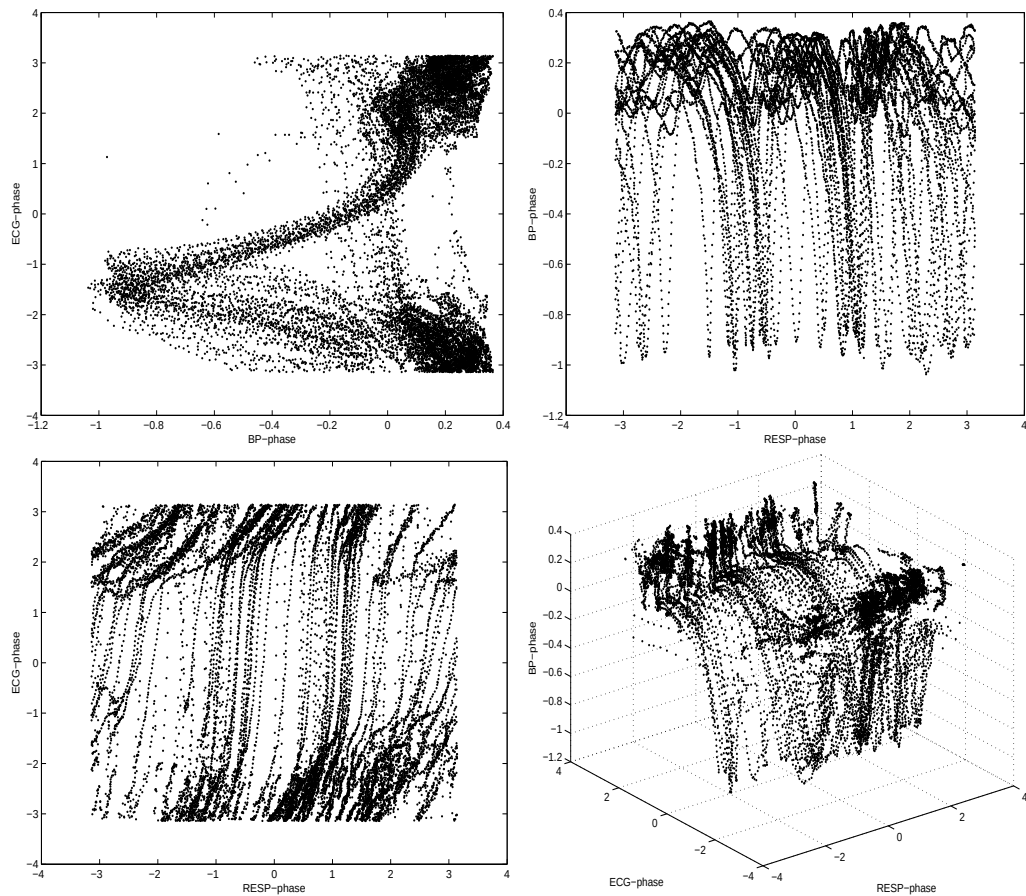
Σχήμα 3.10: Αρχείο f2oO9 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



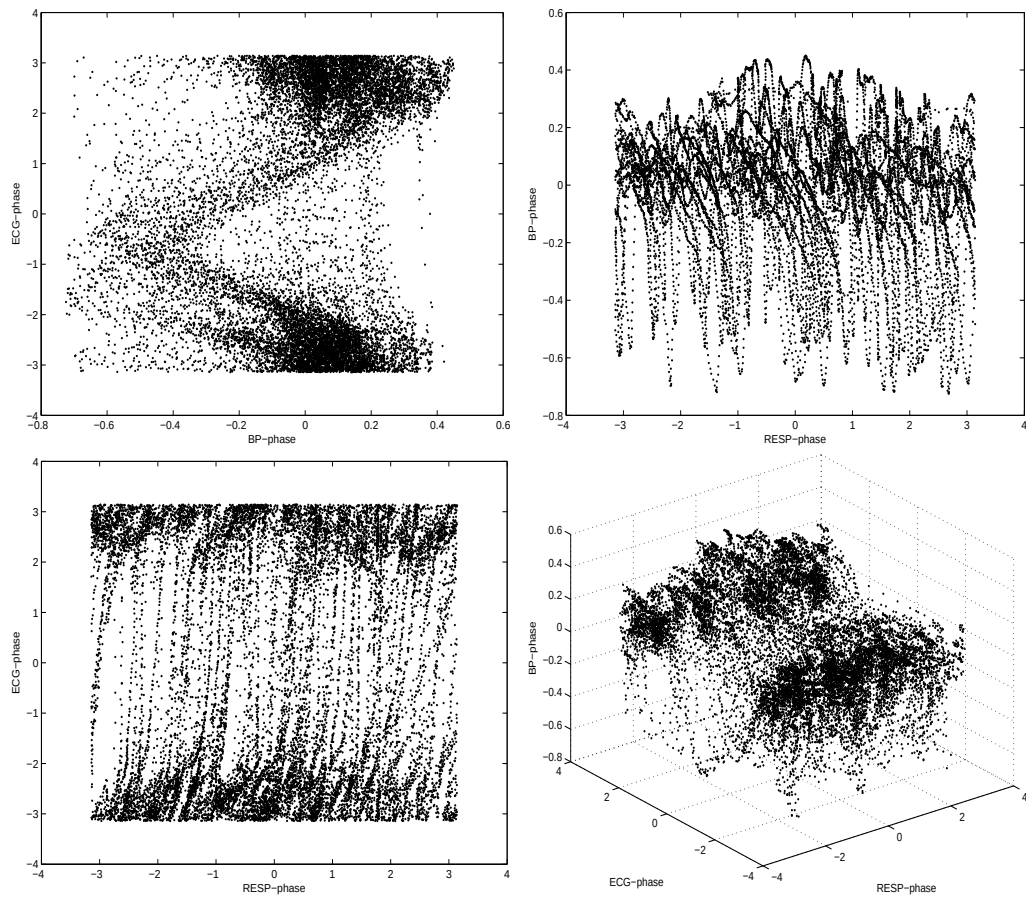
Σχήμα 3.11: Αρχείο f2o10 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



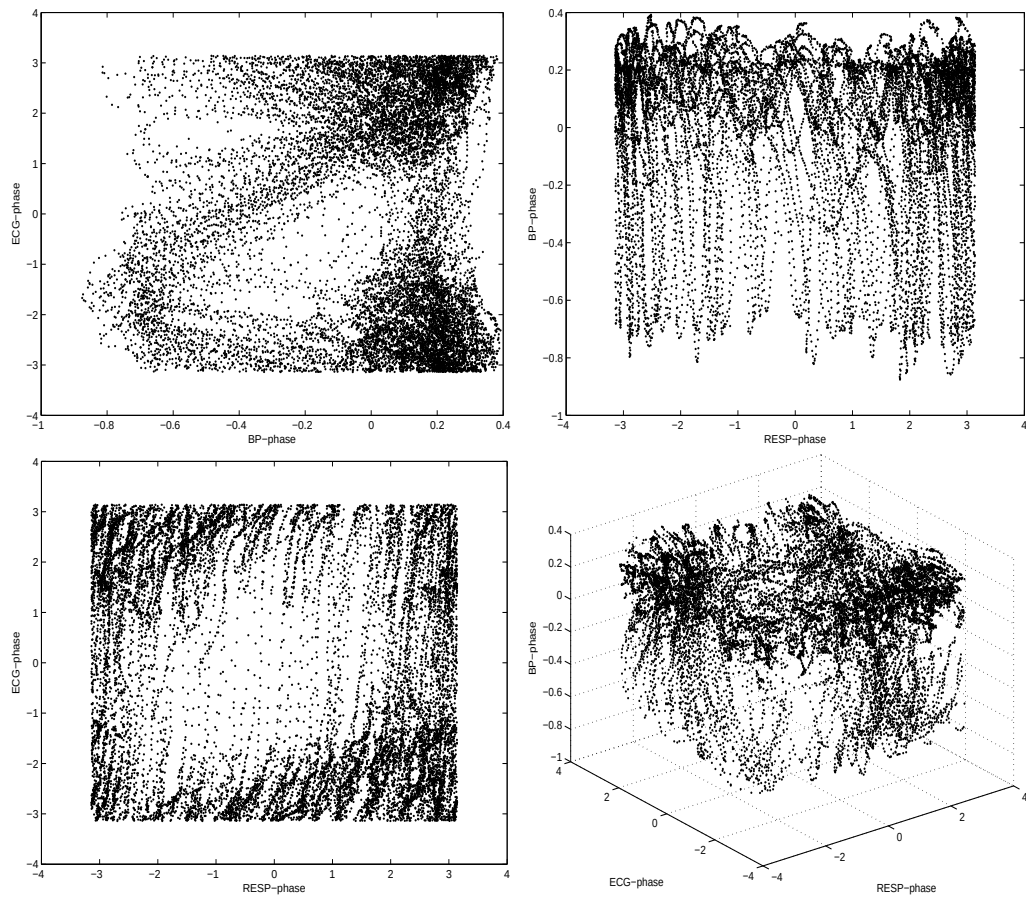
Σχήμα 3.12: Αρχείο f2yO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



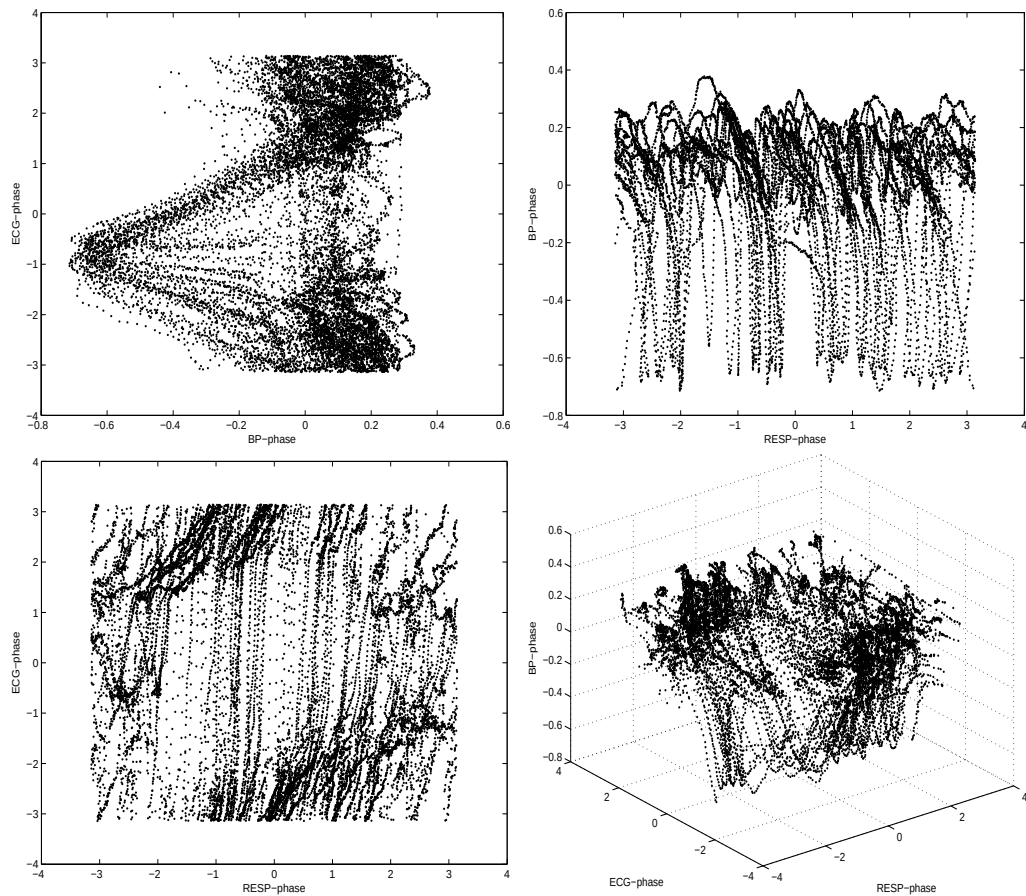
Σχήμα 3.13: Αρχείο f2yO3 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



