



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**Αναγνώριση Προτύπων σε Ιατρικές Εικόνες:  
Ανάλυση υπερηχογραφικού βίντεο θωρακικού διαφράγματος σε  
ασθενείς της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ)**

**Κωνσταντίνος Χρυσοστόμου**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Υπεύθυνοι**

**Δελέμπασης Κωνσταντίνος**

**Επίκουρος καθηγητής**

**Λοΐζου Χρίστος**

**Καθηγητής (Τεχνολογικό Πανεπιστήμιο Κύπρου)**

**Παττίχης Κωνσταντίνος**

**Καθηγητής (Πανεπιστήμιο Κύπρου)**

**Λαμία, 2015**





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**Αναγνώριση Προτύπων σε Ιατρικές Εικόνες:  
Ανάλυση υπερηχογραφικού βίντεο θωρακικού διαφράγματος σε  
ασθενείς της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ)**

**Κωνσταντίνος Χρυσοστόμου**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Επιβλέποντες καθηγητές  
Δελημπασης Κωνσταντίνος  
Επίκουρος καθηγητής  
Λοΐζου Χρίστος**

**Καθηγητής (Τεχνολογικό Πανεπιστήμιο Κύπρου)  
Παττίχης Κωνσταντίνος  
Καθηγητής (Πανεπιστήμιο Κύπρου)**

**Λαμία, 2015**

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις <sup>(1)</sup>, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφική. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.
3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια.
4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: ...../...../20.....

Ο – Η Δηλ.

(Υπογραφή)

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.



**Αναγνώριση Προτύπων σε Ιατρικές Εικόνες:  
Ανάλυση υπερηχογραφικού βίντεο θωρακικού διαφράγματος σε  
ασθενείς της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ)**

**Κωνσταντίνος Χρυσοστόμου**

**Τριμελής Επιτροπή:**

Κωνσταντίνος Δελήμπασης, Επίκουρος καθηγητής(επιβλέπων/σα)

Βασίλης Πλαγιανάκος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Παντελής Μπάγκος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τους επιβέποντες καθηγητές Χρήστο Π. Λοΐζου, Κωνσταντίνο Παττίχη και Κωνσταντίνο Δελήμπαση για την καθοδήγηση τους σε όλη τη διάρκεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, για την ηθική στήριξη που μου προσέφεραν και για την ευκαιρία που μου έδωσαν να ασχοληθώ με ένα ιδιαίτερα ενδιαφέρον επιστημονικό αντικείμενο.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, τη σύντροφο μου και τους φίλους μου για την αγάπη και τη βοήθεια που μου έδωσαν.

Αφιερωμένο στους γονείς μου, Χρυσόστομο και Μαρία,  
στην αδερφή μου, Νικολίνα,  
και  
στη σύντροφο μου, Άννα-Μαρία

## Περιεχόμενα

Περίληψη .....	10
Abstract .....	12
1. Κεφάλαιο 1-Εισαγωγή .....	14
1.1. Εισαγωγή .....	14
1.2. Ανατομία και φυσιολογία θωρακικού διαφράγματος .....	15
1.2.1. Η ρύθμιση της αναπνοής, εισπνοή και εκπνοή.....	17
1.3. Παθήσεις και μέθοδοι μελέτης θωρακικού διαφράγματος .....	17
1.4 Τρόπος εξέτασης διαφράγματος .....	18
1.5. Ανάλυση κίνησης - Επεξεργασία εικόνας - Μέτρα αποτίμησης της κίνησης .....	20
1.6. Διάγραμμα ροής υπολογιστικού συστήματος .....	23
1.7. Βιβλιογραφική ανασκόπηση .....	25
1.8. Σκοπός της διπλωματικής εργασίας.....	30
1.9. Σύντομη περιγραφή περιεχομένων διπλωματικής εργασίας.....	31
2. Κεφάλαιο 2 – Υλικά και Μέθοδοι .....	33
2.1. Δημιουργία βίντεο προσομοίωσης.....	33
2.2. Καταγραφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο .....	36
2.3. Περιστροφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο .....	37
2.4. Μείωση πολλαπλασιαζόμενου θορύβου .....	41
2.5. Δημιουργία εικόνας M-mode .....	45
2.5.1. Κατάτμηση εικόνας M-mode .....	46
2.5.2. Προσδιορισμός καταστάσεων (διάγραμμα κίνησης διαφράγματος).....	49
2.6. Χειροκίνητες μετρήσεις κίνησης διαφράγματος.....	51
2.7. Αυτοματοποιημένες μετρήσεις κίνησης διαφράγματος.....	51
2.8. Τρόπος λειτουργίας DIMAS χρησιμοποιώντας το σύστημα BioViAn.....	52
2.9. Μέτρα Αποτίμησης .....	55
2.9.1 Ρίζα Μέσου τετραγωνικού λάθους (Root mean square error – RMSE).....	55
2.9.2. Κανονικοποιημένο μέσο τετραγωνικό λάθος (Normalized mean square error – NMSE).....	56
2.9.3. Μέσος όρος λάθους (Mean average error – MAE) .....	56

2.9.4 Μέσο σχετικό λάθος (Mean average relative error – MARE) .....	56
2.10. Μετρήσεις Παραμόρφωσης (Strain measurements ) .....	57
2.10.1. Ακτινική παραμόρφωση (RS – Radial Strain).....	57
2.10.2 Διαμήκης παραμόρφωση (LS – Longitudinal Strain) .....	58
2.10.3 Παραμόρφωση διάτμησης (SS – Shear Strain) .....	59
3. Κεφάλαιο 3 - Αποτελέσματα .....	60
3.1. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 1 με ομαλή κίνηση και χωρίς θόρυβο.....	60
3.2. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 2 με ομαλή κίνηση και πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ ).....	66
3.3. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 3 με ανώμαλη κίνηση χωρίς θόρυβο .....	72
3.4. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 4 με ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ ).....	78
3.5. Ανάλυση κίνησης σε πραγματικό βίντεο διαφράγματος.....	83
4. Κεφάλαιο 4 - Συζήτηση Αποτελεσμάτων .....	90
4.1. Αξιολόγηση προτεινόμενης μεθόδου .....	93
4.2. Σύγκριση Μεθόδου και Αποτελεσμάτων με Προηγούμενες Εργασίες.....	94
4.3. Περιορισμοί Μεθόδου και Αποτελεσμάτων .....	97
5. Κεφάλαιο 5 – Συμπεράσματα .....	99
5.1 Μελλοντικές Προοπτικές .....	99
Βιβλιογραφία .....	101
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1 .....	104
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2.....	108
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3.....	110
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4.....	113

