



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ

Εκτίμηση Ασύγχρονων Αναπνευστικών
Κινήσεων σε Συνθετικά και Πραγματικά
Σήματα Θωρακικών Όγκων – Εφαρμογή στη
Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

Ιωάννης Μουπαγιατζής

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Υπεύθυνη

Δρ. Σπυρέττα Γολεμάτη

Λαμία, Μάρτιος 2009

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

ΠΑΠΑΣΙΟΠΟΥΛΟΥ 2-4, ΛΑΜΙΑ 35100, ΕΛΛΑΣ



Copyright ©— All rights reserved Ιωάννης Μουπαγιατζής, 2009

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα.

Ιωάννης Μουπαγιατζής (email: gianmour@yahoo.gr), Εκτίμηση ασύγχρονων αναπνευστικών κινήσεων σε συνθετικά και πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων – Εφαρμογή στη χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια, Πτυχιακή Εργασία, Πανεπιστήμιο Στερεάς Ελλάδας, Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική, Μάρτιος 2009.

Σελίδες: 93



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ	5
ΛΙΣΤΑ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ	8
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	9
ABSTRACT	10
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	11
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	14
1.1 Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια	14
1.2 Εκτίμηση της αναπνευστικής λειτουργίας στη ΧΑΠ	16
1.2.1 Οπτοηλεκτρονική Πληθυσμογραφία	17
1.3 Ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις σε ασθενείς με ΧΑΠ	21
1.4 Μέθοδοι εκτίμησης της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων	22
1.5 Σκοπός της εργασίας	24
2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΔΙΑΦΟΡΑΣ ΦΑΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ ΔΥΟ ΣΗΜΑΤΩΝ	25
2.1 Διαφορά φάσης που βασίζεται στη γωνία φάσης του Μετασχηματισμού Fourier ($\Delta\Phi_{FT}$)	25
2.2 Διαφορά φάσης που βασίζεται στην παραδοξική κίνηση ($\Delta\Phi_{PM}$)	28
2.3 Διαφορά φάσης που βασίζεται στο σχήμα Lissajous ($\Delta\Phi_{LF}$)	29
2.4 Διαφορά φάσης που βασίζεται στη μέθοδο Pearson ($\Delta\Phi_P$)	31
2.5 Διαφορά φάσης που βασίζεται σε φιλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα $\Delta\Phi_{LS}$	32
3. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΙ	34
3.1 Συνθετικά σήματα θωρακικών όγκων	34
3.2 Πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων	38
3.2.1 Εξεταζόμενοι και διαδικασίες καταγραφής σημάτων	38
3.2.2 Προκαταρκτική ανάλυση σημάτων θωρακικών όγκων	43
3.3 Εκτίμηση της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων	51
3.3.1 Εκτίμηση μίας τιμής διαφοράς φάσης	51

3.3.2	Εκτίμηση χρονικά μεταβαλλόμενης διαφοράς φάσης.....	58
4.	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	59
4.1	Εκτίμηση διαφοράς φάσης σε συνθετικά σήματα.....	59
4.2	Εκτίμηση διαφοράς φάσης σε πραγματικά σήματα	63
5.	ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ	76
5.1	Γενικά σχόλια.....	76
5.2	Μελλοντικές προοπτικές	78
5.3	Συμπέρασμα	80
6.	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	81
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	83

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1. Τιμές σπυρομετρικών παραμέτρων, μετά από χορήγηση βρογχοδιασταλτικού, σε υγιή εξεταζόμενο (Normal) και σε ασθενή με ΧΑΠ (COPD). Το σχήμα έχει ληφθεί από το [5].	17
Εικόνα 1.2. Διάταξη Οπτοηλεκτρονικού Πληθυσμογράφου (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).	19
Εικόνα 1.3. Εφαρμογή στερεοφωτογραμμετρίας για την εύρεση των όγκων των θωρακικών διαμερισμάτων (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).	20
Εικόνα 1.4. Γεωμετρικά μοντέλα των τριών διαμερισμάτων του θωρακικού τοιχώματος: του πνευμονικού διαμερίσματος του θωρακικού κλωβού (RCp), του κοιλιακού διαμερίσματος του θωρακικού κλωβού (RCa) και της κοιλίας (AB) (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).	20
Εικόνα 2.1. Τα δύο σήματα, $x[n]$, $y[n]$, στο ίδιο γράφημα για καλύτερη οπτική κατανόηση της ΔΦ (με συνεχή γραμμή το x και με διακεκομμένη το y).	26
Εικόνα 2.2. Μέτρο μετασχηματισμού Fourier των σημάτων, ο οποίος επιβεβαιώνει το συχνοτικό τους περιεχόμενο.	26
Εικόνα 2.3. Γωνίες φάσης των μετασχηματισμών Fourier των σημάτων $x[n]$ (α) και $y[n]$ (β).	27
Εικόνα 2.4. Τμήμα των σημάτων $x[n]$ (συνεχής γραμμή) και $y[n]$ (διακεκομμένη γραμμή). Επισημαίνονται με σκίαση τα σημεία ύπαρξης παραδοξικής κίνησης.	29
Εικόνα 2.5. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα $x[n]$ και $y[n]$ κατά το χρονικό διάστημα μίας περιόδου.	30
Εικόνα 2.6. Διαδικασία εκτίμησης διαφοράς φάσης μεταξύ δύο σημάτων $x[n]$ και $y[n]$.	32
Εικόνα 3.1 Παραδείγματα συνθετικών σημάτων: (α) s_1 χωρίς προσθήκη θορύβου, (β) s_2 χωρίς προσθήκη θορύβου, (γ) s_1 με προσθήκη τυχαίου θορύβου, (δ) s_2 με προσθήκη τυχαίου θορύβου, (ε) s_1 με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου, (στ) s_2 με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου.	37
Εικόνα 3.2. Φωτογραφία από τη διαδικασία καταγραφής των σημάτων των θωρακικών όγκων υγιούς ατόμου κατά τη διάρκεια της άσκησης.	39
Εικόνα 3.3. Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων υγιούς ατόμου κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή	

ύπαρξη διαφοράς φάσης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{crp} και με διακεκομμένη το V_{rca} .	41
Εικόνα 3.4. Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων ασθενούς με ΧΑΠ πριν το πρόγραμμα αποκατάστασης κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφορά φάσης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{crp} και με διακεκομμένη το V_{rca} .	42
Εικόνα 3.5 Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων του ασθενούς με ΧΑΠ της Εικ. 3.4 μετά το πρόγραμμα αποκατάστασης κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφοράφάσης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{crp} και με διακεκομμένη το V_{rca} .	43
Εικόνα 3.6. Παραδείγματα μέτρων μετασχηματισμού Fourier: (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά την ήρεμη αναπνοή.	47
Εικόνα 3.7. Παραδείγματα μέτρου μετασχηματισμού Fourier κατόπιν διόρθωσης με την εντολή 'detrend': (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά την ήρεμη αναπνοή.	49
Εικόνα 3.8. Παραδείγματα μέτρου μετασχηματισμού Fourier κατόπιν διόρθωσης με την εντολή 'detrend': (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης.	51
Εικόνα 3.9. Παράδειγμα εκτίμησης της γωνίας φάσης δύο σημάτων θωρακικών όγκων. (α) Γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier του σήματος V_{crp} , (β) γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier του σήματος V_{rca} , και (γ) το μέτρο του μετασχηματισμού Fourier του V_{ab} , από το οποίο υπολογίζεται η κύρια συχνότητα του σήματος.	54

Εικόνα 3.10. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα υγιούς ατόμου που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού (V_{Tcr}) και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού (V_{Tca}) κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.	55
Εικόνα 3.11. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα ασθενούς με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.	56
Εικόνα 3.12. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα ασθενούς με ΧΑΠ μετά την αποκατάσταση που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.	57
Εικόνα 4.1. Διαφορές φάσης σε πέντε υγιή άτομα με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$, και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (REC).	64
Εικόνα 4.2. Διαφορές φάσης σε επτά ασθενείς με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$, και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (REC).	66
Εικόνα 4.3. Διαφορές φάσης στους επτά ασθενείς με ΧΑΠ της Εικ. 4.2 μετά την αποκατάσταση με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$, και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (REC).	68
Εικόνα 4.4. Εκτιμώμενη διαφορά φάσης (σε μοίρες) με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{PM}$ κατά την ήρεμη αναπνοή, στο 20% του μέγιστου φορτίου άσκησης, και στο 80% του μέγιστου επιπέδου άσκησης σε : (α) υγιές άτομο, (β): σε ασθενή πριν την αποκατάσταση, και (γ) μετά την αποκατάσταση.	72
Εικόνα 4.5. Εκτιμώμενη διαφορά φάσης (σε μοίρες) με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{LS}$ κατά την ήρεμη αναπνοή, στο 20% του μέγιστου φορτίου άσκησης, και στο 80% του μέγιστου επιπέδου άσκησης σε : (α) υγιές άτομο, (β): σε ασθενή πριν την αποκατάσταση, και (γ) μετά την αποκατάσταση.	74

ΛΙΣΤΑ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

AB	Abdomen (Κοιλία)
COPD	Chronic Obstructive Pulmonary Disease
FEV	Forced Expiratory Volume (Εξαναγκασμένος εκπνεόμενος όγκος)
FT	Fourier Transform (Μετασχηματισμός Fourier)
FVC	Forced Vital Capacity (Εξαναγκασμένη ζωτική χωρητικότητα)
GOLD	Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease
LED	Light Emitting Diode
RCa	Rib cage abdominal (Κοιλιακό τμήμα θωρακικού κλωβού)
RCp	Rib cage pulmonary (Πνευμονικό τμήμα θωρακικού κλωβού)
SNR	Signal to Noise Ratio (Σηματοθορυβικός λόγος)
Vab	Όγκος κοιλιάς
Vrca	Όγκος κοιλιακού τμήματος θωρακικού κλωβού
Vrcp	Όγκος πνευμονικού τμήματος θωρακικού κλωβού
WHO	World Health Organization
$\Delta\Phi$	Διαφορά φάσης
$\Delta\Phi_{FT}$	Διαφορά φάσης που βασίζεται στη γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier
$\Delta\Phi_{LF}$	Διαφορά φάσης που βασίζεται στο σχήμα Lissajous
$\Delta\Phi_{LS}$	Διαφορά φάσης που βασίζεται σε φιλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα
$\Delta\Phi_P$	Διαφορά φάσης που βασίζεται στη μέθοδο Pearson
$\Delta\Phi_{PM}$	Διαφορά φάσης που βασίζεται στην παραδοξική κίνηση
ΟΗΠ	Οπτοηλεκτρονική Πληθυσμογραφία
ΧΑΠ	Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Έχει διαπιστωθεί ότι μερικοί ασθενείς με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) παρουσιάζουν ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις μεταξύ των θωρακικών τους διαμερισμάτων. Σε αυτή την εργασία, επιχειρήθηκε μια διερεύνηση των μεθόδων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ποσοτική εκτίμηση αυτού του φαινομένου. Για το σκοπό αυτό, πέντε μέθοδοι εκτίμησης της διαφοράς φάσης που βασίζονται στη γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier ($\Delta\Phi_{FT}$), στην παραδοξική κίνηση ($\Delta\Phi_{PM}$), στο σχήμα Lissajous ($\Delta\Phi_{LF}$), στη μέθοδο Pearson ($\Delta\Phi_P$), και σε φιλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα ($\Delta\Phi_{LS}$) συγκρίθηκαν ως προς την ακρίβεια και το υπολογιστικό τους κόστος. Για την αποτίμηση των μεθόδων χρησιμοποιήθηκαν συνθετικά σήματα διαμορφωμένα ως προς τη συχνότητα, με και χωρίς προσθήκη θορύβου, ώστε να προσομοιάζουν πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων. Ακριβέστερη μέθοδος αποδείχθηκε η $\Delta\Phi_{FT}$ για την εκτίμηση μίας τιμής $\Delta\Phi$, καθώς είχε μηδενικό σφάλμα ακόμα και με παρουσία θορύβου στα σήματα. Για τον υπολογισμό της μεταβαλλόμενης τιμής της $\Delta\Phi$ κατά τη διάρκεια της μέτρησης, καταλληλότερη αποδείχθηκε η $\Delta\Phi_{PM}$, η οποία παράγει το μικρότερο σφάλμα (περίπου 10%) και εκτελείται με μεγάλη ταχύτητα (περίπου 0.2 s). Οι μέθοδοι $\Delta\Phi_{FT}$, $\Delta\Phi_{PM}$, $\Delta\Phi_{LF}$ και $\Delta\Phi_{LS}$ εφαρμόστηκαν και σε πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων υγιών ατόμων και ασθενών με ΧΑΠ που καταγράφηκαν με χρήση οπτοηλεκτρονικής πληθυσμογραφίας. Στους υγιείς παρατηρήθηκε μικρή διαφορά φάσης (έως 13° περίπου), ενώ στους ασθενείς παρατηρήθηκαν γενικά υψηλότερες τιμές της $\Delta\Phi$ που κυμαίνονταν μεταξύ 0° και 145°. Με βάση τα ευρήματα της μελέτης στα συνθετικά σήματα και εκείνα της πιλοτικής μελέτης σε πραγματικά σήματα, προτείνονται οι $\Delta\Phi_{FT}$ και $\Delta\Phi_{PM}$ ως καταλληλότερες για την εκτίμηση μίας ενιαίας τιμής $\Delta\Phi$ και χρονικά μεταβαλλόμενων $\Delta\Phi$, αντίστοιχα. Περαιτέρω διερεύνηση τόσο των δυνατοτήτων βελτίωσης των προτεινόμενων μεθοδολογιών όσο και της συστηματικής εφαρμογής τους σε πραγματικά δεδομένα είναι απαραίτητη για την επιβεβαίωση των ευρημάτων της εργασίας.

Λέξεις-Κλειδιά: διαφορά φάσης ($\Delta\Phi$), οπτοηλεκτρονική πληθυσμογραφία (ΟΗΠ), χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ), θωρακικοί όγκοι, αναπνοή.

ABSTRACT

It has been shown that a number of patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) present with asynchronous breathing movements. This study was undertaken in an attempt to investigate methods that can be used to quantitatively estimate this phenomenon. To this end, five methods for estimating phase differences, based on the phase angle of the Fourier transform (PhD_{FT}), the paradoxical motion (PhD_{PM}), the Lissajous figure (PhD_{LF}), the Pearson method (PhD_{P}), and least-squares filtering (PhD_{LS}) were compared on the basis of their accuracy and computation cost. To evaluate these methods, frequency-modulated (FM) signals, with and without noise, simulating compartmental chest wall volumes were used. PhD_{FT} was the most accurate method when estimating a single PhD value of phase difference, with zero error even in the presence of noise. When estimating time-varying PhDs, PhD_{PM} resulted in the lowest errors (approximately 10%) and lowest computational cost (about 0.2 s). PhD_{FT} , PhD_{PM} , PhD_{LF} and PhD_{LS} were subsequently applied to real chest wall volume signals of healthy subjects and COPD patients, obtained by optoelectronic plethysmography. Healthy subjects exhibited very low PhDs (approximately up to 13°), whereas in COPD patients PhD values were generally higher, ranging between 0° and 145° . The findings of the study in simulated data as well as those of the pilot study in real data suggest that PhD_{FT} and PhD_{PM} are optimal for the estimation of a single PhD value and time-varying PhDs, respectively. Further investigation of potential improvements of the proposed methodologies as well as of their systematic application in real respiratory data is necessary to corroborate these findings.

Keywords: phase difference, optoelectronic plethysmography, chronic obstructive pulmonary disease, thoracic volumes, breathing.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το αναπνευστικό σύστημα είναι υπεύθυνο για τη διακίνηση του αέρα από και προς τις επιφάνειες συναλλαγής αερίων, όπου μπορεί να λάβει χώρα η διάχυση μεταξύ αέρα και αίματος. Με τον τρόπο αυτό, το αναπνευστικό σύστημα συμβάλλει στη διατήρηση της ομοιόστασης με την απόκτηση οξυγόνου από το περιβάλλον και την αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα προς αυτό.

Η αναπνοή είναι η μηχανική διαδικασία με την οποία ο αέρας μετακινείται εντός (εισπνοή) και εκτός (εκπνοή) των πνευμόνων. Ένας υγιής ενήλικας αναπνέει περίπου 15-20 φορές το λεπτό. Κατά την εισπνοή, οι εισπνευστικοί μύες συστέλλονται, αυξάνοντας τον όγκο της θωρακικής κοιλότητας, όπου βρίσκονται οι πνεύμονες, και επιτρέποντας την είσοδο του αέρα. Κατά την εκπνοή, οι εισπνευστικοί μύες χαλαρώνουν και η θωρακική κοιλότητα επιστρέφει στον αρχικό της όγκο, επιτρέποντας την έξοδο του αέρα από τους πνεύμονες προς την ατμόσφαιρα.

Η μηχανική της αναπνοής (mechanics of breathing) αφορά στη μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων των πνευμόνων και του θωρακικού τοιχώματος. Η κατανόηση της μηχανικής της αναπνοής απαιτεί γνώση των πνευμονικών όγκων, ή, εναλλακτικά, των θωρακικών όγκων. Η έρευνα στο χώρο της μηχανικής της αναπνοής έχει προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες για τη μελέτη της φυσιολογίας του ανθρώπου και έχει συμβάλει στη βελτίωση της άσκησης του κλάδου της Ιατρικής που ασχολείται με το αναπνευστικό σύστημα. Οι καινούριες γνώσεις έχουν βελτιώσει την κατανόηση της παθοφυσιολογίας, της διάγνωσης, της θεραπείας και της αποκατάστασης νόσων του αναπνευστικού συστήματος, όπως, μεταξύ άλλων, η χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ).

Μεταξύ των παθολογικών φαινομένων που παρατηρούνται στη ΧΑΠ είναι η διαφορά φάσης μεταξύ των θωρακικών διαμερισμάτων, δηλαδή η ύπαρξη σχετικής κίνησης μεταξύ τους κατά τη διάρκεια της αναπνοής. Στο γενικότερο πλαίσιο της μελέτης της μηχανικής της αναπνοής, στην παρούσα πτυχιακή εργασία διερευνήθηκε το φαινόμενο της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων.

Η εργασία εκπονήθηκε στο Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική του Πανεπιστημίου Στερεάς Ελλάδας. Θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα της πτυχιακής μου εργασίας, κ. Σπυρέττα Γολεμάτη, Λέκτορα Βιοϊατρικής Τεχνολογίας Ε.Κ. Πανεπιστημίου Αθηνών, για την πολύτιμη βοήθειά της και τις

συμβουλές της. Ακόμη, ευχαριστώ τον κ. Ιωάννη Βογιατζή, Επίκουρο Καθηγητή του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού και τους συνεργάτες του Εργαστηρίου Αναπνευστικής Λειτουργίας και Εργοφυσιολογίας του Κέντρου Εφαρμοσμένης Βιοϊατρικής Έρευνας και Εκπαίδευσης «Μ.Σίμου» (Ίδρυμα «Θώραξ» - Νοσοκομείο Ευαγγελισμός) για τα σήματα θωρακικών όγκων υγιών ατόμων και ασθενών με ΧΑΠ που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία. Επίσης, αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου για την αμέριστη συμπαράσταση που μου έδειξε με κάθε τρόπο καθ' όλη τη διάρκεια των προπτυχιακών μου σπουδών. Τέλος, ένα μεγάλο ευχαριστώ στους φίλους και συμφοιτητές με τους οποίους περάσαμε ευχάριστες και δημιουργικές στιγμές κατά τη διαμονή μας στη Λαμία.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφονται βασικές έννοιες παθοφυσιολογίας της χρόνιας αποφρακτικής πνευμονοπάθειας και αναφέρονται οι κυριότερες τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη διάγνωση αυτής της νόσου. Ιδιαίτερη αναφορά γίνεται στην Οπτοηλεκτρονική Πληθυσμογραφία, μια διάταξη που έχει αναπτυχθεί πολύ πρόσφατα και που επιτρέπει τη μη επεμβατική μέτρηση μεταβολών των θωρακικών όγκων κατά την αναπνοή. Επίσης, γίνεται αναφορά στο φαινόμενο της διαφοράς φάσης μεταξύ αναπνευστικών σημάτων καθώς και μια σύντομη ανασκόπηση των σχετικά περιορισμένων μελετών που έχουν ασχοληθεί με την ποιοτική ή ποσοτική διερεύνησή του. Στο τέλος του κεφαλαίου διατυπώνεται αναλυτικά ο σκοπός της πτυχιακής εργασίας.

1.1 Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

Η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) είναι παγκοσμίως μία από τις κυριότερες αιτίες χρόνιας νοσηρότητας και θνησιμότητας και επιφέρει ιδιαίτερα σημαντική οικονομική και κοινωνική επιβάρυνση [1]. Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (World Health Organization – WHO), η ΧΑΠ ήταν η πέμπτη κύρια αιτία θανάτου το 2001, ενώ προβλέπεται ότι η νοσηρότητά της θα αυξηθεί τις επόμενες δεκαετίες. Ο ορισμός που έχει δοθεί από την Παγκόσμια Πρωτοβουλία για τη Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease – GOLD) για τη ΧΑΠ είναι ο επικρατέστερος: «Η ΧΑΠ είναι μια παθολογική κατάσταση που χαρακτηρίζεται από περιορισμό της ροής του αέρα που δεν είναι πλήρως αναστρέψιμη. Ο περιορισμός αυτός είναι συνήθως σταδιακός και σχετίζεται με μη φυσιολογική φλεγμονώδη απόκριση των πνευμόνων σε επιβλαβή σωματίδια ή αέρια» [2]. Η κύρια αιτία εμφάνισής της είναι το κάπνισμα, καθώς η συντριπτική πλειοψηφία των ασθενών με ΧΑΠ είναι ή υπήρξαν καπνιστές. Έκθεση σε άλλους ερεθιστικούς παράγοντες όπως, χημικά, σκόνη, ατμοσφαιρική ρύπανση, γενετικοί λόγοι μπορεί να προκαλέσουν ή να συνεισφέρουν στην εκδήλωση της ΧΑΠ. Λόγω του περιορισμού της ροής του αέρα, τα κλινικά συμπτώματα περιλαμβάνουν δυσκολία στην εκπνοή και την εισπνοή. Η δύσπνοια αυτή είναι πιο εμφανής κατά τη σωματική άσκηση. Ο τρόπος της αναπνοής ασθενών με ΧΑΠ παρουσιάζει χαρακτηριστικά διαφορετικά από εκείνα του τρόπου αναπνοής υγιών

ατόμων, όπως αυξημένη συχνότητα αναπνοής, μειωμένους χρόνους εισπνοής και υψηλές τιμές της ροής του αέρα κατά την εισπνοή [3].

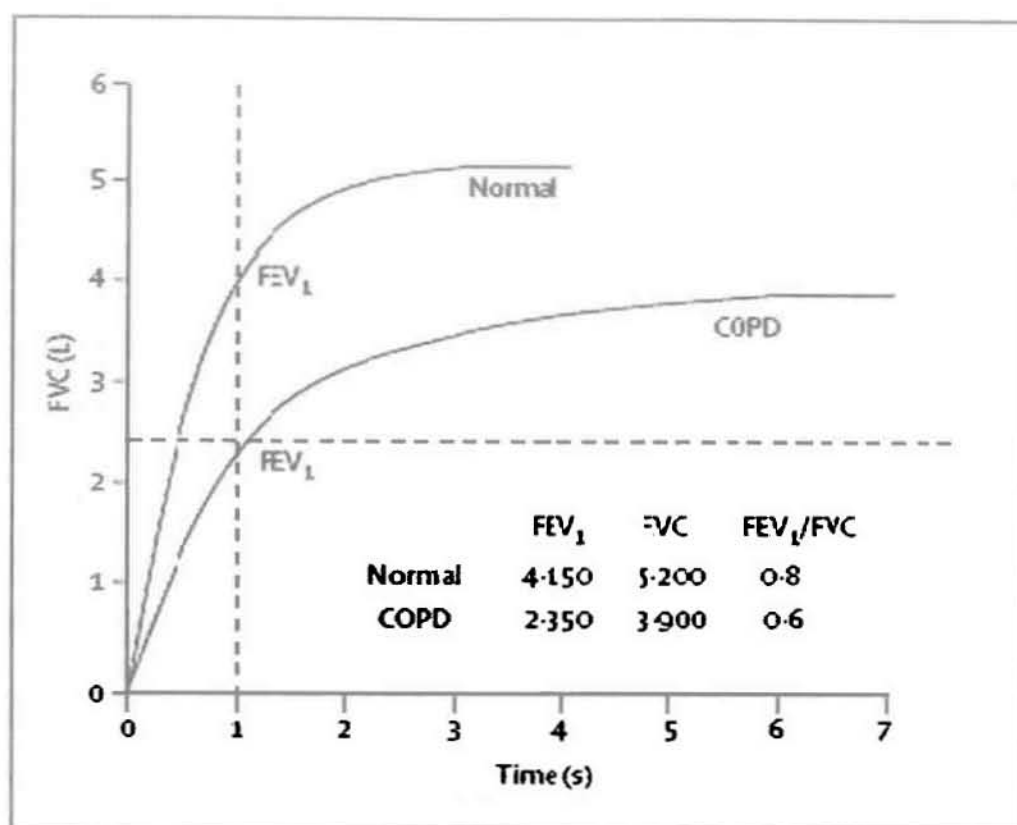
Η GOLD έχει χωρίσει τη ΧΑΠ σε 4 στάδια ανάλογα με τη σοβαρότητα της περίπτωσης [2]. Στο στάδιο 0 οι ασθενείς έχουν συμπτώματα της ΧΑΠ (π.χ. χρόνιος βήχας) αλλά μπορούν να αναπνέουν κανονικά. Υπάρχει κίνδυνος για εμφάνιση της ασθένειας. Το στάδιο 1 είναι αυτό της ήπιας μορφής της πνευμονοπάθειας. Στην περίπτωση αυτή, υπάρχει αυξημένη έκκριση βλέννας από τη ρινική κοιλότητα. Το στάδιο 2 (μέτρια ΧΑΠ) χαρακτηρίζεται από εμφανή δυσκολία του ασθενούς για φυσιολογική εισπνοή και εκπνοή. Η πλέον σοβαρή πνευμονοπάθεια είναι αυτή του σταδίου 3, όπου η αναπνευστική δυσκολία είναι ιδιαίτερα έντονη. Ο ασθενής συνήθως χρειάζεται εισαγωγή σε νοσοκομείο και δεν απουσιάζει ο κίνδυνος για τη ζωή του. Συχνά τα άτομα αυτού του σταδίου αναπνέουν και με τη βοήθεια μηχανικής υποστήριξης.

Ο περιορισμός της ροής του αέρα στην περίπτωση της ΧΑΠ σχετίζεται με βλάβες των αεραγωγών των πνευμόνων, δηλαδή των μικρών σωλήνων που μεταφέρουν αέρα πλούσιο σε οξυγόνο και απομακρύνουν το διοξείδιο του άνθρακα από τους πνεύμονες. Οι αεραγωγοί αποφράσσονται από τη φλεγμονή και τις εκκρίσεις με αποτέλεσμα να μην μπορούν να απομακρύνουν τον παγιδευμένο αέρα. Οι κυψελίδες χάνουν την ελαστικότητά τους και παραμορφώνονται και ο μεταξύ τους ιστός που είναι πλούσιος σε αιμοφόρα αγγεία καταστρέφεται. Εξαιτίας της φλεγμονής το τοίχωμα των βρόγχων διογκώνεται από το οίδημα και αποφράσσεται. Οι βρόγχοι συγχρόνως γεμίζουν από εκκρίσεις παχύρρευστες σαν τη βλέννα. Έτσι οι κυψελίδες δεν μπορούν να αποβάλουν τον παγιδευμένο αέρα και διατείνονται συνεχώς, μέχρι να καταστραφούν. Ο περιορισμός της ροής είναι σταδιακός και, συνήθως, μη αναστρέψιμος. Ο περιορισμός αυτός δεν είναι ίδιου βαθμού σε όλα τα σημεία. Αυτό προκαλεί άνιση κατανομή αερισμού και διάχυση αίματος. Το τελευταίο, σε συνδυασμό με τη βλάβη των αεραγωγών που προαναφέρθηκε, είναι η αιτία για την αρτηριακή υποξία, δηλαδή την έλλειψη της φυσιολογικής ποσότητας οξυγόνου στο αίμα, και την υπερκαπνία, δηλαδή την ύπαρξη μεγάλης ποσότητας διοξειδίου του άνθρακα στο αίμα, που δημιουργείται, καθώς και τη διόγκωση των πνευμόνων.

1.2 Εκτίμηση της αναπνευστικής λειτουργίας στη ΧΑΠ

Η υποξία, η υπερκαπνία, και η διόγκωση πνευμόνων έχουν βαρύνουσα σημασία για τη διάγνωση της ΧΑΠ. Υποξία υπάρχει όταν το ποσοστό του οξυγόνου στο αίμα είναι μικρότερο από 90%. Η διόγκωση των πνευμόνων μπορεί να εκτιμηθεί με τη βοήθεια μίας συμβατικής ακτινογραφίας θώρακος, αξονικής τομογραφίας ή μαγνητικής τομογραφίας.

Ιδιαίτερη θέση μεταξύ των τεχνικών εκτίμησης της αναπνευστικής λειτουργίας στη ΧΑΠ κατέχει η σπυρομετρία. Με τη βοήθεια της σπυρομετρίας μπορούν να εκτιμηθούν ποσοτικές παράμετροι που χρησιμοποιούνται ευρέως για τη διάγνωση της ΧΑΠ, όπως η FEV1 (Forced Expiratory Volume) και η FVC (Forced Vital Capacity). Ως FEV1 ορίζεται ο όγκος της εκπνοής κατά το πρώτο δευτερόλεπτο και ως FVC η ζωτική χωρητικότητα. Μία εκτίμηση για το στάδιο της ΧΑΠ στο οποίο βρίσκεται ο ασθενής μπορεί να πραγματοποιηθεί από τις μετρήσεις των δύο αυτών σπυρομετρικών παραμέτρων. Οι ασθενείς του σταδίου 1 συνήθως έχουν FEV1 μεγαλύτερο από το 80% του φυσιολογικού και $FEV1/FVC < 70\%$. Οι ασθενείς του σταδίου 2 έχουν FEV1 μεταξύ 30% και 80%, ενώ οι πλέον σοβαρές περιπτώσεις (στάδιο 3) λιγότερο από 30%. Ωστόσο, τα αριθμητικά αυτά δεδομένα δεν είναι απολύτως αξιόπιστα. Εκτός του ότι δεν είναι κλινικά τεκμηριωμένα, δεν λαμβάνουν υπόψη παραμέτρους όπως η ηλικία, το ύψος, το φύλο και η φυλή του εξεταζόμενου, με αποτέλεσμα την ενδεχόμενη υποεκτίμηση της σοβαρότητας σε κάποιες πληθυσμιακές ομάδες, όπως οι ηλικιωμένοι [4]. Στο διάγραμμα της Εικόνας 1.1 που βρίσκεται στο [5] φαίνεται η διαφορά που υπάρχει στις σπυρομετρικές μετρήσεις ενός ασθενούς συγκριτικά με εκείνες ενός υγιούς ατόμου, μετά από χορήγηση βρογχοδιασταλτικού.



Εικόνα 1.1. Τιμές σπυρομετρικών παραμέτρων, μετά από χορήγηση βρογχοδιασταλτικού, σε υγιή εξεταζόμενο (Normal) και σε ασθενή με ΧΑΠ (COPD). Το σχήμα έχει ληφθεί από το [5].