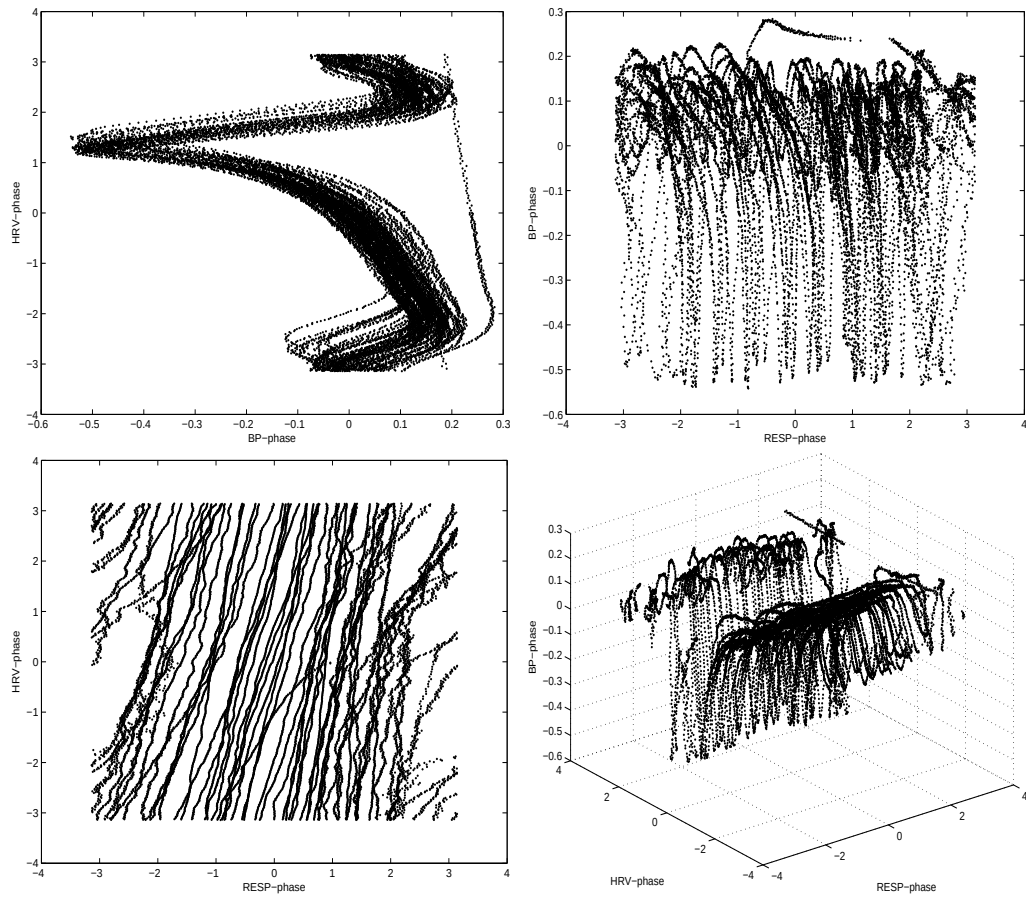
Σχήμα 3.14: Αρχείο f2yO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



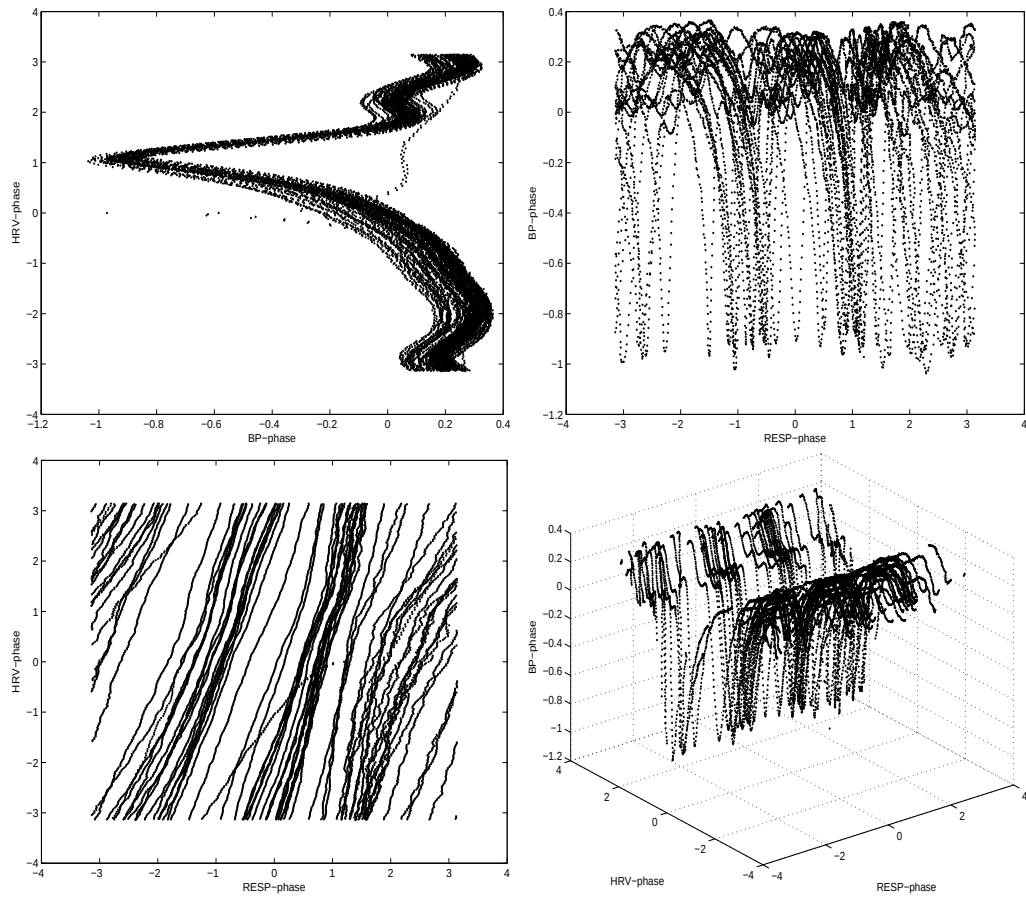
Σχήμα 3.15: Αρχείο f2yO5 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



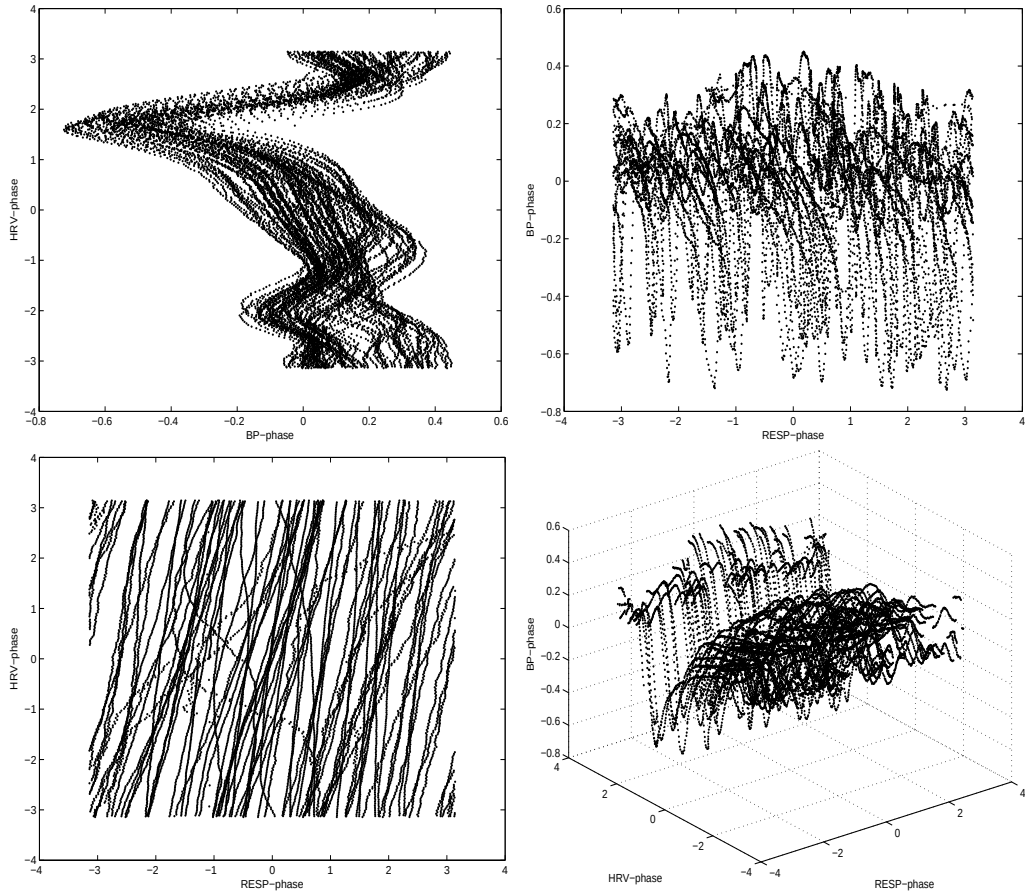
Σχήμα 3.16: Αρχείο f2yO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia με τη φάση υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2)