## Περίληψη

Παρακολουθώντας την κίνηση του θωρακικού διαφράγματος μπορούμε να αντλήσουμε χρήσιμες πληροφορίες για την αναγνώριση κάποιας δυσλειτουργίας του καρδιακού μυ. Χρησιμοποιώντας τεχνικές ανάλυσης κίνησης σε υπερηχογραφικά βίντεο μπορούμε να διακρίνουμε την μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια της εισπνοής και εκπνοής. Τα χαρακτηριστικά της κίνησης του διαφράγματος μπορούν να μας δώσουν πληροφορίες για την αναγνώριση της ομαλής ή ανώμαλης λειτουργίας του και επίσης να μας υποδείξουν επικείμενη πιθανή αδυναμία του διαφραγματικού μυ. Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να αναπτυχθεί ένα ολοκληρωμένο υπολογιστικό σύστημα, το DIMAS (Diaphragmatic Motion Analysis System), βασισμένο στην Matlab<sup>®</sup>, το οποίο να παρακολουθεί την κίνηση του διαφράγματος σε υπερηχογραφικά βίντεο, μέσω ενός υφιστάμενου προγράμματος Biomedical video Analyzer (BioViAn), σε ασθενείς που χρειάζονται μηχανικό αερισμό λόγω αναπνευστικής ανεπάρκειας και να εξάγει ποσοτικές μετρήσεις της διαφραγματικής κίνησης. Οι μετρήσεις που προκύπτουν από το πρόγραμμα BioViAn συγκρίνονται με την γνωμάτευση του γιατρού και έτσι υπολογίζονται τα μέτρα αποτίμησης από το ολοκληρωμένο δικό μας σύστημα DIMAS. Με βάση τα αποτελέσματα από τα μέτρα αποτίμησης αξιολογείται η σωστή λειτουργία του προτεινόμενου προγράμματος, καθώς επίσης μας δίνεται και μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα του ασθενή. Το προτεινόμενο σύστημα DIMAS έχει εφαρμοστεί σε τέσσερα βίντεο προσομοίωσης και σε ένα πραγματικό βίντεο υπερήχων του διαφράγματος, το οποίο αποκτήθηκε από ένα ασθενή με διαφραγματική δυσλειτουργία. Αυτοματοποιημένα διαγράμματα με τις συσπάσεις και χαλαρώσεις του μυ, ως επίσης και αυτοματοποιημένες μετρήσεις της κίνησης του διαφράγματος υπολογίστηκαν και συγκρίθηκαν με τις χειροκίνητες μετρήσεις. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν, τη διαφραγματική μετατόπιση (diaphragmatic excursion), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), και τα πλαίσια (Frames) στο οποία υπήρξε σύσπαση και χαλάρωση του διαφράγματος. Για το πραγματικό βίντεο οι χειροκίνητες μετρήσεις έχουν γίνει από εξειδικευμένο ιατρό της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας του Γενικού νοσοκομείου Λευκωσίας. Στην περίπτωση των βίντεο προσομοίωσης οι σωστές τιμές των παραμέτρων ήταν εκ των προτέρων γνωστές, αφού χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης. Τα μέτρα αποτίμησης προσδιορίζουν την αξιοπιστία του προτεινόμενου συστήματος. Ελέγχουν δηλαδή κατά πόσο οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις διαφέρουν από τις

χειροκίνητες μετρήσεις. Τα βίντεο προσομοίωσης χρησιμοποιήθηκαν σαν πρωτότυπα μοντέλα αναπαράστασης της κίνησης του διαφράγματος και η κίνηση που εκτελούν είναι: (α) ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο, (β) ομαλή κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ ), (γ) ανώμαλη κίνηση (κίνηση με διαταραχές) χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο, και (δ) ανώμαλη κίνηση (κίνηση με διαταραχές) με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ ). Κάθε βίντεο προσομοίωσης εκτελεί τρεις αναπνευστικούς κύκλους. Τα μέτρα αποτίμησης υπολογίστηκαν για κάθε αναπνευστικό κύκλο ξεχωριστά, τόσο στα βίντεο προσομοίωσης όσο και στο πραγματικό βίντεο. Για το σύστημα DIMAS έχουν υλοποιηθεί τα προγράμματα: (α) δημιουργία βίντεο προσομοίωσης, (β) περιστροφή της κίνησης του διαφράγματος (στα βίντεο προσομοίωσης και στο πραγματικό βίντεο) για να είναι κάθετη ως προς τον άξονα x του βίντεο, και (γ) δημιουργία προγράμματος που να δέχεται τις αυτοματοποιημένες και τις χειροκίνητες μετρήσεις για τον υπολογισμό των μέτρων αποτίμησης. Στην παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήθηκαν υφιστάμενα προγράμματα όπως το πρόγραμμα αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου από βίντεο υπερήχων και το πρόγραμμα BioViAn για την δημιουργία εικόνας M-mode και εξαγωγή σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος με τα ανάλογα διαγράμματα καταστάσεων. Μέχρι στιγμής το πρόγραμμα BioViAn έχει χρησιμοποιηθεί μόνο σε υπερηχογραφικά βίντεο της καρωτίδας. Για την εφαρμογή των προγραμμάτων περιστροφής των πραγματικών βίντεο και του BioViAn είναι απαραίτητη η αλληλεπίδραση τους με το χρήστη. Η όλη διαδικασία επεξεργασίας των υπερηχογραφικών βίντεο και ο υπολογισμός των μέτρων αποτίμησης διαρκεί περίπου 5-7 λεπτά ανάλογα με τη χρονική έκταση του κάθε βίντεο.

Τα αποτελέσματα από τα μέτρα αποτίμησης (διαφορές μεταξύ χειροκίνητων και αυτοματοποιημένων μετρήσεων) είναι πολύ μικρά. Αυτό μας δείχνει την ακρίβεια των μετρήσεων και την αξιοπιστία του προτεινόμενου συστήματος. Έτσι μας δίνεται η δυνατότητα να χρησιμοποιήσουμε σε μελλοντική εφαρμογή το προτεινόμενο υπολογιστικό σύστημα στην κλινική πρακτική. Είναι αναγκαία η περαιτέρω εξέλιξη και ανάλυση του DIMAS ως επίσης και η εφαρμογή του σε μεγαλύτερο αριθμό βίντεο για την καλύτερη αξιολόγηση και ενίσχυσή του με επιπρόσθετες λειτουργίες και παραμέτρους που να προσδιορίζουν καλύτερα την ομαλή ή ανώμαλη λειτουργία του διαφράγματος.

## **Abstract**

Monitoring the movements of the chest diaphragm may provide valuable information for the identification of cardiac muscle dysfunction. By using video motion analysis, we can extract information about the displacements of the diaphragm as well as its contraction and relaxation diagrams. The motion characteristics of the diaphragmatic muscle may provide information about normal or abnormal diaphragmatic function and indicate diaphragmatic weakness. The purpose of this study is to develop an integrated system, the Diaphragmatic Motion Analysis System (DIMAS) developed in Matlab®, which monitors the movement of the diaphragm via ultrasound video through an existing program, Biomedical video Analyzer (BioViAn). The system monitors the movement of the diaphragm to patients which, require mechanical ventilation due to respiratory failure, and extract quantitative measures of diaphragmatic movement. The automated measurements resulting from BioViAn are compared with a doctor's manual measurements to apprehend any evaluation offset through DIMAS. Based on the results of the evaluation measurements, the correct functioning of the proposed program is examined. In addition, a more detail observation of the patient's diaphragm can be inspected. The system has been applied in four simulated and one real ultrasound video of the diaphragm, acquired from a subject with diaphragmatic dysfunction. Automated diagrams of contractions and relaxations of the muscle, as well as automated measurements of the diaphragm movement were calculated and compared with the manual measurements. These measurements include the diaphragm displacement (excursion), inspiration time ( $T_{insp}$ ), breath duration ( $T_{tot}$ ), and frames which include contraction and relaxation of the diaphragm. For the real video the manual measurements were made by a specialist in Intensive Care Unit of the Nicosia General Hospital, while for the simulation videos, were determined based on the above measurements that were used to create the simulated videos. The evaluation measurements determine the reliability of the proposed system. In more detail, they check whether or not automated measurements differ from the manual measurements. The simulation uses prototype models of a diaphragm video motion demonstration, where movement represents: (a) normal motion without speckle noise, (b) normal motion with speckle noise ( $\sigma^2 = 0.6$ ), (c) noisy motion without speckle noise, (d) noisy motion with speckle noise ( $\sigma^2 = 0.6$ ). Each video simulation performs three respiratory cycles. Evaluation measurements were calculated for each respiratory cycle separately, both in the



simulated and the real video. For the DIMAS system several softwares have been implemented: (a) a simulation video generator, (b) a software that rotates the diaphragm along the x-axis to ensure a perpendicular video image, and (c) a program created to receive automated and manual measurements for calculation of evaluation measurements. In this thesis, existing programs are used such as: speckle noise removal program from ultrasound videos, BioViAn program for image creation, M-mode, and exporting contraction and relaxation points of the diaphragm with the appropriate state diagram. So far BioViAn has only been used in carotid ultrasound video. User interaction is necessary for the use of the rotation software as well as BioViAn. The whole processing of ultrasound video and the calculation of the evaluation measurement takes about 5-7 minutes depending on the time duration of each video. The results of the evaluation measurements (differences between manual and automated measurements) are very close. This illustrates the accuracy and reliability of the proposed system. We anticipate that the proposed system could eventually be applied in clinical practice. However, more videos need to be examined for a more reliable validation method, which may eventually include additional parameters, to indicate normal or abnormal diaphragmatic motion.