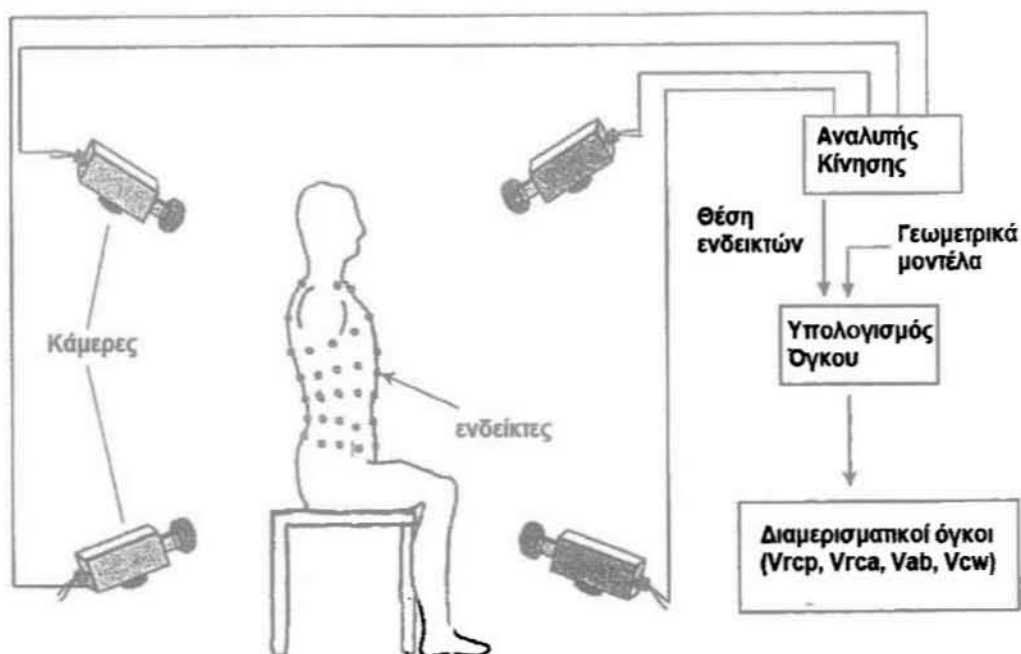
Για όσους ασθενείς έχουν FEV1 μικρότερο από το 40% του φυσιολογικού, αναπνευστική ανεπάρκεια, ή καρδιακή ανεπάρκεια, συνίσταται η μέτρηση των αερίων του αρτηριακού αίματος. Οι ασθενείς με αυτά τα επίπεδα FEV1, είναι πιθανό να έχουν ανάγκη από μηχανική υποστήριξη της αναπνοής, και η μέτρηση των αερίων του αίματος βοηθάει στη λήψη της σχετικής απόφασης. Η μέτρηση της χωρητικότητας διάχυσης (diffusing capacity) είναι ακόμα ένας τρόπος εκτίμησης της ΧΑΠ, ο οποίος δεν συνίσταται για καθημερινή κλινική εφαρμογή, παρά μόνο σε περιπτώσεις διαγνωστικών δυσκολιών ή προεγχειρητικού ελέγχου ασθενών με έντονη ΧΑΠ και διόγκωση πνευμόνων. Επίσης, για την εκτίμηση του επιπέδου της ΧΑΠ μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η τιμή του αιματοκρίτη, καθώς οι ασθενείς των μεγαλύτερων σταδίων έχουν αυξημένο ποσοστό ερυθροκυττάρων στο αίμα [4].

1.2.1 Οπτοηλεκτρονική Πληθυσμογραφία

Τα καταγραφόμενα με σπυρόμετρο αποτελέσματα επηρεάζονται ιδιαίτερα από παράγοντες όπως η θερμοκρασία του χώρου, η υγρασία, η πίεση, και η πυκνότητα

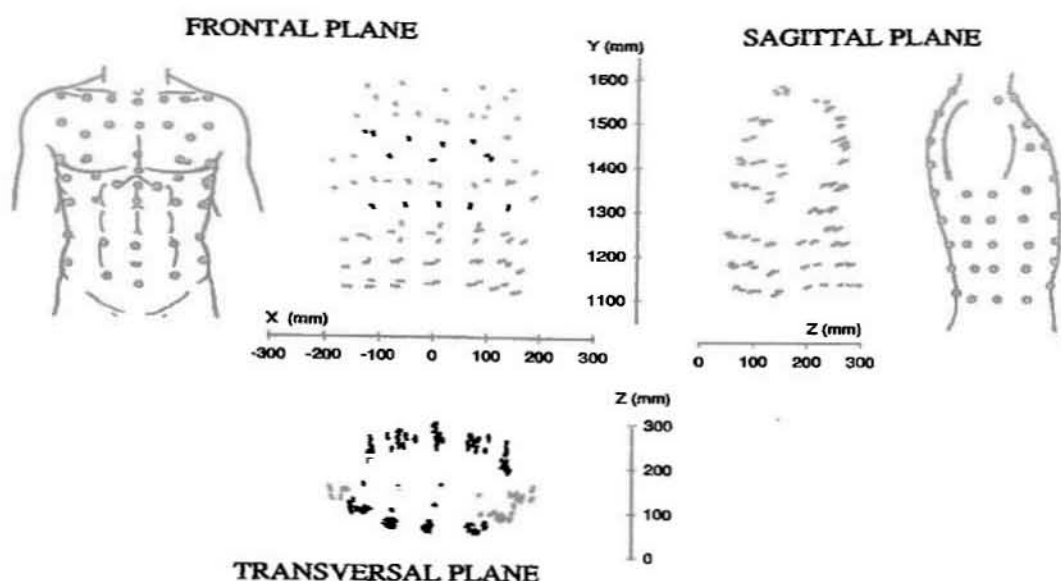
του αέρα, καθώς και από τη διαρροή αέρα από τα επιστόμια και τη ρινική κοιλότητα. Συσκευές όπως τα μαγνητόμετρα και ο αναπνευστικός επαγωγικός πληθυσμογράφος αποφεύγουν τα προαναφερόμενα προβλήματα, αλλά παράγουν και αυτά εσφαλμένα αποτελέσματα [6]. Ακόμη, η διαδικασία απόκτησης των μετρήσεων αυτών είναι αρκετά επίπονη για τον εξεταζόμενο.

Η Οπτοηλεκτρονική Πληθυσμογραφία (ΟΗΠ) είναι μια διάταξη που έχει αναπτυχθεί πολύ πρόσφατα και που επιτρέπει τη μη επεμβατική μέτρηση μεταβολών των θωρακικών όγκων κατά την αναπνοή, χωρίς τα μειονεκτήματα των προηγούμενων τεχνικών. Η λειτουργία της βασίζεται στη μοντελοποίηση της θωρακοκοιλιακής επιφάνειας με ένα μεγάλο πλήθος σημείων που ανήκουν σε επιλεγμένα ανατομικά σημεία του θωρακικού κλωβού και της κοιλίας [7]. Η σχετική διάταξη φαίνεται στην Εικόνα 1.2. Η θέση κάθε σημείου της επιφάνειας του θωρακικού τοιχώματος στο χώρο υπολογίζεται με χρήση παθητικών αισθητήρων (ενδεικτών), που είναι πλαστικά ημισφαίρια διαμέτρου 6-10 mm και καλύπτονται από λεπτή ταινία ειδικού ανακλαστικού χαρτιού. Ειδικές κάμερες που μπορούν να καταγράψουν μέχρι και 100 δείγματα ανά δευτερόλεπτο συγχρονίζονται με ομοαξονικές υπέρυθρες διόδους εκπομπής φωτός (Light-Emitting Diodes – LEDs) που αναβοσβήνουν και εντοπίζουν με ακρίβεια τη θέση κάθε ενδείκτη κάθε χρονική στιγμή. Ένας εσωτερικός μηχανισμός διαφράγματος στις κάμερες συμβάλλει στην αύξηση του σηματοθορυβικού λόγου (Signal to Noise Ratio – SNR) και επιτρέπει τον εντοπισμό των ενδεικτών τόσο στο φως όσο και στο σκοτάδι.



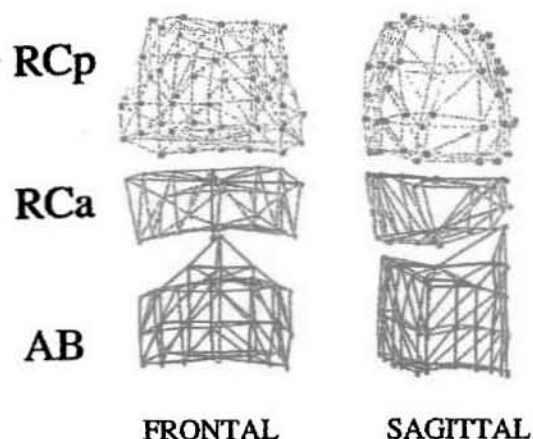
Εικόνα 1.2. Διάταξη Οπτοηλεκτρονικού Πληθυσμογράφου (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).

Ένας παράλληλος επεξεργαστής εκτελεί σε πραγματικό χρόνο αλγορίθμους αναγνώρισης της δισδιάστατης θέσης κάθε ενδείκτη για κάθε κάμερα. Αφού υπολογιστούν και ταξινομηθούν οι δισδιάστατες συντεταγμένες όλων των ενδεικτών, κάθε ένας από τους οποίους πρέπει να είναι ορατός από δύο τουλάχιστον κάμερες, υπολογίζονται με ακρίβεια οι τρισδιάστατες συντεταγμένες με τη μέθοδο της στερεοφωτογραμμετρίας (Εικόνα 1.3).



Εικόνα 1.3. Εφαρμογή στερεοφωτογραμμετρίας για την εύρεση των όγκων των θωρακικών διαμερισμάτων (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).

Με γνωστές τις τρισδιάστατες συντεταγμένες των σημείων της θωρακικής επιφάνειας, ως προς τυχαίο σύστημα αναφοράς, ορίζεται μία κλειστή επιφάνεια συνδέοντας τα σημεία ώστε να σχηματιστεί ένα πλέγμα τριγώνων (τριγωνοποίηση) (Εικόνα 1.4). Για κάθε στοιχειώδες τρίγωνο, προσδιορίζονται η επιφάνειά του και η κατεύθυνση του κάθετου σε αυτό διανύσματος. Ο όγκος που περικλείεται από τη θωρακοιλιακή επιφάνεια προσεγγίζεται από το κλειστό πλέγμα αυτών των τριγώνων και μπορεί να υπολογιστεί με χρήση του θεωρήματος του Gauss.



Εικόνα 1.4. Γεωμετρικά μοντέλα των τριών διαμερισμάτων του θωρακικού τοιχώματος: του πνευμονικού διαμερίσματος του θωρακικού κλωβού (RCp), του κοιλιακού διαμερίσματος του θωρακικού κλωβού (RCa) και της κοιλίας (AB) (έχει ληφθεί από την εργασία [7]).

Η ΟΗΠ επιτρέπει τη μέτρηση όχι μόνον του όγκου του θωρακικού τοιχώματος, αλλά και των επί μέρους διαμερισμάτων που το απαρτίζουν. Συνήθως σε μελέτες αναπνευστικών παραμέτρων, η μοντελοποίηση γίνεται θεωρώντας ότι το θωρακικό τοίχωμα αποτελείται από τρία (3) διαμερίσματα: το πνευμονικό διαμέρισμα του θωρακικού κλωβού, το κοιλιακό διαμέρισμα του θωρακικού κλωβού, και την κοιλία.

1.3 Ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις σε ασθενείς με ΧΑΠ

Το φαινόμενο της έλλειψης συγχρονισμού μεταξύ αναπνευστικών μυών, γνωστό και ως φαινόμενο Hoover (Hoover's sign), περιγράφηκε πρώτη φορά το 1920 [8]. Το φαινόμενο συνίσταται στην προς τα έσω κίνηση των πλευρικών παρυφών κατά την εισπνοή και αποτέλεσε ένδειξη σοβαρής απόφραξης των αεραγωγών. Παθολογικές κινήσεις του θώρακα και της κοιλίας κατά την αναπνοή έχουν παρατηρηθεί σε ασθενείς με αναπνευστική ανεπάρκεια, ενώ συσπάσεις των κοιλιακών μυών κατά την εισπνοή έχουν διαπιστωθεί και σε υγιή άτομα, σε περιπτώσεις μεγάλων πνευμονικών όγκων. Επιπλέον, σε υγιή άτομα, έχει περιγραφεί ένας ασύγχρονος τρόπος αναπνοής που συνίσταται σε πτώση του διαφράγματος κατά την εκπνοή.

Ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις σε ασθενείς με ΧΑΠ περιγράφηκαν πρώτη φορά το 1975 [9]. Από ένα σύνολο 17 ασθενών, οι 13 παρουσίαζαν διαφορά φάσης μεταξύ της κίνησης του θώρακα και εκείνης της κοιλίας. Συγκεκριμένα, η κοιλία παρουσίαζε μια απότομη προς τα έσω κίνηση κατά το τέλος της εισπνοής και στη συνέχεια μια προς τα έξω κίνηση στην αρχή της εκπνοής. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι, σε διάστημα 10 μηνών, οι 9 από τους 13 ασθενείς με ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις είχαν σημαντικά υψηλότερη θνησιμότητα σε σχέση με τους ασθενείς που δεν παρουσίαζαν ασύγχρονες κινήσεις.

Σε μεταγενέστερη μελέτη [10], με μεγαλύτερο πλήθος (40) ασθενών με ΧΑΠ, διαπιστώθηκε ότι η έλλειψη συγχρονισμού μεταξύ θώρακα και κοιλίας είναι πολύ συχνή σε αυτούς τους ασθενείς, αν και συχνά παραβλέπεται στην κλινική πράξη. Παρόλα αυτά, οι ασύγχρονες αυτές αναπνευστικές κινήσεις δε βρέθηκαν να συσχετίζονται με τη σοβαρότητα της νόσου. Σε άλλη εργασία [11] υπολογίστηκαν αριθμητικές τιμές για τη διαφορά φάσης μεταξύ του θώρακα και της κοιλίας 10 υγιών ατόμων και 10 ασθενών με ΧΑΠ. Συγκεκριμένα, βρέθηκε ότι η διαφορά αυτή ήταν περίπου 10° στους υγιείς, ενώ στους ασθενείς μπορούσε να φτάσει ακόμα και τις 30° .

Σε πρόσφατη μελέτη εκτιμήθηκε η διαφορά φάσης μεταξύ του πνευμονικού (άνωτερου) και του κοιλιακού (κατώτερου) θωρακικού διαμερίσματος σε 20 ασθενείς με ΧΑΠ και 10 υγιείς μάρτυρες στην ηρεμία και κατά τη διάρκεια άσκησης [12]. Από το σύνολο των ασθενών, οι 8 παρουσίαζαν ασύγχρονες αναπνευστικές κινήσεις στην ηρεμία και το φαινόμενο αυτό συσχετίστηκε με πρόωπη υπερδιάταση του θώρακα και έντονη δύσπνοια προς το τέλος της άσκησης. Στην ίδια εργασία υπολογίστηκε ότι ως κατώφλι για την ύπαρξη ή μη θωρακο-κοιλιακής ασυνεργίας θα μπορούσε να θεωρηθεί η τιμή 14° .

1.4 Μέθοδοι εκτίμησης της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων

Η αξιόπιστη εκτίμηση της διαφοράς φάσης μεταξύ δύο αναπνευστικών σημάτων απαιτεί τη χρήση (α) κατάλληλης διάταξης για την αξιόπιστη καταγραφή των προς ανάλυση σημάτων και (β) κατάλληλης μεθόδου επεξεργασίας σήματος. Σε αυτή την ενότητα, επιχειρείται μια σύντομη επισκόπηση προηγούμενων μελετών σχετικών με την εκτίμηση της διαφοράς φάσης αναπνευστικών σημάτων, στις οποίες χρησιμοποιούνται διαφορετικές μετρητικές διατάξεις και διαφορετικές τεχνικές επεξεργασίας των σημάτων. Ως προς την κλινική εφαρμογή, οι μελέτες αυτές χωρίζονται σε 2 κατηγορίες, (α) εκείνες που αφορούν στην ανάλυση σημάτων ενηλίκων (υγιών ατόμων και ασθενών με ΧΑΠ) και (β) εκείνες που αφορούν στην ανάλυση σημάτων βρεφών και εφήβων, στα οποία παρατηρούνται συχνά φαινόμενα ασύγχρονων αναπνευστικών κινήσεων.

Η μελέτη [8] έγινε με την εξέταση ενηλίκων πασχόντων από ΧΑΠ. Χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρομαγνητικός παρακολουθητής αναπνοής για την καταγραφή των προσθοπίσθιων κινήσεων του θώρακα και κοιλίας. Η διάταξη αυτή χρησιμοποιεί μαγνητικά πηνία για την καταγραφή των μεταβαλλόμενων διαστάσεων των δύο διαμερισμάτων. Το μαγνητικό πηνίο για το θωρακικό κλωβό τοποθετήθηκε άνωθεν του ξιφοειδούς σε σημείο τέτοιο ώστε να υπάρχει η μέγιστη δυνατή κίνηση κατά την ήρεμη αναπνοή. Το μαγνητικό πηνίο για την κοιλία τοποθετήθηκε 5 εκατοστά πάνω από τον ομφαλό. Επίσης, πηνία τοποθετήθηκαν στα αντίστοιχα σημεία του οπίσθιου μέρους του σώματος του ασθενούς. Από την ποιοτική (οπτική) μελέτη των σημάτων, κάθε εξεταζόμενος εντασσόταν σε μία από τις 2 ομάδες (παρουσία - απουσία ΔΦ). Στην εργασία [11] η καταγραφή των σημάτων έγινε με μαγνητόμετρο και η εκτίμηση

της ασύγχρονης κίνησης με μεθόδους που βασίζονται στο σχήμα Lissajous και στην παραδοξική κίνηση. Στις μεθόδους αυτές στηρίζεται και η εκτίμηση της $\Delta\Phi$ στην εργασία [12], όμως εκεί η καταγραφή των σημάτων πραγματοποιήθηκε με την μέθοδο της ΟΗΠ.

Στην [13] χρησιμοποιήθηκε επαγωγική πληθυσμογραφία της αναπνοής για την απόκτηση των σημάτων θωρακικών όγκων εφήβων με κυστική ίνωση. Η ζώνη του επαγωγικού πληθυσμογράφου αναπνοής που συνέβαλε στην καταγραφή του σήματος του θωρακικού κλωβού τοποθετήθηκε στο ύψος της θηλής του στήθους και αυτή για το σήμα της κίνησης της κοιλίας, στον ομφαλό. Η εκτίμηση της $\Delta\Phi$ έγινε όπως και στην [11]. Οι [14] και [15] ασχολήθηκαν με τη μελέτη της $\Delta\Phi$ σε βρέφη. Τα σήματα της εργασίας [14] αποκτήθηκαν με επαγωγική πληθυσμογραφία αναπνοής, και η $\Delta\Phi$ εκτιμήθηκε με μία πρωτότυπη μέθοδο, που βασίζεται σε φιλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα και που φάνηκε να αποδίδει καλύτερα αποτελέσματα σε σύγκριση με την ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο της μέγιστης γραμμικής συσχέτισης. Η [15] περιλαμβάνει σήματα που καταγράφηκαν με τον ίδιο τρόπο αλλά υπολογίζει τη $\Delta\Phi$ με τις μεθόδους των κορυφών και το γράφημα Bland-Altman.

Οι μελέτες [8], [9], [11], [12], [13], και [15] χρησιμοποίησαν συμβατικές μεθόδους εκτίμησης της $\Delta\Phi$. Στην [16] παρουσιάζονται και συγκρίνονται 6 συμβατικές μεθοδολογίες εκτίμησης της θωρακοκοιλιακής ασυνεργίας. Αυτές είναι η ετεροσυσχέτιση, η μέγιστη γραμμική συσχέτιση, η παραδοξική κίνηση, η ανάλυση βρόγχου, ο μέσος όρος των σημάτων (signal averaging), και η γραμμική μοντελοποίηση. Από αυτές, καλύτερα αποτελέσματα προέκυψαν με την ετεροσυσχέτιση και τη μέγιστη γραμμική συσχέτιση. Χρησιμοποιήθηκαν δύο ειδών συνθετικά σήματα: αθόρυβα, και με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου, ο οποίος έφτανε ως το 10% του πλάτους του σήματος. Ερευνήθηκε η απόδοση των μεθόδων για διαφορές φάσης 0° , 30° , 45° , 60° , 90° , και 135° . Η ανάλυση βρόγχου, η οποία έγινε με το σχήμα Lissajous, δεν απέδωσε καλά κυρίως επειδή απαιτεί υπόθεση ότι τα σήματα είναι ημιτονοειδούς μορφής. Είναι γνωστό ότι τα σήματα της αναπνοής δεν υπάγονται σε αυτήν την κατηγορία καθώς είναι στοχαστικά, και μια τέτοια εσφαλμένη υπόθεση είναι αναμενόμενο να οδηγήσει σε λάθος συμπεράσματα. Επίσης για μικρές διαφορές φάσης, ένα μικρό σφάλμα στην εκτίμηση των παραμέτρων της μεθόδου είναι ικανό να εισάγει μεγάλο σφάλμα στο τελικό αποτέλεσμα. Η μέθοδος εκτίμησης της $\Delta\Phi$ μέσω του ελέγχου της παραδοξικής κίνησης είναι ιδιαίτερα

ευάλωτη στο θόρυβο. Η μετάφραση του ποσοστού του χρόνου αντίθετης κίνησης σε $\Delta\Phi$ δεν γίνεται με σωστό τρόπο αν υπάρχει έστω και μικρή παρουσία θορύβου. Επιπλέον, το φιλτράρισμα με κατωπερατό φίλτρο δεν ήταν επαρκές για να διορθώσει ικανοποιητικά το σφάλμα. Η τεχνική του signal averaging απέδωσε ικανοποιητικά στην παρουσία θορύβου. Όμως, τα τελικά αποτελέσματα δεν ήταν σωστά λόγω της παρουσίας υψηλών συχνοτήτων στα αναπνευστικά σήματα. Τέλος, η γραμμική μοντελοποίηση αποδείχθηκε ιδιαίτερα ευαίσθητη στην κυματομορφή των σημάτων. Οι παραπάνω τεχνικές εφαρμόστηκαν σε σήματα από πιθήκους *Macaca mulatta* που αποκτήθηκαν με επαγωγική πληθυσμογραφία αναπνοής.

1.5 Σκοπός της εργασίας

Οι μέθοδοι απόκτησης των σημάτων των προαναφερομένων μελετών, με εξαίρεση την [12], έχουν μειονεκτήματα, καθώς οι ασθενείς πρέπει να βρίσκονται σε ύπτια στάση, γεγονός που δεν επιτρέπει στα θωρακικά διαμερίσματα την ελεύθερη (προς όλες τις κατευθύνσεις) κίνηση. Επιπλέον, είναι ευάλωτες σε θόρυβο (κυρίως Γκαουσιανό). Τα σήματα της [12] αποκτήθηκαν με την πρωτότυπη μέθοδο της ΟΗΠ που περιγράφεται στην ενότητα 1.2.1., αλλά αναλύθηκαν με δύο συμβατικές μεθόδους, που βασίζονται στο σχήμα Lissajous και στην παραδοξική κίνηση.

Σκοπός της πτυχιακής εργασίας είναι η διερεύνηση της $\Delta\Phi$ μεταξύ αναπνευστικών σημάτων διαφορετικών θωρακικών διαμερισμάτων, συμπληρώνοντας και επεκτείνοντας τα ευρήματα προηγούμενων συναφών μελετών. Η εκτίμηση της $\Delta\Phi$ θα πραγματοποιηθεί με χρήση κατάλληλων υπολογιστικών εργαλείων που βασίζονται σε τεχνικές επεξεργασίας σήματος. Τα εργαλεία αυτά περιλαμβάνουν την υλοποίηση συμβατικών μεθόδων εκτίμησης της διαφοράς φάσης καθώς και την υλοποίηση πρωτότυπης μεθόδου που έχει προταθεί σε προηγούμενη εργασία [14]. Τα σήματα στα οποία θα εφαρμοστούν οι προτεινόμενες μεθοδολογίες περιλαμβάνουν: (α) συνθετικά σήματα που προσομοιάζουν αναπνευστικά σήματα όγκου θωρακικών διαμερισμάτων και (β) πραγματικά αναπνευστικά σήματα θωρακικών όγκων. Τα τελευταία έχουν προκύψει από καταγραφές με ΟΗΠ και περιλαμβάνουν χρονικά μεταβαλλόμενους θωρακικούς όγκους νεαρών υγιών ατόμων καθώς και ασθενών με ΧΑΠ στην ηρεμία και κατά τη διάρκεια άσκησης σε διαφορετικά επίπεδα φορτίου.

2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ

ΔΙΑΦΟΡΑΣ ΦΑΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ

ΔΥΟ ΣΗΜΑΤΩΝ

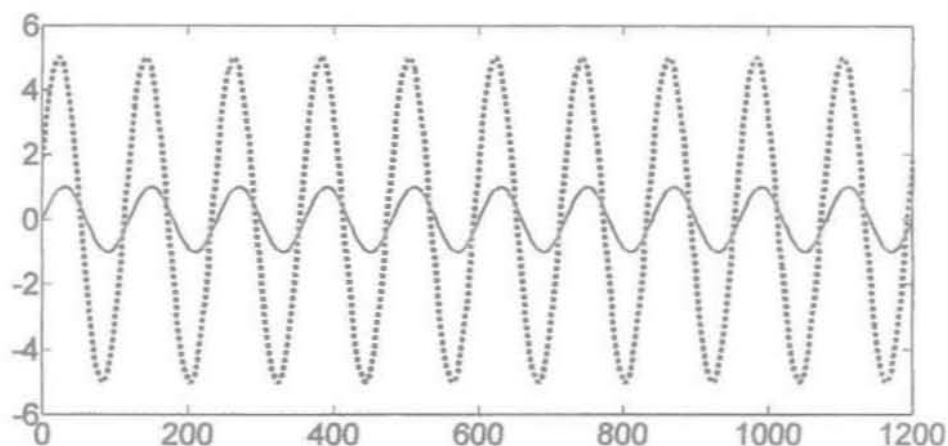
Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφονται οι βασικές αρχές πέντε μεθόδων εκτίμησης της διαφοράς φάσης μεταξύ δύο σημάτων που χρησιμοποιούνται σε αυτή την εργασία. Από αυτές, η μέθοδος που βασίζεται στο συντελεστή συσχέτισης του Pearson, αποτελεί έναν κλασσικό τρόπο υπολογισμού $\Delta\Phi$ ο οποίος έδειξε να παράγει αποτελέσματα με μικρό σφάλμα στην εργασία [16]. Η μέθοδος εκτίμησης της διαφοράς φάσης που βασίζεται στη γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier είναι μία σύγχρονη και εύκολα υλοποιήσιμη μέθοδος η οποία δεν έχει εφαρμοστεί σε μελέτες αναπνευστικών σημάτων. Οι μέθοδοι που στηρίζονται στο σχήμα Lissajous και στη μέτρηση της παραδοξικής κίνησης είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες σε έρευνες ασύγχρονων αναπνευστικών κινήσεων. Τέλος, η μέθοδος που χρησιμοποιεί φίλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα έχει προταθεί σχετικά πρόσφατα, και φάνηκε να είναι ακριβέστερη συγκριτικά με αυτήν που σχετίζεται με το συντελεστή συσχέτισης του Pearson [14].

2.1 Διαφορά φάσης που βασίζεται στη γωνία φάσης του Μετασχηματισμού Fourier ($\Delta\Phi_{FT}$)

Η μέθοδος αυτή εξαρτάται σε πολύ μεγάλο βαθμό από τον ακριβή υπολογισμό του συχνοτικού περιεχομένου. Αφού υπολογιστεί η (κύρια) συχνότητα του σήματος μέσω του μετασχηματισμού Fourier, γίνεται εκτίμηση της γωνίας φάσης των μετασχηματισμών Fourier των δύο υπό εξέταση σημάτων. Κατόπιν, εντοπίζονται οι τιμές της γωνίας φάσης στα σημεία που αντιστοιχούν στη συχνότητα κάθε σήματος και υπολογίζεται η διαφορά τους. Αν θέσουμε ϕ_x τη γωνία φάσης του FT του ενός σήματος και ϕ_y αυτήν του FT του άλλου σήματος, τότε η εκτιμώμενη $\Delta\Phi$ είναι η διαφορά $\phi_x - \phi_y$.

Για την καλύτερη επεξήγηση της μεθόδου, παρατίθεται ένα απλό παράδειγμα. Έστω δύο ημιτονοειδή σήματα $x[n] = \sin(2\pi 0.5 n)$ και $y[n] = 5 \sin(2\pi 0.5 n +$

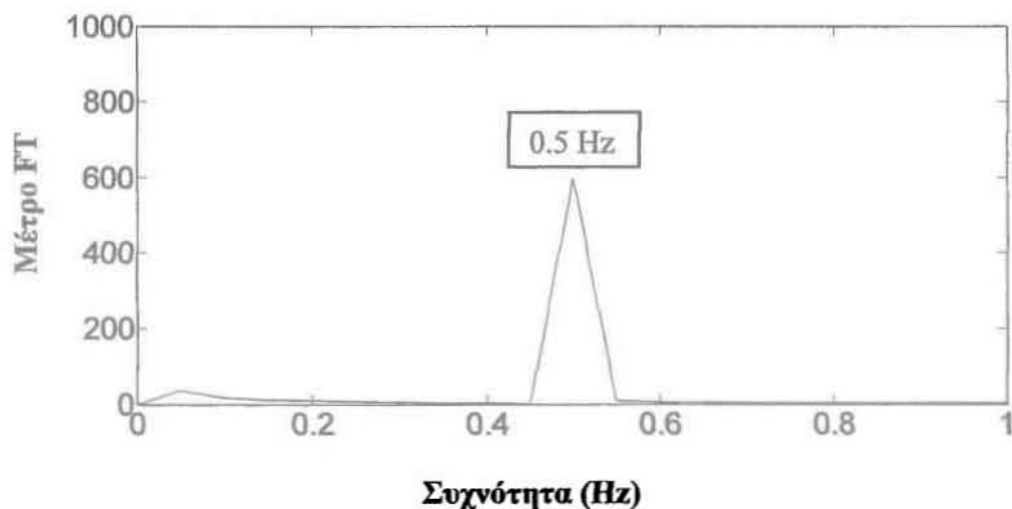
$\frac{\pi}{8}$) συχνότητας 0.5Hz, πλάτους 1 και 5, αντίστοιχα, με διαφορά φάσης $\pi/8$. Τα σήματα x και y απεικονίζονται στην Εικόνα 2.1.