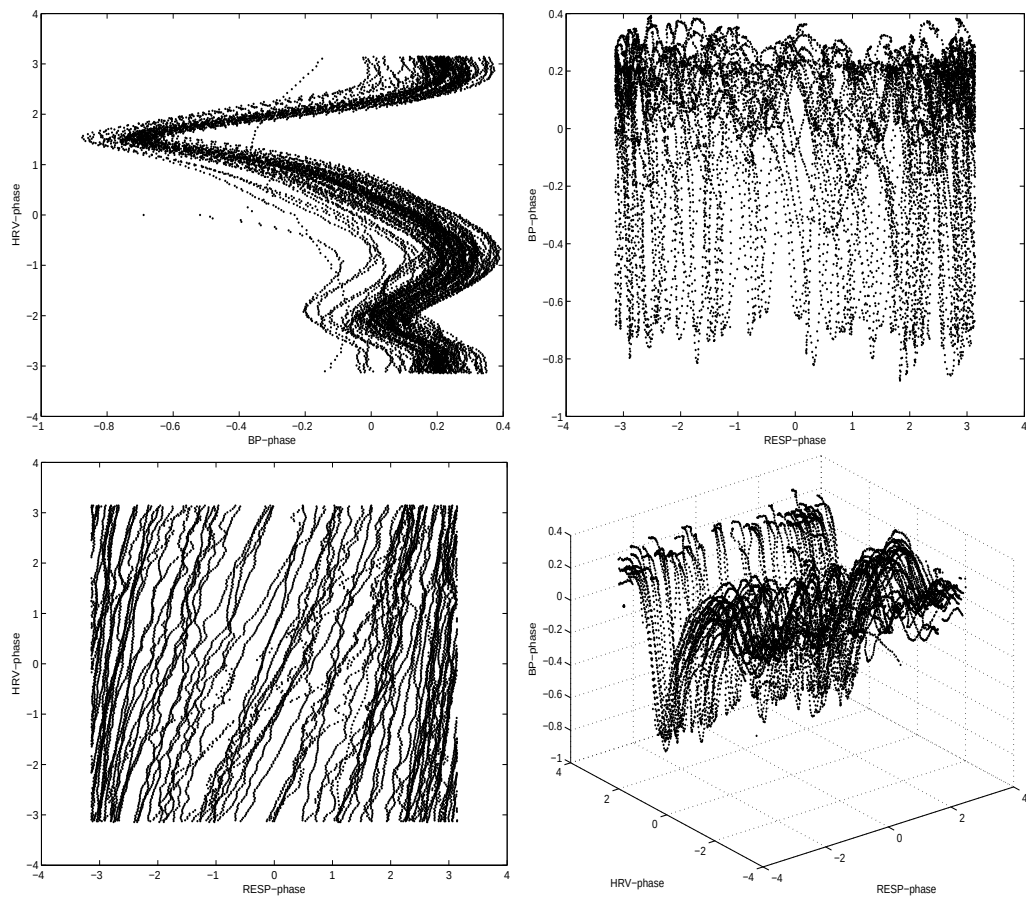
Σχήμα 3.17: Αρχείο f2yO2 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



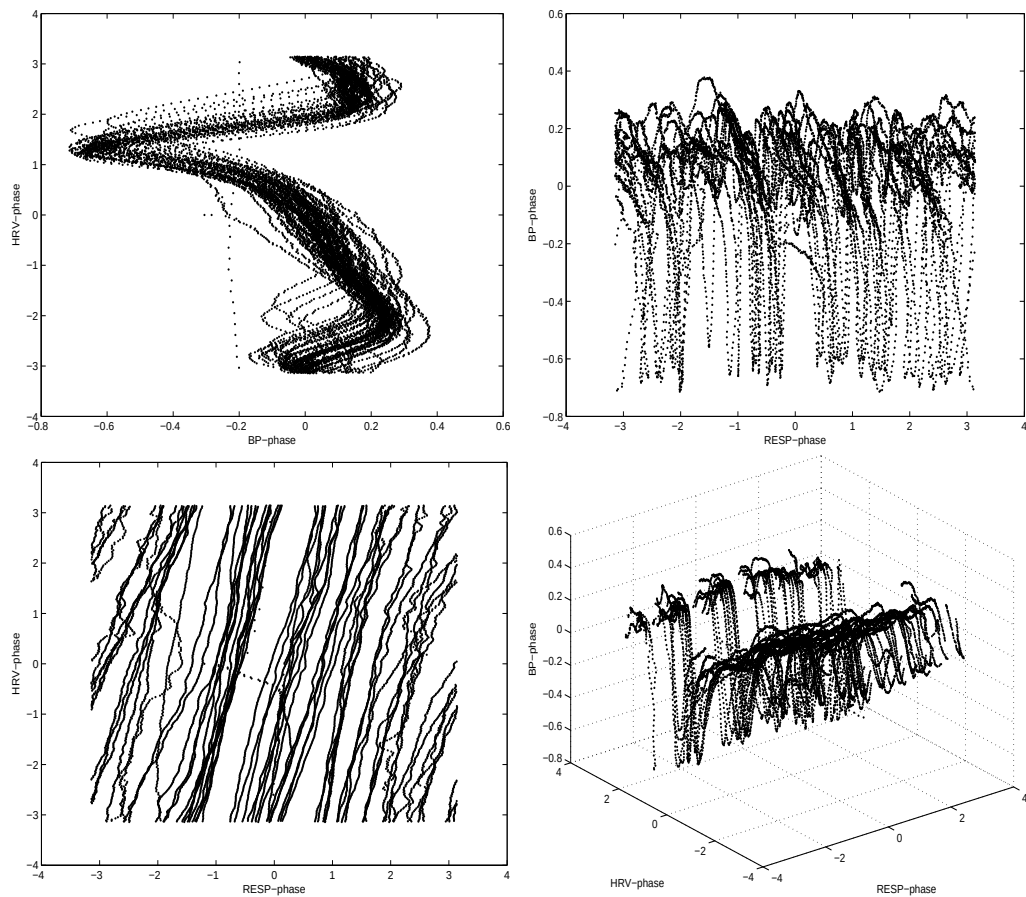
Σχήμα 3.18: Αρχείο f2yO3 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



Σχήμα 3.19: Αρχείο f2yO4 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



Σχήμα 3.20: Αρχείο f2yO5 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)



Σχήμα 3.21: Αρχείο f2yO7 από το σύνολο δεδομένων fantasia. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert), ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

4.1 Δείκτης Συγχρονισμού Φάσης

4.2 Αμοιβαία Πληροφορία

4.3 Κλίση

4.4 Σύγκριση των μέτρων

4.1 Δείκτης συγχρονισμού φάσης

Στη συνέχεια δίνουμε τους πίνακες με τους δείκτες συγχρονισμού για όλα τα σήματα ενός λεπτού (πίνακες 4.1-4.4). Στην τελευταία στήλη των πινάκων 4.1-4.4 έχουμε βρεί το γινόμενο των τριών δεικτών συγχρονισμού. Υπενθυμίζουμε ότι η φάση για το HRV σήμα είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1) ενώ για τα υπόλοιπα σήματα σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert).

Πίνακας 4.1: Δείκτης συγχρονισμού για τους νέους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)

No σήματος	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	0.2342	0.3909	0.3651	0.0334
2	0.1270	0.1794	0.5244	0.0119
3	0.3019	0.1651	0.3494	0.0174
4	0.0817	0.0909	0.4628	0.0034
5	0.1657	0.3137	0.3514	0.0183
6	0.1247	0.2831	0.2032	0.0072
7	0.4011	0.0886	0.1891	0.0067
8	0.1895	0.3213	0.0945	0.0058
9	0.3108	0.0943	0.3477	0.0102
10	0.3138	0.1169	0.4831	0.0177

Πίνακας 4.2: Δείκτης συγχρονισμού για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

No σήματος	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	0.0815	0.3909	0.0830	0.0026
2	0.0561	0.1794	0.0792	0.0008
3	0.0582	0.1651	0.1739	0.0017
4	0.0228	0.0909	0.0825	0.0002
5	0.0287	0.3137	0.1303	0.0012
6	0.0271	0.2831	0.1669	0.0013
7	0.0242	0.0886	0.1099	0.0002
8	0.0079	0.3213	0.1211	0.0003
9	0.0536	0.0943	0.0983	0.0005
10	0.0117	0.1169	0.1119	0.0002

Πίνακας 4.3: Δείκτης συγχρονισμού για τους ηλικιωμένους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)

No σήματος	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	0.2064	0.6421	0.2012	0.0267
2	0.3841	0.1265	0.0987	0.0048
3	0.3729	0.7090	0.4787	0.1266
4	0.1981	0.4806	0.2317	0.0221
5	0.3762	0.5929	0.3222	0.0719
6	0.0659	0.2712	0.3434	0.0061
7	0.4667	0.8491	0.4282	0.1697
8	0.1919	0.3261	0.3076	0.0192
9	0.1305	0.3368	0.3331	0.0146
10	0.3161	0.8600	0.3260	0.0886

Πίνακας 4.4: Δείκτης συγχρονισμού για τους ηλικιωμένους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

No σήματος	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	0.0266	0.6421	0.1958	0.0033
2	0.0290	0.1265	0.1664	0.0006
3	0.0099	0.7090	0.1153	0.0008
4	0.0134	0.4806	0.1681	0.0011
5	0.0351	0.5929	0.1299	0.0027
6	0.0121	0.2712	0.1588	0.0005
7	0.0031	0.8491	0.1732	0.0005
8	0.0522	0.3261	0.0864	0.0015
9	0.0188	0.3368	0.2470	0.0016
10	0.0098	0.8600	0.1162	0.0010

Επίσης δίνονται πίνακες με τους μέσους όρους από τους δείκτες συγχρονισμού σημάτων διάρκειας ενός λεπτού (πίνακες 4.5,4.6) και δέκα λεπτών (πίνακες 4.7,4.8).

Πίνακας 4.5: Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 1 λεπτού και η φάση υπολογισμένη με Hilbert

Μέσος όρος	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
νέοι	0.2250	0.2044	0.3371	0.0132
ηλικιωμένοι	0.2709	0.5194	0.3071	0.0550

Πίνακας 4.6: Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 1 λεπτού. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Μέσος όρος	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
Νέοι	0.0372	0.2044	0.1157	0.0009
Ηλικιωμένοι	0.0210	0.5194	0.1557	0.0014

Πίνακας 4.7: Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού για τα σήματα 10 λεπτών και η φάση υπολογισμένη με Hilbert

Μέσος όρος	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
νέοι	0.2382	0.2783	0.3325	0.0353
ηλικιωμένοι	0.2319	0.4717	0.2707	0.0411

Πίνακας 4.8: Μέσοι όροι δεικτών συγχρονισμού συγχρονισμού για τα σήματα 10 λεπτών. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Μέσος όρος	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
Νέοι	0.0249	0.2783	0.1120	0.0008
Ηλικιωμένοι	0.0219	0.4717	0.1548	0.0013

Σύμφωνα με τους πίνακες 4.5-4.8, ο δείκτης συγχρονισμού στα αναπνοή-καρδιά και πίεση-καρδιά είναι μεγαλύτερος όταν χρησιμοποιείται το ECG που η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert σε αντίθεση με την περίπτωση που χρησιμοποιείται το HRV σήμα.

Γενικότερα να αναφέρουμε ότι ο δείκτης συγχρονισμού στην περίπτωση που η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert, σταθεροποιείται περίπου μετά από 200 έως 400 χτύπους ενώ όταν έχουμε το HRV σήμα, ο δείκτης συγχρονισμού των αναπνοή-καρδιά και καρδιά-πίεση σταθεροποιείται σχεδόν από την αρχή.

4.2 Αμοιβαία Πληροφορία

Ένα άλλο μέτρο που χρησιμοποιήσαμε για την μελέτη των σημάτων φάσεων είναι η αμοιβαία πληροφορία. Δίνουμε τους πίνακες με την αμοιβαία πληροφορία για όλα τα σήματα ενός λεπτού (πίνακες 4.9-4.12) προκειμένου να γίνει σύγκριση με τα διαγράμματα. Στην τελευταία στήλη των πινάκων 4.9-4.12 έχουμε την αμοιβαία πληροφορία των τριών σημάτων. Υπενθυμίζουμε ότι η φάση για το HRV σήμα είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1) ενώ για τα υπόλοιπα σήματα σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert).