## 1. Κεφάλαιο 1-Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο δίδεται μια μικρή εισαγωγή στο κλινικό πρόβλημα που μελετούμε, περιγράφεται η ανατομία του θωρακικού διαφράγματος, η αναπνοή, οι παθήσεις του θωρακικού διαφράγματος και ο τρόπος εξέτασής του. Ακολουθώς περιγράφονται οι διάφορες φάσεις επεξεργασίας εικόνας, η ανάλυση της κίνησης και τα μέτρα αποτίμησης της κίνησης του διαφράγματος. Στη συνέχεια γίνεται βιβλιογραφική ανασκόπηση, ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας και τέλος η περιγραφή των κεφαλαίων που ακολουθούν.

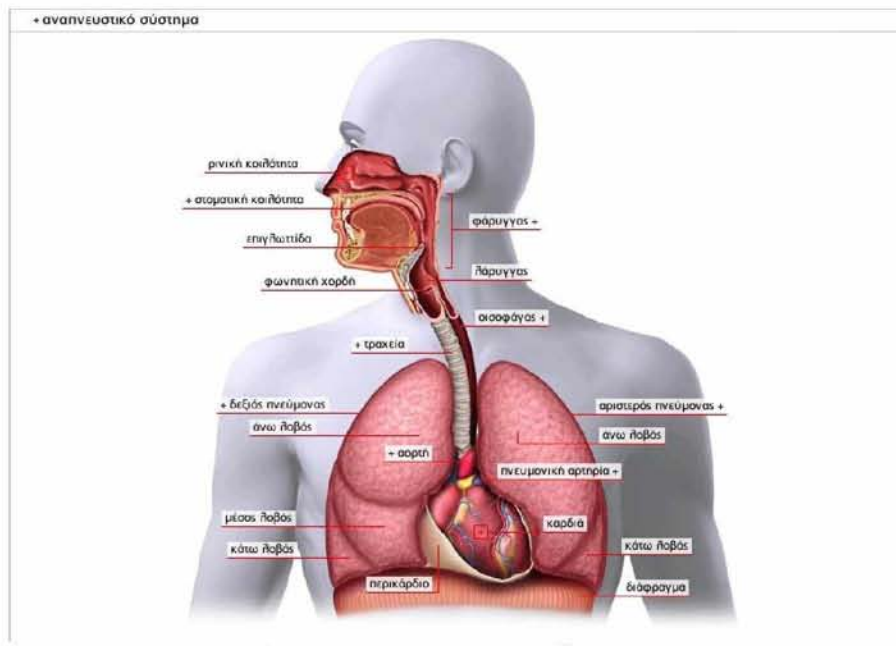
### 1.1. Εισαγωγή

Η αναπνοή είναι απαραίτητη προϋπόθεση για τη ζωή μας. Ο άνθρωπος, όπως όλοι οι ζωντανοί οργανισμοί, χρειάζονται το οξυγόνο για να ζήσουν. Η πρόσληψη οξυγόνου και η παράλληλη αποβολή διοξειδίου του άνθρακα γίνεται στους πνεύμονες και ονομάζεται αναπνοή [1]. Ο αέρας που εισπνέουμε εισέρχεται στο σώμα μας από τη μύτη ή το στόμα όπως φαίνεται στο σχήμα της Εικ. 1.1. Μέσα από τη ρινική ή τη στοματική κοιλότητα, το λάρυγγα, την τραχεία και τους βρόγχους ο αέρας φτάνει στα κύρια όργανα του αναπνευστικού συστήματος, τους πνεύμονες (Βλ. Εικ. 1.1). Οι πνεύμονες δεν έχουν μυς και η κίνησή τους γίνεται με την βοήθεια των θωρακικών μυών και του διαφράγματος, ένα μυ που βρίσκεται κάτω από τους πνεύμονες και χωρίζει τη θωρακική από την κοιλιακή κοιλότητα (Βλ. Εικ. 1.2). Κατά την εισπνοή το διάφραγμα συστέλλεται και κατεβαίνει προς την κοιλιά ενώ ταυτόχρονα οι μύες του θώρακα βοηθούν στη διεύρυνση της θωρακικής κοιλότητας, αναγκάζοντας τις πλευρές να κινηθούν προς τα έξω και επάνω. Έτσι ο όγκος των πνευμόνων αυξάνεται και εισέρχεται σε αυτούς ατμοσφαιρικός αέρας. Κατά την εκπνοή οι θωρακικοί μύες και το διάφραγμα χαλαρώνουν με αποτέλεσμα να μειώνεται ο όγκος των πνευμόνων και κατά συνέπεια να αναγκάζεται ο αέρας να εξέλθει από αυτούς [3]. Η πιο πάνω διαδικασία διαγράφη την πλήρη κίνηση του θωρακικού διαφράγματος.

Ανώμαλη διαφραγματική κίνηση παρατηρείται σε άτομα που έχουν υποστεί τραυματισμό στο φρενικό νεύρο, που πάσχουν από νευρομυϊκές παθήσεις, μετά από κοιλιακή ή καρδιοχειρουργική επέμβαση και σε βαρέως πάσχοντες ασθενείς υπό μηχανικό αερισμό [2]. Η

δυσλειτουργία του διαφράγματος οδηγεί σε αναπνευστικές επιπλοκές και μπορεί να παρατείνει τη διάρκεια της χρήσης μηχανικού αερισμού [4].

Για τους πιο πάνω λόγους, η υπερηχογραφική παρακολούθηση του διαφράγματος είναι πολύ βασική στη Μονάδα Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ) επειδή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την σωστή, γρήγορη, έγκαιρη και αποτελεσματική, αξιολόγηση της διαφραγματικής λειτουργίας σε οποιοδήποτε περιστατικό και αν προκύψει [4].



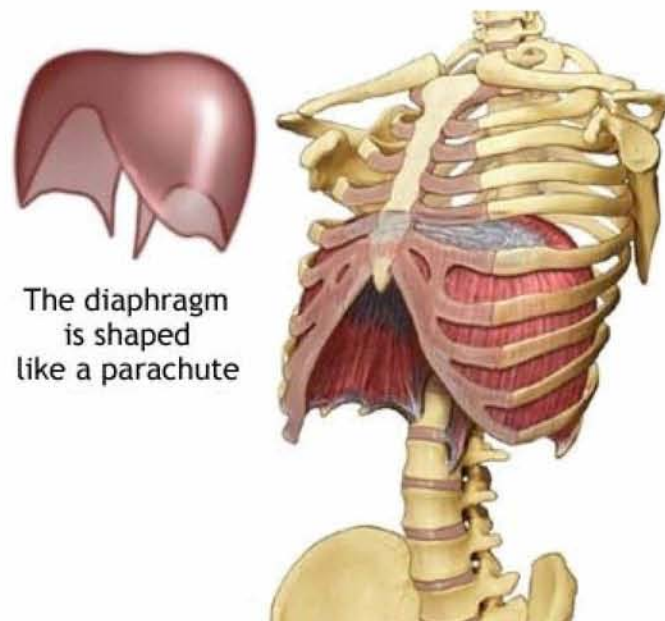
Εικόνα 1.1. Το ανθρώπινο αναπνευστικό σύστημα [34].