Αύξων αριθμός δείγματος (n)

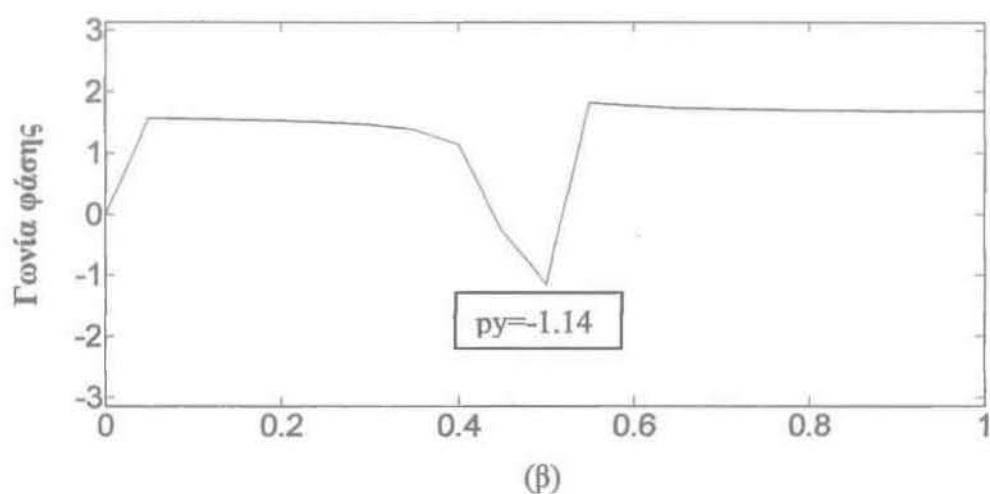
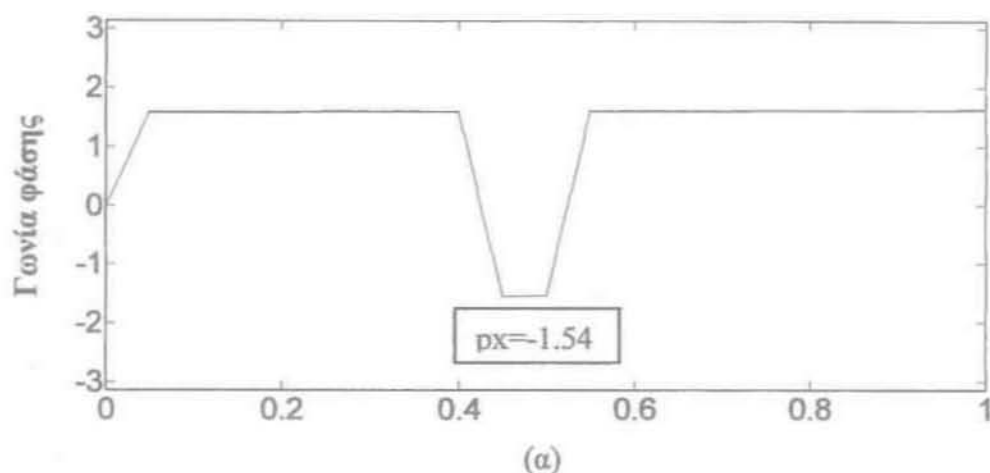
Εικόνα 2.1. Τα δύο σήματα, $x[n]$, $y[n]$, στο ίδιο γράφημα για καλύτερη οπτική κατανόηση της $\Delta\Phi$ (με συνεχή γραμμή το x και με διακεκομμένη το y).

Στην περίπτωση του παρόντος παραδείγματος, γνωρίζουμε εκ των προτέρων το συχνοτικό περιεχόμενο, όμως στη γενική περίπτωση αυτό υπολογίζεται με το μετασχηματισμό Fourier (Εικόνα 2.2)



Εικόνα 2.2. Μέτρο μετασχηματισμού Fourier των σημάτων, ο οποίος επιβεβαιώνει το συχνοτικό τους περιεχόμενο.

Το επόμενο βήμα είναι η δημιουργία των σημάτων γωνίας φάσης των FT των σημάτων x και y .



Συχνότητα (Hz)

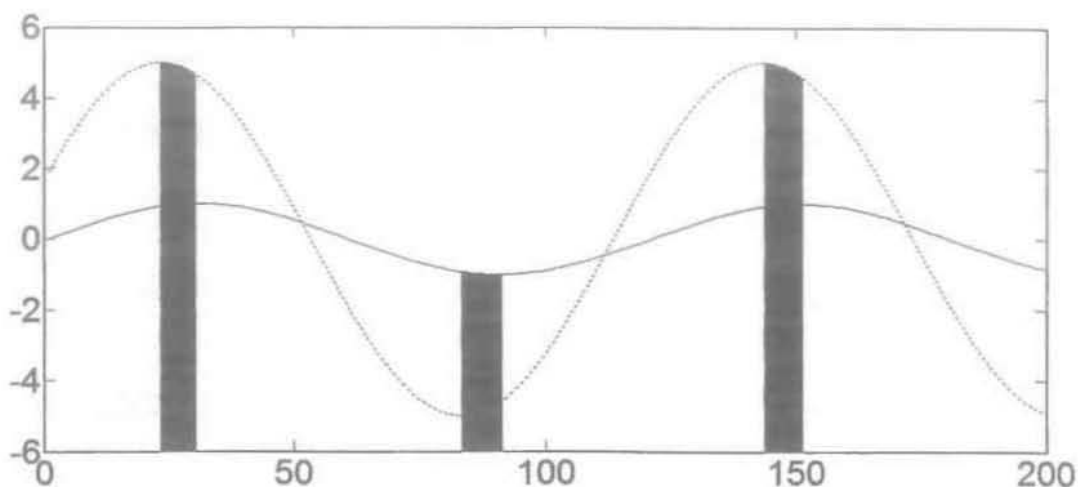
Εικόνα 2.3. Γωνίες φάσης των μετασχηματισμών Fourier των σημάτων $x[n]$ (α) και $y[n]$ (β).

Το τελευταίο βήμα είναι η εύρεση των p_x και p_y (Εικόνα 2.3) και ο υπολογισμός της διαφοράς τους.

Τελικά έχουμε τη διαφορά $|p_x - p_y| = |-1.54 - (-1.14)| = 0.39 = \pi/8$, όπου το σύμβολο $|\cdot|$ συμβολίζει την απόλυτη τιμή του στοιχείου που περιέχεται.

2.2 Διαφορά φάσης που βασίζεται στην παραδοξική κίνηση ($\Delta\Phi_{PM}$)

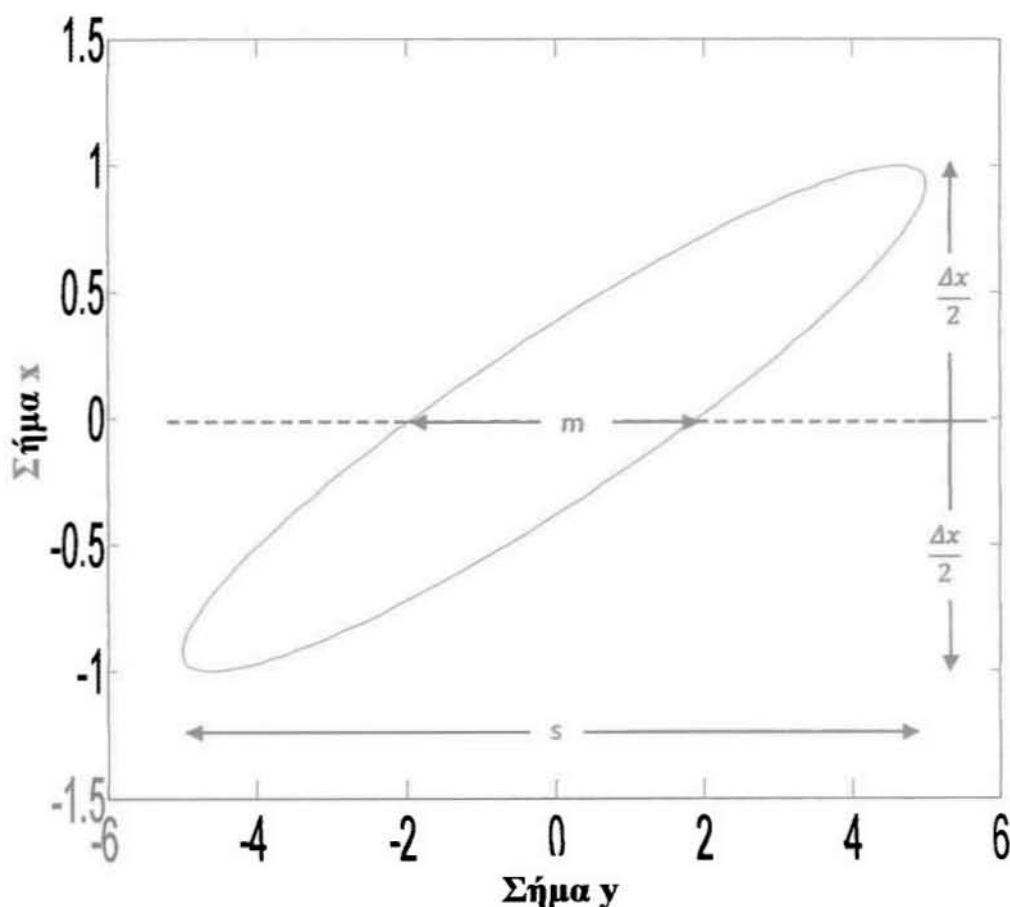
Η παραδοξική κίνηση (paradoxical motion) μπορεί να οριστεί ως ο λόγος του χρόνου κατά τον οποίο τα δύο σήματα έχουν αντίθετη κατεύθυνση (το ένα αυξάνεται και το άλλο μειώνεται) προς το συνολικό χρόνο της μέτρησης. Ο καθορισμός του ποσοστού του χρόνου όπου το ένα σήμα κινείται αντίθετα προς το άλλο αποτελεί μία μέτρηση του μεγέθους της διαφοράς φάσης. Εάν τα δύο σήματα έχουν πλήρη συμφωνία φάσης, η παραδοξική κίνηση θα είναι 0 (ή 0%), το οποίο υποδηλώνει ότι δεν υπάρχει καμία χρονική στιγμή όπου να παρατηρείται αντίθετη κίνηση των δύο σημάτων. Αν έχουν πλήρη διαφορά φάσης, η παραδοξική κίνηση θα έχει τιμή 1 (ή 100%), το οποίο υποδηλώνει ότι σε όλη τη διάρκεια της μέτρησης τα δύο σήματα έχουν αντίθετη σχετική κίνηση. Σε κάθε άλλη περίπτωση θα προκύψει μία τιμή μεταξύ 0 και 1. Για να υπολογιστεί η παραδοξική κίνηση, κάθε χρονική στιγμή ελέγχεται η τιμή κάθε σήματος. Στο πρώτο σήμα, εάν η τιμή αυτή είναι μικρότερη (μεγαλύτερη) από την τιμή της προηγούμενης χρονικής στιγμής, τότε έχουμε μείωση (αύξηση) της τιμής του σήματος. Εάν υπάρχει μείωση (αύξηση) και στο δεύτερο σήμα, τότε εκείνη τη χρονική στιγμή δεν υπάρχει παραδοξική κίνηση. Αντίθετα, εάν έχουμε αύξηση (μείωση) στο άλλο σήμα, τότε εκείνη τη χρονική στιγμή υπάρχει παραδοξική κίνηση. Τελικά, υπολογίζεται το ποσοστό της παραδοξικής κίνησης μίας ομάδας σημείων (η οποία ενδεχομένως να αποτελείται και από όλο το σήμα) και το αποτέλεσμα ανάγεται σε διαφορά φάσης με τον πολλαπλασιασμό του ποσοστού αυτού με π . Στην Εικόνα 2.4 παρουσιάζεται μέρος των σημάτων $x[n]$ και $y[n]$ και είναι σκιασμένα τα δείγματα (χρονικές στιγμές) στα οποία υπάρχει παραδοξική κίνηση. Στην εφαρμογή της μεθόδου στα συνθετικά σήματα της 2.1, εντός μίας περιόδου (διάρκεια 121 δείγματα) υπάρχουν 15 περιπτώσεις εμφάνισης παραδοξικής κίνησης, συνεπώς η $\Delta\Phi$ εκτιμάται ως $\pi (15/121) = 0.39 = \pi/8$.



Εικόνα 2.4. Τμήμα των σημάτων $x[n]$ (συνεχής γραμμή) και $y[n]$ (διακεκομμένη γραμμή). Επισημαίνονται με σκίαση τα σημεία ύπαρξης παραδοξικής κίνησης.

2.3 Διαφορά φάσης που βασίζεται στο σχήμα Lissajous ($\Delta\Phi_{LF}$)

Για τη διαδικασία αυτή δεν λαμβάνεται υπόψη όλο το σήμα, αλλά μόνον ό,τι περιλαμβάνεται εντός μίας περιόδου. Το σχήμα Lissajous δημιουργείται με την απεικόνιση στο ίδιο γράφημα των δύο υπό μελέτη σημάτων (δηλαδή αυτών που αντιστοιχούν σε έναν κύκλο). Για την καλύτερη επεξήγηση χρησιμοποιείται πάλι το παράδειγμα των δύο σημάτων της ενότητας 2.1.



Εικόνα 2.5. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα $x[n]$ και $y[n]$ κατά το χρονικό διάστημα μίας περιόδου.

Η εκτίμηση της διαφοράς φάσης με το σχήμα Lissajous προκύπτει με τη διαδικασία που περιγράφεται παρακάτω. Πηγαίνουμε στον κάθετο άξονα και παίρνουμε το κατακόρυφο ευθύγραμμο τμήμα που ορίζεται από τη μέγιστη και την ελάχιστη τιμή του σήματος x και έχει μήκος Δx . Κατόπιν, χαράζουμε την οριζόντια γραμμή που αντιστοιχεί στο ύψος του μέσου του ευθύγραμμου αυτού τμήματος (η διακεκομμένη στην Εικόνα 2.5). Έπειτα, υπολογίζεται η απόσταση μεταξύ των δύο γραμμών που δημιουργήθηκαν από τα δύο σήματα πάνω στη διακεκομμένη γραμμή. Η απόσταση αυτή ισούται με m . Η παράμετρος s ορίζεται από το μήκος της οριζόντιας προβολής του σήματος της Εικόνας 2.5. Τελικά, η διαφορά φάσης εκτιμάται ως $\sin^{-1}(\frac{m}{s})$. Σε εφαρμογή της μεθόδου στα συνθετικά σήματα της 2.1, η απόσταση m υπολογίστηκε 3.82, ενώ η s μετρήθηκε 10. Έτσι, ως $\Delta\Phi$ ορίζεται το τόξο του ημιτόνου του πηλίκου $3.82/10$, το οποίο ισούται με $0.39(=\pi/8)$.

2.4 Διαφορά φάσης που βασίζεται στη μέθοδο Pearson ($\Delta\Phi_P$)

Η μέθοδος του Pearson, γνωστή και ως μέθοδος μέγιστης γραμμικής συσχέτισης, συνίσταται στον καθορισμό των συντελεστών συσχέτισης του Pearson των υποσυνόλων δύο σημάτων. Ο καθορισμός της διαφοράς φάσης βασίζεται στη συσχέτιση του Pearson μεταξύ των δύο σημάτων η οποία δίνεται από τη σχέση

$$P_{xy} = \frac{S_{xy}}{S_{xx}S_{yy}} \quad (2.1.a)$$

όπου

$$S_{xy} = \sum_{k=1}^M (x_k - \text{mean}(x))(y_k - \text{mean}(y)) \quad (2.1.b)$$

$$S_{xx} = \sqrt{\sum_{k=1}^M (x_k - \text{mean}(x))^2} \quad (2.1.g)$$

$$S_{yy} = \sqrt{\sum_{k=1}^M (y_k - \text{mean}(y))^2} \quad (2.1.d)$$

M: το μέγεθος του δείγματος στο οποίο θα γίνει η μέτρηση ($k=1,2,\dots,M$)

mean(x): η μέση τιμή του διανύσματος x,

mean(y): η μέση τιμή του διανύσματος y.

Το πρώτο στάδιο είναι ο υπολογισμός του διανύσματος P_{xy} . Το επόμενο στάδιο περιλαμβάνει την εύρεση της μέγιστης τιμής του P_{xy} . Έστω ότι το δείγμα για το οποίο το P_{xy} γίνεται μέγιστο είναι το τ_p . Με μετασχηματισμό Fourier θα βρεθεί η συχνότητα του σήματος (έστω f_a). Τελικά η διαφορά φάσης υπολογίζεται από τον τύπο

$$\varphi_p = \pi(1 - |(2f_a\tau_p \bmod 2) - 1|) \quad (2.2)$$

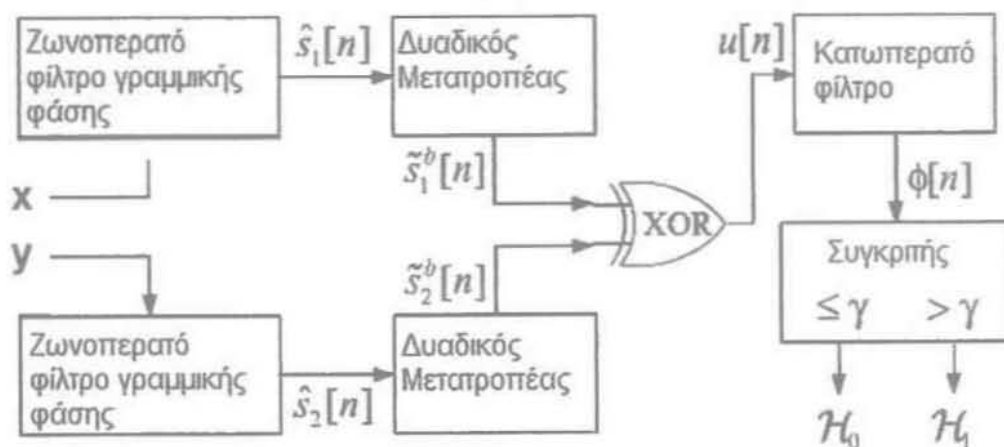
όπου το \bmod δηλώνει τη συνάρτηση modulo: $(a \bmod b) = a - n\beta$ όπου $n = 0$ αν $\beta = 0$ και $n = \lfloor a/\beta \rfloor$ αν $\beta \neq 0$. Το $\lfloor \cdot \rfloor$ δηλώνει τη στρογγυλοποίηση προς τα κάτω του πηλίκου a/b . Για τα συνθετικά σήματα της 2.1, το διάνυσμα P_{xy} γίνεται μέγιστο στο 269° δείγμα. Άρα το τ_p ισούται με 269. Το f_a είναι 0.5 Hz. Οπότε έχουμε

$$(2f_a\tau_p \bmod 2) - 1 = 2 * 0.5 * 269 \bmod 2 - 1 = 1 - 1 = 0.$$

Άρα $\varphi_p = \pi * 1 = \pi$. Αυτό το αποτέλεσμα δεν ανταποκρίνεται στην πραγματική διαφορά φάσης.

2.5 Διαφορά φάσης που βασίζεται σε φιλτράρισμα με ελάχιστα τετράγωνα $\Delta\Phi_{LS}$

Η μέθοδος αυτή προτάθηκε από τον Motto και τους συνεργάτες του και παρέχει αυξημένο SNR, καθώς χρησιμοποιούνται κατάλληλα ζωνοπερατά φίλτρα [14]. Τα φίλτρα αυτά είναι γραμμικής φάσης για να μην επηρεάζουν την ορθότητα του τελικού αποτελέσματος. Επίσης, χρησιμοποιούνται δυαδικοί μετατροπείς για τη μετατροπή του (φιλτραρισμένου) σήματος σε δυαδικό. Επιπλέον, χρησιμοποιείται μία πύλη XOR, ένα κατωπερατό φίλτρο και ένας συγκριτής. Αυτά φαίνονται και διαγραμματικά στην Εικόνα 2.6 και αναλύονται εκτενέστερα παρακάτω.



Εικόνα 2.6. Διαδικασία εκτίμησης διαφοράς φάσης μεταξύ δύο σημάτων $x[n]$ και $y[n]$.

Ζωνοπερατό φίλτρο: Ανάλογα με το ποιες συχνότητες επιθυμούμε να διαπερνούν το φίλτρο, θα ορίσουμε τις τιμές ω_b^{min} και ω_b^{max} . Έτσι, η μοναδιαία κρουστική απόκριση, έστω $H_d(\omega)$ ορίζεται ως:

$$H_d(\omega) = \begin{cases} 0, & 0 \leq \omega \leq \omega_1 \\ \frac{\omega_b^{min} - \omega}{\omega_b^{min} - \omega_1}, & \omega_1 \leq \omega \leq \omega_b^{min} \\ 1, & \omega_b^{min} \leq \omega \leq \omega_b^{max} \\ \frac{\omega_2 - \omega}{\omega_2 - \omega_b^{max}}, & \omega_b^{max} \leq \omega \leq \omega_2 \\ 0, & \omega_2 \leq \omega \leq \pi \end{cases} \quad (2.3.a)$$

Τα διαστήματα $(\omega_1, \omega_b^{min})$ και $(\omega_b^{max}, \omega_2)$ είναι τα μεταβατικά διαστήματα.

Οι συντελεστές του φίλτρου προκύπτουν από την επίλυση της κάτωθι βελτιστοποίησης:

$$\min_{\{x[k]: 0 \leq k < q\}} \int_0^{\omega_{\max}} W(\omega) (H_d(\omega) - \sum_{k=0}^q 2x[k] \cos(k\omega))^2 d\omega \quad (2.3.\beta)$$

όπου $W(\omega)$ είναι η συνάρτηση βάρους η οποία είναι 1000 στην πρώτη ζώνη αποκοπής ($0 \leq \omega \leq \omega_1$), 10 στη ζώνη διάβασης ($\omega_{\min}^b \leq \omega \leq \omega_{\max}^b$), και 1 αλλού.

Δυναδικός μετατροπέας: Τα σήματα $x[n]$ και $y[n]$ εισέρχονται στους δυαδικούς μετατροπείς. Η έξοδος $s_1^b[n]$ του πρώτου μετατροπέα είναι 0 όταν το $x[n]$ είναι αρνητικό και 1 διαφορετικά. Το αντίστοιχο ισχύει και για τον άλλο μετατροπέα (s_2^b).

Πύλη XOR: Η πύλη XOR βγάζει έξοδο $u[n]=1$ όταν $s_1^b[n] \neq s_2^b[n]$ και 0 όταν $s_1^b[n] = s_2^b[n]$. Ας υποθέσουμε ότι η διαφορά φάσης των δύο σημάτων παραμένει σταθερή κατά τη διάρκεια των σημάτων. Τότε η αναλογία του χρόνου στον οποίο το $s_1^b[n]$ είναι διαφορετικό από το $s_2^b[n]$ δίνει την πληροφορία της διαφοράς φάσης των δύο σημάτων. Αν ο χρόνος που διαρκεί το σήμα είναι T και ο χρόνος κατά τον οποίο το $s_1^b[n]$ έχει διαφορετική τιμή από το $s_2^b[n]$ είναι τ , τότε η διαφορά φάσης θα ισούται με

$$\varphi = \frac{\tau}{T} \quad (2.4)$$

Κατωπερατό φίλτρο: Το κατωπερατό φίλτρο υπολογίζει το ποσοστό του χρόνου κατά τον οποίο το $u[n]$ έχει τιμή 1, δηλαδή $s_1^b[n] \neq s_2^b[n]$. Το αποτέλεσμα αυτό ανάγεται σε διαφορά φάσης με τον πολλαπλασιασμό του ποσοστού του χρόνου όπου $u[n] = 1$ με τον αριθμό π .

Συγκριτής: Ορίζεται ένα κατώφλι γ . Εάν το $\varphi[n]$ είναι μικρότερο από το γ , τότε θεωρούμε ότι δεν υπάρχει διαφορά φάσης (υπόθεση H_0). Εάν το $\varphi[n]$ είναι μεγαλύτερο από το γ , τότε θεωρούμε ότι υπάρχει διαφορά φάσης μεταξύ των δύο σημάτων (υπόθεση H_1).

Κατά την εφαρμογή της μεθόδου στα συνθετικά σήματα της 2.1, μετά το φιλτράρισμα με το ζωνοπερατό φίλτρο γραμμικής φάσης υπήρξαν 151 περιπτώσεις, από το σύνολο των 1201 όπου τα διανύσματα $s_1^b[n]$ και $s_2^b[n]$ έχουν διαφορετικές τιμές. Έτσι, το $u[n]$ που έχει μήκος 1201 θα πάρει 151 φορές την τιμή 1, άρα η $\Delta\Phi$ θα είναι ίση με: $\pi (151/1201) = 0.39 = \pi/8$.

3. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΙ

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται η μεθοδολογία δημιουργίας συνθετικών σημάτων θωρακικών όγκων, απαραίτητων για τη μελέτη της ακρίβειας των τεχνικών εκτίμησης της ΔΦ. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την εφαρμογή των τεχνικών που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο 2 στα υπό μελέτη σήματα περιγράφεται επίσης σε αυτό το κεφάλαιο. Επιπλέον, περιγράφονται οι διαδικασίες καταγραφής των πραγματικών σημάτων θωρακικών όγκων υγιών ατόμων και ασθενών με ΧΑΠ, που αποτελούν το βασικό υλικό που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή την εργασία.

3.1 Συνθετικά σήματα θωρακικών όγκων

Για τον υπολογισμό της ακρίβειας των μεθόδων εκτίμησης της ΔΦ δημιουργήθηκαν συνθετικά σήματα με χρήση του λογισμικού πακέτου MatLab 7.5.0 (R2007b) (The MathWorks Inc). Η μαθηματική έκφραση των συνθετικών σημάτων βασίζεται στη μεθοδολογία που περιγράφεται στην εργασία [14]. Τα δύο σήματα $s_1(t)$ και $s_2(t)$ που δημιουργήθηκαν, και που αντιστοιχούν σε όγκους δύο διαφορετικών θωρακικών διαμερισμάτων, μοντελοποιήθηκαν ως ημιτονοειδή σήματα διαμορφωμένα ως προς τη συχνότητα (FM (Frequency Modulated) signals). Οι αντίστοιχες μαθηματικές εκφράσεις τους είναι :

$$s_1(t) = A1 \cos (\pi \mu(t)t^2 + 2\pi \sigma(t)t) \quad (3.1\alpha)$$

και

$$s_2(t) = A2 \cos (\pi \mu(t)t^2 + 2\pi \sigma(t)t + \varphi_0) \quad (3.1\beta)$$

όπου

$$A1 = 1.0, A2 = 0.5, \varphi_0 \in [0, \pi] \quad (3.1\gamma)$$

$$(\sigma(t), \mu(t)) = \begin{cases} (0.8, 0), & \text{αν } t \leq 80 \text{ (s)} \\ (-0.04, 4.0), & \text{αν } 80 \leq t \leq 90 \text{ (s)} \\ (0.06, -5.0), & \text{αν } 90 \leq t \leq 100 \text{ (s)} \\ (0, 1.0), & \text{αν } t \geq 100 \text{ (s)} \end{cases} \quad (3.1\delta)$$

Οι μορφές των σημάτων $s_1(t)$ και $s_2(t)$, για το χρονικό διάστημα 85-95s παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.1(α) και στην Εικόνα 3.1(β), αντίστοιχα. Επίσης δημιουργήθηκαν θορυβώδεις εκδοχές των παραπάνω σημάτων ώστε να μελετηθεί η ανθεκτικότητα των μεθοδολογιών στο θόρυβο. Η προσθήκη θορύβου αποσκοπεί στη μοντελοποίηση του θορύβου που συχνά εμφανίζεται στις πραγματικές καταγραφές.

Σε αυτές τις περιπτώσεις, η παρουσία θορύβου μπορεί να οφείλεται σε τεχνικά σφάλματα που εισάγονται στην καταγραφή λόγω των αισθητήρων και άλλων ηλεκτρονικών διατάξεων. Ο θόρυβος μοντελοποιήθηκε ως προσθετικός θόρυβος μέσω Γκαουσιανής διαδικασίας. Συγκεκριμένα, προστέθηκαν 2 είδη θορύβου: τυχαίος και Γκαουσιανός.

Για τη δημιουργία των σημάτων με τυχαίο θόρυβο, χρησιμοποιήθηκε η εντολή “rand” της MatLab. Αυτή δημιουργεί έναν τυχαίο αριθμό μεταξύ 0 και 1. Το εύρος αυτό κανονικοποιήθηκε ώστε να βρίσκεται εντός επιθυμητών τιμών ($\pm 30\%$ του πλάτους του σήματος). Ο Γκαουσιανός θόρυβος προστέθηκε με τη βοήθεια της εντολής “randn” της MatLab, η οποία παράγει αριθμούς που ακολουθούν την κανονική κατανομή, με μέση τιμή 0 και τυπική απόκλιση 1. Και πάλι κανονικοποιήθηκαν οι τιμές ώστε να βρίσκονται εντός του $\pm 30\%$ του πλάτους του σήματος. Επιλέχθηκαν τα συγκεκριμένα όρια για το εύρος του θορύβου διότι με αυτά εισάγεται αλλοίωση λίγο περισσότερη αυτής που συναντάται συνήθως σε πραγματικές καταγραφές, και έτσι θα μπορεί να εκτιμηθεί η απόδοση των μεθόδων σε αυστηρές συνθήκες και τρόπους καταγραφής που προσθέτουν αρκετό θόρυβο στα σήματα.

Τα αλλοιωμένα σήματα από τυχαίο θόρυβο είναι τα:

$$sn_1(t) = s_1(t) + n_1(t) \quad (3.2.a)$$

και

$$sn_2(t) = s_2(t) + n_2(t) \quad (3.2.b)$$

όπου n_1 : τυχαίος αριθμός στο διάστημα $[-0.3, 0.3]$

και n_2 : τυχαίος αριθμός στο διάστημα $[-0.15, 0.15]$.

Οι αριθμοί n_1 και n_2 επιλέχθηκαν στα ανωτέρω διαστήματα για να περιοριστεί η επίδραση του θορύβου στο $\pm 30\%$. Το πλάτος του σήματος s_1 ισούται με 1, άρα για να είναι η μέγιστη αλλοίωση στο 30%, θα πρέπει ο προστιθέμενος θόρυβος να παίρνει τιμές στο διάστημα $[-0.3, 0.3]$. Ομοίως, εφόσον το s_2 κυμαίνεται από -0.5 ως 0.5, για να υπάρξει ίδιου μεγέθους αλλοίωση, πρέπει η τιμή του θορύβου να περιοριστεί στο διάστημα $[-0.15, 0.15]$. Στην Εικόνα 3.1(γ) και στην Εικόνα 3.1(δ) απεικονίζονται τα αλλοιωμένα από τυχαίο θόρυβο σήματα.

Τα αλλοιωμένα σήματα από Γκαουσιανό θόρυβο είναι τα:

$$snn_1(t) = s_1(t) + nn_1(t) \quad (3.3.a)$$

και

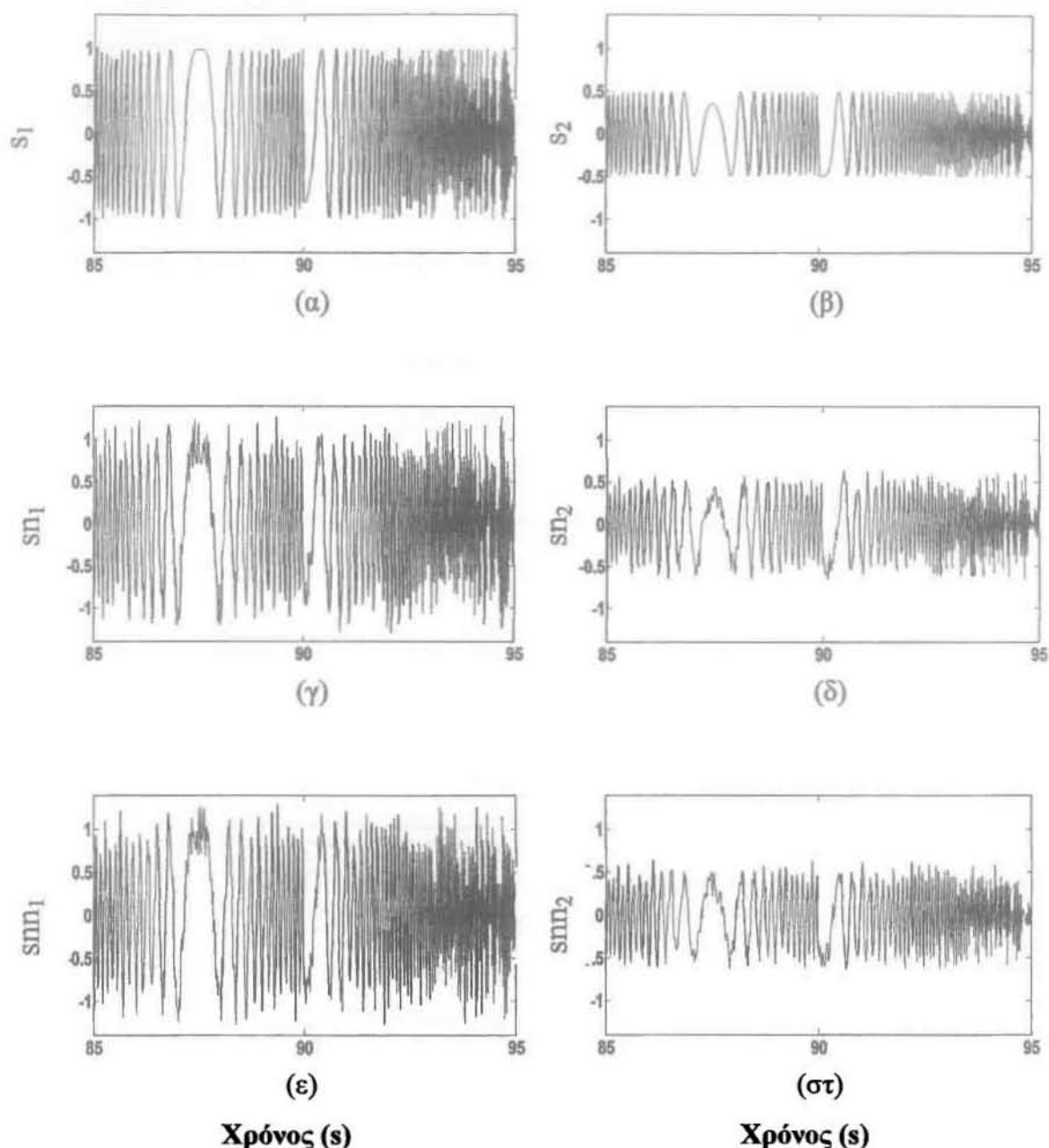
$$snn_2(t) = s_2(t) + nn_2(t) \quad (3.3.\beta)$$

όπου nn_1 : αριθμός στο διάστημα $[-0.3, 0.3]$

και nn_2 : αριθμός στο διάστημα $[-0.15, 0.15]$

με τους αριθμούς nn_1, nn_2 να ακολουθούν την κανονική κατανομή.