Πίνακας 4.9: Αμοιβαία πληροφορία για τους ηλικιωμένους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)

Σήμα/MI	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	0.7633	0.1635	0.2462	-0.6370
2	0.3538	0.1343	0.5805	-0.4513
3	0.0938	0.1000	0.9920	-0.3183
4	0.0901	0.1128	0.3244	-0.4481
5	0.5740	0.1059	0.1871	-0.4935
6	0.2016	0.1894	0.4250	-0.5674
7	0.0821	0.0916	0.8040	-0.3931
8	0.1158	0.1114	0.6413	-0.4051
9	0.1449	0.1761	0.2689	-0.6078
10	0.0348	0.0415	0.8857	-0.2011
Μέσος όρος	0.2454	0.1227	0.5355	-0.4523

Παρατηρώντας τα διαγράμματα φάσεων στην Ενότητα 3.2 καθώς και τους πίνακες 4.9-4.12 καταλήγουμε στα παρακάτω συμπεράσματα:

1. Η αμοιβαία πληροφορία των RESP-HRV, RESP-ECG και RESP-BP τείνει στο μηδέν όταν οι γραμμές στα αντίστοιχα διαγράμματα φάσεων τείνουν να είναι κάθετες
2. Η αμοιβαία πληροφορία των BP-HRV ή BP-ECG αυξάνει όταν οι γραμμές στα αντίστοιχα διαγράμματα φάσεων είναι κοντά και έχουν μικρότερες κλίσεις
3. Η αμοιβαία πληροφορία των BP-HRV και BP-ECG είναι μεγαλύτερη από τις άλλες δύο αμοιβαίες πληροφορίες του ίδιου σήματος, κάτι το οποίο είναι αναμενόμενο από τη φυσιολογία. Αυτό επίσης φαίνεται και από τα διαγράμματα φάσεων. Τα διαγράμματα

Πίνακας 4.10: Αμοιβαία πληροφορία για τους ηλικιωμένους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Σήμα/MI	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	0.2155	0.1635	1.4592	-0.3090
2	0.1977	0.1343	1.9346	-0.2199
3	0.1377	0.1000	1.6650	-0.2860
4	0.1242	0.1128	1.4229	-0.3845
5	0.0966	0.1059	1.6603	-0.1873
6	0.2114	0.1894	1.6148	-0.2499
7	0.1339	0.0916	1.7218	-0.2350
8	0.1315	0.1114	1.4327	-0.3481
9	0.1408	0.1761	1.4258	-0.3678
10	0.0449	0.0415	1.6675	-0.1218
Μέσος όρος	0.1434	0.1227	1.6005	-0.2709

φάσεων μεταξύ BP και HRV (ή ECG) έχουν γραμμές με μικρότερες κλίσεις από ότι τα άλλα δύο διαγράμματα φάσεων.

4. Τα τρισδιάστατα διαγράμματα δείχνουν ισχυρή αλληλεπίδραση μεταξύ και των τριών σημάτων κάτι το οποίο δεν είναι εμφανές από τα δισδιάστατα. Η αλληλεπίδραση αυτή αποδεικνύεται και από την αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές, η οποία από ότι βλέπουμε είναι αρνητική σε όλες τις περιπτώσεις, το οποίο σημαίνει ότι κάθε ένα από τα τρία σήματα διευκολύνει ή βελτιώνει τη σχέση μεταξύ των άλλων δύο.

Στους πίνακες 4.13 και 4.14 δίνονται οι μέσοι όροι όσον αφορά τα δεκάλεπτα σήματα. Παρατηρούμε από τους πίνακες 4.13 και 4.14, όπως πριν, ότι

1. Η αμοιβαία πληροφορία των BP-HRV και BP-ECG είναι μεγαλύτερη από τις άλλες δύο αμοιβαίες πληροφορίες, κάτι το οποίο είναι αναμενόμενο όπως είπαμε από τη φυσιολογία.
2. Η αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές είναι και πάλι αρνητική σε όλες τις περιπτώσεις, το οποίο σημαίνει ότι κάθε ένα από τα τρία σήματα διευκολύνει ή βελτιώνει τη σχέση μεταξύ των άλλων δύο.

Σημείωση 4.1. Χρησιμοποιήσαμε και μεγαλύτερου μήκους σήματα και πάλι είχαμε ίδιες παρατηρήσεις με τις παραπάνω.

Πίνακας 4.11: Αμοιβαία πληροφορία για τους νέους με την φάση των σημάτων υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.2) (Hilbert)

Σήμα/MI	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	0.1530	0.1147	0.6078	-0.3724
2	0.1259	0.1230	0.7930	-0.4265
3	0.3768	0.1822	0.6934	-0.4391
4	0.1023	0.1611	0.3355	-0.4850
5	0.2194	0.1019	0.2028	-0.5749
6	0.1213	0.0937	0.5080	-0.5645
7	0.4268	0.1887	0.4353	-0.6267
8	0.1191	0.1102	0.1885	-0.3511
9	0.2889	0.0952	0.3422	-0.4574
10	0.7751	0.2585	0.1617	-0.5511
Μέσος όρος	0.2709	0.1429	0.4268	-0.4849

Πίνακας 4.12: Αμοιβαία πληροφορία για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Hilbert, δηλαδή σύμφωνα με τον τύπο (2.2) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Σήμα/MI	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	0.1881	0.1147	1.2998	-0.3219
2	0.1691	0.1230	1.3163	-0.4113
3	0.3497	0.1822	1.6297	-0.1268
4	0.1162	0.1611	0.8751	-0.5329
5	0.0994	0.1019	1.2072	-0.3906
6	0.1399	0.0937	1.7846	-0.2271
7	0.2867	0.1887	1.2504	-0.4734
8	0.1395	0.1102	1.3377	-0.3413
9	0.1352	0.0952	1.0863	-0.2973
10	0.0282	0.2585	1.1599	-0.4799
Μέσος όρος	0.1652	0.1429	1.2947	-0.3603

Πίνακας 4.13: Μέσοι όροι αμοιβαίας πληροφορίας για τα σήματα 10 λεπτών και η φάση υπολογισμένη με Hilbert

Μέσος όρος	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
νέοι	0.1353	0.0567	0.3297	-0.1906
ηλικιωμένοι	0.0827	0.0252	0.3748	-0.1044

Πίνακας 4.14: Μέσοι όροι αμοιβαίας πληροφορίας για τα σήματα 10 λεπτών

Μέσος όρος	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
Νέοι	0.0426	0.0567	1.0563	-0.1591
Ηλικιωμένοι	0.0165	0.0252	1.2195	-0.0830

Τέλος, παρατηρούμε ότι η αμοιβαία πληροφορία του BP-HRV είναι πολύ μεγαλύτερη από την αμοιβαία πληροφορία του BP-ECG και στα μονόλεπτα και στα δεκάλεπτα σήματα

4.3 Κλίση

Η κλίση είναι ένα άλλο μέτρο που χρησιμοποιήσαμε ώστε να μελετήσουμε τα σήματα των φάσεων και πιο συγκεκριμένα να ποσοτικοποιήσουμε αυτό που βλέπουμε στα διαγράμματα των φάσεων, το οποίο φαίνεται να μην έχει χρησιμοποιηθεί γενικότερα στη βιβλιογραφία για τη μελέτη σημάτων όπως αυτών που μελετούμε. Στόχος μας ήταν να βρούμε κάτι διαφορετικό από τα μέτρα και τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται συνήθως και το οποίο να σχετίζεται με αυτό που βλέπουμε στα διαγράμματα φάσεων αλλά ταυτόχρονα να είναι και κάτι που θα δώσει πολύ καλά συμπεράσματα όσον αφορά των διαχωρισμό των σημάτων που χρησιμοποιούμε σε νέους και ηλικιωμένους.

Ειδικότερα, πήραμε τα σήματα των φάσεων ανά δύο και υπολογίσαμε σύμφωνα με τον τύπο (2.5) τις κλίσεις κατά απόλυτη τιμή σε κάθε περίπτωση. Επειδή τα σήματα έχουν πολλά σημεία προκύπτουν πολλές κλίσεις για κάθε περίπτωση, γι' αυτό και παίρνουμε τη μέση τιμή τους. Αφού για κάθε ζευγάρι σημάτων έχουμε και ένα νούμερο (μέση κλίση) σχηματίσαμε το διάνυσμα που αποτελείται από τις μέσες κλίσεις δηλαδή το (RESP-ECG, RESP-BP, BP-ECG) ή το (RESP-HRV, RESP-BP, BP-HRV) και υπολογίσαμε το μέτρο του χρησιμοποιώντας την ευκλείδια στάθμη. Να σημειώσουμε επίσης ότι επειδή σε κάποιες περιπτώσεις η μέση κλίση έβγαινε υπερβολικά μεγάλος αριθμός, μπήκε ένα threshold στις τιμές που κρατούσαμε προκειμένου να υπολογίσουμε τη μέση κλίση.

Ενδεικτικά, στους πίνακες 4.15-4.18 έχουμε τις μέσες κλίσεις για τα μονόλεπτα σήματα.

Επίσης παρατηρώντας στους πίνακες 4.15-4.18 τους μέσους όρους παρατηρούμε ότι κλίση BP-ECG (ή BP-HRV) > κλίση RESP-ECG (ή RESP-HRV) > κλίση RESP-BP. Να σημειώσουμε ότι η τιμή της κλίσης στο RESP-BP είναι πολύ μικρότερη από τις άλλες δύο.