## 1.2. Ανατομία και φυσιολογία θωρακικού διαφράγματος

Ο αερισμός του πνεύμονα επιτυγχάνεται με τη σύσπαση και την χαλάρωση του κύριου αναπνευστικού μυ που είναι το διάφραγμα. Το διάφραγμα σε θέση ηρεμίας (στη λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα – FRC) σχηματίζει δύο θόλους που συνδέονται με μία σέλα η οποία έχει κατεύθυνση από το στήθος προς την πρόσθια επιφάνεια της σπονδυλικής στήλης (βλ. Εικ. 1.2). Η ελεύθερη επιφάνεια του διαφράγματος κυρτώνει ώστε να εφάπτεται με το εσωτερικό του θωρακικού κλωβού και στη συνέχεια πορεύεται προς τα κάτω έτσι ώστε το διάφραγμα να γίνεται κυλινδρικό στις ζώνες παράθεσης. Το ύψος της ζώνης παράθεσης σε έναν άνθρωπο σε όρθια θέση και σε ηρεμία είναι 6-7 cm στη μέση μασχαλιαία γραμμή και καταλαμβάνει το 25-

30% της συνολικής εσωτερικής επιφάνειας του θωρακικού κλωβού. Η κινητική νεύρωση του διαφράγματος γίνεται από τα φρενικά νεύρα. Όταν αναπτύσσεται τάση στις μυϊκές ίνες του διαφράγματος, ασκείται στον κεντρικό τένοντα δύναμη με φορά προς τα κάτω έτσι ώστε ο θόλος του διαφράγματος κατέρχεται [5]. Το διάφραγμα αποτελείτε από το δεξιό και αριστερό ημιδιάφραγμα. Στους περισσότερους ανθρώπους το δεξιό ημιδιάφραγμα είναι λίγο ψηλότερο από το αριστερό [6].

Από την Εικ. 1.2. παρατηρούμε ότι το διάφραγμα είναι ένας σκελετικός γραμμωτός μυς. Η συστολή του διαφράγματος μετατοπίζει το περιεχόμενο της κοιλιάς προς τα έξω, ανυψώνει και εκτείνει τον θώρακα και έτσι δημιουργεί αρνητική ενδοθωρακική πίεση, η οποία προκαλεί και την πλήρωση του πνεύμονα με αέρα. Η αρνητική ενδοθωρακική πίεση προκαλεί, αν δεν συσταλούν κατά την εισπνοή οι μεσοπλεύριοι μύες, εισολκή του κατώτερου τμήματος του θωρακικού κλωβού. Η συστολή των κοιλιακών μυών αυξάνει την ενδοκοιλιακή πίεση, διατείνει το διάφραγμα και αυξάνει έτσι την απόδοση της συστολής του διαφράγματος [5].



Εικόνα 1.2. Θωρακικό διάφραγμα [35].

### 1.2.1. Η ρύθμιση της αναπνοής, εισπνοή και εκπνοή

Ο αερισμός του πνεύμονα επιτυγχάνεται με τη συστολή και χαλάρωση των αναπνευστικών μυών. Η υποσυνείδητη αυτή ρύθμιση της αναπνοής διακόπτεται συχνά από παρεμβολές βουλητικής συστολής των αναπνευστικών μυών, όπως συμβαίνει κατά τη διάρκεια της ομιλίας και του γέλιου [1].

Οι κύριοι εισπνευστικοί μύες είναι το διάφραγμα και οι έξω μεσοπλεύριοι. Σε όρθια θέση, το διάφραγμα εισφέρει το 70% της ήρεμης εισπνοής και οι έξω μεσοπλεύριοι, το 30%. Σε ύπτια θέση, η εισφορά του διαφράγματος αυξάνεται στο 90% [7].

Η εκπνοή είναι παθητική λειτουργία, χωρίς σύσπαση αναπνευστικών μυών. Το παρέγχυμα επανέρχεται στη θέση ισορροπίας (στη λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα – FRC), με καταβολή έργου που παρέχεται από την αποκατάσταση της ελαστικής παραμορφώσεως που έλαβε χώρα, κατά την προηγούμενη εισπνευστική του έκπτυξη [7].

### 1.3. Παθήσεις και μέθοδοι μελέτης θωρακικού διαφράγματος

Οι αναπνευστικοί μύες είναι η κινητήριος δύναμη της αναπνοής και παρουσιάζουν αδυναμία από ποικιλία παραγόντων που προσβάλλουν τα κινητικά νεύρα, τη νευρομυϊκή σύναψη και το μυϊκό κύτταρο. Οι ασθενείς με αδυναμία των αναπνευστικών μυών αναπνέουν γρηγορότερα και με μικρότερο αναπνεόμενο όγκο από τα υγιή άτομα. Ως κόπωση των αναπνευστικών μυών καλείται η αδυναμία τους να διατηρήσουν την αναμενόμενη δύναμη με συνεχείς συσπάσεις [6].

Παθοφυσιολογικά, η απώλεια της φυσιολογικής συσπαστικότητας του διαφραγματικού μυ οδηγεί σε ατροφία του, διάταση του θόλου, ελάττωση της αποτελεσματικής σύσπασης κατά τη φάση της εισπνοής και ατελεκτασία των παρακείμενων πνευμονικών τμημάτων. Αναπτύσσεται σταδιακά χρόνια δύσπνοια και σε ορισμένες περιπτώσεις και αναπνευστική ανεπάρκεια. Η παράλυση ή η αδυναμία του διαφράγματος οδηγούν σε διαφραγματική δυσλειτουργία. Η δυσλειτουργία αυτή παρατηρείται σε πολλές κλινικές καταστάσεις, όπως μετά από μεγάλη καρδιακή, θωρακική ή κοιλιακή χειρουργική επέμβαση, κάκωση νωτιαίου μυελού ή βλάβη του φρενικού νεύρου. Ακόμη μυϊκή ατροφία και διαφραγματική λέπτυνση θεωρούνται περιπτώσεις δυσλειτουργίας [4].

Η δραστηριότητα και η λειτουργία του διαφράγματος μπορεί να παρατηρηθεί μέσω υπερήχων (ultrasound) [4], αξονικού τομογράφου (Computed Tomography – CT) [8] και Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού-Μαγνητικού Τομογράφου (ΜΤ) (Magnetic Resonance Imaging - MRI) [10].

Το Υπερηχογράφημα είναι μία ασφαλής, μη επεμβατική μέθοδος, που επιτρέπει τον έλεγχο της εσωτερικής δομής του σώματος. Στη μέθοδο αυτή αποστέλλονται ήχοι ιδιαίτερα υψηλής συχνότητας (πάνω από 20 KHz), πολύ υψηλότεροι από αυτούς που αντιλαμβάνεται το ανθρώπινο αυτί. Ειδικά μηχανήματα καταγράφουν πως περνούν οι ήχοι δια μέσω του σώματος και επιτρέπουν την ανάλυση των διαφόρων οργάνων, όγκων, όζων, κύστεων και λίθων μέσα στο σώμα. Η υπερηχογραφική απεικόνιση επιτρέπει ευκρινή έλεγχο της ανατομίας χωρίς να δίνει ακτινοβολία στον ασθενή. Η παραγωγή των υπερήχων γίνεται με βάση το πιεζο-ηλεκτρικό φαινόμενο (μετατροπή μιας μορφής ενέργειας σε άλλη). Στην προκειμένη περίπτωση γίνεται στον ηχοβολέα μετατροπή ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανικά ηχοκύματα και το αντίστροφο. Υπάρχουν τέσσερις μέθοδοι απεικόνισης εικόνων υπέρηχου οι οποίοι είναι: A-mode, B-mode, M-mode και Doppler [11]. Στην Εικ. 1.4.γ, παρουσιάζεται βίντεο διαφράγματος από υπέρηχο.