Οι αριθμοί nn_1 και nn_2 επιλέχθηκαν στα ανωτέρω διαστήματα για το λόγο που αναφέρθηκε προηγουμένως. Η μορφή των συνθετικών σημάτων με την προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου φαίνεται στην Εικόνα 3.1(ε) και στην Εικόνα 3.1(στ).



Εικόνα 3.1 Παραδείγματα συνθετικών σημάτων: (α) s_1 χωρίς προσθήκη θορύβου, (β) s_2 χωρίς προσθήκη θορύβου, (γ) s_1 με προσθήκη τυχαίου θορύβου, (δ) s_2 με προσθήκη τυχαίου θορύβου, (ε) s_1 με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου, (στ) s_2 με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου.

Αν και από μια πρώτη παρατήρηση της παραπάνω εικόνας, δεν καθίσταται σαφής η διαφορά που υπάρχει μεταξύ των δύο ειδών θορύβου, στην πραγματικότητα η διαφορά που υπάρχει οφείλεται στο εξής: Παρά το γεγονός ότι η κατανομή των δύο ειδών θορύβου έχει ίδια μέση τιμή (0), η διασπορά είναι αρκετά μεγαλύτερη στην τυχαία κατανομή. Έτσι, υπάρχει μεγαλύτερη πιθανότητα ένα υπολογιστικό εργαλείο

να μην επιτύχει ακριβή εκτίμηση παραμέτρων σε ένα σήμα αλλοιωμένο από τυχαίο θόρυβο, παρά σε ένα που έχει αλλοιωθεί από θόρυβο που ακολουθεί την κανονική κατανομή. Εξαίρεση αποτελεί η μέθοδος $\Delta\Phi_{PM}$. Σε αυτήν, όπως έχει εξηγηθεί, ενδιαφέρει η κατεύθυνση κάθε σήματος (ανοδική ή καθοδική). Συνεπώς, κύρια σημασία έχει εάν ο προστιθέμενος θόρυβος έχει θετική ή αρνητική τιμή σε κάθε δείγμα, και όχι μόνο το πλάτος αυτού. Έτσι, το είδος του θορύβου θα επηρεάζει ελάχιστα την εκτίμηση της $\Delta\Phi$ όταν αυτή γίνεται με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{PM}$.

3.2 Πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων

3.2.1 Εξεταζόμενοι και διαδικασίες καταγραφής σημάτων

Τα πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων αποκτήθηκαν με τη βοήθεια καταγραφών με χρήση ΟΗΠ (βλ. ενότητα 1.2.1), σύμφωνα με τα πρωτόκολλα που περιγράφονται στις εργασίες [17] και [18]. Ογδόντα εννέα (89) ενδείκτες τοποθετήθηκαν στο πρόσθιο και το οπίσθιο μέρος του κορμού των εξεταζομένων από το ύψος του οστού της κλείδας ως το ύψος του εφηβικού οστού. Η κίνηση κάθε ενδείκτη παρακολουθούνταν από 6 κάμερες (Smart system BTS, Milan), τρεις μπροστά και τρεις πίσω από τον εξεταζόμενο. Οι εξεταζόμενοι στηρίζονταν από ειδικές λαβές τοποθετημένες στο επίπεδο του μέσου του στέρνου τους για να αποφευχθεί το ενδεχόμενο οι βραχίονες να εμποδίζουν τους ενδείκτες να είναι ορατοί από τις κάμερες. Η δειγματοληψία έγινε με συχνότητα 60 Hz. Σε αυτή την εργασία χρησιμοποιήθηκε ένα μέρος από τα σήματα των δεκαπέντε (15) υγιών ατόμων και δεκαεπτά (17) ασθενών με ΧΑΠ που έχουν συνολικά καταγραφεί.

Το θωρακικό τοίχωμα μοντελοποιήθηκε σαν να αποτελείται από τρία διαμερίσματα: τον πνευμονικό θωρακικό κλωβό (pulmonary rib cage – rcp), τον κοιλιακό θωρακικό κλωβό (abdominal rib cage – rca) και την κοιλία (abdomen – ab) (βλ. ενότητα 1.2.1). Οι όγκοι των τριών αυτών διαμερισμάτων συμβολίζονται αντίστοιχα V_{rcp} , V_{rca} και V_{ab} . Με το μοντέλο αυτό λαμβάνεται υπόψη το γεγονός ότι τα πνευμονικά και διαφραγματικά τμήματα του θωρακικού κλωβού δέχονται διαφορετικές πιέσεις στα εσωτερικά τοιχώματά τους κατά τη διάρκεια της αναπνοής. Επίσης, λαμβάνεται υπόψη ότι το διάφραγμα επιδρά άμεσα μόνο στο rca και ότι οι μη-διαφραγματικοί αναπνευστικοί μύες έχουν μεγάλη επίδραση στο rcp.

Οι ασκήσεις πραγματοποιήθηκαν με ηλεκτρομαγνητικό κυκλοεργόμετρο με τα άτομα να διατηρούν τη συχνότητα κίνησης του πεταλιού στις 60 στροφές/λεπτό. Στην

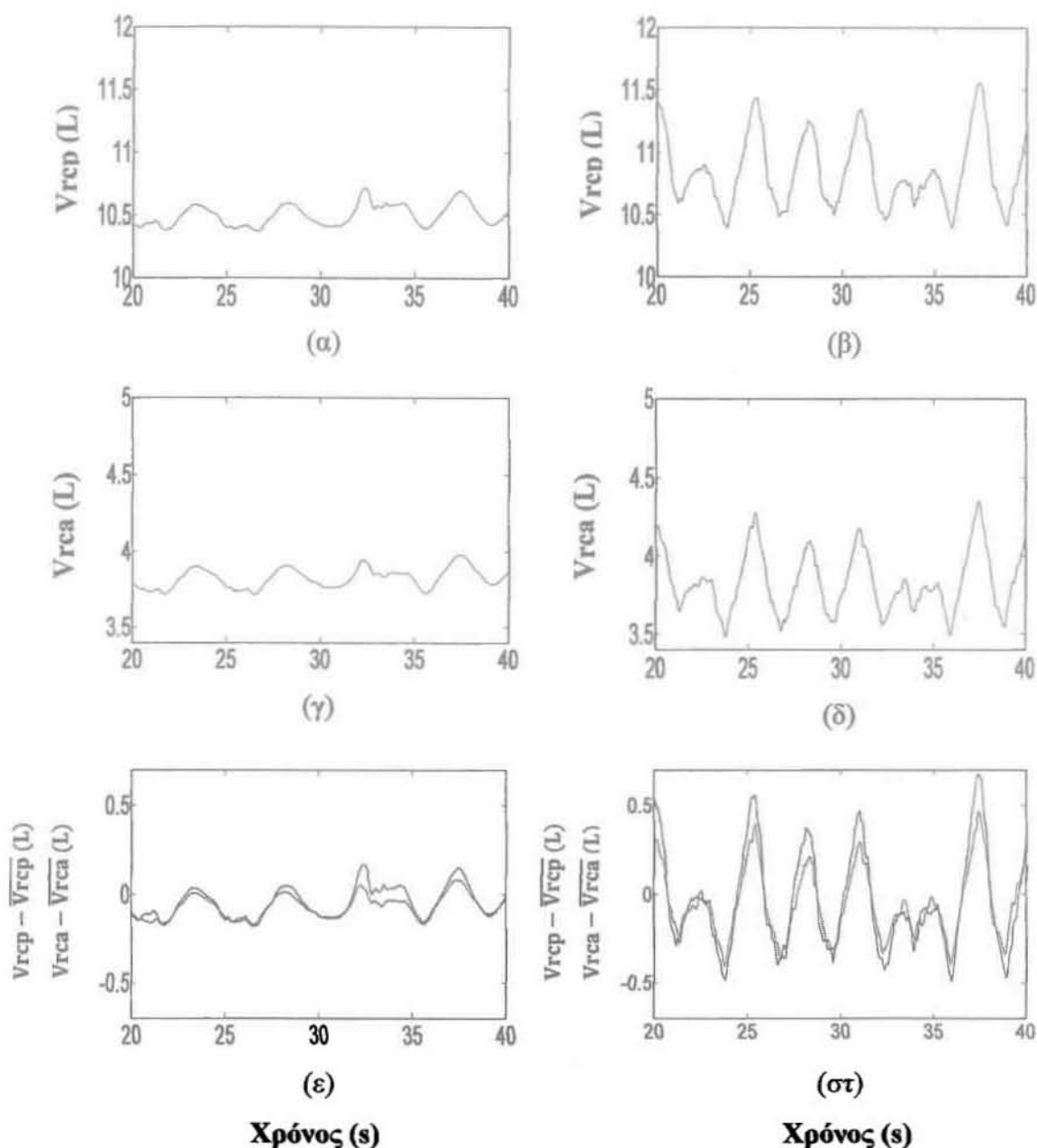
Εικόνα 3.2 φαίνεται ένα στιγμιότυπο από την εξέταση ενός υγιούς ατόμου. Το πρωτόκολλο της αυξανόμενης άσκησης για τα υγιή άτομα ήταν το ακόλουθο [17]: μετά από τέσσερα λεπτά αναπνοής σε ηρεμία, ακολουθούμενα από τέσσερα λεπτά ποδηλασίας χωρίς φορτίο, η ένταση της άσκησης αυξανόταν κάθε τέσσερα λεπτά (αυξήσεις των 25, 30 ή 40 Watt/min) μέχρι το ανώτερο υποφερτό σημείο. Ακολούθησαν τέσσερα λεπτά παρακολούθησης της αναπνοής αμέσως μετά το πέρας της άσκησης. Η διάρκεια της άσκησης σε κάθε επίπεδο ήταν τέσσερα λεπτά για να επιτρέψει στα άτομα να αποκτήσουν μία σχεδόν σταθερή κατάσταση ώστε οι λειτουργικοί θωρακικοί όγκοι να μπορούν να μετρηθούν με ακρίβεια. Το δε πρωτόκολλο μέτρησης των αναπνευστικών παραμέτρων των ασθενών ήταν το ακόλουθο [18]: Οι εξεταζόμενοι μετρήθηκαν δύο φορές, πριν και μετά από ένα πρόγραμμα αποκατάστασης το οποίο περιγράφεται παρακάτω. Μετά από τρία λεπτά αναπνοής σε ηρεμία, ακολουθούμενα από τρία λεπτά ποδηλασίας χωρίς φορτίο, η ένταση της άσκησης αυξανόταν κάθε τρία λεπτά (αυξήσεις των 5, 10, 14, 16 ή 20 Watt/min) μέχρι το ανώτερο υποφερτό σημείο. Ακολούθησαν τρία λεπτά παρακολούθησης της αναπνοής αμέσως μετά το πέρας της άσκησης.



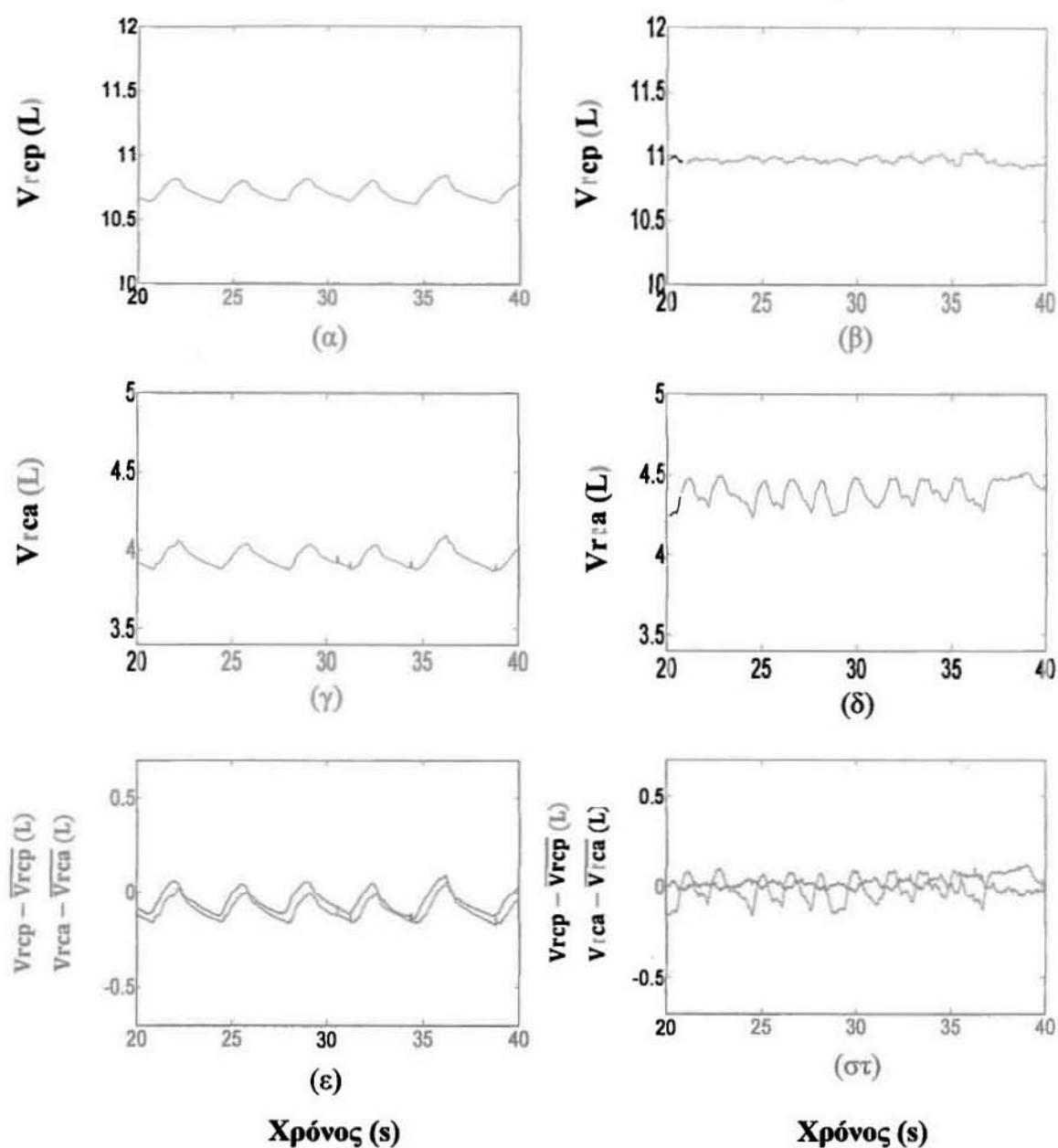
Εικόνα 3.2. Φωτογραφία από τη διαδικασία καταγραφής των σημάτων των θωρακικών όγκων υγιούς ατόμου κατά τη διάρκεια της άσκησης..

Το πρόγραμμα αποκατάστασης των ασθενών με ΧΑΠ αποτελούνταν από επιτηρούμενη άσκηση τρεις φορές την εβδομάδα για 12 εβδομάδες. Οι ασθενείς που συμμετείχαν στο πρόγραμμα ασκούσαν αρχικά είτε στο 60% της μέγιστης έντασης για 30 λεπτά ή στο 100% της έντασης για 45 λεπτά. Στη δεύτερη περίπτωση κάθε 30 δευτερόλεπτα άσκησης ακολουθούσαν από 30 δευτερόλεπτα ξεκούρασης. Η ένταση της άσκησης αυξανόταν κάθε εβδομάδα.

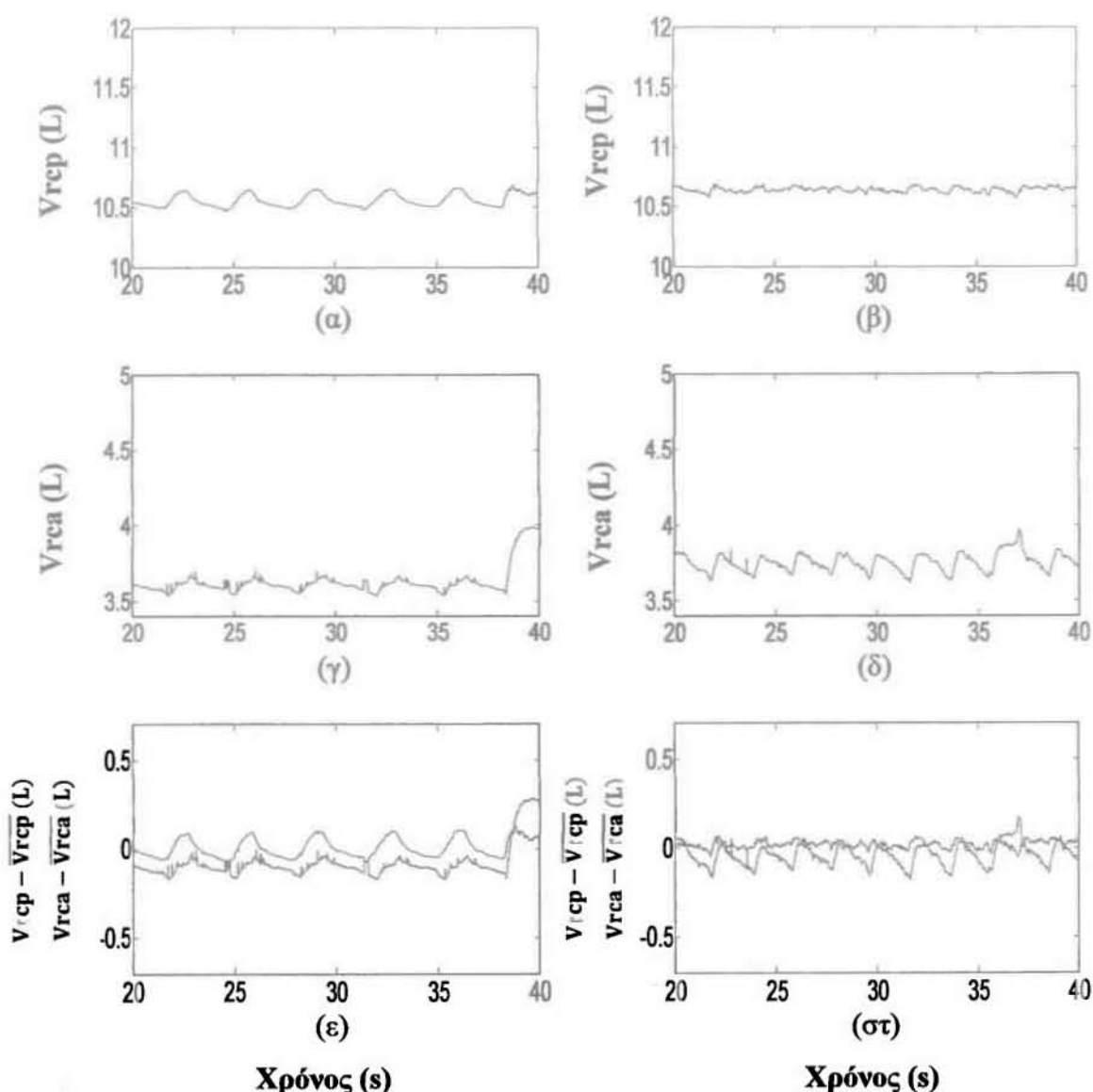
Στην Εικόνα 3.3 απεικονίζονται τα σήματα της αναπνοής υγιούς ατόμου κατά την ηρεμία και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης. Συγκεκριμένα, παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού. Παραδείγματα, για έναν ασθενή με ΧΑΠ πριν και μετά την αποκατάσταση παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.4 και στην Εικόνα 3.5 αντίστοιχα.



Εικόνα 3.3. Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων υγιούς ατόμου κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφοράς φάσης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{rcp} και με διακεκομμένη το V_{rca} .



Εικόνα 3.4. Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων ασθενούς με ΧΑΠ πριν το πρόγραμμα αποκατάστασης κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφορά φάσης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{rcp} και με διακεκομμένη το V_{rca} .



Εικόνα 3.5 Παραδείγματα σημάτων όγκων θωρακικών διαμερισμάτων του ασθενούς με ΧΑΠ της Εικ. 3.4 μετά το πρόγραμμα αποκατάστασης κατά την ηρεμία (αριστερά) και κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (δεξιά). Παρουσιάζεται το πνευμονικό τμήμα του θωρακικού κλωβού (α), (β) και το κοιλιακό τμήμα του θωρακικού κλωβού (γ), (δ). Στην κάτω σειρά, παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφοράφασης. Με συνεχή γραμμή σχεδιάζεται το V_{rep} και με διακεκομμένη το V_{ra} .

3.2.2 Προκαταρκτική ανάλυση σημάτων θωρακικών όγκων

Στις Εικόνες 3.3-3.5 (ε),(στ) παρουσιάζονται στο ίδιο γράφημα τα σήματα από τα δύο διαφορετικά διαμερίσματα, αφού έχει αφαιρεθεί η μέση τιμή, ώστε να γίνει αντιληπτή πιθανή ύπαρξη διαφοράς φάσης. Όπως παρατηρούμε, διαφορά φάσης δε φαίνεται να υπάρχει μεταξύ πνευμονικού και κοιλιακού θωρακικού διαμερίσματος στην περίπτωση του υγιούς ατόμου, ούτε στην ηρεμία ούτε στο μέγιστο επίπεδο

άσκησης. Στο παράδειγμα του ασθενούς με ΧΑΠ, η διαφορά φάσης μεταξύ των δύο διαμερισμάτων είναι σαφώς σημαντικότερη κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης σε σύγκριση με την ηρεμία. Σύμφωνα με έναν προκαταρκτικό χειροκίνητο υπολογισμό προκύπτει ότι η ΔΦ στον ασθενή πριν την αποκατάσταση είναι 0.05π (9°) κατά την ήρεμη αναπνοή και 0.90π (162°) κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης, ενώ μετά τη θεραπεία είναι 0.125π (22°) και 0.22π (40°), αντίστοιχα.

Ένα βασικό στάδιο μιας τυπικής διαδικασίας ανάλυσης ενός φυσιολογικού σήματος είναι η διερεύνηση του συχνοτικού του περιεχομένου. Αυτή μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη βοήθεια του μετασχηματισμού Fourier (Fourier Transform – FT). Ο μετασχηματισμός Fourier πληροφορεί για το ακριβές πλήθος των συχνοτήτων που υπάρχουν σε ένα σήμα καθώς και για τη σχετική βαρύτητα κάθε συχνότητας – η επικρατούσα συχνότητα σε ένα σήμα αντιστοιχεί στη μεγαλύτερη τιμή του μέτρου του μετασχηματισμού. Στην περίπτωση των σημάτων των θωρακικών όγκων, η συχνότητα του σήματος αντιστοιχεί στη συχνότητα της αναπνοής. Επιπλέον, σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί στο Κεφάλαιο 2, η γνώση της (κύριας) συχνότητας του σήματος είναι απαραίτητη για την εφαρμογή των μεθόδων εκτίμησης της ΔΦ που βασίζονται στη γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier και στη μέγιστη γραμμική συσχέτιση (ενότητες 2.1 και 2.4, αντίστοιχα).

Στις εικόνες που ακολουθούν, παρουσιάζονται παραδείγματα μέτρου μετασχηματισμού Fourier των τριών διαμερισμάτων του κορμού καθώς και του αθροίσματός τους, δηλαδή του συνολικού θωρακικού όγκου. Στην Εικόνα 3.6 παρουσιάζονται τα μέτρα των μετασχηματισμών Fourier που αντιστοιχούν στα σήματα αναπνοής της Εικόνας 3.3 υγιούς ατόμου κατά την ηρεμία. Όπως παρατηρείται, εμφανίζεται μία πολύ μεγάλη τιμή μέτρου FT στη μηδενική συχνότητα. Αυτή οφείλεται σε κάποια συνιστώσα πολύ χαμηλής (σχεδόν μηδενικής) συχνότητας που δε σχετίζεται με τους μηχανισμούς της αναπνοής. Για την αντιμετώπιση αυτού του φαινομένου χρησιμοποιήθηκε η εντολή ‘detrend’ της MatLab, η οποία αφαιρεί τις συνιστώσες πολύ χαμηλών (σχεδόν μηδενικών) συχνοτήτων ενός σήματος. Οι διορθωμένοι FT κατά την ήρεμη αναπνοή παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.7 ενώ οι αντίστοιχοι κατά τη μέγιστη άσκηση, στην Εικόνα 3.8. Από τις εικόνες αυτές θα μπορούσαν να γίνουν οι ακόλουθες παρατηρήσεις:

(1) Το συχνοτικό περιεχόμενο των υπό μελέτη σημάτων περιορίζεται σε τιμές μικρότερες από 1 Hz τόσο για την ηρεμία όσο και για τη μέγιστη άσκηση. Στους

εικονιζόμενους μετασχηματισμούς Fourier, στην ήρεμη αναπνοή (Εικόνα 3.6) η συχνότητα αναπνοής είναι 0.24Hz, ενώ κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης (Εικόνα 3.7) είναι 0.36Hz. Η αύξηση της συχνότητας αναπνοής που παρατηρείται είναι αναμενόμενη, καθώς κατά τη διάρκεια της σωματικής άσκησης απαιτείται αυξημένος ρυθμός αναπνοής ώστε να παρέχεται στους ιστούς η απαιτούμενη ποσότητα οξυγόνου.

(2) Το συχνотικό περιεχόμενο αποτελείται από ένα πλήθος συχνοτήτων, εντός του ανωτέρω διαστήματος, και στις περισσότερες περιπτώσεις δεν είναι εύκολη η απομόνωση μιας μοναδικής τιμής. Αυτό οφείλεται στο ότι στην πραγματικότητα η συχνότητα της αναπνοής δεν είναι σταθερή, αλλά μεταβάλλεται από τη μία αναπνοή στην επόμενη. Με άλλα λόγια, το σήμα παρουσιάζει χαρακτηριστικά μη στασιμότητας.

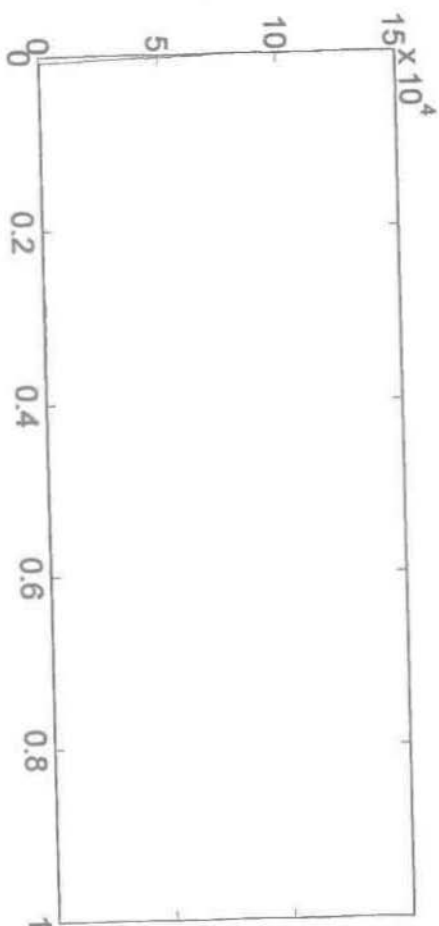
(3) Η εντολή 'detrend' της MatLab η οποία χρησιμοποιήθηκε για την αποφυγή παρουσίας πλασματικού μεγίστου στα 0Hz, δεν λειτουργεί εξίσου καλά σε όλες τις περιπτώσεις. Παρόλο που στις μετρήσεις κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης, η διαδικασία αυτή αποδίδει ικανοποιητικά στους FT όλων των θωρακικών διαμερισμάτων, στις αντίστοιχες κατά την ήρεμη αναπνοή μόνο για τον FT του στήματος κίνησης της κοιλίας επιτυγχάνεται επαρκής διόρθωση.

(4) Ο μετασχηματισμός Fourier που αντιστοιχεί στο σήμα της κοιλίας (Εικόνα 3.7(γ)) φαίνεται να δίνει μία χαρακτηριστική τιμή της συχνότητας και για το λόγο αυτό υιοθετήθηκε σε αυτή την εργασία για την εξαγωγή της συχνότητας αναπνοής.