Πίνακας 4.15: Μέση κλίση για τους ηλικιωμένους με τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))

Σήμα/Κλίση	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	133.0743	10.1741	140.5339	193.8093
2	338.4511	12.5900	671.1153	751.7335
3	71.6735	3.9380	191.2663	204.2924
4	236.1030	9.0917	292.5001	376.0101
5	67.4535	18.8108	59.9921	92.2110
6	106.1360	17.3016	39.2835	114.4875
7	37.4404	1.6200	179.9376	183.7987
8	154.8220	4.5833	220.2854	269.2889
9	149.9420	30.2022	95.0563	180.0847
10	85.4496	2.9043	329.5901	340.4992
Μέσος όρος	138.0545	11.1216	221.9561	270.6215

Πίνακας 4.16: Μέση κλίση για τους ηλικιωμένους Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Σήμα/Κλίση	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	42.3790	10.1741	20.0521	47.9748
2	29.9714	12.5900	45.2910	55.7500
3	21.3915	3.9380	61.1399	64.8937
4	24.5312	9.0917	22.2693	34.3563
5	33.1552	18.8108	52.2454	64.6738
6	28.0894	17.3016	7.4266	33.8158
7	6.4565	1.6200	39.2950	39.8549
8	29.9381	4.5833	46.1053	55.1633
9	35.7092	30.2022	26.5067	53.7581
10	22.5107	2.9043	33.5389	40.4972
Μέσος όρος	27.4132	11.1216	35.3870	49.0738

Πίνακας 4.17: Μέση κλίση για τους νέους με τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))

Σήμα/Κλίση	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1	127.6502	5.2292	302.6625	328.5217
2	71.6170	7.0100	121.3182	141.0540
3	138.3152	14.0161	90.9415	166.1262
4	380.4951	16.5372	329.2982	503.4753
5	81.2635	5.5824	111.9170	138.4208
6	92.4448	21.5357	89.1571	130.2260
7	127.4179	11.8547	100.5770	162.7624
8	775.9647	8.3217	1254.2071	1474.8647
9	41.8681	1.4995	150.7500	156.4633
10	29.5065	5.4255	77.5472	83.1483
Μέσος όρος	186.6543	9.7012	262.8376	328.5063

Πίνακας 4.18: Μέση κλίση για τους νέους. Για τα σήματα RESP,BP η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV η φάση είναι υπολογισμένη σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

Σήμα/Κλίση	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1	26.9661	5.2292	77.2394	81.9783
2	19.1994	7.0100	31.0042	37.1351
3	50.8054	14.0161	28.0358	59.6963
4	81.2230	16.5372	56.2464	100.1714
5	23.5999	5.5824	52.6274	57.9462
6	59.4828	21.5357	33.9115	71.7773
7	38.5064	11.8547	45.5728	60.8289
8	29.1943	8.3217	76.8792	82.6557
9	8.0333	1.4995	70.4995	70.9716
10	17.4465	5.4255	48.0942	51.4477
Μέσος όρος	35.4457	9.7012	52.0110	67.4609

Σύμφωνα με τους πίνακες 4.15-4.18, η κλίση στα αναπνοή-καρδιά και πίεση-καρδιά είναι μεγαλύτερη όταν χρησιμοποιείται το ECG που η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert σε αντίθεση με την περίπτωση που χρησιμοποιείται το HRV σήμα. Αυτό προφανώς επηρεάζει και την τιμή της κλίσης και στα τρία σήματα οπότε βλέπουμε ότι κλίση RESP-ECG-BP > κλίση RESP-HRV-BP.

4.4 Σύγκριση των μέτρων

Μελετώντας τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρούμε ότι τα διαγράμματα των φάσεων που χρησιμοποιούν το HRV σήμα είναι πολύ πιο καθαρά από ότι αυτά που χρησιμοποιείται το ECG σήμα που η φάση του υπολογίζεται με Hilbert. Αυτό προφανώς οφείλεται στο ότι το ECG έχει περισσότερη πληροφορία και ο μετασχηματισμός Hilbert όπως έχουμε αναφέρει διατηρεί όλες τις ιδιότητες του σήματος.

Σε γενικές γραμμές ο συγχρονισμός, όταν χρησιμοποιείται το ECG, μεταξύ των σημάτων μας είναι πολύ μικρός ειδικά στο αναπνοή-καρδιά και πίεση-καρδιά και είναι ακόμη μικρότερος, σχεδόν ανύπαρκτος, όταν αντί του ECG χρησιμοποιείται το HRV σήμα. Παρόμοια κατάσταση συναντούμε και στην κλίση, δηλαδή η κλίση στην περίπτωση που έχουμε το ECG σήμα είναι μεγαλύτερη από αυτή που υπολογίζεται στην περίπτωση που έχουμε το HRV. Ενώ αντίθετα στην αμοιβαία πληροφορία συμβαίνει το ανάποδο, δηλαδή υπάρχει αύξηση της αμοιβαίας πληροφορίας αλλά μόνο στην περίπτωση καρδιάς-πίεσης.

Επίσης, παρατηρώντας τα διαγράμματα φάσεων στην Ενότητα 3.2 καθώς και τους πίνακες 4.9-4.12 καταλήγουμε στα παρακάτω συμπεράσματα:

1. Η αμοιβαία πληροφορία των RESP-HRV, RESP-ECG και RESP-BP τείνει στο μηδέν όταν οι γραμμές στα αντίστοιχα διαγράμματα φάσεων τείνουν να είναι κάθετες
2. Η αμοιβαία πληροφορία των BP-HRV ή BP-ECG αυξάνει όταν οι γραμμές στα αντίστοιχα διαγράμματα φάσεων είναι κοντά και έχουν μικρότερες κλίσεις
3. Η αμοιβαία πληροφορία των BP-HRV και BP-ECG είναι μεγαλύτερη από τις άλλες δύο αμοιβαίες πληροφορίες του ίδιου σήματος, κάτι το οποίο είναι αναμενόμενο από τη φυσιολογία. Αυτό επίσης φαίνεται και από τα διαγράμματα φάσεων. Τα διαγράμματα φάσεων μεταξύ BP και HRV (ή ECG) έχουν γραμμές με μικρότερες κλίσεις από ότι τα άλλα δύο διαγράμματα φάσεων.
4. Τα τρισδιάστατα διαγράμματα δείχνουν ισχυρή αλληλεπίδραση μεταξύ και των τριών σημάτων κάτι το οποίο δεν είναι εμφανές από τα δισδιάστατα. Η αλληλεπίδραση αυτή αποδεικνύεται και από την αμοιβαία πληροφορία για τρεις μεταβλητές, η οποία από ότι βλέπουμε είναι αρνητική σε όλες τις περιπτώσεις (και στα μονόμετρα και στα δεκάλεπτα σήματα), το οποίο σημαίνει ότι κάθε ένα από τα τρία σήματα διευκολύνει ή βελτιώνει τη σχέση μεταξύ των άλλων δύο.

Ακόμη, μελετώντας τους πίνακες με τους μέσους όρους όλων των μέτρων που χρησιμοποιήσαμε βλέπουμε ότι στην αμοιβαία πληροφορία και στην κλίση, πίεση-καρδιά είναι πάντα μεγαλύτερα από αναπνοή-πίεση και αναπνοή-καρδιά του ίδιου σήματος και το οποίο το αναμένουμε από τη φυσιολογία, όμως στο δείκτη συγχρονισμού αυτό φαίνεται να ισχύει μόνο στους νέους.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΩΝ ΥΓΙΩΝ ΝΕΩΝ ΚΑΙ ΗΛΙΚΙΩΜΕΝΩΝ ΑΤΟΜΩΝ

5.1 Δείκτης συγχρονισμού φάσης

5.2 Αμοιβαία πληροφορία

5.3 Κλίση

5.4 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα

Προκειμένου να δούμε αν μπορούμε να διαχωρίσουμε τα σήματα μεταξύ νέων και ηλικιωμένων με βάση όλα τα μέτρα που χρησιμοποιήσαμε, εφαρμόσαμε τη συνάρτηση $ttest$.

5.1 Δείκτης συγχρονισμού φάσης

Σύμφωνα με τους πίνακες 5.1 και 5.2 τα μονόμετρα δίνουν καλύτερα αποτελέσματα για το δείκτη συγχρονισμού. Για την ακρίβεια, στα μονόμετρα νέοι-ηλικιωμένοι διαχωρίζονται βάσει των RESP-BP, RESP-ECG-BP και BP-HRV. Αντίθετα στα δεκάλεπτα διαχωρίζονται μόνο βάσει του BP-HRV.

Πίνακας 5.1: P-value, για το δείκτη συγχρονισμού, για τα μονόμετρα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))

p-value	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1min	0.3953	0.0020	0.5968	0.0345
10min	0.9210	0.1000	0.2917	0.8477

Πίνακας 5.2: P-value, για το δείκτη συγχρονισμού, για τα μονόμετρα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση για τα σήματα RESP,BP υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

p-value	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1min	0.0845	0.0020	0.0397	0.2584
10min	0.6299	0.1000	0.0332	0.1654

5.2 Αμοιβαία πληροφορία

Σύμφωνα με τους πίνακες 5.3 και 5.4 τα δεκάλεπτα δίνουν καλύτερα αποτελέσματα για την αμοιβαία πληροφορία και κυρίως αυτά που χρησιμοποιούν το HRV. Ειδικότερα

- στα δεκάλεπτα νέοι-ηλικιωμένοι διαχωρίζονται με βάση τα RESP-BP, RESP-HRV, RESP-HRV-BP ενώ
- στα μονόμετρα νέοι-ηλικιωμένοι διαχωρίζονται μόνο βάσει του BP-HRV.

Να σημειώσουμε ότι στα μονόμετρα το p-value των RESP-HRV-BP είναι πολύ μικρό.

Σημείωση 5.1. Χρησιμοποιήσαμε και μεγαλύτερου μήκους σήματα αλλά το p-value δεν βελτιώνεται.

Πίνακας 5.3: P-value, για την αμοιβαία πληροφορία, για τα μονόμετρα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2))

p-value	RESP-ECG	RESP-BP	BP-ECG	RESP-ECG-BP
1min	0.8059	0.3696	0.3564	0.5322
10min	0.3562	0.0015	0.6221	0.1427

Πίνακας 5.4: P-value, για την αμοιβαία πληροφορία, για τα μονόμετρα και δεκάλεπτα σήματα και τη φάση για τα σήματα RESP,BP υπολογισμένη με Hilbert (τύπος (2.2)) ενώ για το HRV σύμφωνα με τον τύπο (2.1)

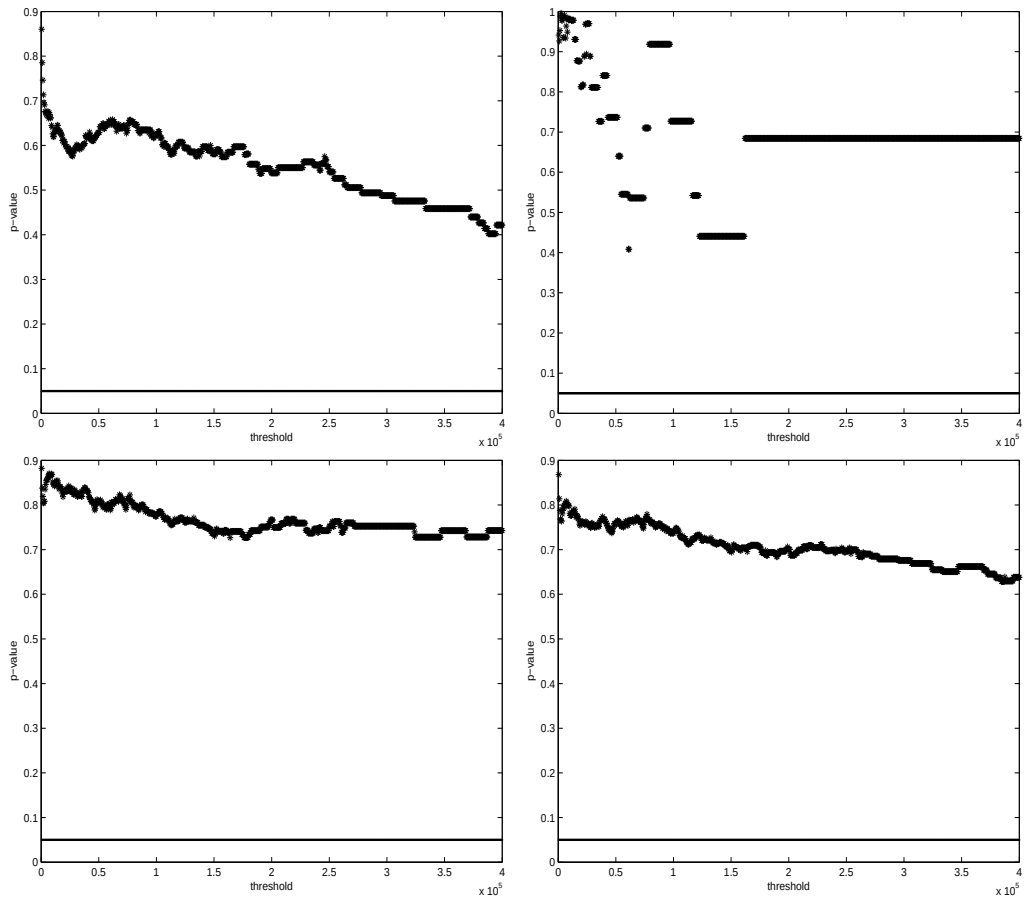
p-value	RESP-HRV	RESP-BP	BP-HRV	RESP-HRV-BP
1min	0.5265	0.3696	0.0056	0.0756
10min	0.0218	0.0015	0.1416	0.0194