#### 1.4 Τρόπος εξέτασης διαφράγματος

Στο διάφραγμα που φαίνεται στην Εικ. 1.4.β είναι πολύ σημαντικό να παρακολουθείται και να μετριέται το πάχος του επειδή μπορεί να υποδείξει αν υπάρχει αδυναμία στο μυ [28]. Για την υπερηχογραφική μέτρηση του πάχους του διαφράγματος (Εικ. 1.4.β) χρησιμοποιούνται υπέρηχοι με συχνότητα 10-12 MHz, και το πάχος του διαφράγματος μετράται στη ζώνη πρόσφυσης στο πλευρικό τόξο (zone of apposition). Προκειμένου για την απεικόνιση αυτού του τμήματος του διαφράγματος, η κεφαλή των υπερήχων τοποθετείται στη μέση μασχαλιαία γραμμή στο επίπεδο του 8<sup>ου</sup> με 9<sup>ου</sup> μεσοπλεύριου διαστήματος [12], [13] όπως φαίνεται στην Εικ. 1.4.α.





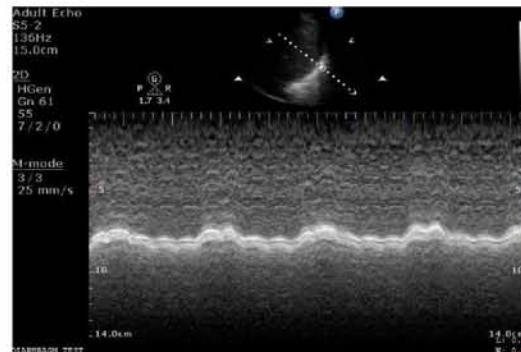
(α)



(β)



(γ)



(δ)

Εικόνα 1.4. (α) Τοποθέτηση της κεφαλής των υπερήχων για απεικόνιση του διαφραγματικού πάχους [4], (β) Υπερηχογραφική απεικόνιση του διαφράγματος στη ζώνη πρόσφυσης προκειμένου για να μετρηθεί το διαφραγματικό πάχος [4], (γ) B-mode μετατόπισης διαφράγματος ενός άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ, (δ) M-mode από υπερηχογράφο διαφραγματικής μετατόπισης ενός άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ.

Ταυτόχρονα πραγματοποιείται υπερηχογραφική καταγραφή και άλλων χαρακτηριστικών της διαφραγματικής κίνησης, όπως η απόσταση και η ταχύτητα μετακίνησης της. Προκειμένου να γίνουν αυτές οι μετρήσεις χρησιμοποιείται η κεφαλή 3.5-5 MHz των υπερήχων, αρχικά με B-mode (βλ. Εικ. 1.4.γ) ώστε να απεικονιστεί η καλύτερη δυνατή εικόνα και να επιλεγεί η περιοχή που θα μελετηθεί και στη συνέχεια χρησιμοποιείται η M-mode υπερηχογραφία (βλ. Εικ. 1.4.δ) για την απεικόνιση της κίνησης των ανατομικών δομών που βρίσκονται κατά μήκος της

επιλεγμένης προς εξέταση γραμμής. Η κεφαλή των υπερήχων τοποθετείται συνήθως στην πρόσθια μασχαλιαία γραμμή, στην υποπλευρία περιοχή, και με κατεύθυνση προς τα έσω, κεφαλικά και ραχιαία, έτσι ώστε η ακτίνα των υπερήχων να φτάνει σχεδόν κάθετα στο οπίσθιο τμήμα του θόλου του δεξιού ημιδιαφράγματος. Μελέτες που αφορούν στην απόσταση διαφραγματικής μετακίνησης υπάρχουν τόσο σε υγιείς εθελοντές [14], όσο και σε ασθενείς σε μηχανικό αερισμό, και έχουν ήδη περιγραφεί κριτήρια επιτυχούς δοκιμασίας αποδέσμευσης με βάση υπερηχογραφικές τιμές διαφραγματικής έκπτυξης [15].

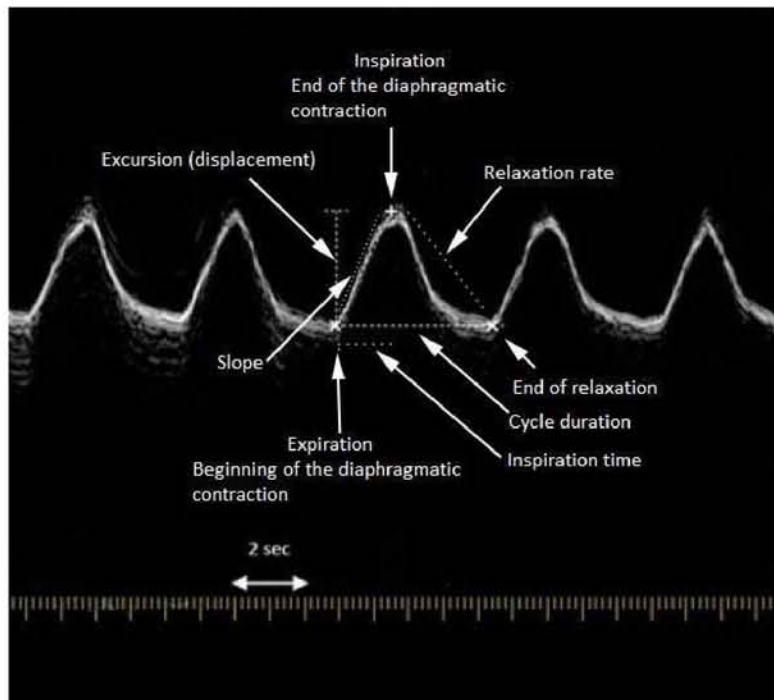
Η Εικ. 1.4.γ, παρουσιάζει την υπερηχογραφία ενός διαφράγματος που φαίνεται σημειωμένο με μια ελλειπτική γραμμή. Το υπερηχογραφικό βίντεο προήλθε από έναν άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ. Η Εικ. 1.4.δ παρουσιάζει την εικόνα M-mode της κίνησης του διαφράγματος, η οποία έχει εξαχθεί μέσω του υπέρηχου.

### 1.5. Ανάλυση κίνησης - Επεξεργασία εικόνας - Μέτρα αποτίμησης της κίνησης

Σε αυτό το υποκεφάλαιο παρουσιάζονται συνοπτικά οι έννοιες της εικόνας M-Mode και πώς την αποκτούμε, την ανάλυση κίνησης σε βίντεο υπερήχων και ποια μέτρα αποτίμησης χρησιμοποιούμε. Μια εικόνα M-mode (βλ. Εικ. 1.4.δ) μπορεί να παραχθεί από το υπερηχογράφημα (βλ. Εικ. 1.4.γ), το οποίο μπορεί να μας φανερώσει την κίνηση του διαφράγματος και να μας δείξει τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του κατά τη διάρκεια του χρόνου και να απεικονίσει τη μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια συνεχόμενων αναπνοών. Για την καλύτερη κατανόηση του προβλήματος δίδεται στην Εικ. 1.5 μια εικόνα M-mode όπως έχει δημιουργηθεί από ένα διαφραγματικό υπερηχογράφημα [4], και όπου με τόξα απεικονίζονται τα σημαντικά σημεία του διαφράγματος, τα οποία αναλύονται πιο κάτω. Πιο συγκεκριμένα απεικονίζει την εικόνα M-mode ομαλής μετακίνησης του διαφράγματος από ένα υγιή άτομο, η οποία έχει εξαχθεί από μια γραμμή που επιλέγεται χειροκίνητα από τον ιατρό κατά μήκος του βίντεο. Παρουσιάζει λεπτομερώς τα σημεία τα οποία παρακολουθεί ο ιατρός για να εξαγάγει τις μετρήσεις που χρειάζεται. Ο οριζόντιος άξονας της Εικ. 1.5 δείχνει το χρόνο (δηλαδή τη διάρκεια ενός βίντεο) και ο κάθετος άξονας δείχνει την απόσταση (δηλαδή τη μετατόπιση του διαφράγματος). Μπορεί έτσι να μετρηθεί η διαφραγματική μετατόπιση (excursion, [cm]), η ταχύτητα της σύσπασης του διαφράγματος (slope [cm/s]), η διάρκεια της εισπνοής (inspiration