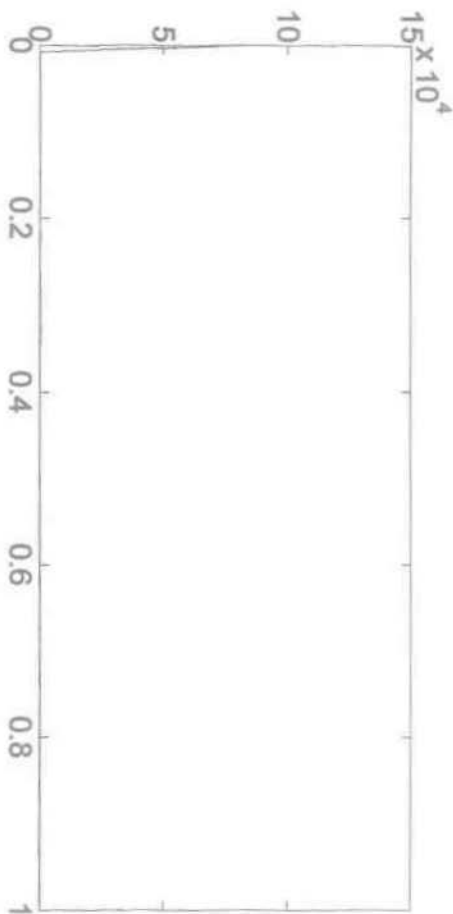
(β)

Μέτρο FT

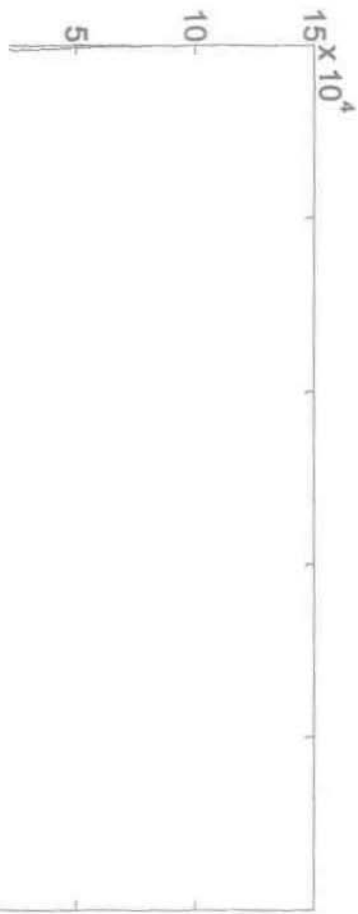


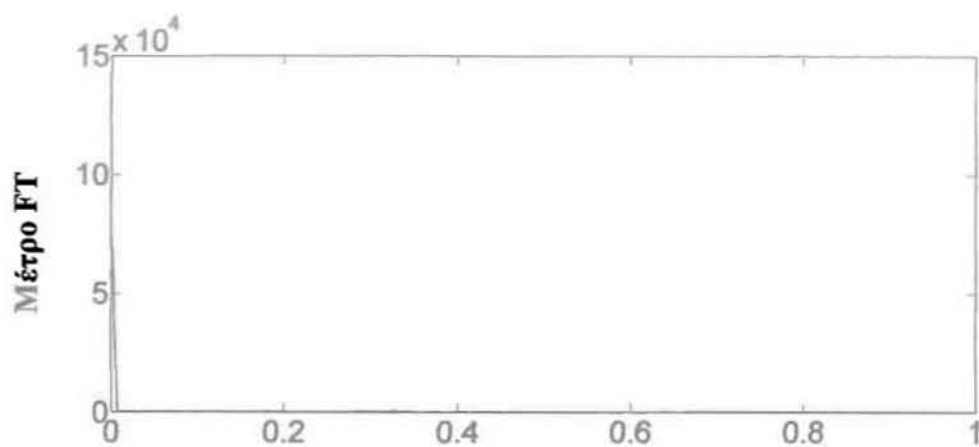
(γ)

Μέτρο FT



Μέτρο FT



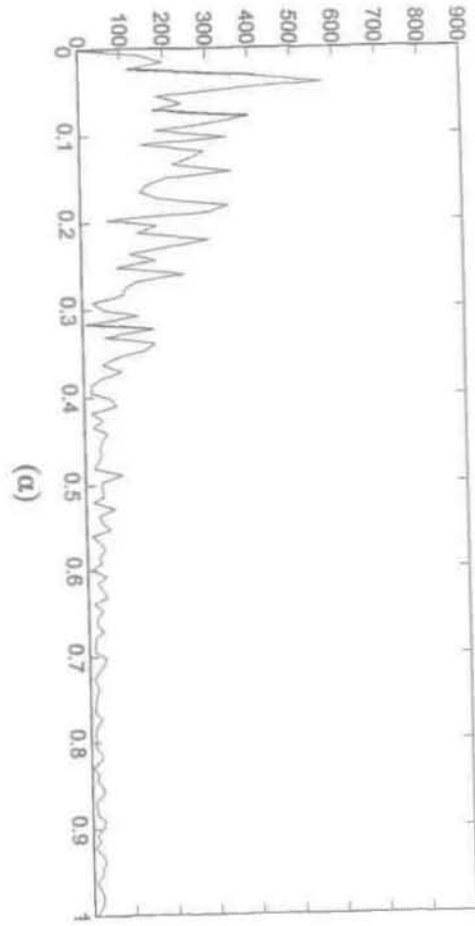


(δ)

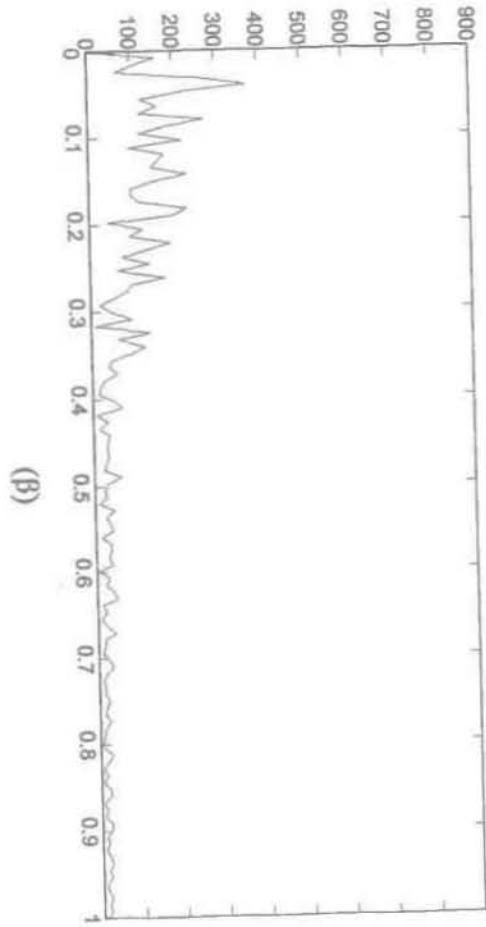
Συχνότητα (Hz)

Εικόνα 3.6. Παραδείγματα μέτρων μετασχηματισμού Fourier: (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά την ήρεμη αναπνοή.

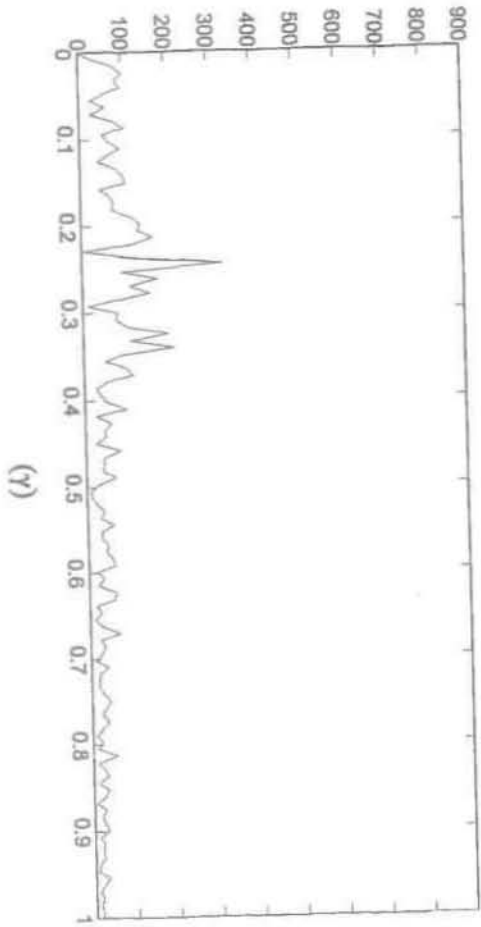
Μέτρο FT



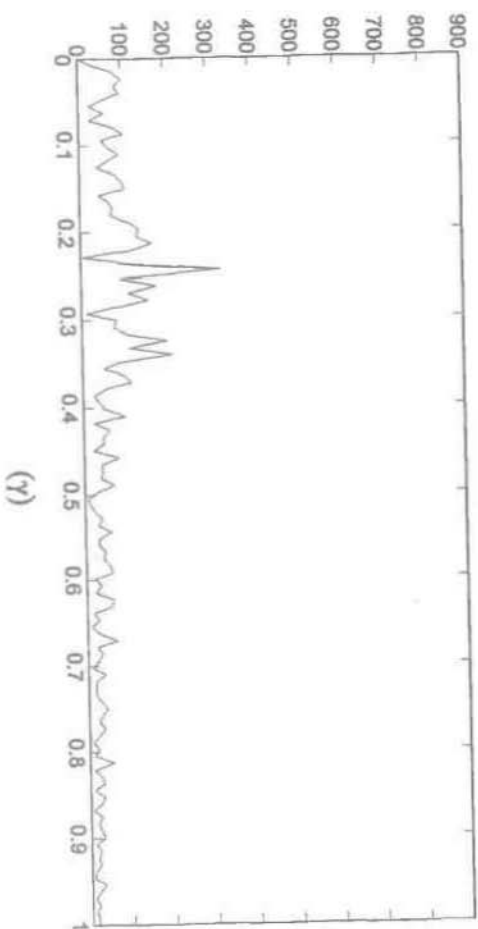
Μέτρο FT



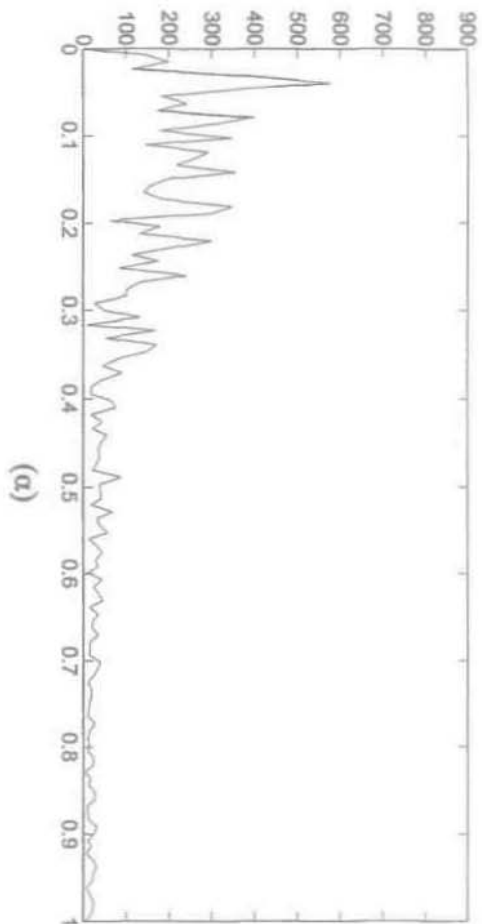
Μέτρο FT



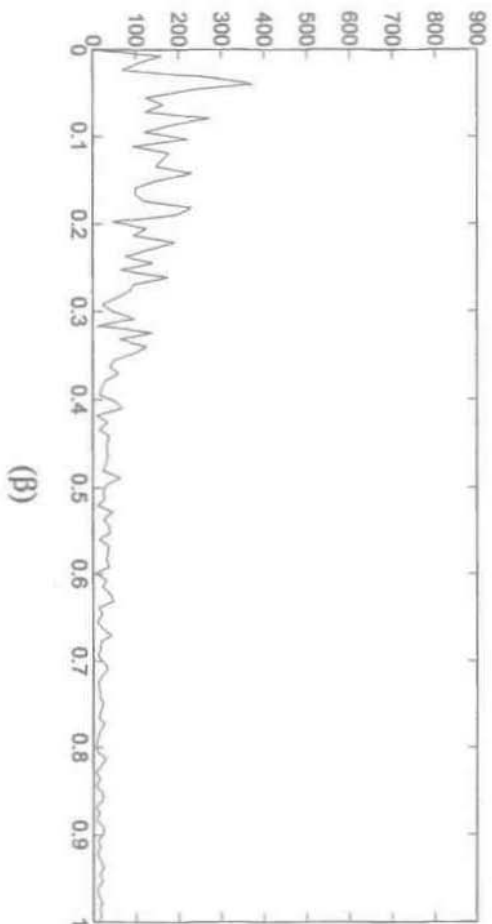
Μέτρο FT

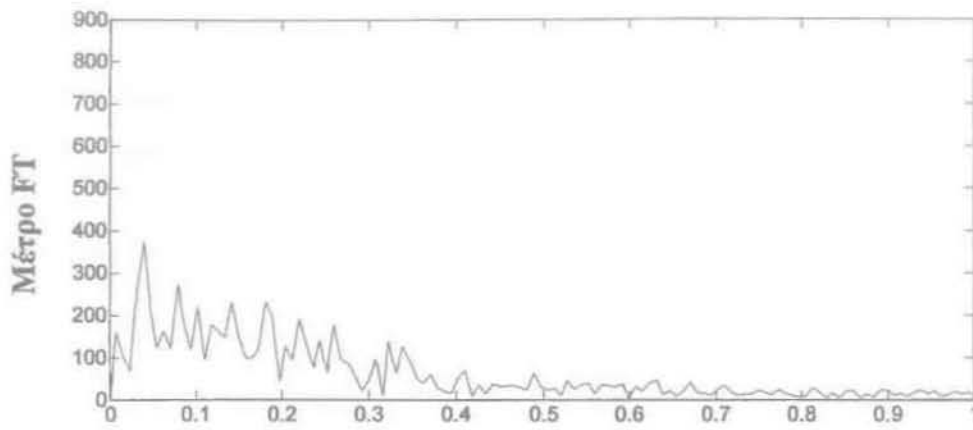


Μέτρο FT



Μέτρο FT

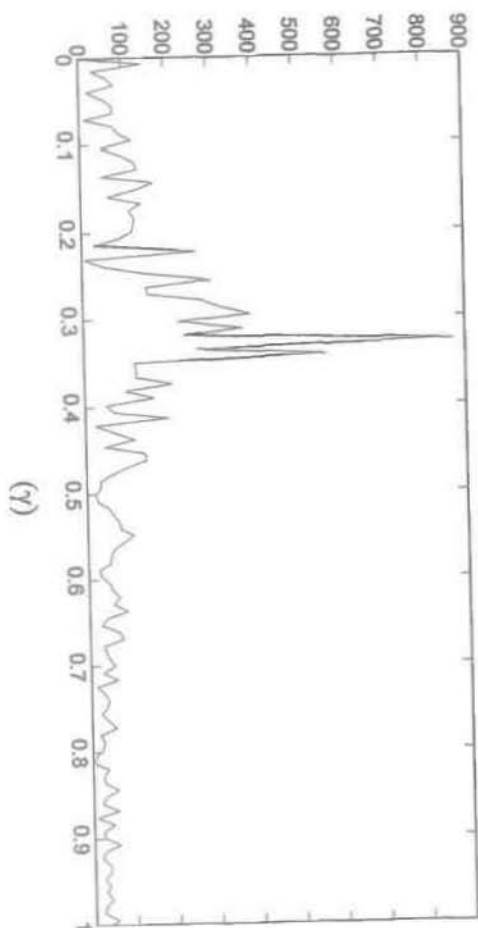




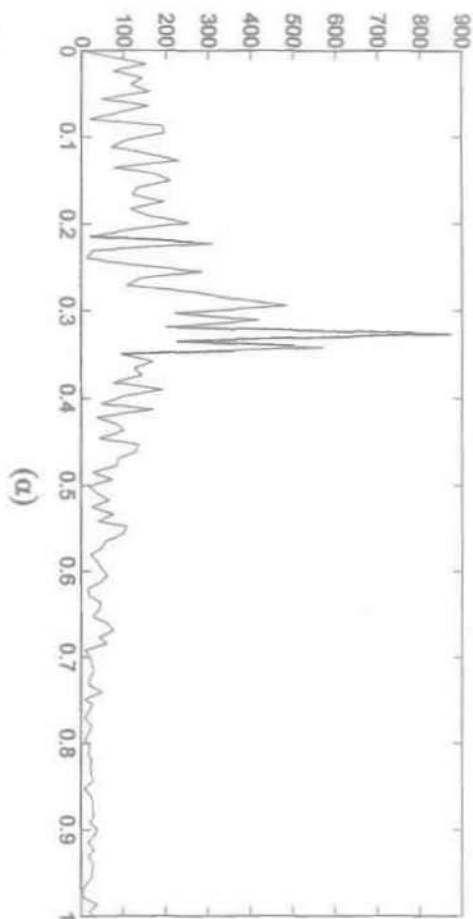
Συχνότητα (Hz)

Εικόνα 3.7. Παραδείγματα μέτρου μετασχηματισμού Fourier κατόπιν διόρθωσης με την εντολή 'detrend': (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά την ήρεμη αναπνοή.

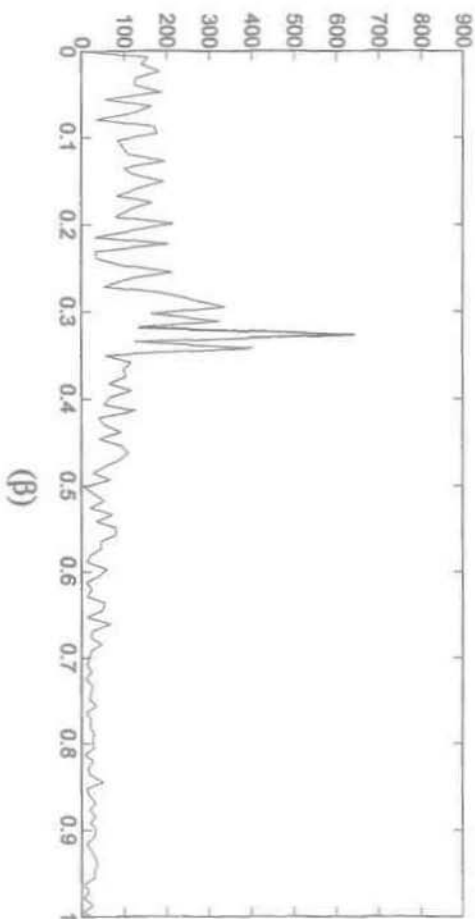
Μέτρο FT

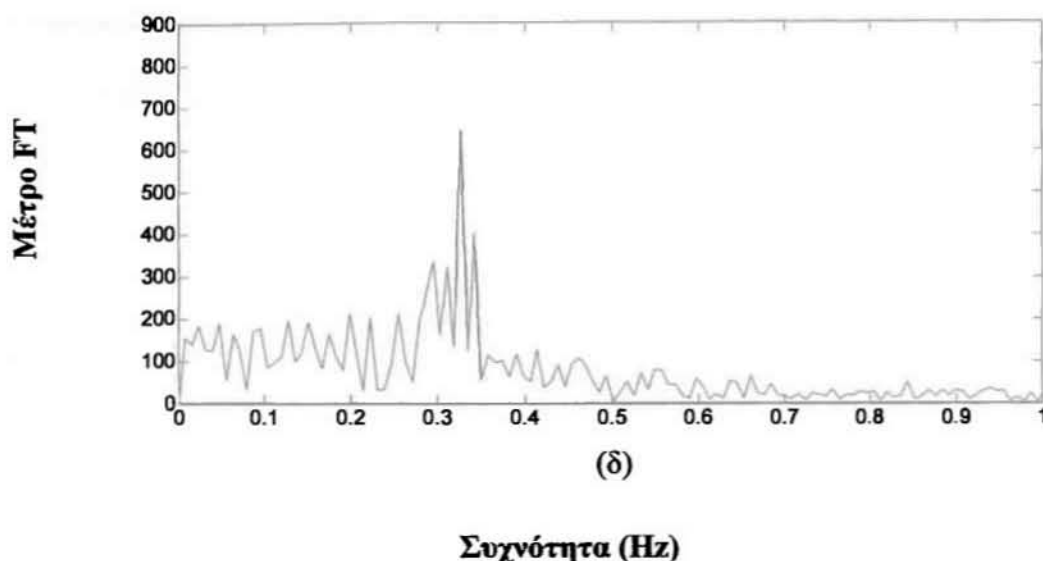


Μέτρο FT



Μέτρο FT





Εικόνα 3.8. Παραδείγματα μέτρου μετασχηματισμού Fourier κατόπιν διόρθωσης με την εντολή ‘detrend’: (α) του σήματος όγκου του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (β) του σήματος όγκου του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού, (γ) του σήματος όγκου της κοιλίας, (δ) του αθροίσματος των όγκων των διαμερισμάτων του κορμού κατά το μέγιστο επίπεδο άσκησης.

3.3 Εκτίμηση της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων

Για την εκτίμηση της διαφοράς φάσης μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων χρησιμοποιήθηκαν οι πέντε μέθοδοι που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο 2. Οι μέθοδοι αυτές εφαρμόστηκαν σε δύο διαφορετικές εκδοχές: (α) με χρήση ολόκληρου του σήματος και εξαγωγή μίας μοναδικής τιμής της $\Delta\Phi$ και (β) με χρήση κυλιόμενων παραθύρων και εξαγωγή ενός χρονικά μεταβαλλόμενου σήματος $\Delta\Phi$. Η τελευταία εκδοχή υιοθετήθηκε ώστε να είναι δυνατή η περιγραφή πιθανών χαρακτηριστικών μη στασιμότητας της $\Delta\Phi$.

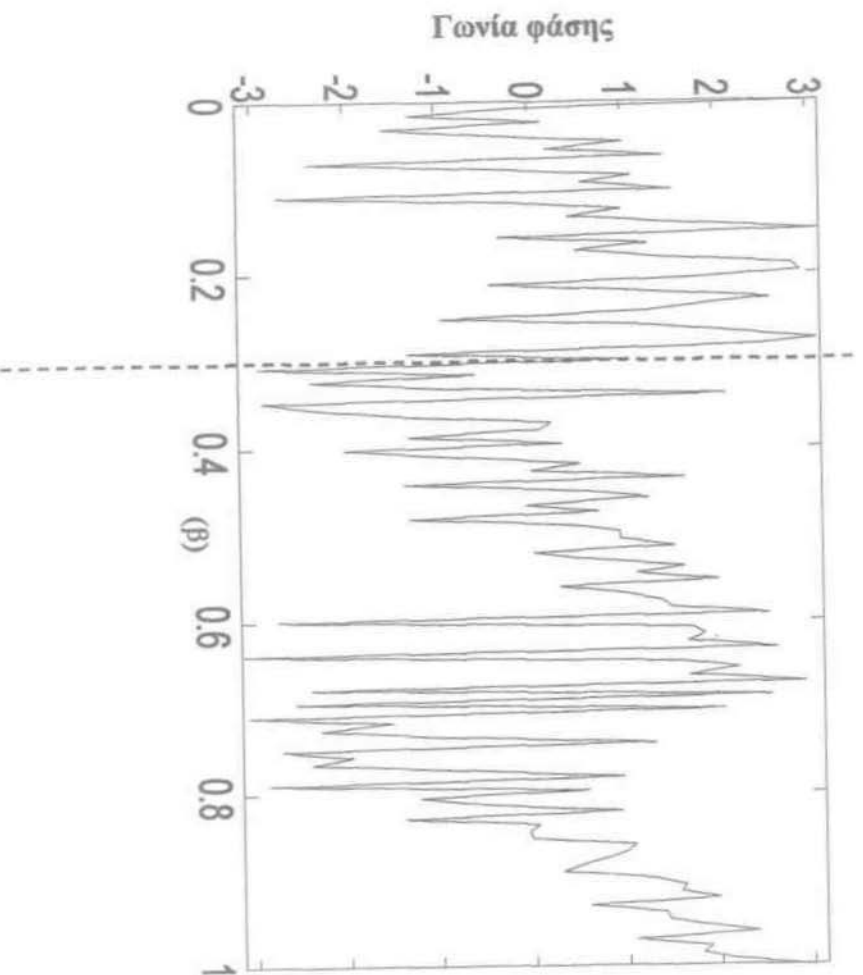
Στην περίπτωση πραγματικών σημάτων, η $\Delta\Phi$ υπολογίστηκε μεταξύ πνευμονικού και κοιλιακού θωρακικού διαμερίσματος (V_{trp} και V_{rca}).

3.3.1 Εκτίμηση μίας τιμής διαφοράς φάσης

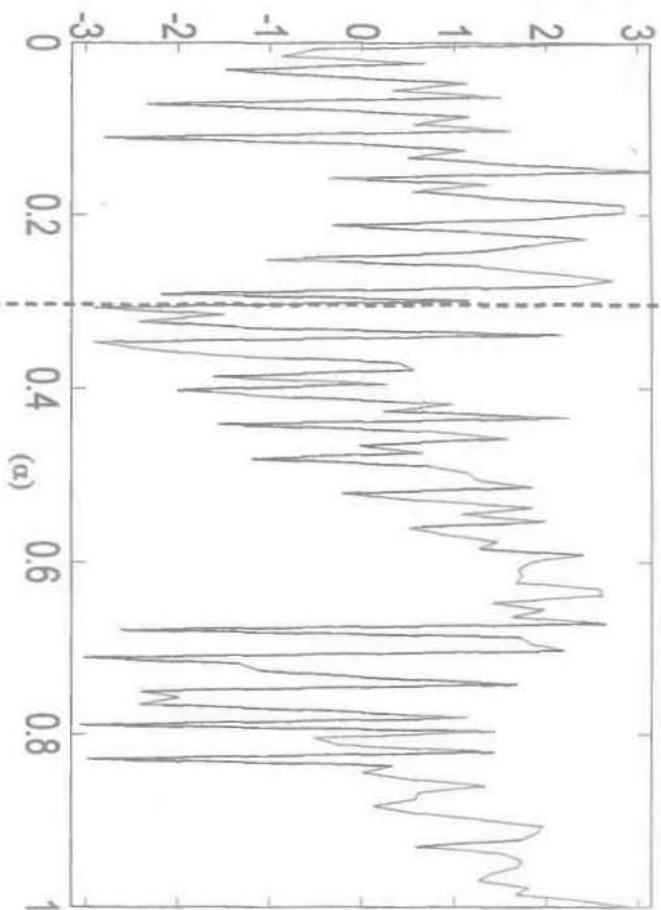
Ορισμένες από τις μεθόδους που περιγράφηκαν στο Κεφάλαιο 2, συγκεκριμένα οι $\Delta\Phi_{PM}$ και η $\Delta\Phi_{LS}$, μπορούν να εφαρμοστούν χωρίς κάποια ιδιαίτερη προσαρμογή στα πραγματικά σήματα, ενώ άλλες χρειάζονται κάποιου είδους προσαρμογή. Στην εκτίμηση της διαφοράς φάσης με τη μέθοδο που βασίζεται στο συντελεστή Pearson ($\Delta\Phi_P$), εφαρμόζεται πρώτα στο σήμα η διαδικασία ‘detrend’, όπως περιγράφηκε

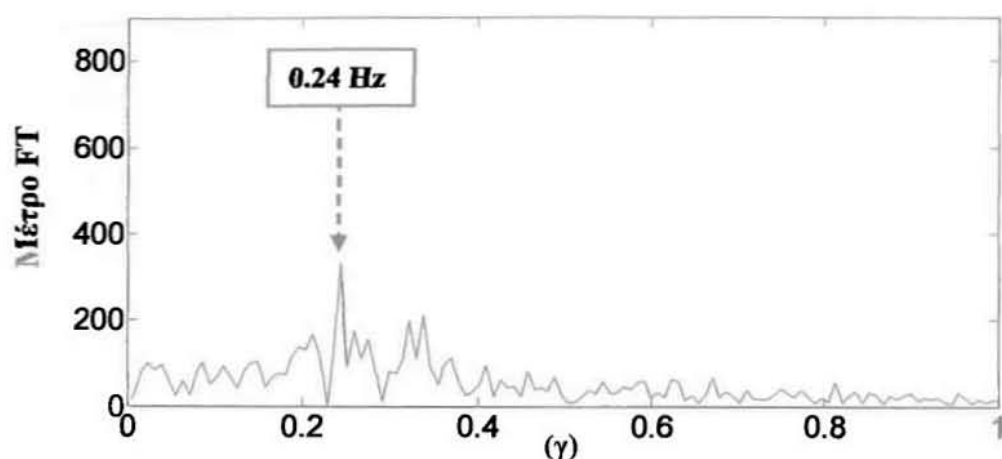
προηγουμένως, και στη συνέχεια εκτιμάται το συχνοτικό του περιεχόμενο με χρήση του μετασχηματισμού Fourier. Για τις $\Delta\Phi_{FT}$ και $\Delta\Phi_{LF}$ δίνονται παρακάτω μερικές διευκρινίσεις όσον αφορά στην εφαρμογή τους σε σήματα θωρακικών όγκων.

Για την εφαρμογή της $\Delta\Phi_{FT}$, πρέπει, με τη βοήθεια του FT του θωρακικού όγκου της κοιλίας, να βρεθεί η συχνότητα της αναπνοής (βλ. Εικόνα 3.9(γ)). Είναι το σημείο στο οποίο ο FT του Vab παρουσιάζει μέγιστο, και επισημαίνεται με διακεκομμένο βέλος. Στις Εικόνες 3.9(α) και 3.9(β) παρουσιάζονται οι γωνίες φάσης FT μέσω της διαφοράς των οποίων προκύπτει το τελικό αποτέλεσμα. Το σημείο που ενδιαφέρει είναι αυτό που αντιστοιχεί στη συχνότητα αναπνοής, και επισημαίνεται με διακεκομμένη γραμμή.



Γωνία φάσης

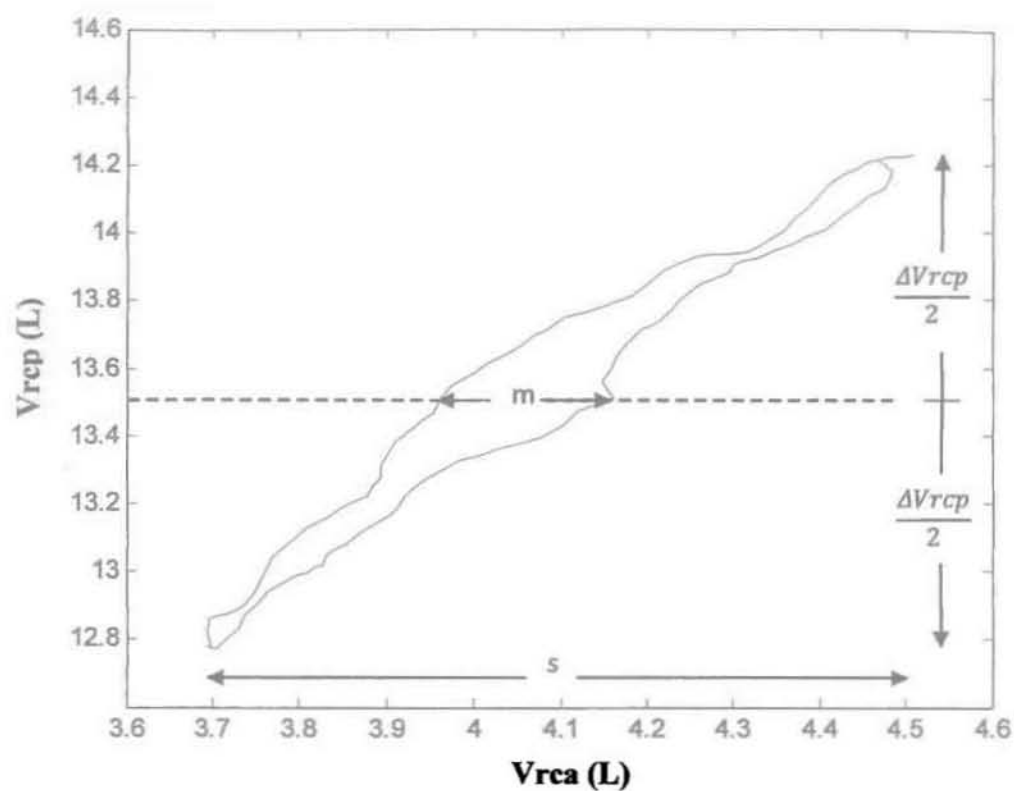




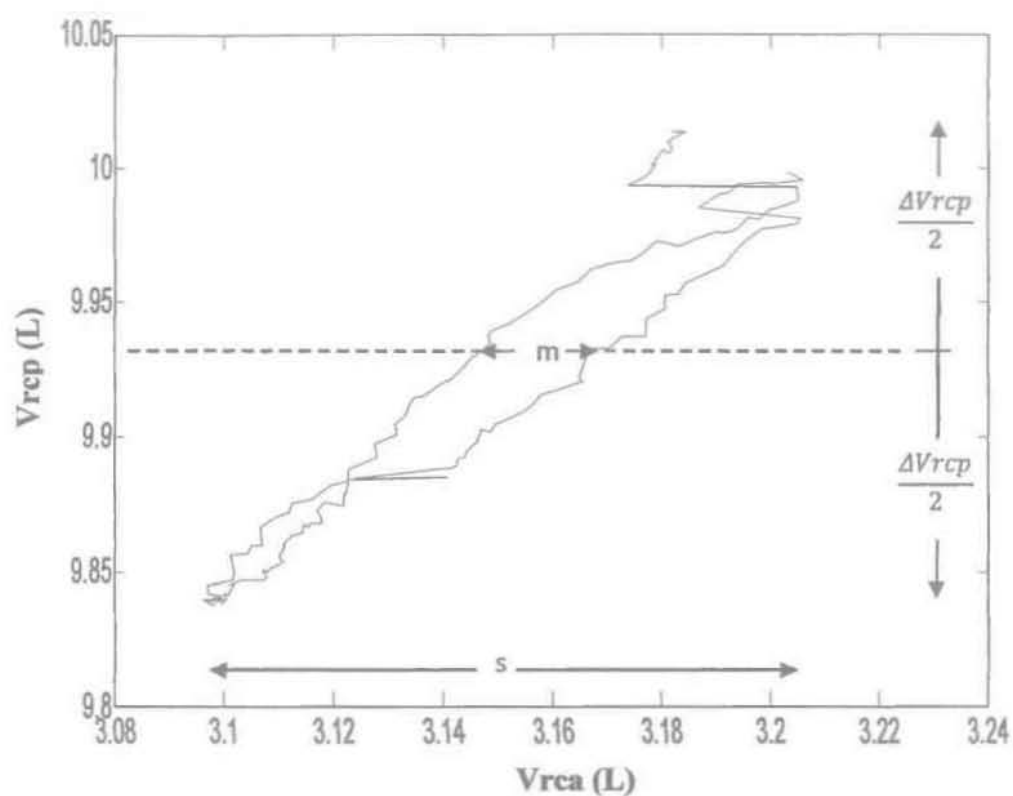
Συχνότητα (Hz)

Εικόνα 3.9. Παράδειγμα εκτίμησης της γωνίας φάσης δύο σημάτων θωρακικών όγκων. (α) Γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier του σήματος V_{rcp} , (β) γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier του σήματος V_{rca} , και (γ) το μέτρο του μετασχηματισμού Fourier του V_{ab} , από το οποίο υπολογίζεται η κύρια συχνότητα του σήματος.