5.3 Κλίση

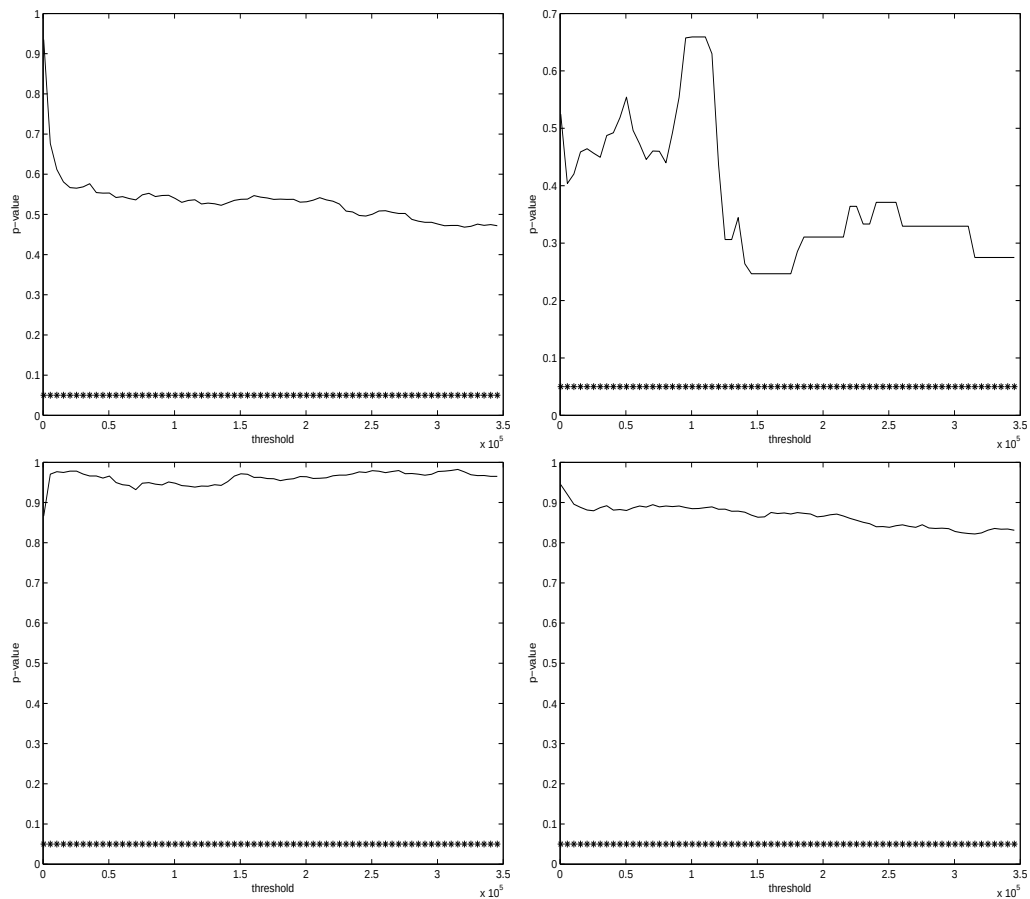
Στα σχήματα 5.1-5.4 έχουμε διαγράμματα που δείχνουν πως μεταβάλλεται το p-value ανάλογα με το threshold που χρησιμοποιήσαμε όπως αναφέραμε στην Ενότητα 4.3. Μελετώντας αυτά τα σχήματα καταλήξαμε στα εξής:

1. δεν υπάρχει διαχωρισμός στην περίπτωση που η φάση είναι υπολογισμένη με Hilbert, δηλαδή όταν έχουμε το ECG σήμα και στα μονόμετρα και στα δεκάλεπτα σήματα. (Σχήματα 5.1, 5.2)
2. στα μονόμετρα φαίνεται να υπάρχει διαχωρισμός με κατάλληλη επιλογή του threshold στο BP-HRV και στο BP-HRV-RESP. (Σχήμα 5.3)
3. στα δεκάλεπτα και στο BP-HRV-RESP για οποιαδήποτε επιλογή threshold έχουμε διαχωρισμό, ενώ στο RESP-HRV το p-value κυμαίνεται μεταξύ 0.05 και 0.14 και στο BP-HRV μεταξύ 0.04 και 0.14 (Σχήμα 5.4)

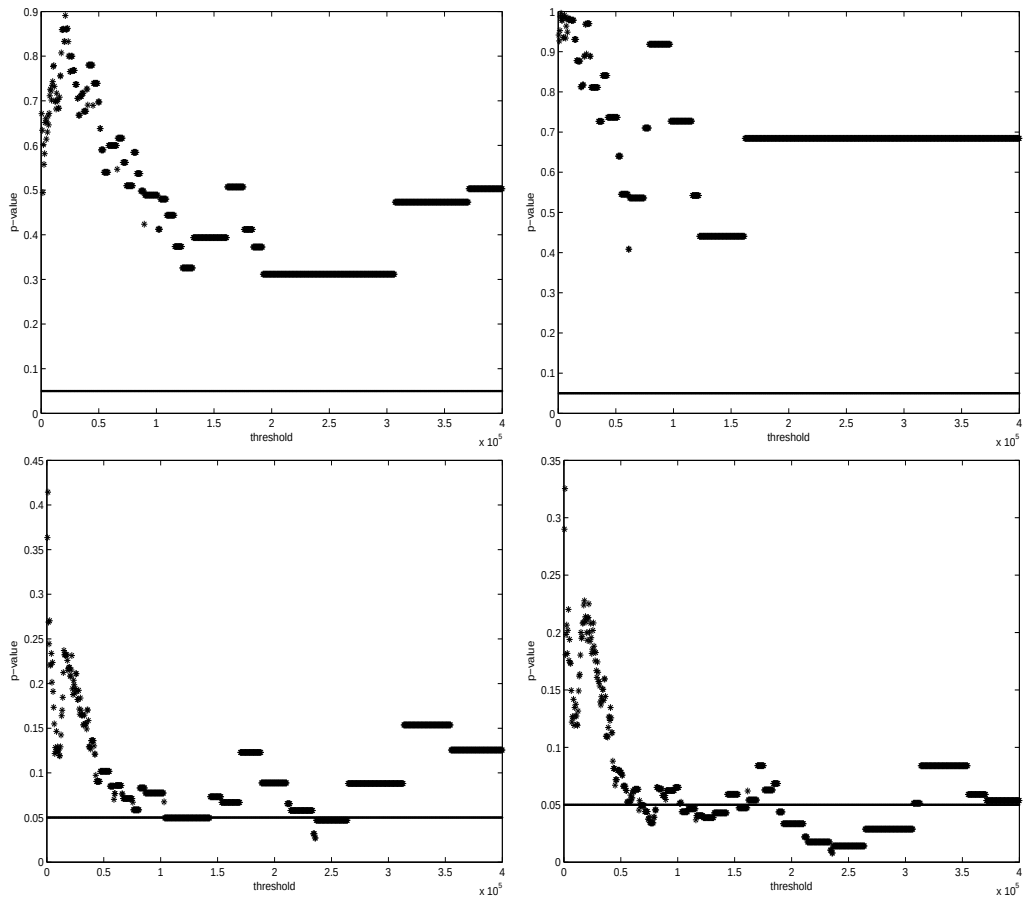
Επίσης να συμπληρώσουμε ότι παρατηρώντας το Σχήμα 5.3 και το Σχήμα 5.4, δηλαδή όταν χρησιμοποιείται το HRV σήμα, το διάστημα που κινείται το p-value είναι πολύ καλύτερο στα δεκάλεπτα σήματα από ότι στα μονόμετρα. Βέβαια εκεί που έχουμε σημαντική βελτίωση είναι στην περίπτωση και των τριών σημάτων.



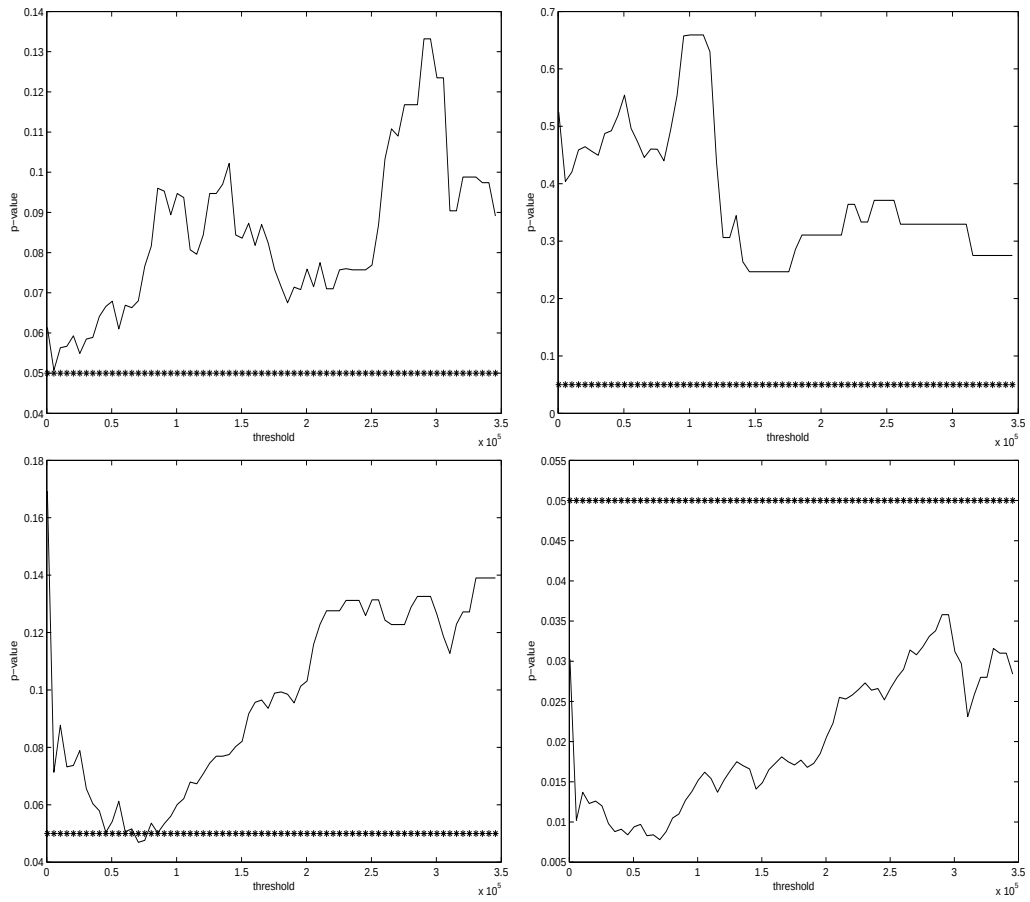
Σχήμα 5.1: P-value με βάση την κλίση για τα μονόλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-ECG, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-ECG και κάτω δεξιά είναι RESP-ECG-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$