time  $T_{insp}$ , [sec]), ο ρυθμός χαλάρωσης του μυ (relaxation rate [cm/s]), καθώς και ο χρόνος ενός αναπνευστικού κύκλου (cycle duration,  $T_{tot}$  [sec]). Με το σύμβολο “x” (βλ. Εικ. 1.5.) προσδιορίζεται η στιγμή της εκπνοής και με το σύμβολο “+” προσδιορίζεται η στιγμή της εισπνοής. Όλες οι πιο πάνω μετρήσεις μπορούν να καταδείξουν ομαλή ή ανώμαλη κίνηση του διαφράγματος και πιθανή νόσο.

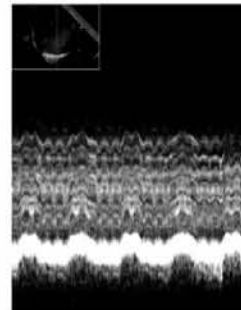


Εικόνα 1.5. Μετρήσεις κίνησης διαφράγματος από εικόνα M-mode [4]

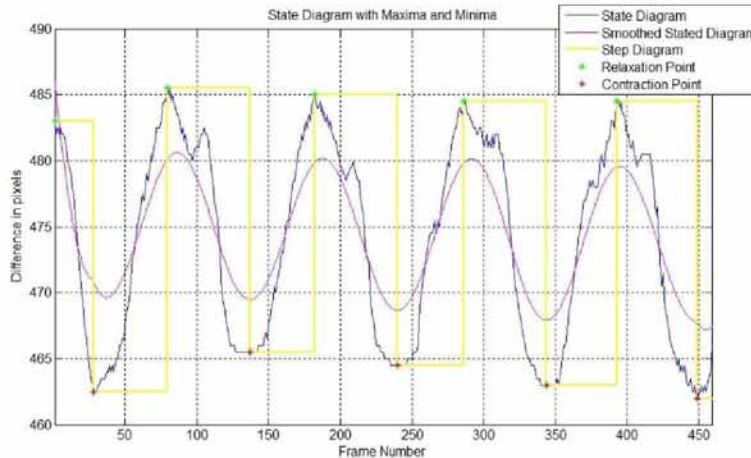
Οι τιμές της διαφραγματικής μετατόπισης σε υγιή άτομα που έχουν αναφερθεί είναι  $(1.8 \pm 0.3)$  cm για τους άνδρες, και  $(1.6 \pm 0.3)$  cm για τις γυναίκες, κατά τη διάρκεια της ήρεμης τους εισπνοής [14].



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 1.6. Επεξεργασία υπερηχογραφικού βίντεο και εικόνας M-mode μέσω του προγράμματος BioViAn [32], (α) B-mode υπερηχογραφικό βίντεο μετατόπισης διαφράγματος ενός άντρα ασθενή, 50 χρονών, με διαφραγματική αδυναμία και σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ, (β) εικόνα M-mode του υπερηχογραφικού βίντεο, η οποία δημιουργήθηκε μέσω του προγράμματος BioViAn [32], και (γ) δημιουργία διαγράμματος κίνησης με τα αυτοματοποιημένα σημεία σύσπασης (ελάχιστα) και χαλάρωσης (μέγιστα) του διαφράγματος.

Χρησιμοποιώντας ένα υπολογιστή μπορούμε να επεξεργαστούμε μια εικόνα M-mode και να εξάγουμε τις επιθυμητές μετρήσεις που χρειαζόμαστε (διαφραγματική μετατόπιση, διάρκεια εισπνοής, διάρκεια μιας αναπνοής, και τα πλαίσια στα οποία υπάρχει σύσπαση και χαλάρωση). Η Εικ. 1.6.α παρουσιάζει ένα πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο που έχει αποκτηθεί για τους σκοπούς της διπλωματικής εργασίας από το θεράποντα ιατρό. Η Εικ. 1.6.β παρουσιάζει την εικόνα M-mode που έχει προκύψει από την επεξεργασία του βίντεο της Εικ. 1.6.α με τη βοήθεια του συστήματος BioViAn [32]. Τέλος η Εικ. 1.6.γ παρουσιάζει το διάγραμμα κίνησης μετά την επεξεργασία της εικόνας M-mode και τα σημεία συσπάσεις και χαλαρώσεις του διαφράγματος. Στον οριζόντιο άξονα της Εικ. 1.6.γ φαίνεται ο αριθμός των πλαισίων του βίντεο (Frame Number) και στον κάθετο άξονα δίδεται η διαφορά τους σε εικονοστοιχεία (Different in pixels). Στην μπλε γραμμή διακρίνουμε την κίνηση του διαφράγματος σε κάθε εικονοστοιχείο, στη μοβ γραμμή παρουσιάζεται ένα κατά προσέγγιση ομαλό διάγραμμα σημείων σύσπασης και χαλάρωσης (καταστάσεων), ενώ στην κίτρινη γραμμή παρουσιάζεται το βηματικό διάγραμμα

όπου φαίνονται τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος. Τα σημεία με κόκκινο και με πράσινο αστερίσκο προσδιορίζουν τα πλαίσια σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος αντιστοίχως (relaxation frames: 1, 79, 182, 286, 393; contraction frames: 28, 137, 240, 344, 449; Διαφραγματική μετατόπιση: 0.96 cm).