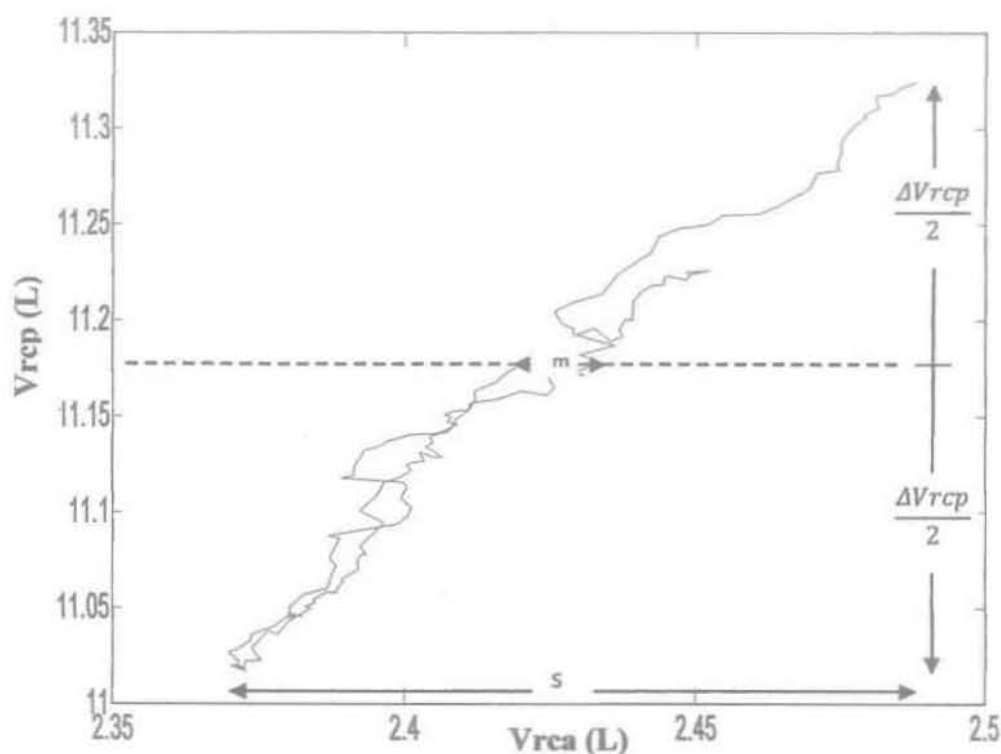
Όσον αφορά την εκτίμηση της $\Delta\Phi$ με το σχήμα Lissajous, όπως εξηγήθηκε στην ενότητα 2.3, δεν λαμβάνεται υπόψη όλο το σήμα, αλλά μόνον ό,τι υπάρχει μεταξύ δύο διαδοχικών μεγίστων. Στην περίπτωση των σημάτων θωρακικών όγκων, αυτό ανάγεται στη διάρκεια μίας αναπνοής από την οποία θα προκύψει και η εκτίμηση της διαφοράς φάσης. Στα πλαίσια της εργασίας αυτής, επιλέχτηκε τυχαία ο αναπνευστικός κύκλος που υπάρχει μεταξύ δεύτερου και τρίτου μεγίστου από την έναρξη της καταγραφής του σήματος. Το σχήμα Lissajous δημιουργείται με την απεικόνιση στον οριζόντιο άξονα του σήματος V_{rca} και στον κάθετο του V_{rcp} . Όπως γίνεται σαφές και από τις Εικόνες 3.10, 3.11, και 3.12, στα πραγματικά σήματα το σχήμα που δημιουργείται δεν μοιάζει με έλλειψη όπως στα ημιτονοειδή, επειδή η μορφή των πραγματικών αναπνευστικών σημάτων απέχει σημαντικά από εκείνη των ημιτονοειδών. Συγκεκριμένα, η περίοδος μίας αναπνοής μπορεί να μην αρχίζει και καταλήγει πάντα ακριβώς στο ίδιο σημείο του κάθετου άξονα. Επίσης, η μηχανική συμπεριφορά των δύο θωρακικών διαμερισμάτων δεν είναι τόσο ομοιόμορφη όσο ενός ημιτονοειδούς σήματος. Οι άξονες των γραφημάτων που ακολουθούν δεν έχουν το ίδιο εύρος, διότι έτσι είναι δυνατή η καλύτερη απεικόνιση της διαθέσιμης πληροφορίας.



Εικόνα 3.10. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα υγιούς ατόμου που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού (V_{rcp}) και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού (V_{rsa}) κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.



Εικόνα 3.11. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα ασθενούς με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.



Εικόνα 3.12. Παράδειγμα σχήματος Lissajous για τα σήματα ασθενούς με ΧΑΠ μετά την αποκατάσταση που αντιστοιχούν στον όγκο του πνευμονικού τμήματος του θωρακικού κλωβού και του κοιλιακού τμήματος του θωρακικού κλωβού κατά τη διάρκεια μίας αναπνοής σε ηρεμία.

Για την εύρεση των δύο τοπικών μεγίστων που σημαίνουν την αρχή και το τέλος ενός αναπνευστικού κύκλου, χρησιμοποιήθηκε ένα εργαλείο που βασίζεται στη συνάρτηση “lmax_pw.m” που διατίθεται στο δικτυακό τόπο <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/> (“MatLab File Exchange”), ο οποίος εξυπηρετεί την ανταλλαγή κώδικα μεταξύ χρηστών, αφού πρώτα δοκιμάστηκε χειροκίνητα και φάνηκε να εξάγει σωστά αποτελέσματα.

Κάποιες φορές, ειδικά σε παθολογικές καταστάσεις, το αναπνευστικό σήμα απέχει αρκετά από την ημιτονική μορφή, με αποτέλεσμα να μην γίνεται σωστή εκτίμηση των τοπικών μεγίστων. Στην περίπτωση αυτή, εάν η αλλοίωση είναι τέτοια ώστε στο σημείο του μέσου του ΔV_{rcp} δεν υπάρχει μία αρχή και ένα τέλος για το ευθύγραμμο τμήμα μήκους m , τότε προφανώς αυτή η παράμετρος δεν μπορεί να οριστεί, άρα δεν προκύπτει σωστό αποτέλεσμα από την εκτίμηση της $\Delta\Phi$ με το σχήμα Lissajous. Κάτι τέτοιο συνέβη στις 32 από τις 152 μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν. Μία πιθανή λύση αυτού του προβλήματος θα ήταν η χειροκίνητη επιλογή του τμήματος του σήματος που αντιστοιχεί σε έναν

αναπνευστικό κύκλο. Ωστόσο, στην εργασία δεν εφαρμόστηκε κάτι τέτοιο επειδή αναφέρονται μόνο πλήρως αυτοματοποιημένοι τρόποι εκτίμησης $\Delta\Phi$.

Διαφορετικά, εάν καταστεί εφικτός ο ορισμός του m , και εντοπιστεί επιτυχώς τουλάχιστον μία από τις δύο κορυφές, θεωρητικά θα έχουμε σωστό αποτέλεσμα, καθώς αυτή η κορυφή επισημαίνει την αρχή και το τέλος της καμπύλης, η οποία είναι το ίδιο σημείο, οπότε ακόμα και αν δεν έχει εντοπιστεί η επόμενη κορυφή, το μήκος s υπολογίζεται σωστά.

3.3.2 Εκτίμηση χρονικά μεταβαλλόμενης διαφοράς φάσης

Η βασική ιδέα είναι ο περιορισμός των μετρήσεων κάθε φορά σε ένα συγκεκριμένο παράθυρο του σήματος, δηλαδή σε ένα υποσύνολο του. Από το παράθυρο αυτό εξάγεται μία τιμή της διαφοράς φάσης. Κατόπιν μελετάται ένα άλλο παράθυρο, ίδιου μεγέθους με το προηγούμενο και μετατοπισμένο κατά ένα δείγμα από αυτό, από το οποίο εξάγεται ακόμα μια τιμή διαφοράς φάσης κ.ο.κ, έως ότου σαρωθεί με τον τρόπο αυτό ολόκληρο το σήμα. Προφανώς, θεωρείται ότι η $\Delta\Phi$ είναι σταθερή εντός του παραθύρου.

Για τον καθορισμό του μεγέθους του παραθύρου πρέπει να ληφθούν υπόψη δύο αντικρουόμενοι κανόνες. Ο πρώτος είναι ότι στις μεθόδους που εξαρτώνται άμεσα από την ακριβή εκτίμηση του συχνοτικού περιεχομένου μέσω του μετασχηματισμού Fourier ($\Delta\Phi_{FT}$, $\Delta\Phi_P$), είναι σημαντική η χρήση σχετικά μεγάλων παραθύρων. Επίσης, στις μεθόδους $\Delta\Phi_{PM}$ και $\Delta\Phi_{LS}$, η χρήση μεγάλων παραθύρων είναι σημαντική ώστε να είναι ικανοποιητικός ο σηματοθορυβικός λόγος. Από την άλλη πλευρά, η χρήση μικρότερων παραθύρων εξασφαλίζει την ανίχνευση συχνών μεταβολών της $\Delta\Phi$. Επισημαίνεται ότι σε περιπτώσεις σημάτων θωρακικών όγκων υγιών ενηλίκων και ασθενών με ΧΑΠ δεν έχει διερευνηθεί ο τρόπος και η συχνότητα μεταβολής της $\Delta\Phi$.

Σε αυτή την εργασία χρησιμοποιήθηκαν τα ακόλουθα μεγέθη παραθύρων: $L=250$ δείγματα, που αντιστοιχεί περίπου σε μία αναπνοή στην ηρεμία, $L=100$ δείγματα που αντιστοιχεί περίπου σε λιγότερο από μία αναπνοή στην ηρεμία και $L=400$ δείγματα, που αντιστοιχεί περίπου σε περισσότερο από μία αναπνοή στην ηρεμία.

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται αρχικά τα αποτελέσματα της μελέτης εκτίμησης διαφοράς φάσης σε συνθετικά σήματα. Τα αποτελέσματα συνίστανται στην εκτίμηση (α) της ακρίβειας κάθε μεθόδου και (β) του υπολογιστικού της κόστους. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται αποτελέσματα σε πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων με χρήση των τριών επικρατέστερων μεθόδων, σύμφωνα με τα αποτελέσματα στα συνθετικά σήματα.

4.1 Εκτίμηση διαφοράς φάσης σε συνθετικά σήματα

Για τα συνθετικά σήματα που περιγράφονται στην ενότητα 3.1, ορίστηκε διαφορά φάσης ίση με $\pi/4$.

Ο Πίνακας 4.1 παρουσιάζει τις απόλυτες τιμές των σφαλμάτων κάθε μεθόδου για τα τρία διαφορετικά σενάρια θορύβου των συνθετικών σημάτων. Παρατηρούμε ότι σε απουσία θορύβου οι μέθοδοι $\Delta\Phi_{FT}$, $\Delta\Phi_{PM}$ και $\Delta\Phi_{LF}$ παράγουν εξίσου ακριβή αποτελέσματα και μηδενικό σφάλμα. Αντίθετα, η $\Delta\Phi_P$ παράγει πολύ μεγάλο σφάλμα. Η $\Delta\Phi_{LS}$ δεν έχει ιδιαίτερα μεγάλο σφάλμα, όμως υστερεί σε σύγκριση με τις τρεις πρώτες. Όταν υπάρχει παρουσία θορύβου, τυχαίου ή Γκαουσιανού, η $\Delta\Phi_{FT}$ είναι η μοναδική που συνεχίζει να έχει μηδενικό σφάλμα. Από τις υπόλοιπες, μικρότερο σφάλμα έχει η $\Delta\Phi_{LF}$, το οποίο σφάλμα όμως είναι αρκετό για να αλλοιώσει σημαντικά τα παραγόμενα αποτελέσματα. Το σφάλμα αυτής της μεθόδου παράγεται λόγω δυσκολιών στην εκτίμηση των παραμέτρων m και s στο σχήμα Lissajous, λόγω της παρουσίας θορύβου. Το σφάλμα στις $\Delta\Phi_{PM}$ και $\Delta\Phi_{LS}$ οφείλεται στη μείωση που υφίσταται ο SNR με την προσθήκη θορύβου, διότι πρόκειται για μεθόδους που επηρεάζονται άμεσα από αυτό. Επίσης, η $\Delta\Phi_P$ παράγει το μεγαλύτερο σφάλμα, όπως και στην περίπτωση των αθόρυβων σημάτων. Όσον αφορά στη σύγκριση μεταξύ της επίδρασης των δύο ειδών θορύβου, η $\Delta\Phi_{PM}$ δείχνει να επηρεάζεται στον ίδιο βαθμό, για το λόγο που εξηγήθηκε στην ενότητα 3.1. Στη $\Delta\Phi_{LF}$ έχει ισχυρότερη επίδραση ο τυχαίος θόρυβος, γεγονός επίσης αναμενόμενο. Στις $\Delta\Phi_P$ και $\Delta\Phi_{LS}$, παρατηρείται ότι με προσθήκη Γκαουσιανού θορύβου παράγεται μεγαλύτερο σφάλμα, όμως το σφάλμα είναι πολύ μεγάλο και με τα δύο είδη θορύβου. Το συμπέρασμα είναι ότι οι δύο αυτές μέθοδοι είναι ιδιαίτερα ευάλωτες στην παρουσία θορύβου, χωρίς να έχει βαρύνουσα σημασία το είδος αυτού, καθώς σε κάθε περίπτωση η αλλοίωση είναι τόσο μεγάλη

ώστε δεν μπορεί να εξαχθεί συμπέρασμα για την πραγματική τιμή της διαφοράς φάσης.

Πίνακας 4.1. Οι απόλυτες τιμές των σφαλμάτων που προέκυψαν από κάθε μέθοδο για τα διάφορα είδη σημάτων με θόρυβο. Η διαφορά φάσης ϕ_0 ορίστηκε σε $\pi/4$.

Μέθοδος Είδος θορύβου	$\Delta\Phi_{FT}$	$\Delta\Phi_{PM}$	$\Delta\Phi_{LF}$	$\Delta\Phi_P$	$\Delta\Phi_{LS}$
Χωρίς	0.00 π	0.00 π	0.00 π	0.24 π	0.02 π
Τυχαίος	0.00 π	0.17 π	0.11 π	0.24 π	0.17 π
Γκαουσιανός	0.00 π	0.17 π	0.06 π	0.41 π	0.26 π

Στον Πίνακα 4.2 παρουσιάζονται οι απόλυτες τιμές των σφαλμάτων από την εφαρμογή των μεθοδολογιών για χρονικά μεταβαλλόμενη $\Delta\Phi$. Εδώ, κάθε φορά παρατίθεται η μέση τιμή του σφάλματος που προκύπτει από τις διάφορες εκτιμήσεις της $\Delta\Phi$ καθώς αυτές παράγονται κατά την κύλιση του παραθύρου. Επίσης, αναγράφεται και η τυπική απόκλιση των τιμών αυτών. Από παρατήρηση του Πίνακα 4.2 μεγαλύτερη ακρίβεια έχει η μέθοδος $\Delta\Phi_{PM}$ και ακολουθούν οι $\Delta\Phi_{LF}$ και $\Delta\Phi_{LS}$. Η $\Delta\Phi_{FT}$, σε αντίθεση με την περίπτωση εκτίμησης μίας τιμής της $\Delta\Phi$, εδώ παρουσιάζει ιδιαίτερα υψηλό σφάλμα, ενώ η $\Delta\Phi_P$ συνεχίζει να έχει και σε αυτή την περίπτωση τη χαμηλότερη απόδοση. Χαρακτηριστική είναι και η ύπαρξη μεγάλης τυπικής απόκλισης στις περισσότερες περιπτώσεις, όπως προκύπτει και από τον παραπάνω πίνακα. Αυτό οδηγεί στην αυξημένη αβεβαιότητα για την πραγματική τιμή της $\Delta\Phi$.

Πίνακας 4.2 Οι απόλυτες τιμές των σφαλμάτων που προέκυψαν από κάθε μέθοδο για τα διάφορα είδη σημάτων. Η διαφορά φάσης ϕ_0 ορίστηκε σε $\pi/4$. Τα σφάλματα είναι γραμμένα σε μορφή μέση τιμή σφάλματος (τυπική απόκλιση σφάλματος).

Μέγεθος παραθύρου	Μέθοδος Είδος θορύβου	$\Delta\Phi_{FT}$	$\Delta\Phi_{PM}$	$\Delta\Phi_{LF}$	$\Delta\Phi_P$	$\Delta\Phi_{LS}$
L=100						
	Χωρίς	0.28π (0.64π)	0.01π (0.02π)	0.01π (0.04π)	0.29π (0.29π)	0.04π (0.06π)
	Τυχαίος	0.29π (0.64π)	0.04π (0.06π)	0.07π (0.02π)	0.30π (0.29π)	0.25π (0.24π)
	Γκαουσιανός	0.30π (0.64π)	0.04π (0.05π)	0.06π (0.03π)	0.29π (0.29π)	0.21π (0.21π)
L=250						
	Χωρίς	0.25π (0.61π)	0.00π (0.01π)	0.01π (0.04π)	0.31π (0.30π)	0.02π (0.04π)
	Τυχαίος	0.26π (0.62π)	0.03π (0.05π)	0.07π (0.02π)	0.30π (0.30π)	0.20π (0.17π)
	Γκαουσιανός	0.27π (0.63π)	0.03π (0.05π)	0.08π (0.03π)	0.31π (0.29π)	0.26π (0.16π)
L=400						
	Χωρίς	0.26π (0.62π)	0.00π (0.01π)	0.01π (0.04π)	0.39π (0.34π)	0.02π (0.03π)
	Τυχαίος	0.27π (0.63π)	0.02π (0.05π)	0.07π (0.03π)	0.38π (0.35π)	0.28π (0.19π)
	Γκαουσιανός	0.27π (0.63π)	0.03π (0.05π)	0.06π (0.02π)	0.38π (0.35π)	0.21π (0.12π)

Παρατηρείται ότι χωρίς προσθήκη θορύβου και τα τρία μεγέθη παραθύρου δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα κατά την εφαρμογή τους στις μεθόδους $\Delta\Phi_{PM}$, $\Delta\Phi_{LF}$, και $\Delta\Phi_{LS}$. Με παρουσία θορύβου το σφάλμα αυξάνει σε όλες τις μεθόδους, εκτός από την $\Delta\Phi_P$, στην οποία όμως το σφάλμα είναι σε κάθε περίπτωση ιδιαίτερα μεγάλο. Η μέθοδος $\Delta\Phi_{LF}$, παρόλο που δείχνει να παράγει σχετικά μικρό σφάλμα, καλό είναι να μην χρησιμοποιείται με κυλιόμενο παράθυρο διότι απαιτεί τον εντοπισμό ακριβώς μίας περιόδου, η οποία δεν μπορεί να έχει σταθερή διάρκεια στα αναπνευστικά σήματα. Η μία από τις δύο πιο αξιόπιστες μεθόδους ($\Delta\Phi_{PM}$) παράγει λίγο μικρότερο σφάλμα με τα δύο μεγαλύτερα μεγέθη παραθύρου (250 και 400), ενώ στην άλλη μέθοδο ($\Delta\Phi_{LS}$) ισχύει το ίδιο όταν δεν υπάρχει προσθήκη θορύβου.

Συμπερασματικά, για την εκτίμηση της χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$, οι δύο καταλληλότερες μέθοδοι είναι η $\Delta\Phi_{PM}$ και η $\Delta\Phi_{LS}$. Από τα τρία μεγέθη παραθύρου

που δοκιμάστηκαν, στις μεθόδους αυτές καλύτερα αποτελέσματα προέκυψαν με αυτά των 250 και των 400 δειγμάτων, με μικρή διαφορά στα μεταξύ τους σφάλματα. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η διαφορά είναι μάλλον αμελητέα, στις μετρήσεις πραγματικών σημάτων χρησιμοποιήθηκε το παράθυρο μήκους 250 δειγμάτων, επειδή δίνει τη δυνατότητα καλύτερης ανίχνευσης συχνών μεταβολών της $\Delta\Phi$ συγκριτικά με αυτό των 400 δειγμάτων.

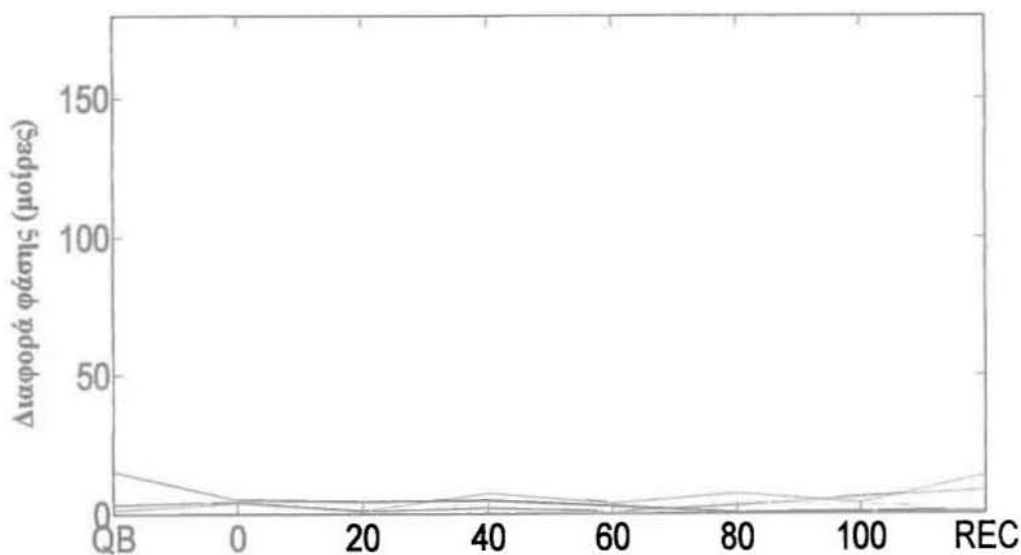
Για την εκτίμηση του υπολογιστικού κόστους των μεθόδων, στην περίπτωση χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$, μετρήθηκε ο χρόνος που απαιτείται για την εκτέλεση των εντολών από έναν υπολογιστή με επεξεργαστή Intel Core 2 Duo T7200 (2.00 GHz) και μνήμη RAM 2GB DDR2 και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.3. Όπως φαίνεται, οι μέθοδοι $\Delta\Phi_{LS}$ και $\Delta\Phi_{PM}$ είναι οι πλέον ταχείες υπολογιστικά. Ακολουθούν οι $\Delta\Phi_{LF}$ και $\Delta\Phi_{FT}$, ενώ η μέθοδος Pearson ($\Delta\Phi_P$) είναι η πλέον απαιτητική υπολογιστικά.

Πίνακας 4.3 Χρόνος σε δευτερόλεπτα κατά την εφαρμογή των μεθόδων εκτίμησης $\Delta\Phi$ με χρήση κυλιόμενου παραθύρου.

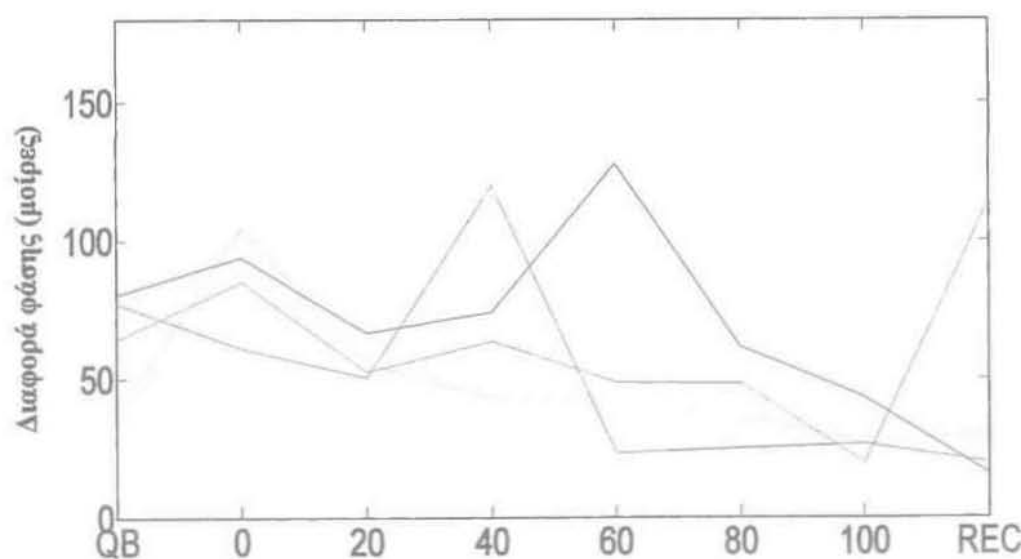
Μέγεθος παραθύρου	Είδος θορύβου	Μέθοδος				
		$\Delta\Phi_{FT}$	$\Delta\Phi_{PM}$	$\Delta\Phi_{LF}$	$\Delta\Phi_P$	$\Delta\Phi_{LS}$
L=100						
	Χωρίς	2.07	0.31	1.76	9.21	0.17
	Τυχαίος	1.70	0.15	1.91	9.14	0.21
	Γκαουσιανός	1.88	0.15	1.85	8.90	0.17
L=250						
	Χωρίς	2.52	0.20	1.79	11.18	0.20
	Τυχαίος	2.44	0.12	2.29	10.85	0.20
	Γκαουσιανός	2.37	0.26	1.96	10.09	0.09
L=400						
	Χωρίς	2.97	0.21	1.85	13.27	0.18
	Τυχαίος	2.88	0.26	2.21	11.88	0.20
	Γκαουσιανός	3.38	0.24	2.24	12.69	0.23

4.2 Εκτίμηση διαφοράς φάσης σε πραγματικά σήματα

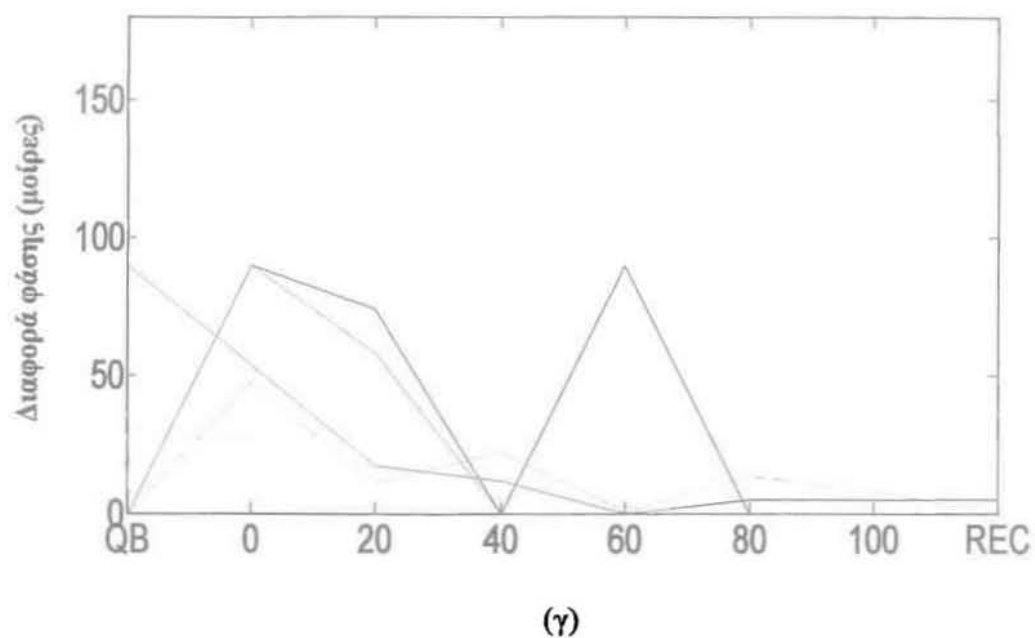
Η εκτίμηση της διαφοράς φάσης σε πραγματικά σήματα περιλαμβάνει μετρήσεις σε ζεύγη σημάτων θωρακικών όγκων πέντε (5) υγιών ατόμων και επτά (7) ασθενών με ΧΑΠ πριν και μετά από ένα πρωτόκολλο αποκατάστασης, όπως περιγράφηκε στο Κεφάλαιο 3. Για την εκτίμηση ενιαίας τιμής $\Delta\Phi$, χρησιμοποιήθηκαν οι μέθοδοι $\Delta\Phi_{FT}$, $\Delta\Phi_{PM}$, και $\Delta\Phi_{LF}$, που είχαν την καλύτερη απόδοση (βλ. Πίνακα 4.1).