Σχήμα 5.2: P-value με βάση την κλίση για τα δεκάλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-ECG, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-ECG και κάτω δεξιά είναι RESP-ECG-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$



Σχήμα 5.3: P-value με βάση την κλίση για τα μονόλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-HRV, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-HRV και κάτω δεξιά είναι RESP-HRV-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$



Σχήμα 5.4: P-value με βάση την κλίση για τα δεκάλεπτα σήματα. Αριστερά επάνω είναι για RESP-HRV, δεξιά επάνω είναι RESP-BP, κάτω αριστερά είναι BP-HRV και κάτω δεξιά είναι RESP-HRV-BP. Το αποτέλεσμα είναι στατιστικά σημαντικό όταν $p\text{-value} < 0.05$

5.4 Συγκεντρωτικά αποτελέσματα

Στους πίνακες 5.5 και 5.6 δίνεται συγκεντρωτικά, σε ποιές περιπτώσεις έχουμε διαχωρισμό νέων-ηλικιωμένων βάσει του ttest. Όπου υπάρχει το ✓ υπάρχει διαχωρισμός, το ✓* είναι για την περίπτωση της κλίσης όπου υπάρχει διαχωρισμός με κατάλληλη επιλογή threshold και όπου υπάρχει το + έχουμε χαμηλή τιμή στο p-value αλλά όχι μικρότερη του 0.05.

Πίνακας 5.5: Διαχωρισμός νέων-ηλικιωμένων, συγκεντρωτικός πίνακας για τα μονόμετρα σήματα

	δείκτης συγχρονισμού	αμοιβαία πληροφορία	κλίση
RESP-ECG			
RESP-BP	✓		
BP-ECG			
RESP-ECG-BP	✓		
RESP-HRV			
BP-HRV	✓	✓	✓*
RESP-HRV-BP		+	✓*

Πίνακας 5.6: Διαχωρισμός νέων-ηλικιωμένων, συγκεντρωτικός πίνακας για τα δεκάλεπτα σήματα

	δείκτης συγχρονισμού	αμοιβαία πληροφορία	κλίση
RESP-ECG			
RESP-BP	+	✓	
BP-ECG			
RESP-ECG-BP		+	
RESP-HRV		✓	✓*
BP-HRV	✓	+	✓*
RESP-HRV-BP		✓	✓

Παρατηρούμε ότι η αμοιβαία πληροφορία και η κλίση δίνουν καλύτερα αποτελέσματα στα δεκάλεπτα και ειδικότερα στην περίπτωση που χρησιμοποιείται το HRV σήμα αντί του ECG. Σε αντίθεση ο δείκτης συγχρονισμού φαίνεται να έχει καλύτερα αποτελέσματα στα μονόμετρα και στην περίπτωση που χρησιμοποιείται το ECG σήμα αντί του HRV.

Επίσης πολύ καλά αποτελέσματα φαίνεται ότι έχουμε στο BP-HRV στα μονόμετρα και στα δεκάλεπτα σήματα όπως και στο RESP-HRV-BP.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

6.1 Συμπεράσματα

6.2 Μελλοντική εργασία

6.1 Συμπεράσματα

Μελετώντας τα προηγούμενα κεφάλαια βλέπουμε ότι τα σήματά μας δεν συγχρονίζονται καλά με βάση το δείκτη συγχρονισμού που χρησιμοποιούμε παρόλο που γνωρίζουμε από τη φυσιολογία ότι δεν λειτουργούν ανεξάρτητα. Επίσης παρατηρούμε ότι ο δείκτης συγχρονισμού δίνει καλύτερα αποτελέσματα όταν χρησιμοποιούμε το συνεχές σήμα της καρδιάς και όχι του καρδιακού ρυθμού καθώς και καλύτερα αποτελέσματα στα μονόλεπτα από ότι στα δεκάλεπτα. Αυτό προφανώς συμβαίνει γιατί στο σήμα του καρδιακού ρυθμού έχουμε απώλεια πληροφορίας σχετικά με τη φάση.

Αντίθετα η αμοιβαία πληροφορία και η κλίση φαίνεται να δουλεύουν πολύ καλά ειδικά στην περίπτωση που χρησιμοποιείται το σήμα του καρδιακού ρυθμού και φαίνεται ότι μπορούμε να τα συνδέσουμε αρκετά εύκολα με τα σχήματα ειδικά της καρδιάς-πίεσης.

Κάτι επίσης πολύ σημαντικό είναι ότι έχουμε πολύ καλά αποτελέσματα όταν έχουμε και τα τρία σήματα. Η αμοιβαία πληροφορία των τριών σημάτων σε όλες τις περιπτώσεις βγαίνει αρνητική κάτι που αποδεικνύει την ισχυρή αλληλεπίδραση μεταξύ τους η οποία είναι φανερή και από τα τρισδιάστατα διαγράμματα. Επιπλέον έχουμε διαχωρισμό νέων ηλικιωμένων στην αμοιβαία πληροφορία και την κλίση και των τριών σημάτων, ειδικά στα δεκάλεπτα και στην περίπτωση των αναπνοή-καρδιακός ρυθμός-πίεση.

Σε αυτό το σημείο να υπενθυμίσουμε ότι τα τρισδιάστατα διαγράμματα των φάσεων καθώς και η αμοιβαία πληροφορία για πολλές μεταβλητές που υπολογίσαμε, φαίνεται να μην έχουν μελετηθεί παλαιότερα για αυτά τα σήματα.

Επίσης η κλίση είναι ένα μέτρο που σκεφτήκαμε να χρησιμοποιήσουμε με στόχο να μπορέσουμε να περιγράψουμε ποσοτικά και αντικειμενικά αυτό που βλέπουμε στα διαγράμματα και το οποίο δεν έχει χρησιμοποιηθεί παλαιότερα σε καμία εργασία.

6.2 Μελλοντική εργασία

Θα ήταν πολύ ενδιαφέρον η παραπάνω δουλειά να συνεχιστεί και να εφαρμοστούν οι μέθοδοι που χρησιμοποιήσαμε σε σήματα ανθρώπων που

1. πάσχουν από ασθένειες που επηρεάζουν την καρδιά, την αναπνοή ή την πίεση, για παράδειγμα ασθενείς με καρδιακή ή νεφρική ανεπάρκεια ή με άπνοια κατά τη διάρκεια του ύπνου ή με υψηλή πίεση
2. κάνουν κάποια άσκηση π.χ τρέξιμο
3. οδηγούν το αυτοκίνητο
4. έχουν στρές

Επίσης θα ήταν χρήσιμο να εφαρμοστούν οι μέθοδοι αυτοί και σε άλλες επιλογές σημάτων, για παράδειγμα σε καρδιά, αναπνοή και εγκέφαλο.

Είναι σημαντικό να αναφέρουμε ότι στην συγκεκριμένη διατριβή ο αριθμός των σημάτων που είχαμε στη διάθεσή μας ήταν 20, δηλαδή ούτε λίγα ούτε πάρα πολλά. Θα ήταν καλό, εφόσον είναι δυνατό, να είναι μεγαλύτερος ο αριθμός των σημάτων στον οποίο εφαρμόζουμε τα πειράματά μας.

Τέλος να αναφέρουμε ακόμη ότι θα ήταν πολύ χρήσιμο να βρεθεί ή να βελτιωθεί κάποιος δείκτης συγχρονισμού που να αποκαλύπτει μεγαλύτερο συγχρονισμό ανάμεσα στα σήματά μας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Ako M., Kawara T. , Uchida S., Miyazaki S., Nishihara K., Mukai J., Hirao K., Ako J., Okubo Y., Correlation between electroencephalography and heart rate variability during sleep, *Psychiatry and Clinical Neurosciences* **57** (2003) 59-65.
- [2] Baconnier P., Benchetrit G., Demongeot J. and Pham Dinh T., Simulation of the entrainment of the respiratory rhythm by two conceptually different models, *Lect. Notes Biomath.* **49** (1983) 2-16
- [3] Baptista M.S., T.P. Silva, J.C. Sartorelli, I.L. Caldas, and E. Rosa Jr. Phase synchronization in the perturbed chua circuit. *Phys. Rev. E* **67**(5) (2003), 056212.
- [4] Busek P., Vankova J. , Opavsky J. , Salinger J., Nevrimanova S., Spectral analysis of heart rate variability in sleep, *Physiol. Res* **54** (2005) 369-376.
- [5] Clark F. J. and von Euler C., On the regulation of depth and rate of breathing, *J. Physiol. London* **222** (1972) 267-295
- [6] Cover, T.M., Thomas, J.A., *Elements of Information Theory*. Wiley, New York, (1991)
- [7] DeShazer D. J., Breban R., Ott E., and Roy R., Detecting phase synchronization in a chaotic laser array. *Phys. Rev. Lett.* **87** (2001) 044101.
- [8] Eckhorn R., Popel B., Rigorous and extended application of information theory to the afferent visual system of the cat: I. Basic concepts., *Biol. Cybern.* **16** (1974) 191-200.
- [9] Elson R.C., Selverston A.I., Huerta R., Rulkov N.F., Rabinovich M.I., and Abarbanel H.D.I., Synchronous behavior of two coupled biological neurons. *Phys. Rev. Lett.* **81** (1998) 5692-5695.
- [10] Fujisaka H. and Yamada T., Stability Theory of Synchronized Motion in Coupled-Oscillator Systems, *Prog. Theor. Phys.* **69** (1983) 32-47.
- [11] Gabor D.: Theory of communication, *J. IEE (London)* vol.**93** (1946) 429-457
- [12] Glass, L., and Mackey, M. C. *From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life*, Princeton Univ. Press, Princeton, NJ (1988).