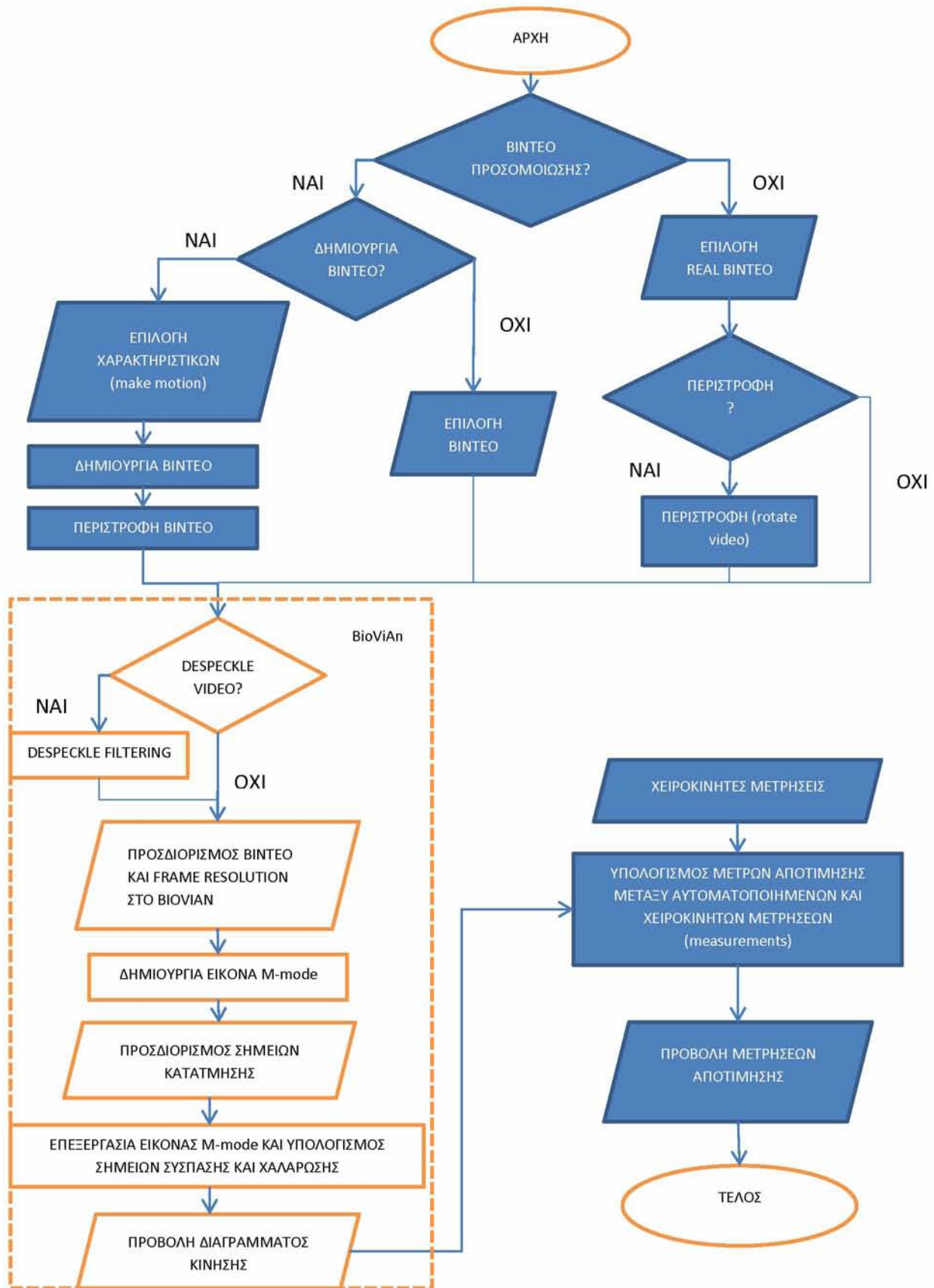
Για τη δημιουργία του προτεινόμενου συστήματος DIMAS, για την παρούσα πτυχιακή εργασία, έχουν υλοποιηθεί τα ακόλουθα:

- (α) πρόγραμμα δημιουργίας βίντεο προσομοίωσης και ακολούθως περιστροφής του,
- (β) πρόγραμμα περιστροφή του B-mode πραγματικού υπερηχογραφικού βίντεο, και
- (γ) πρόγραμμα που να υπολογίζει τα μέτρα αποτίμησης μεταξύ των αυτοματοποιημένων μετρήσεων που έχουν εξαχθεί από το σύστημα BioViAn [32] και των χειροκίνητων μετρήσεων.

Τα μέτρα αποτίμησης που υπολογίζονται από το σύστημα DIMAS αφορούν τη διαφραγματική μετατόπιση με σημεία σύσπασης και χαλάρωσης (diaphragmatic excursion), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), και διάφορα άλλα μέτρα αποτίμησης μεταξύ των χειροκίνητων και των αυτοματοποιημένων μετρήσεων, τα οποία περιγράφονται λεπτομερώς στο Κεφ.2.

#### 1.6. Διάγραμμα ροής υπολογιστικού συστήματος

Πιο κάτω παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής για τον τρόπο λειτουργίας του προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος DIMAS. Τα σχήματα με μπλε χρώμα έχουν υλοποιηθεί στην παρούσα πτυχιακή εργασία ενώ τα σχήματα με πορτοκαλί χρώμα αποτελούν κομμάτια του υφιστάμενου συστήματος BioViAn. Αργότερα στο Κεφ. 2 γίνεται αναλυτική περιγραφή όλων των διαδικασιών που παρουσιάζονται στο διάγραμμα ροής της Εικ. 1.7.



Εικόνα 1.7. Διάγραμμα ροής προτεινόμενου υπολογιστικού συστήματος DIMAS που έχει δημιουργηθεί σε αυτή την πτυχιακή εργασία με τα μέρη του να παρουσιάζονται σκιασμένα και συσχετίσής του με το σύστημα BioViAn.

### 1.7. Βιβλιογραφική ανασκόπηση

Σε πολλές μελέτες έχουν χρησιμοποιηθεί τεχνικές αυτόματης επεξεργασίας και ανάλυσης υπερηχογραφικών βίντεο, οι οποίες υπολογίζουν διάφορες μετρήσεις για τα αντικείμενα που εξετάζουν.

Το 2011 οι Supriyanto et al. [41], ανέπτυξαν ένα λογισμικό για την αυτόματη ανίχνευση του κέντρου βάρους του ανθρώπινου νεφρού, μέσω υπερηχογραφικών βίντεο. Το λογισμικό αναπτύχθηκε μέσω της Matlab, το οποίο χρησιμοποιεί φίλτρο εξομάλυνσης, φίλτρο υψής και μορφολογικούς αλγόριθμους για την κατάτμηση εικόνας. Τα αποτελέσματα ήταν σημαντικά αφού επιτεύχθει μέχρι 96,43% ακρίβεια στην ανίχνευση του κέντρου βάρους του νεφρού.

Το 2001 οι Niessen et al. [42], πρότειναν μια τεχνική εκτίμηση της καρδιακής κίνησης για να υπολογίσουν την καρδιακή μετατόπιση, μέσα από υπερηχογραφικά βίντεο. Ακολουθήθηκε μια μέθοδος βελτιστοποίησης πολλαπλών αναλύσεων για την καταγραφή της κίνησης. Υπολογίστηκαν παραμέτροι όπως η συνολική μετατόπιση της κίνησης και δείκτες παραμόρφωσης.

Στον Πίνακα 1 που ακολουθεί παρουσιάζεται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση άλλων ερευνητών, οι οποίοι ασχολήθηκαν στο παρελθόν με την ανάλυση κίνησης του θωρακικού διαφράγματος. Καταγράφονται το όνομα του ερευνητή, το έτος διεξαγωγής της έρευνας, τον τρόπο υπολογισμού των μετρήσεων, το δείγμα των ερευνών, και τις μετρήσεις της διαφραγματικής μετατόπισης κατά την ήρεμη αναπνοή, τη βαθιά αναπνοή και το πάχος του διαφράγματος. Όλες οι μελέτες έγιναν με τη χρήση υπερηχογραφικών βίντεο. Αξίζει να σημειωθεί ότι η μέθοδος ανάλυσης των υπερηχογραφικών βίντεο έχει πραγματοποιηθεί χειροκίνητα από τους ερευνητές και η μόνη μέθοδος που δίνει αυτοματοποιημένα και χειροκίνητα σημεία είναι αυτή που έχει γίνει για το σκοπό της πτυχιακής αυτής εργασίας. Η βιβλιογραφική ανασκόπηση πραγματοποιήθηκε έτσι ώστε να ερευνήσουμε τη διαφραγματική μετατόπιση που υπολόγισαν άλλοι ερευνητές και ακολούθως να τη χρησιμοποιήσουμε για να

δημιουργήσουμε τα βίντεο προσομοίωσης που θα χρησιμοποιηθούν ως πρωτότυπα μοντέλα για να ελέγξουμε το προτεινόμενο σύστημα.