(α)

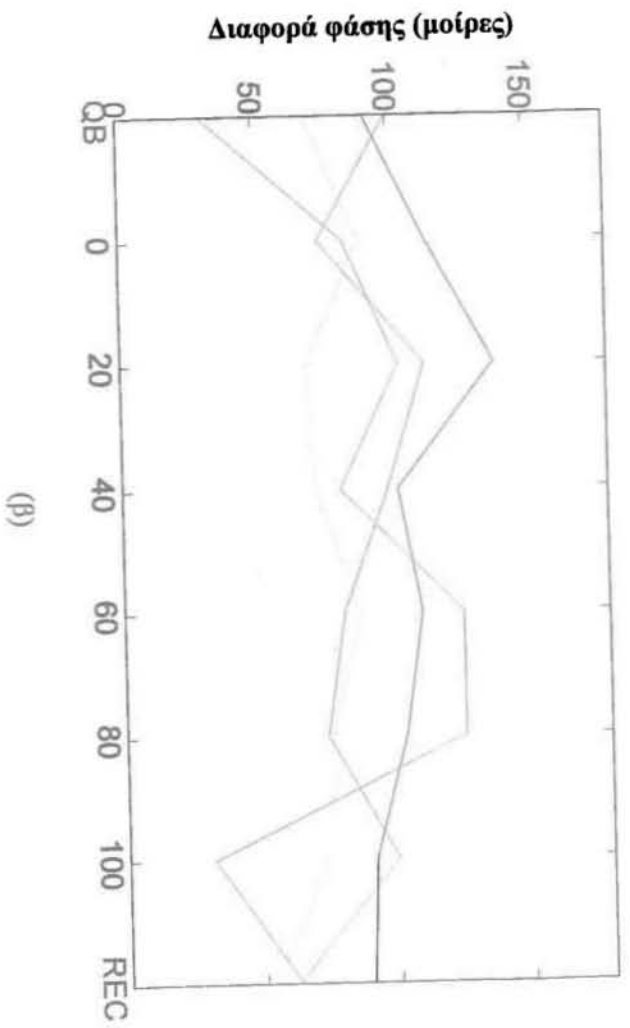
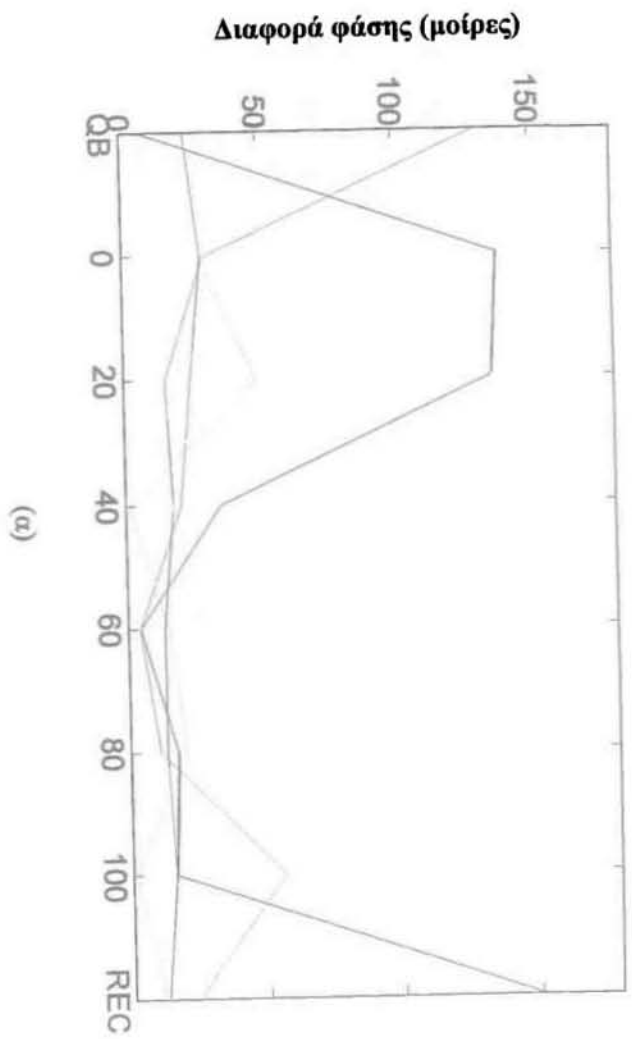


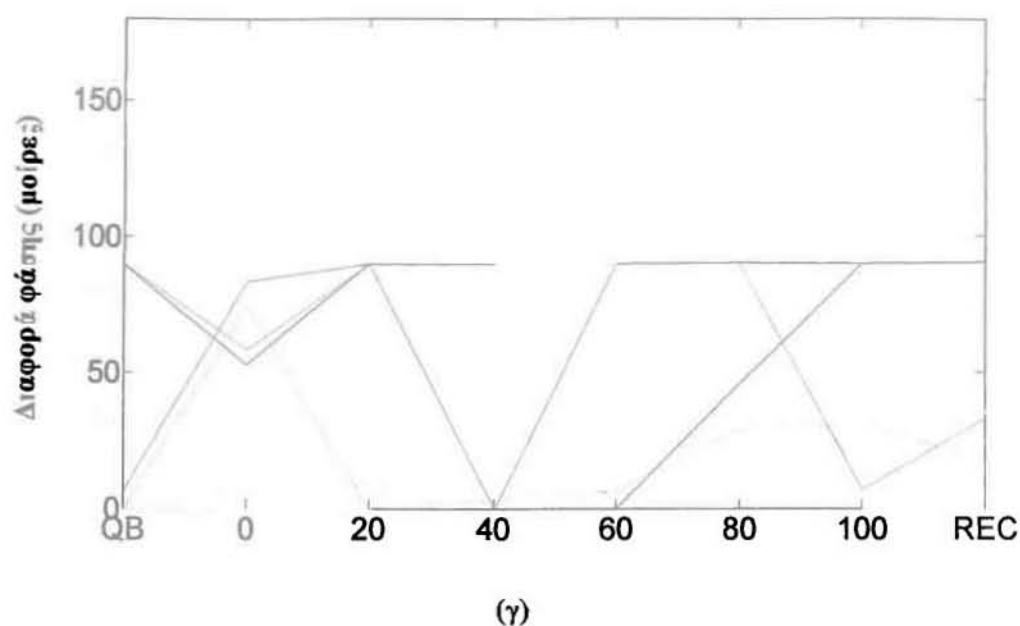
(β)



Επίπεδο άσκησης (% W_{peak})

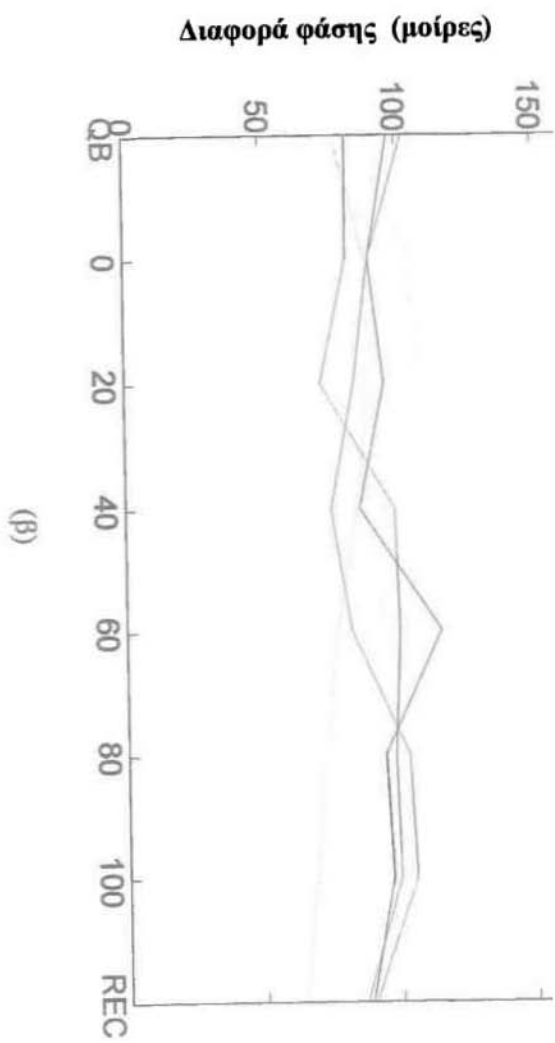
Εικόνα 4.1 Διαφορές φάσης σε πέντε υγιή άτομα με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$, και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (Quiet Breathing - QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (Recovery - REC).



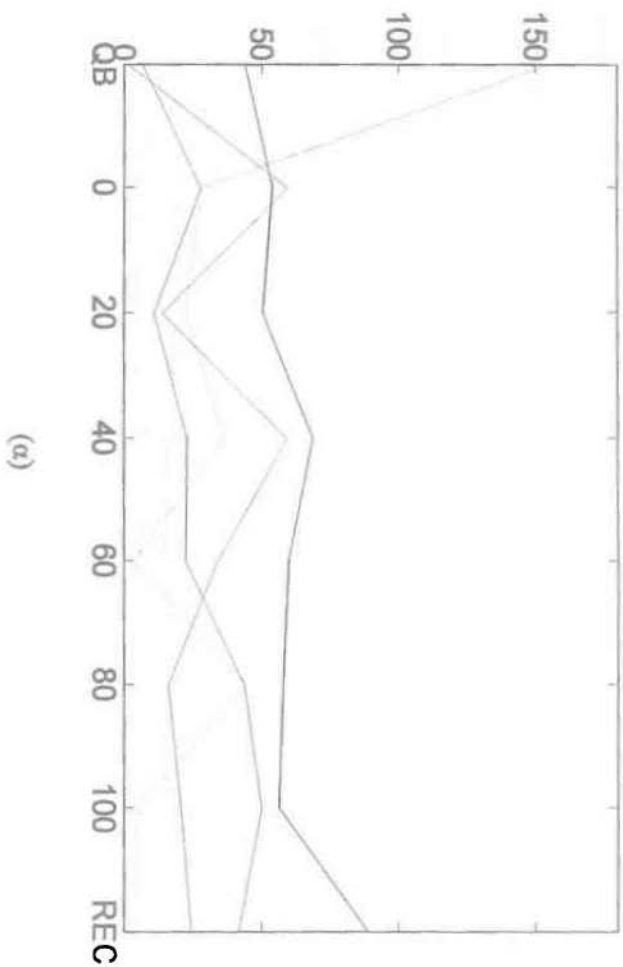


Επίπεδο άσκησης (% W_{peak})

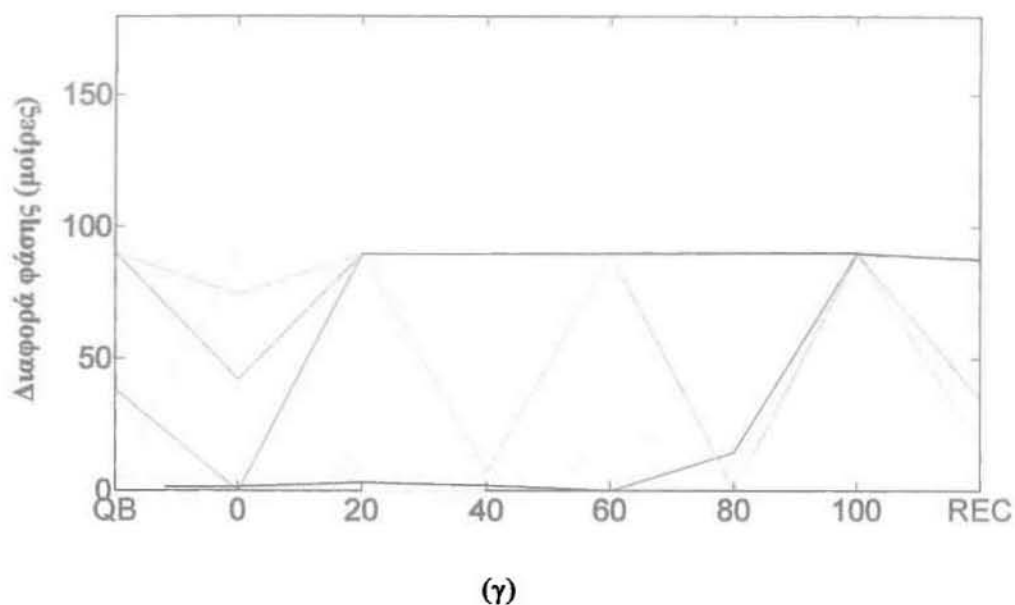
Εικόνα 4.2. Διαφορές φάσης σε επτά ασθενείς με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$, και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (Quiet Breathing - QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (Recovery - REC).



Διαφορά φάσης (μοίρες)



(α)



(γ)
Επίπεδο άσκησης (% W_{peak})

Εικόνα 4.3. Διαφορές φάσης στους επτά ασθενείς με ΧΑΠ της Εικ. 4.2 μετά την αποκατάσταση με τις μεθόδους (α) $\Delta\Phi_{FT}$, (β) $\Delta\Phi_{PM}$ και (γ) $\Delta\Phi_{LF}$. Απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ κατά την ήρεμη αναπνοή (Quiet Breathing - QB), τα διάφορα επίπεδα άσκησης (0-100), και αμέσως μετά την άσκηση (Recovery - REC).

Στις Εικόνες 4.1, 4.2 και 4.3 παρουσιάζεται η διαφορά φάσης σε μοίρες που παρατηρείται κατά τα διάφορα επίπεδα άσκησης, τα οποία εκφράζονται ως ποσοστά επί του μεγίστου φορτίου στο οποίο ασκήθηκε κάθε εξεταζόμενος (W_{peak}). Επίσης, καταγράφονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων διαφοράς φάσης κατά την ήρεμη αναπνοή (Quiet Breathing - QB) και αμέσως μετά το πέρας της άσκησης (Recovery - REC). Παρατηρείται ότι στις μετρήσεις υγιών ατόμων με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{FT}$ δε σημειώνεται παρά ελάχιστη διαφορά φάσης. Αυτό ήταν αναμενόμενο, καθώς σε μη παθολογικές καταστάσεις δεν εμφανίζεται συνήθως διαφορά φάσης μεταξύ πνευμονικού και κοιλιακού θωρακικού διαμερίσματος. Στην Εικόνα 4.1(α), όπου απεικονίζονται οι μετρήσεις με τη $\Delta\Phi_{FT}$, παρατηρείται ότι σε δύο περιπτώσεις ήρεμης αναπνοής η τιμή της διαφοράς φάσης απέχει αρκετά από τη μηδενική τιμή. Συγκεκριμένα, στον εξεταζόμενο που απεικονίζεται με πράσινο χρώμα η διαφορά φάσης είναι περίπου 18° ενώ σε αυτόν που απεικονίζεται με μαύρο χρώμα περίπου 16° . Στην ίδια ομάδα εξεταζομένων και στα ίδια σήματα, η μέθοδος $\Delta\Phi_{PM}$ δείχνει την ύπαρξη διαφοράς φάσης αρκετές φορές. Αυτό ενδεχομένως οφείλεται στην παρουσία θορύβου. Ακόμη, η μέθοδος $\Delta\Phi_{LF}$ ορισμένες φορές δίνει διαφορά φάσης ακριβώς 0, ή

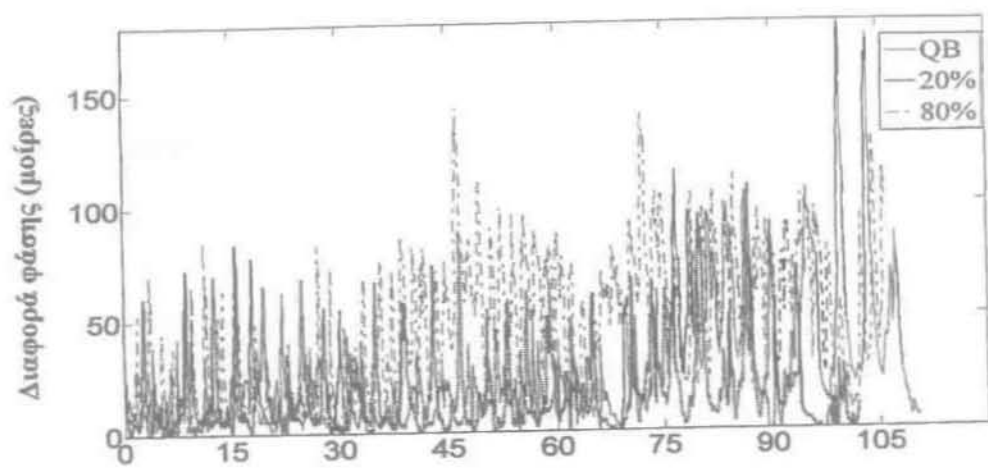
$\pi/2$. Αυτό το αποτέλεσμα δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα, και οφείλεται στο γεγονός ότι το αντίστοιχο σχήμα Lissajous δεν είχε την κατάλληλη μορφή για να παραχθεί το σωστό αποτέλεσμα, καθώς όπως έχει αναφερθεί, στην περίπτωση των αναπνευστικών σημάτων το σχήμα Lissajous διαφέρει αρκετά από μία έλλειψη. Συγκεκριμένα, η τιμή 0 προκύπτει όταν δεν καθίσταται εφικτός ο προσδιορισμός της παραμέτρου m (βλ. ενότητα 3.3.1).

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων κάθε ασθενούς απεικονίζονται με το ίδιο χρώμα πριν (Εικόνα 4.2) και μετά (Εικόνα 4.3) την αποκατάσταση. Στους έξι από τους επτά ασθενείς με ΧΑΠ είναι εμφανής η παρουσία $\Delta\Phi$. Στις περισσότερες των περιπτώσεων, η $\Delta\Phi$ βρίσκεται κοντά στις 40° . Ωστόσο, ο ασθενής του οποίου οι μετρήσεις απεικονίζονται με γαλάζιο χρώμα είναι ανάλογες με αυτές των υγιών ατόμων. Αυτό το γεγονός συμφωνεί με βιβλιογραφικά δεδομένα που αναφέρουν ότι δεν έχουν όλοι οι πάσχοντες από ΧΑΠ διαφορά φάσης στην κίνηση των θωρακικών διαμερισμάτων τους. Η $\Delta\Phi$ είναι μάλλον υπερεκτιμημένη όταν γίνεται με τη μέθοδο της παραδοξικής κίνησης, ενώ με τη μέθοδο του σχήματος Lissajous, παρατηρείται αρκετές φορές το λανθασμένο αποτέλεσμα του $\pi/2$, το οποίο οφείλεται στον ανομοιόμορφο τρόπο αναπνοής και στη μη σωστή εκτίμηση δύο διαδοχικών μεγίστων.

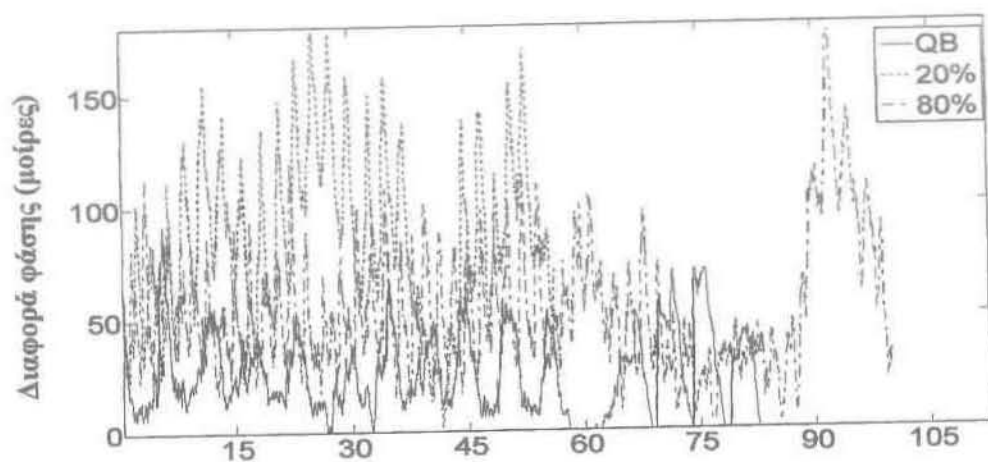
Μετά την αποκατάσταση, η $\Delta\Phi$ είναι μειωμένη σε κάποιους ασθενείς και σχεδόν ανεπηρέαστη σε άλλους. Σχεδόν ανεπηρέαστη παρέμεινε στους 5 από τους 7 ασθενείς. Οι άλλοι 2 είναι αυτοί των οποίων οι μετρήσεις έχουν χρωματιστεί με μαύρο και μωβ. Συγκεκριμένα, σε αυτόν που απεικονίζεται με μαύρο, μετά την αποκατάσταση έχουν εκλείψει οι τρεις περιπτώσεις στις οποίες εμφάνιζε μεγάλες τιμές $\Delta\Phi$ (137° , 135° , και 155°). Αυτές υπήρχαν στην άσκηση χωρίς φορτίο, στην άσκηση στο 20% του μεγίστου φορτίου, και μετά το πέρας της άσκησης αντίστοιχα. Μετά την αποκατάσταση, οι αντίστοιχες τιμές ήταν 54° , 50° , και 89° . Επίσης, σε αυτόν που απεικονίζεται με μωβ χρώμα δεν εμφανίζεται η μεγάλη τιμή $\Delta\Phi$ των 130° που υπάρχει στην ήρεμη αναπνοή πριν την αποκατάσταση. Η αντίστοιχη μετά την αποκατάσταση είναι 2° .

Για τη μελέτη της χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$ που χαρακτηρίζει τα σήματα της αναπνοής παρατίθενται οι Εικόνες 4.4 και 4.5. Σε αυτές απεικονίζονται οι τιμές της $\Delta\Phi$ που εξήχθησαν με χρήση κυλιόμενου παραθύρου μεγέθους 250 δειγμάτων στα σήματα αναπνοής ενός υγιούς ατόμου και ενός ασθενούς πριν και μετά την

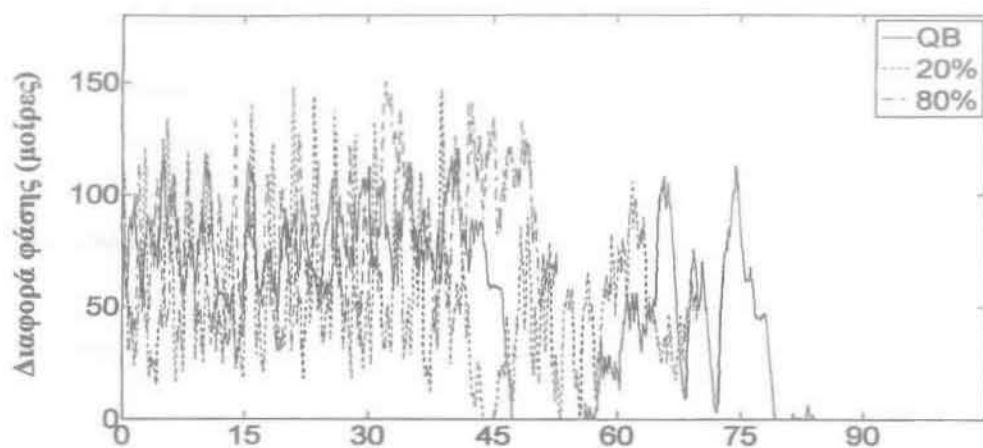
αποκατάσταση. Συγκεκριμένα, επιλέχθηκε ο υγιής του οποίου οι μετρήσεις απεικονίζονται με μπλε χρώμα στην Εικόνα 4.1 και ο ασθενής του οποίου οι μετρήσεις απεικονίζονται με κόκκινο χρώμα στις Εικόνες 4.2 και 4.3. Όπως προκύπτει και από τον Πίνακα 4.2, τα καταλληλότερα εργαλεία για μία τέτοια εφαρμογή είναι η $\Delta\Phi_{PM}$, η $\Delta\Phi_{LF}$, και η $\Delta\Phi_{LS}$. Ωστόσο, η $\Delta\Phi_{LF}$ δε χρησιμοποιήθηκε, διότι για την καλή απόδοσή της απαιτεί τον εντοπισμό ακριβώς μίας περιόδου, γεγονός δύσκολο σε αναπνευστικά σήματα.



(α)



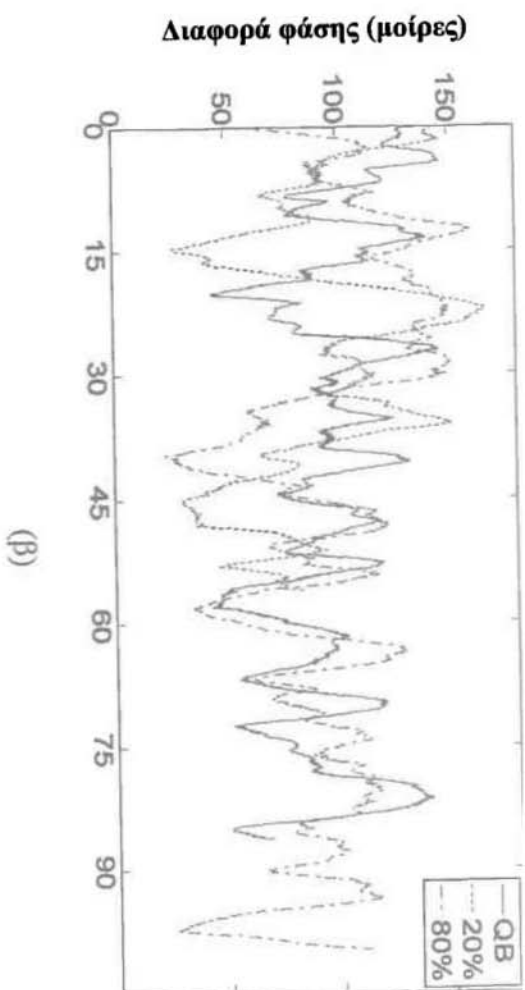
(β)



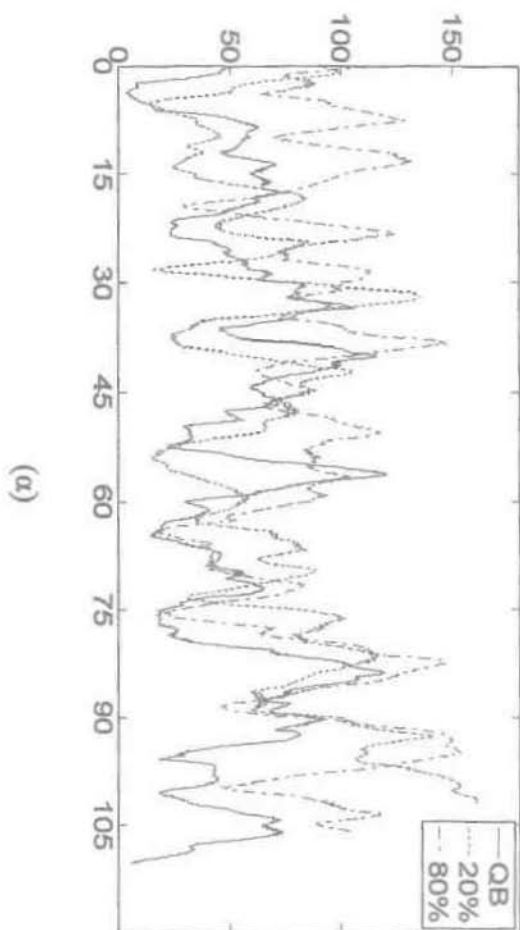
(γ)

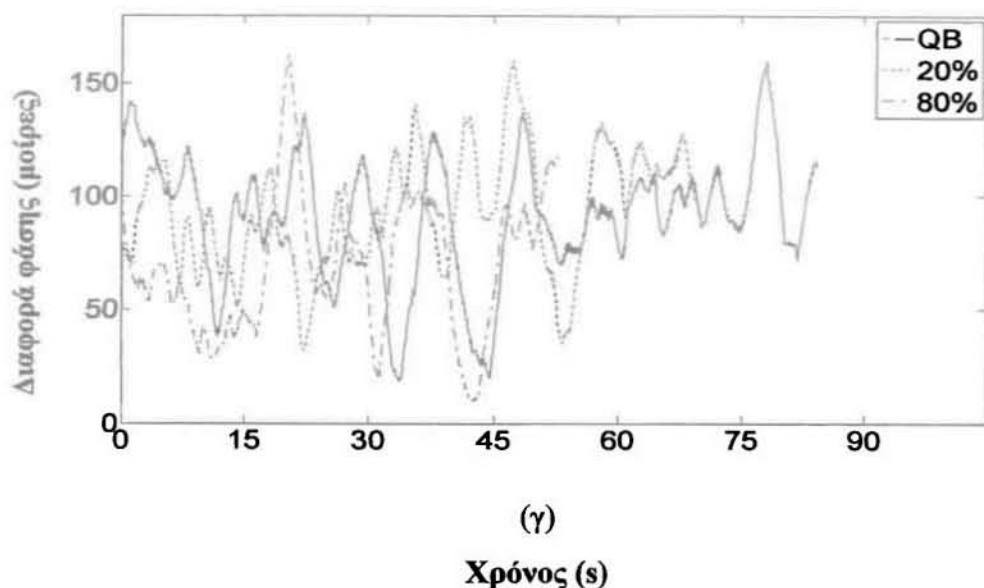
Χρόνος (s)

Εικόνα 4.4. Διαφορά φάσης (σε μοίρες) με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{PM}$ κατά την ήρεμη αναπνοή (QB), στο 20% του μέγιστου επιπέδου άσκησης, και στο 80% του μέγιστου επιπέδου άσκησης σε: (α) υγιές άτομο, (β) ασθενή με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση, και (γ) τον ίδιο ασθενή μετά την αποκατάσταση.



Διαφορά φάσης (μοίρες)





Εικόνα 4.5. Διαφορά φάσης (σε μοίρες) με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{LS}$ κατά την ήρεμη αναπνοή (QB), στο 20% του μέγιστου επιπέδου άσκησης, και στο 80% του μέγιστου επιπέδου άσκησης σε: (α) υγιές άτομο, (β) ασθενή με ΧΑΠ πριν την αποκατάσταση, και (γ) τον ίδιο ασθενή μετά την αποκατάσταση.

Κοινή παρατήρηση στις παραπάνω εικόνες είναι ότι η $\Delta\Phi$ μπορεί να περιστρέφεται γύρω από κάποια τιμή, οι αποκλίσεις όμως είναι μεγάλες. Από την παρατήρηση της Εικόνας 4.4(α) προκύπτει ότι η $\Delta\Phi$ των διαμερισμάτων του υγιούς ατόμου κατά την ήρεμη αναπνοή, σύμφωνα με την εκτίμηση της μεθόδου $\Delta\Phi_{PM}$, συνεχώς συγκλίνει προς και αποκλίνει από την τιμή των 20° περίπου, υπάρχουν όμως και σημεία όπου υπάρχει πλήρης συνεργία (0°), αλλά και πλήρης ασυνεργία (180°). Στην άσκηση με μικρό φορτίο (20% W_{peak}) η ασυνεργία είναι για αρκετό χρόνο κοντά στις 30° , αλλά υπάρχουν και στιγμές με 0° , αλλά και με 108° . Με τη μέθοδο $\Delta\Phi_{LS}$ (βλ. Εικόνα 4.5(α)) τόσο στην ήρεμη αναπνοή όσο και στην άσκηση, φαίνεται να υπάρχει διαφορά φάσης η οποία φτάνει μέχρι και τις 160° .

Στις μετρήσεις στα σήματα που προήλθαν από τον ασθενή πριν την αποκατάσταση, η $\Delta\Phi$ κατά την άσκηση στο 20% του μεγίστου φορτίου είναι μεγαλύτερη συγκριτικά με αυτήν κατά την ήρεμη αναπνοή και κατά την άσκηση σε μεγαλύτερο φορτίο (βλ. Εικόνα 4.4(β)) κατά την εφαρμογή της $\Delta\Phi_{PM}$. Ωστόσο, η $\Delta\Phi_{LS}$ δεν υποδεικνύει μεγαλύτερη διαφορά φάσης σε κάποιο από τα επίπεδα άσκησης. Τόσο στην ήρεμη αναπνοή, όσο και στην άσκηση οι μετρήσεις βρίσκονται κοντά στις 100° .

Όσον αφορά στα σήματα από τον ασθενή μετά την αποκατάσταση, και με τις δύο τεχνικές εκτίμησης $\Delta\Phi$ είναι προφανής η ύπαρξη διαφοράς φάσης. Η $\Delta\Phi_{PM}$

υποδεικνύει ότι σε κάποια χρονικά διαστήματα κατά την ήρεμη αναπνοή και την άσκηση με μικρό φορτίο, δεν υπάρχει διαφορά φάσης, ενώ στο 80% W_{peak} η διαφορά δεν πέφτει ποτέ κάτω από τις 30°. Η $\Delta\Phi_{LS}$ δείχνει τη συνεχή ύπαρξη $\Delta\Phi$ σε όλες τις μετρήσεις, η οποία κυμαίνεται από 10° έως 160°. Στο άτομο που εξετάστηκε δε φάνηκε κάποια σημαντική μείωση της $\Delta\Phi$ μετά την αποκατάσταση.