- [13] Goldberger, A. L. and Amaral, L. A. N. and Glass, L. and Hausdorff, J. M. and Ivanov, P. Ch. and Mark, R. G. and Mietus, J. E. and Moody, G. B. and Peng, C.-K. and Stanley, H. E., PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals, *Circulation* **101** (23) (2000) e215–e220
- [14] Herczyński R, Karczewski W., Neural control of breathing: a system analysis, *Acta Physiol Pol.* **27** (2)(1976) 109-130.
- [15] Huguenii (Huygens), C. H., *Horologium Oscillatorium* (1673) (Apud F. Muguet, Parisiis, France; English translation: 1986, Iowa State University Press, Ames).
- [16] Kern J.P., Pattichis M. and Stearns S.D., Registration of image cubes using multivariate mutual information in, *Signals, Systems and Computers, 2004. Conference Record of the Thirty-Seventh Asilomar Conference on*, **2** (2003) 1645-1649
- [17] King F. W., *Hilbert Transforms volume 1& 2*, Encyclopedia of Mathematics and its Applications 2009.
- [18] Kiyono K., Struzik Z. R., Aoyagi N. , Togo F., Yamamoto Y., Phase transition in a healthy human heart rate, *Phys. Rev. Lett.* **95** (5) (2005) 058101.
- [19] Koepchen, H. (1991) in: *Rhythms in Physiological Systems*, eds H. Haken and H. Koepchen, Vol. 55 of Springer Series in Synergetics (Springer, Berlin Heidelberg), pp. 3-20.
- [20] Mackay D., *Information Theory, Inference, and Learning Algorithms*, Cambridge University Press (2003) (available from <http://www.inference.phy.cam.ac.uk/mackay/itila/>)
- [21] Manuel López Martín, *Analysis and detection of synchronous behavior in neurons population depending on connectivity model*, Máster en Ingeniería Informática y de Telecomunicación Escuela Politécnica Superior - Universidad Autónoma de Madrid, (2013)
- [22] McGill W.J., Multivariate Information Transmission, *IEEE Trans. Information Theory* **4** (1954) 93-111
- [23] Iyengar, N. and Peng, C. K. and Morin, R. and Goldberger, A. L. and Lipsitz, L. A., Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics, *The American Journal of Physiology* **271** (4 Pt 2) (1996)
- [24] Kraskov A., Stögbauer H. and Grassberger P., Estimating mutual information, *Phys. Rev. E* **69** 066138 (2004)
- [25] Palus M., Detecting nonlinearity in multivariate time series. *Phys. Lett. A* **213** (1996) 138-147.

- [26] Penzel T., Kantelhardt J.W., Grote L., Peter J.H., Bunde A., Comparison of detrended fluctuation analysis and spectral analysis for heart rate variability in sleep and sleep apnea, *IEEE Trans Biomed Eng.* **50**(10) (2003) 1143-1151.
- [27] Petrillo G. A. and Glass L., *Am. J. Physiol.* **246** (1984) 311-320.
- [28] Pompe B., Measuring Statistical Dependences in a Time Series, *Journal of Statistical Physics* Vol. **73**, Nos. 3/4 (1993) 587-610
- [29] Pompe B., Blidh P., Hoyer D., Eiselt M., Using mutual information to measure coupling in the cardiorespiratory system, *IEEE Eng Med Biol Mag.* **17** (6) (1998) 32-39.
- [30] Pujol-Pere A., Calvo O., Matias M.A. and Kurths J., Experimental study of imperfect phase synchronization in the forced lorenz system. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, **13**(1)(2003) 319-326.
- [31] Rabiner L. and Gold B., *Theory and Application of Digital Signal Processing* (Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ) (1975).
- [32] Rényi, A. Probability Theory. Akadémiai Kiadó, Budapest, *Biometrische Zeitschrift* **13** (5) (1970) 366–366.
- [33] Rosenblum M., Pikovsky A. and Kurths, Phase Synchronization of Chaotic Oscillators, *J. Phys. Rev. Lett.* **76** (1996) 1804-1807.
- [34] Rosenblum M. , Pikovsky A. , Kurths J. , Schäfer C. , Tass P. , Phase synchronization: From theory to data analysis, *Handbook of Biological Physics, Chapter 9*, **4** (2001) 279–321.
- [35] Shannon C.E., The Mathematical Theory of Communication, *The Bell System Technical Journal* **27**(3) (1948) 379-423, 623-656.
- [36] Schäfer, C., Rosenblum M. G., Kurths J., and Abel H.-H., Heartbeat synchronized with ventilation, *Nature* **392** (1998) 239-240.
- [37] Schäfer C., Rosenblum M., Abel H.-H., and Kurths J., Synchronization in the human cardiorespiratory system., *Phys. Rev. E* **60** (1999) 857-870.
- [38] Schiek M., Drepper F., Engbert R., Abel H. H. and Suder K. Cardiorespiratory synchronization. In H. Kantz, J Kurths and G. Mayer-Kress (Eds.), *Nonlinear Analysis of Physiological Data.* (1998) 191-209. Berlin: Springer.
- [39] Seidel H. and Herzel H., Analyzing Entrainment of Heartbeat and Respiration with Surrogates. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* **17**(6) (1998), 54-57
- [40] Stanley H. E., *Introduction to Phase Transitions and Critical Phenomena*, Oxford University Press, 1987.

- [41] Sunil Srinivasa, A review on multivariate mutual information, University of Notre Dame. Tutorial. EE-80653, Information Theory, Department of Electrical Engineering, University of Notre Dame, (2005) (<http://www3.nd.edu/~jn1/ee80653/Fall2005/tutorials/>)
- [42] Tass P., Rosenblum M. G., Weule J., Kurths J., Pikovsky A., Volkmann J., Schnitzler A. and Freund H. J., Detection of n:m phase locking from noisy data: Application to magnetoencephalography. *Physical Review Letters* **81**(15) (1998) 3291-3294.
- [43] Tho Hoan Pham, Tu Bao Ho, Quynh Diep Nguyen, Dang Hung Tran and Van Hoang Nguyen, Multivariate Mutual Information Measures for Discovering Biological Networks in, *Computing and Communication Technologies, Research, Innovation, and Vision for the Future (RIVF), 2012 IEEE RIVF International Conference on* (2012) 1-6
- [44] Vicsek T., Czirók A., Ben-Jacob E., Cohen I. and Shochet O., Novel Type of Phase Transition in a System of Self-Driven Particles, *Phys. Rev. Lett.* **75** (6) (1995) 1226-1229.
- [45] Vlachos I. and Kugiumtzis D., Non-uniform state space reconstruction and coupling detection, *Phys. Rev. E* **82** (1) (2010), 016207
- [46] Voss H., Kurths J., Reconstruction of nonlinear time delay models from data by the use of optimal transformations, *Phys. Lett. A* **234** (1997) 336-344.
- [47] Wicks R. T., Chapman Sandra C. and Dendy, R. O., Mutual information as a tool for identifying phase transitions in dynamical complex systems with limited data. *Physical Review E* **75** (5) (2007), 1539-3755
- [48] http://www.pi-schools.gr/lessons/mathematics/lykeio/algebra_a/kef_4.pdf
- [49] <http://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CE%BD%CE%AC%CE%B4%CE%B5%CE%BB%CF%84%CE%B1>
- [50] http://en.wikipedia.org/wiki/Mutual_information
- [51] http://en.wikipedia.org/wiki/Multivariate_mutual_information
- [52] http://en.wikipedia.org/wiki/Interaction_information

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ

Αμοιβαία πληροφορία, 3, 4, 10–12, 14, 42

τριών μεταβλητών, 12, 13

υπό συνθήκη, 12

Δείκτης Συγχρονισμού Φάσης, 10, 38

Εντροπία, 11, 13

από κοινού, 11

δεσμευμένη, 11

Κλίση, 14, 45

Μετασχηματισμός Hilbert, 9

ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

Γεννήθηκα 1/1/1977 στη Θεσ/νίκη. Έλαβα το απολυτήριο του Λυκείου με βαθμό «δεκαοχτώ και εννέα δέκατα» από το 23ο Λύκειο Θεσσαλονίκης, το πτυχίο μου (1995-1999) από το Τμήμα Μαθηματικών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων με βαθμό «Λίαν καλώς» 7,12, μεταπτυχιακό δίπλωμα στα μαθηματικά (1999-2001) από το Τμήμα Μαθηματικών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και Διδακτορικό (2001-2005) με βαθμό «άριστα» από το Τμήμα Μαθηματικών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Επίσης είμαι κάτοχος πτυχίου βυζαντινής μουσικής με βαθμό «Άριστα», της Κατσαρειου σχολής βυζαντινής μουσικής της Ιεράς Μητρόπολης Ιωαννίνων και συνεχίζω τις σπουδές μου για την απόκτηση του διπλώματος. Να συμπληρώσω ότι καθ' όλη τη διάρκεια των μεταπτυχιακών μου σπουδών στο Μαθηματικό Ιωαννίνων διδασκα φροντιστηριακές ασκήσεις στα μαθήματα του Τμήματος «Απειροστικός Λογισμός 1 και 2». Επιπλέον έχω προσφέρει επικουρικό διδακτικό έργο και στο Τμήμα Βιολογικών εφαρμογών και Τεχνολογιών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων στο μάθημα «Μαθηματικές μέθοδοι για βιολογικές επιστήμες».

Από φέτος εργάζομαι στο Αρσάκειο Ιωαννίνων ως Μαθηματικός. Έχω εργαστεί σύμφωνα με τις διατάξεις του Π.Δ. 407/80 στο ΠΤΔΕ του πανεπιστημίου Ιωαννίνων (2006-2007, 2007-2008, 2008-2009 χειμερινό εξάμηνο), ως ωρομίσθια καθηγήτρια στο Τμήμα Λογιστικής στην Πρέβεζα (2005-2013) και στο Τμήμα Τεχνολογίας Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών στην Άρτα (2005-2006, 2009-2010, 2012-2013), στο Σχολείο Δεύτερης ευκαιρίας Ιωαννίνων (2010-2014) και σε φροντιστήρια Μέσης εκπαίδευσης (2001-2003).

Έχω 18 εργασίες δημοσιευμένες σε διεθνή περιοδικά με σύστημα κριτών, 99 αναφορές στο ερευνητικό μου έργο, έχω κρίνει 7 εργασίες σε διεθνή περιοδικά, έχω κρίνει 33 εργασίες για το Mathematical Reviews, συμμετείχα στο πρόγραμμα *Μαθηματικά για το 2001*, έχω αναλάβει αλλά και συμμετείχα στην επιτροπή για κρίση πτυχιακών εργασιών στο Τμήμα Λογιστικής του ΤΕΙ Ηπείρου.

Έχω κάνει επιμορφώσεις στην εκπαίδευση ενηλίκων, έχω συμμετάσχει σε συνέδρια Μαθηματικών, παιδαγωγικής και σε συνέδρια και σεμινάρια Marketing-Management.

Ως υποψήφια διδάκτωρ ήμουν υπότροφος του προγράμματος ΗΡΑΚΛΕΙΤΟΣ-Υποτροφίες έρευνας με προτεραιότητα στη βασική έρευνα και ως φοιτήτρια, έτυχα υποτροφία επίδοσης από το ΙΚΥ.

Έχω πτυχίο αγγλικών First Certificate in English με βαθμό B και έχω κάνει και προετοιμασία για Proficiency.

Είμαι κάτοχος του ECDL Core+ Certificate, γνωρίζω Latex, Matlab, Mysql και γλώσσα C.