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Σε αυτή την εργασία πραγματοποιήθηκε μία συγκριτική μελέτη πέντε μεθόδων εκτίμησης διαφοράς φάσης, σε μια προσπάθεια να προταθεί μια αξιόπιστη μεθοδολογία για την ποσοτικοποίηση της έλλειψης συγχρονισμού μεταξύ θωρακικών διαμερισμάτων, που παρατηρείται συχνά κατά την αναπνοή ασθενών με ΧΑΠ. Πρωτοτυπία της μελέτης αποτελεί (α) η διερεύνηση της μεθόδου $\Delta\Phi_{FT}$ που δεν έχει ξαναχρησιμοποιηθεί σε σήματα θωρακικών όγκων και (β) η μελέτη χρονικά μεταβαλλόμενων $\Delta\Phi$ που μπορεί να αντιπροσωπεύουν χαρακτηριστικά μη στασιμότητας της ανθρώπινης αναπνοής. Σε αυτό το κεφάλαιο, σχολιάζονται διαφορετικές απόψεις της προτεινόμενης μεθοδολογίας καθώς και των αποτελεσμάτων από την εφαρμογή των μεθόδων σε συνθετικά και πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων. Επίσης, αναφέρονται οι βασικοί άξονες μελλοντικών προοπτικών όσον αφορά τόσο σε υπολογιστικά θέματα μεθοδολογίας όσο και σε θέματα μελέτης της φυσιολογίας και της μηχανικής της αναπνοής. Στο τέλος του κεφαλαίου, διατυπώνεται ένα γενικό συμπέρασμα που προκύπτει από τη διερεύνηση που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας.

5.1 Γενικά σχόλια

Η συγκριτική μελέτη μεταξύ των πέντε μεθόδων εκτίμησης της $\Delta\Phi$ βασίστηκε σε συνθετικά σήματα που δημιουργήθηκαν για τις ανάγκες της εργασίας. Συνθετικά σήματα με χαρακτηριστικά που προσεγγίζουν εκείνα των αντίστοιχων πραγματικών είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε μελέτες αξιοπιστίας υπολογιστικών εργαλείων. Τα συνθετικά σήματα που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία είναι διαμορφωμένα ως προς τη συχνότητα (Frequency Modulated – FM), ώστε να προσομοιάζουν πραγματικά σήματα όγκου θωρακικών διαμερισμάτων. Στην πραγματικότητα, τα σήματα θωρακικών όγκων διαθέτουν και διαμόρφωση κατά πλάτος. Αυτού του είδους η διαμόρφωση δε χρησιμοποιήθηκε, δεδομένου ότι η διαφορά φάσης, δεν επηρεάζεται από την κατά το πλάτος διαμόρφωση των δύο σημάτων.

Τα πραγματικά σήματα θωρακικών όγκων, που λαμβάνονται με χρήση κατάλληλων μετρητικών διατάξεων, χαρακτηρίζονται από θόρυβο τόσο χαμηλής όσο και υψηλής συχνότητας. Στα συνθετικά σήματα που δημιουργήθηκαν προστέθηκε θόρυβος υψηλής συχνότητας, που οφείλεται στους αισθητήρες και τα ηλεκτρονικά

στοιχεία των μετρητικών διατάξεων. Αντίθετα, δεν προστέθηκε θόρυβος χαμηλής συχνότητας αλλά προβλέφθηκε η χρήση της διαδικασίας 'detrend', με την οποία επιχειρήθηκε η εκ των υστέρων αφαίρεση τυχόν θορύβου χαμηλής συχνότητας από τα πραγματικά σήματα.

Η διερεύνηση της απόδοσης των πέντε μεθόδων εκτίμησης της $\Delta\Phi$ βασίστηκε στην εκτίμηση (α) μίας ενιαίας τιμής της $\Delta\Phi$ για ολόκληρο το σήμα και (β) της χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$. Η διερεύνηση αυτή κατέδειξε ότι διαφορετικές μέθοδοι έχουν συγκριτικά καλύτερη απόδοση σε κάθε μία από τις παραπάνω δύο περιπτώσεις. Πιο συγκεκριμένα, η μέθοδος $\Delta\Phi_{FT}$ ενώ είχε μηδενικό σφάλμα κατά την εφαρμογή της σε όλη τη διάρκεια του σήματος, στην εκτίμηση της χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$, το σφάλμα της ήταν ιδιαίτερα μεγάλο. Όπως επισημάνθηκε σε διαφορετικά σημεία της εργασίας, αυτό το υπολογιστικό εργαλείο βασίζεται σε σημαντικό βαθμό στην ακριβή εκτίμηση του συχνοτικού περιεχομένου των υπό μελέτη σημάτων. Συνεπώς, είναι αναμενόμενη η ύπαρξη σφάλματος κατά την εφαρμογή του σε κυλιόμενα παράθυρα, καθώς, όπως είναι γνωστό, όταν ο αριθμός των δειγμάτων από τα οποία εκτιμάται το συχνοτικό περιεχόμενο περιορίζεται, τότε αυξάνεται σημαντικά η πιθανότητα το συμπέρασμα αυτό να είναι ανακριβές [19]. Το γεγονός αυτό καθιστά τη $\Delta\Phi_{FT}$ ακατάλληλη για εφαρμογή σε μικρά παράθυρα, και συνεπώς για την εκτίμηση της χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$.

Η μέθοδος $\Delta\Phi_{LF}$ έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη μελέτη της $\Delta\Phi$ μεταξύ αναπνευστικών σημάτων. Βασικά της μειονεκτήματα αποτελούν (α) το ότι περιορίζεται στη διάρκεια μίας αναπνοής και (β) η ευαισθησία της στην παρουσία θορύβου στα υπό μελέτη σήματα. Για την εκτίμηση μίας (σταθερής) τιμής $\Delta\Phi$ η $\Delta\Phi_{LF}$ εφαρμόστηκε στον αναπνευστικό κύκλο που περιέχεται μεταξύ δεύτερης και τρίτης μέγιστης τιμής. Αυτό περιορίζει την αξιοπιστία της, διότι ενδέχεται να γίνει λανθασμένη γενίκευση των χαρακτηριστικών εκείνου του τμήματος του σήματος σε όλο το σήμα. Επίσης, κατά την εφαρμογή της στην εκτίμηση χρονικά μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$, πάλι υπάρχει περιορισμός στην αξιοπιστία, επειδή ένα σταθερό μέγεθος παραθύρου αδυνατεί να είναι πάντα ίσο με τη χρονική διάρκεια μίας αναπνοής.

Η μέθοδος $\Delta\Phi_P$, που βασίζεται στη μέγιστη γραμμική συσχέτιση, είναι η πλέον κλασική μέθοδος εκτίμησης της $\Delta\Phi$ μεταξύ δύο σημάτων. Η μέθοδος αυτή αν και στην εργασία [16] αποδείχθηκε η καλύτερη μεταξύ των έξι που συμπεριλήφθηκαν σε

εκείνη την έρευνα, στην παρούσα εργασία έδειξε να παράγει το μεγαλύτερο σφάλμα. Πιθανή εξήγηση αποτελεί το γεγονός ότι στην [16] δε χρησιμοποιήθηκαν σήματα FM, αλλά σήματα των οποίων η συχνότητα παρέμενε σταθερή στο χρόνο. Η υπόθεση αυτή ενισχύεται από το γεγονός ότι στην [14], στην οποία έγινε χρήση συνθετικών σημάτων FM, η μέθοδος $\Delta\Phi_P$ απέτυχε κατά πολύ στην ακριβή εκτίμηση της $\Delta\Phi$. Το σφάλμα που προέκυψε στην [14] ήταν περίπου 0.33π , τιμή ανάλογη του σφάλματος που προέκυψε από την εφαρμογή της μεθόδου στην παρούσα εργασία.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα των μετρήσεων πραγματικών σημάτων, η $\Delta\Phi_{FT}$, η οποία αποτελεί την πλέον αξιόπιστη μέθοδο για την εκτίμηση μίας (μη μεταβαλλόμενης) τιμής $\Delta\Phi$, δείχνει την απουσία ύπαρξης $\Delta\Phi$ στην πλειοψηφία των υγιών ατόμων. Αυτό έρχεται σε συμφωνία με τις εργασίες [9], [10], [11], και [12] στις οποίες κανένας από τους υγιείς εξεταζόμενους δεν είχε σημαντική διαφορά φάσης στην κίνηση των θωρακικών του διαμερισμάτων. Η ίδια μέθοδος, υποδεικνύει ύπαρξη $\Delta\Phi$ στους περισσότερους ασθενείς, τόσο κατά την ήρεμη αναπνοή, κατά τη διάρκεια της άσκησης, αλλά και μετά το πέρας αυτής. Συγκεκριμένα, $\Delta\Phi$ παρουσιάζεται στους 6 από τους 7 ασθενείς που μελετήθηκαν. Παρόμοια διαπίστωση έγινε στην [9], όπου σε 17 από τους 30 ασθενείς υπήρχε $\Delta\Phi$, και στην [10], όπου σε 31 από τους 40 ασθενείς υπήρχε $\Delta\Phi$. Ωστόσο, στην [12] μόνο σε 8 από τους 20 ασθενείς υπήρχε $\Delta\Phi$. Στην παρούσα εργασία, στις περισσότερες των περιπτώσεων, η $\Delta\Phi$ βρίσκεται κοντά στις 40° , υπάρχουν όμως και περιπτώσεις με αρκετά μεγαλύτερη $\Delta\Phi$, όπως και μία περίπτωση ασθενούς με σχεδόν μηδενική $\Delta\Phi$. Στα δύο πειράματα της [11] οι υγιείς είχαν κατά μέσο όρο $\Delta\Phi$ ίση με 9.4° και 9.8° αντίστοιχα, ενώ οι ασθενείς 14.6° και 31.9° .

5.2 Μελλοντικές προοπτικές

Μελλοντικές προοπτικές υλοποίησης και εφαρμογής της μεθοδολογίας εκτίμησης της $\Delta\Phi$ αναπνευστικών σημάτων περιλαμβάνουν δύο βασικές κατευθύνσεις: την υπολογιστική και την κλινική κατεύθυνση.

Στη διερεύνηση των μεθόδων με χρήση κυλιόμενου παραθύρου, θα ήταν χρήσιμη η εκτέλεσή τους με συνθετικά σήματα των οποίων η $\Delta\Phi$ μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια της μέτρησης ώστε να υπολογιστεί το σφάλμα κάθε χρονική στιγμή. Επίσης, αυτού του είδους τα συνθετικά σήματα θα δώσουν χρήσιμες πληροφορίες και για το παραγόμενο σφάλμα στην εφαρμογή τους με τις μεθόδους εκτίμησης στατικής τιμής

$\Delta\Phi$. Επιπρόσθετα, η αλλοίωση των σημάτων με θόρυβο χαμηλής συχνότητας ο οποίος συχνά υπάρχει σε σήματα θωρακικών όγκων, θα μπορούσε να επιβεβαιώσει τη χρησιμότητα της εντολής 'detrend' ή να υποδείξει την ανάγκη δημιουργίας διαφορετικών φίλτρων αφαίρεσης χαμηλών συχνοτήτων. Ακόμη, η αλλοίωση των σημάτων με θόρυβο μικρότερου εύρους από το 30% του αρχικού σήματος που χρησιμοποιήθηκε σε αυτήν τη μελέτη (π.χ. με το 10% που χρησιμοποιήθηκε στην [16]) ίσως αποδειχθεί χρήσιμη για τον εντοπισμό επιπλέον μεθόδων που είναι ανθεκτικές σε χαμηλότερα επίπεδα θορύβου.

Η μέθοδος $\Delta\Phi_{LF}$ μπορεί να βελτιωθεί ώστε να αποφεύγεται τυχόν λανθασμένη γενίκευση του αποτελέσματος. Μία πρόταση είναι η εξέταση περισσότερων αναπνευστικών κύκλων και η εξαγωγή του γενικού συμπεράσματος από τα αποτελέσματα όλων των κύκλων που εξετάστηκαν. Επίσης, μπορεί να γίνει χρήση ενός κύκλου ο οποίος θα αποτελεί συνισταμένη δύο ή περισσότερων κύκλων της αναπνοής, όπως έχει γίνει στην εργασία [12]. Η μέθοδος $\Delta\Phi_{FT}$ παρά την πολύ καλή της απόδοση στην εκτίμηση μίας σταθερής τιμής $\Delta\Phi$ για όλη τη διάρκεια των σημάτων της αναπνοής, αποτυγχάνει στη σωστή εκτίμηση της $\Delta\Phi$ με χρήση κυλιόμενων παραθύρων για το λόγο που εξηγείται στην προηγούμενη ενότητα. Συνίσταται η έρευνα της απόδοσης της μεθόδου αυτής με κυλιόμενα παράθυρα που θα περιέχουν σήματα των οποίων ο υπολογισμός του συχνοτικού τους περιεχομένου δε θα γίνεται με βάση τον FT του τμήματος που βρίσκεται εντός του παραθύρου, αλλά με βάση τον FT όλου του σήματος.

Σε επίπεδο κλινικής εφαρμογής, μέχρι τώρα δεν έχει πραγματοποιηθεί κάποια έρευνα για τον υπολογισμό της $\Delta\Phi$ που να λαμβάνει υπόψη ότι η $\Delta\Phi$ ενδέχεται να μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Προτείνεται η πραγματοποίηση τέτοιων μελετών με τη χρήση των μετατροπών που προτάθηκαν στην ενότητα 3.3.2. Επιπλέον, περισσότερη έρευνα απαιτείται για τον εντοπισμό του ζεύγους των θωρακικών διαμερισμάτων με τα οποία είναι δυνατή η εξαγωγή όσο το δυνατόν ασφαλέστερων συμπερασμάτων για την εκτίμηση της $\Delta\Phi$. Επίσης, η συστηματική εκτίμηση της $\Delta\Phi$ σε ασθενείς με ΧΑΠ πριν και μετά από διαδικασίες αποκατάστασης, καθώς και σε υγιείς αντίστοιχων ηλικιών, θα ήταν χρήσιμη ώστε να προκύψουν αξιόπιστες τιμές αναφοράς και να αποφεύγονται λανθασμένες γενικεύσεις. Τέλος, ένα ακόμα χαρακτηριστικό το οποίο εμφανίζεται σε κάποιους αλλά όχι σε όλους τους ασθενείς με ΧΑΠ, είναι η υπερδιάταση [20]. Συνεπώς, θα

ήταν ενδιαφέρουσα η διερεύνηση πιθανής συσχέτισης μεταξύ υπερδιάτασης και παρουσίας $\Delta\Phi$ σε αυτούς τους ασθενείς.

5.3 Συμπέρασμα

Η παρούσα πτυχιακή εργασία, συμπληρώνοντας προηγούμενες συναφείς μελέτες, αποτελεί μια πρώτη προσπάθεια προσδιορισμού μιας αξιόπιστης, ολοκληρωμένης και αυτοματοποιημένης μεθοδολογίας για την εκτίμηση φαινομένων διαφοράς φάσης σε αναπνευστικά σήματα ασθενών με ΧΑΠ. Τα ευρήματα από τη διερεύνηση πέντε διαφορετικών μεθόδων σε συνθετικά σήματα καθώς και από την πιλοτική μελέτη πραγματικών σημάτων έδειξαν ότι οι μέθοδοι εκτίμησης της $\Delta\Phi$ που βασίζονται στη γωνία φάσης του μετασχηματισμού Fourier ($\Delta\Phi_{FT}$) και στην παραδοξική κίνηση ($\Delta\Phi_{PM}$) είναι καταλληλότερες για την εκτίμηση μίας ενιαίας τιμής $\Delta\Phi$ και για χρονικά μεταβαλλόμενες $\Delta\Phi$, αντίστοιχα. Περαιτέρω εις βάθος διερεύνηση υπολογιστικών θεμάτων αλλά και συστηματική εφαρμογή των προτεινόμενων μεθοδολογιών σε μεγάλο πλήθος αναπνευστικών σημάτων ασθενών με ΧΑΠ και υγιών μαρτύρων είναι απαραίτητη για την επιβεβαίωση των ευρημάτων της εργασίας και τον προσδιορισμό συμπληρωματικών φυσιολογικών δεικτών για τη μελέτη της μηχανικής της αναπνοής στη ΧΑΠ.

6. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] G Viegi, F Pistelli, DL Sherrill, S Maio, S Baldacci, L Carrozzi. Definition, epidemiology and natural history of COPD. *Eur Respir J* 2007; 30(5): 993-1013.
- [2] Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease. Global Strategy for the Diagnosis, Management and Prevention of Chronic Obstructive Lung Disease. <http://www.goldcopd.com>.
- [3] MJ Tobin, TS Chadha, G Jenouri, SJ Birch, HB Gazeroglu, MA Sackner. Breathing patterns – 2. Diseased subjects. *Chest* 1983; 84(3): 286-294.
- [4] RA Pauwels, KF Rabe. Burden and clinical features of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *Lancet* 2004; 364: 613-620.
- [5] WHO. World Health Report 2002. <http://www.who.int/whr/2002>.
- [6] PV Zimmerman, SJ Connellan, HC Middleton, MV Tabona, MD Goldman, N Pride. Postural changes in rib cage and abdominal volume – motion coefficients and their effect on the calibration of a respiratory – inductive plethysmography. *Am Rev Resp Dis J* 1983; 127: 209-214.
- [7] A Aliverti, A Pedotti. Optoelectronic Plethysmography. Mechanics of breathing – pathophysiology, diagnosis and treatment. Springer-Verlag, Italia, Milano, 2002; 47-59
- [8] CF Hoover. The diagnostic significance of inspiratory movements of the costal margin. *Am J Med Sci* 1920; 159: 633-646.
- [9] K Ashutosh, R Gilbert, JH Auchincloss, Jr D Peppi. Asynchronous breathing movements in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Chest* 1975; 67: 553-557.
- [10] JJ Gilmartin, GJ Gibson. Abnormalities of chest wall motion in patients with chronic airflow obstruction. *Thorax* 1984; 39: 264-271.
- [11] M Sackner, H Gonzalez, M Rodriguez, A Belsito, S Sackner, S Grenvik. Assessment of asynchronous and paradoxical motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Am Rev Resp Dis* 1984; 180: 588-593.
- [12] A Aliverti, M Quaranta, B Chakrabarti, A Albuquerque, P Calverley. Paradoxical movement of the lower rib cage at rest and during exercise in COPD patients. *Eur Respir J* 2009; 33: 49-60.
- [13] J Hunter, E Sperry, S Ravilly, A Colin. Thoracoabdominal asynchrony and ratio of time to peak tidal expiratory flow over total expiratory time in adolescents with cystic fibrosis. *Pediatr Pulmonol* 1999; 28: 199-204.

- [14] A Motto, H Galiana, K Brown, R Kearney. Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005; 52: 614-621.
- [15] K Brown, R Platt, J Bates. Automated analysis of Paradoxical ribcage motion during sleep in infants. *Pediatr Pulmonol* 2002; 33: 38-46.
- [16] K Prisk, J Hammer, C Newth. Techniques for measurement of thoracoabdominal asynchrony. *Pediatr Pulmonol* 2002; 34: 462-472.
- [17] I Vogiatzis, A Aliverti, S Golemati, O Georgiadou, A LoMauro, E Kosmas, E Kastanakis, C Roussos. Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and women. *Eur J Appl Physiol* 2005; 93: 581-587.
- [18] O Georgiadou, I Vogiatzis, G Stratakis, A Koutsoukou, S Golemati, A Aliverti, C Roussos, S Zakynthinos. Effects of rehabilitation on chest wall volume regulation during exercise in COPD patients. *Eur Respir J* 2007; 29: 1-9.
- [19] Γ Μουστακίδης. Βασικές τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, Εκδ. Τζιόλα 2004.
- [20] I Vogiatzis, O Georgiadou, S Golemati, A Aliverti, E Kosmas, E Kastanakis, N Geladas, A Koutsoukou, S Nanas, S Zakynthinos, C Roussos. Patterns of dynamic hyperinflation during exercise and recovery in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 2005; 60(9): 723-729.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Στο Παράρτημα παραθέτονται οι εντολές μέσω των οποίων υλοποιήθηκαν στο λογισμικό πακέτο MatLab 7.5.0 (R2007b) (The MathWorks Inc) τα υπολογιστικά εργαλεία εκτίμησης $\Delta\Phi$ με τις πέντε μεθόδους για την εκτίμηση τόσο ενιαίας όσο και μεταβαλλόμενης τιμής διαφοράς φάσης.

Εκτίμηση ενιαίας τιμής $\Delta\Phi$

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{FT}$

```
Fs = 60; %Συχνότητα δειγματοληψίας Οπτοηλεκτρονικού Πληθυσμογράφου  
npts = length(t);
```

```
x=Vrcp;  
y=Vrca;  
z=Vab;  
w=Vcw;
```

```
figure(1)  
plot(t,x-mean(x),t,y-mean(y));  
xlabel('time (s)');  
legend('Vrcp','Vrca');
```

```
X=fft(detrend(x));  
Y=fft(detrend(y));  
Z=fft(detrend(z));  
W=fft(detrend(w));
```

```
NumUniquePts = ceil((npts+1)/2);
```

```
figure(2)  
subplot(221);  
f = (0:NumUniquePts-1)*Fs/npts;  
plot(f,abs(X(1:NumUniquePts)), 'k'); axis([0 2.5 0 1000]);
```

```
subplot(222)  
plot(f,abs(Y(1:NumUniquePts)), 'k'); axis([0 2.5 0 1000]);
```

```
subplot(223)  
plot(f,abs(Z(1:NumUniquePts)), 'k'); axis([0 2.5 0 1000]);
```

```
xlabel('Συχνότητα (Hz)');  
subplot(224)  
plot(f,abs(W(1:NumUniquePts)), 'k'); axis([0 2.5 0 1000]);
```

```
xlabel('Συχνότητα (Hz)');
```

```

figure(3)
subplot(311)
plot(f,angle(X(1:NumUniquePts)));
title('FT of Vrcp');
ylabel('phase (rad)');
subplot(312)
plot(f,angle(Y(1:NumUniquePts)));
title('FT of Vrca');
xlabel('frequency (Hz)');
ylabel('phase (rad)');
subplot(313)
plot(f,angle(Z(1:NumUniquePts)));
title('FT of Vab');
xlabel('frequency (Hz)');
ylabel('phase (rad)');

[mag_x idx_x] = max(abs(X));
[mag_y idx_y] = max(abs(Y));
[mag_z idx_z] = max(abs(Z));

idx_x=idx_z;
idx_y=idx_z;

px = angle(X(idx_x));
py = angle(Y(idx_y));
pz = angle(Z(idx_z));
phase_lag = px - pz;
u=abs(phase_lag);

moires=phase_lag*180/pi;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{PM}$

```

ip=0;

for i = 1:length(x)-1
    if ((x(i+1)>x(i)) && (y(i+1)<y(i)))
        ip=ip+1;
    end
    if ((x(i+1)<x(i)) && (y(i+1)>y(i)))
        ip=ip+1;
    end
end
Logos=ip/length(x);
moires=Logos*180;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{LF}$

```

window=50; %Παράμετρος για τη συνάρτηση που ακολουθεί

```



```

[times, koryfes] = lmax_pw(Vrcp, window);

%Απομονώνουμε μόνο μία αναπνοή και κάνουμε το αντίστοιχο σχήμα Lissajous
k2 = koryfes(2);
k3 = koryfes(3);

x=Vrca(k2:k3);
y=Vrcp(k2:k3);
A22=polyarea(x,y);
figure(); plot(x,y,'k');

DVrca=max(x)-min(x);
DVrcp=max(y)-min(y);

d=min(y)+DVrcp/2;
e=find((Vrcp<=d+0.00009) & (Vrcp>=d-0.00009));
m=max(Vrca(e))-min(Vrca(e));
s=DVrca;

itta = ((pi*DVrca*DVrcp/4*A22)^2 - 1)^(-1/2);

thita=asin(m/s);
moires=real(thita)*180/pi;
u=(moires/180)*pi;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_P$

```

i=1;
L=length(s1)-1;

for k=1 : L : length(x)-L

    w(1:L)=x(k:k+L-1);
    z(1:L)=y(k:k+L-1);

    Sxy(2*length(x)-1)=0;
    tempSxy=xcov(w,z);

    Sxy(((i-1)*(2*L-1)+1):(i*(2*L-1)))=tempSxy;

    Sxx(2*length(x)-1)=0;
    tempSxx=xcov(w,w);

    Sxx(((i-1)*(2*L-1)+1):(i*(2*L-1)))=tempSxx;

    Syy(2*length(x)-1)=0;
    tempSyy=xcov(z,z);

    Syy(((i-1)*(2*L-1)+1):(i*(2*L-1)))=tempSyy;

```

```

    i=i+1;

end

for n=1:length(Sxx)
    Pxy(n) = Sxy(n)/(Sxx(n)*Syy(n));
end
figure(); plot(Pxy);

l=1;
for h=1:L:length(Pxy)-2*L+1
    [r,e]=max(Pxy(h:h+2*L-1));

    times(l)=r;
    tp(l)=e;
    l=l+1;
end

n=1;
for k=1 : L : length(x)-L

    w(1:L)=x(k:k+L-1);
    z(1:L)=y(k:k+L-1);

    W=fft(detrend(w));
    Z=fft(detrend(z));

    [mag_w idx_w] = max(abs(W));
    [mag_z idx_z] = max(abs(Z));

    idx_w=idx_z;

    NumUniquePts = ceil((L+1)/2);

    Fs=60; %Συχνότητα δειγματοληψίας Οπτοηλεκτρονικού Πληθυσμογράφου
    f = (0:NumUniquePts-1)*Fs/L;

    fa = f(2)*(idx_w - 1);

    phipi(n) = pi*(1-abs(mod((2*fa*tp(n)) , 2)-1));
    n=n+1;
end
moires=hipi*180/pi;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{LS}$

```
F=[0 0.4 4 25]/25;
```

```
A=[0 1 1 0];
W=[1000,10];
H=firls(200,F,A,W);
```

```
s1=filtfilt(H,1,Vrcp);
s2=filtfilt(H,1,Vrca);
```

```
for i=1:length(s1)
    if s1(i)<0
        s1b(i)=0;
    else
        s1b(i)=1;
    end
end
```

```
for i=1:length(s2)
    if s2(i)<0
        s2b(i)=0;
    else
        s2b(i)=1;
    end
end
```

```
u = xor(s1b,s2b);
```

```
k=0;
for (i=1:length(s1))
    if u(i)
        k=k+1;
    end
end
```

```
phi=pi*k/length(s1);
moires=phi*180/pi;
```

Εκτίμηση μεταβαλλόμενης $\Delta\Phi$

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{FT}$

```
cput = cputime;
Fs = 60;
L=250; %Επιλεγμένο μέγεθος παραθύρου
for k=1 : length(x)-L
```

```
    w(1:L)=x(k:k+L-1); %Το w είναι το τμήμα του σήματος x βρίσκεται εντός του
    παραθύρου
    z(1:L)=y(k:k+L-1);
```

```

npts = length(w);

W=fft(detrend(w));
Z=fft(detrend(z));

NumUniquePts = ceil((npts+1)/2);

[mag_w idx_w] = max(abs(W));
[mag_z idx_z] = max(abs(Z));

idx_w=idx_z;

pw = angle(W(idx_w));
pz = angle(Z(idx_z));
phase_lag = pz - pw;

moires(k)=phase_lag*180/pi;

end

u=moires-45;
u=u*pi/180;
plot(u,'g');
xlim([0 length(s1)]);
ylim([-pi pi]);

meso_sfalma_PhDft=mean(abs(u));
typiki_apoklisi_sfalmatos_PhDft=std(u);
xronos_epexergasti_PhDft = cputime-cput;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{PM}$

```

cput = cputime;
L=250; %Επιλεγμένο μέγεθος παραθύρου

x=Vrcp;
y=Vrca;

for k=1 : length(x)-L

    w(1:L)=x(k:k+L-1);
    z(1:L)=y(k:k+L-1);

    ip=0;

    for i = 1:length(w)-1
        if ((w(i+1)>x(i)) && (z(i+1)<y(i)))
            ip=ip+1;

```

```

end
if ((w(i+1)<x(i)) && (z(i+1)>y(i)))
    ip=ip+1;
end
end

Logos=ip/length(w);
moires(k)=Logos*180;

end

u=moires*pi/180;
u=u-pi/4;

xlim([0 length(Vrcp)]);
ylim([0 pi]);

meso_sfalma_PhDpm=mean(abs(u));
typiki_apoklisi_sfalmatos_PhDpm=std(u);
xronos_epexergasti_PhDpm = cputime-cput;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{LF}$

```

cput = cputime;
L=250; %Επιλεγμένο μέγεθος παραθύρου
for i=1:length(Vrca)-L

    x=Vrca(i:i+L);
    y=Vrcp(i:i+L);
    A22=polyarea(x,y);

    DVrca=max(x)-min(x);
    DVrcp=max(y)-min(y);

    d=min(y)+DVrcp/2;
    e=find((Vrcp<=d+0.009) & (Vrcp>=d-0.009));
    m=max(Vrca(e))-min(Vrca(e));
    s=DVrca;

    thita(i)=asin(m/s);
    moires(i)=real(thita(i))*180/pi;
end

for i=50*80+1:length(Vrca)-L

    x=Vrca(i:i+L);
    y=Vrcp(i:i+L);
    A22=polyarea(x,y);

```

```

DVrca=max(x)-min(x);
DVrcp=max(y)-min(y);

d=min(y)+DVrcp/2;
e=find((Vrcp<=d+0.009) & (Vrcp>=d-0.009));
m=max(Vrca(e))-min(Vrca(e));
s=DVrca;

thita(i)=asin(m/s);
moires(i)=real(thita(i))*180/pi;
end

plot(real(thita),'k')

xlim([0 length(Vrcp)]);
ylim([0 pi]);

meso_sfalma_PhDlf=mean(abs(u));
typiki_apoklisi_sfalmatos_PhDlf=std(u);
xronos_epexergasti_PhDlf= cputime-cput;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_F$

```

cput = cputime;
L=250; %Επιλεγμένο μέγεθος παραθύρου

for k=1 : length(x)-L

    w(1:L)=x(k:k+L-1); %Το w είναι το τμήμα του σήματος x βρίσκεται εντός του
    παραθύρου
    z(1:L)=y(k:k+L-1);

    tempSxy=xcov(w,z);
    tempSxx=xcov(w,w);
    tempSyy=xcov(z,z);

    for n=1:length(tempSxx)
        tempPxy(n) = tempSxy(n)/(tempSxx(n)*tempSyy(n));
    end

    [r,e]=max(tempPxy);
    tp(k)=e;

    W=fft(detrend(w));
    Z=fft(detrend(z));
    [mag_w idx_w] = max(abs(W));
    [mag_z idx_z] = max(abs(Z));
    idx_w=idx_z;
    NumUniquePts = ceil((L+1)/2);

```

```

Fs=60;
f = (0:NumUniquePts-1)*Fs/L;
fa = f(2)*(idx_w -1);

phipi(k) = pi*(1-abs(mod((2*fa*tp(k)), 2)-1));
end

moires=phipi*180/pi;
u=moires-45;
u=u*pi/180;

xlim([0 length(s1)]);
ylim([-pi pi]);

meso_sfalma_PhDp=mean(abs(u));
typiki_apoklisi_sfalmatos_PhDp=std(u);
xronos_epexergasti_PhDp = cputime-cput;

```

Υλοποίηση μεθόδου $\Delta\Phi_{LS}$

```

cput = cputime;
F=[0 0.4 4 25]/25;
A=[0 1 1 0];
W=[1000,10];
H=firls(200,F,A,W);

s1=filtfilt(H,1,Vrcp);
s2=filtfilt(H,1,Vrca);

for i=1:length(s1)
    if s1(i)<0
        s1b(i)=0;
    else
        s1b(i)=1;
    end
end

for i=1:length(s2)
    if s2(i)<0
        s2b(i)=0;
    else
        s2b(i)=1;
    end
end

u = xor(s1b,s2b);

L=250;    %Επιλεγμένο μέγεθος παραθύρου

```

```

for g=1 : length(Vrcp)-L
    k=0;
    for (i=g:g+L-1)
        if u(i)
            k=k+1;
        end
    end

    end

    phi(g)=pi*k/L;

end

moires=phi*180/pi;

xlim([0 length(Vrcp)]);
ylim([0 pi]);

meso_sfalma_PhDls=mean(abs(u));
typiki_apoklisi_sfalmatos_PhDls=std(u);
xronos_epexergasti_PhDls = cputime-cput;

```