**Πίνακας 1: Ερευνητικές εργασίες στην ανάλυση κίνησης του διαφράγματος σε βίντεο υπερήχων.**

Ερευνητής	Έτος	Τρόπος υπολογισμού μετρήσεων	N (υγιής)	N (ασθενείς)	QB [cm] (υγιής)	QB [cm] (ασθενείς)	DB [cm] (υγιής)	DB [cm] (ασθενείς)	Πάχος [cm] (υγιής)	Πάχος [cm] (ασθενείς)
Haber [16]	1975	X.M.	-	102	-	-		5 - 8	-	-
Harris [17]	1983	X.M.	50	-	-	-	4.8±1.6	-	-	-
Houston [18]	1994	X.M.	14	-	1.8±3.8	-	4.2±1.6	-	-	-
Cohen [13]	1994	X.M.	10	-	-	-	6.0±0.7	-	-	-
Gottesman [19]	1997	X.M.	15	15	-	-	-	-	0.28±0.04	0.22±0.35
Ayoub [20]	2001	X.M.	-	14	-	1.4±0.2		6±0.8	-	-
Gerscovich [21]	2001	X.M.	23	-	1.50	-	-	-	-	-
Toledo [22]	2003	X.M.	-	51		3.48±1.7	-	-	-	-
Kantarci [23]	2004	X.M.	164	-	-	-	4.92±1.09	-	-	-
Scott [24]	2006	X.M.	36	-	1.5±0.4	-	-	-	-	-
Boussuges [14]	2009	X.M.	210	-	1.8±0.3	-	6.6±1.3	-	-	-
Wang [25]	2009	X.M.	12	-	1.64±0.65	-	3.91±1.80	-	-	-
Kim [26]	2011	X.M.	-	82		0.18–2.27	-	-	-	-
Testa [27]	2011	X.M.	40	-	1.84±0.76	-	7.88±1.33	-	-	-
Harper [28]	2013	X.M.	150	-	-	-	-	-	0.37±0.14	-
Matamis [4]	2013	X.M.	1	-	1.9	-	-	-	-	-
Jung [29]	2014	X.M.	16	10	2.53±0.55	2.21±0.90	-	-	-	-
Noh [30]	2014	X.M.	14	-	1.8±0.9	-	-	-	-	-
Chrysostomou [36]	2015	X.M. και A.M.	-	1	-	0.95±0.02	-	-	-	-

N: Αριθμός δειγμάτων, QB: Μετατόπιση διαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή (Quiet Breathing), DB: Μετατόπιση διαφράγματος κατά την βαθιά αναπνοή (Deep Breathing), Πάχος: Πάχος διαφράγματος (Thickness), X.M.: Χειροκίνητες μετρήσεις, A.M.: Αυτοματοποιημένες μετρήσεις.

Οι μετρήσεις που έκαναν οι ερευνητές και παρουσιάζονται στον Πιν. 1 αφορούσαν την μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη ήρεμη αναπνοή (QB), τη βαθιά αναπνοή (DB) και το πάχος του διαφράγματος. Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι οι περισσότεροι ερευνητές σχολίασαν στα άρθρα τους πως το φύλο και ο σωματότυπος του ασθενή, διαδραματίζουν αρκετά σημαντικό ρόλο στις τελικές μετρήσεις. Πιο κάτω αναφέρονται και αναλύονται περιληπτικά και σε χρονολογική σειρά μερικές από τις πιο σημαντικές εργασίες που αναφέρονται και πιο πάνω στον Πίνακα 1, η δουλειά που έχει γίνει από τους ερευνητές που ασχολήθηκαν με το θέμα αυτό και τα συμπεράσματα στα οποία έχουν καταλήξει.

Το 1994 οι Cohen et al. [13], αξιολόγησαν τη σχέση μεταξύ της κίνησης του διαφράγματος και διάφορων όγκων με ταυτόχρονη χρήση υπερηχογραφίας και μετρήσεις της αναπνευστικής ροής του αέρα. Από δείγμα 10 ατόμων, 5 αντρών και 5 γυναικών, χωρίς κάποια ασθένεια έγινε η αξιολόγηση. Οι μετρήσεις για τη διαφραγματική μετατόπιση κατά την διάρκεια της βαθιάς τους αναπνοής ήταν  $6.0 \pm 0.7$  cm.

Το 1994 οι Houston et al. [18], ερεύνησαν τη σχέση της κίνησης του διαφράγματος σε οπίσθια διαφραγματοκήλη και του εισπνεόμενου όγκου, τα οποία μετρήθηκαν με ταυτόχρονη απεικόνιση υπερήχων και με δοκιμές σπιρομέτρησης σε υδρόλουτρο. Μέρος της έρευνας αυτής είχαν 14 υγιές άτομα, ανάμεσα τους 10 άντρες και 4 γυναίκες. Η διαφραγματική μετατόπιση που μέτρησαν κατά την διάρκεια της ήρεμης τους αναπνοής ήταν  $1.8 \pm 0.38$  cm.

Το 2001 οι Ayoub et al. [20], υπέδειξαν τις αλλαγές στην κίνηση του διαφράγματος μετά από την λαπαροσκοπική επέμβαση ή την ανοικτή χολοκυστεκτομή, με την χρήση της απεικόνισης M-mode. Στο δείγμα τους υπήρχαν 14 άτομα, τα οποία ήταν ασθενείς. Οι τέσσερις τους ήταν άντρες ασθενείς και οι υπόλοιποι 10 ήταν γυναίκες. Οι μετρήσεις της διαφραγματικής μετατόπισης τους κατά την διάρκεια της ήρεμης τους αναπνοής ήταν  $1.4 \pm 0.2$  cm.

Το 2006 οι Scott et al. [24], μελέτησαν με σκοπό να επικυρώσουν ότι κίνηση του διαφράγματος μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μέτρο για τον υπολογισμό του όγκου των πνευμόνων. Για το σκοπό αυτό η μελέτη έγινε σε 36 άτομα, τα οποία ήταν υγιές. Η διαφραγματική μετατόπιση που μέτρησαν κατά την διάρκεια της ήρεμης αναπνοής 25 αντρών και 11 γυναικών ήταν  $1.48 \pm 0.39$  cm.

Το 2009 οι Wang et al. [25], ερεύνησαν τη συσχέτιση μεταξύ των μεταβολών του όγκου του πνεύμονα. Ο υπολογισμός αυτός έγινε μεταξύ οπτοηλεκτρονικής πληθυσμογραφίας (optoelectronic plethysmography -OEP) και της κίνησης του διαφράγματος που μετρήθηκε από



υπέρηχο. Δείγμα της έρευνας αυτής ήταν 12 άντρες χωρίς κάποια ασθένεια, οι οποίοι ήταν τοποθετημένοι σε ύπτια θέση, και οι μετρήσεις τους για τη διαφραγματική μετατόπιση κατά την διάρκεια της ήρεμης τους αναπνοής ήταν  $1.64 \pm 0.64$  cm.

Το 2011 οι Testa et al. [27], αξιολόγησαν τη διαφραγματική κίνηση με τη χρήση υπερηχογραφίας B-mode και M-mode κατά την αυθόρμητη αναπνοή. Το δείγμα τους αποτελείτο από 40 υγιές άτομα, εκ των οποίων οι 18 ήταν άντρες και οι 22 γυναίκες. Η διαφραγματική μετατόπιση που μέτρησαν κατά την διάρκεια της ήρεμης αναπνοής ήταν  $1.84 \pm 0.76$  cm.

Το 2013 οι Matamis et al. [4], περιγράφουν την τεχνική και την κλινική εφαρμογή της υπερηχογραφίας σε ασθενείς της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ). Η διαφραγματική μετατόπιση που μέτρησαν κατά την διάρκεια της ήρεμης αναπνοής ήταν 1.9 cm.

Το 2015 οι Chrysostomou et al. [36], από δείγμα ενός ασθενή, υπολόγισαν την διαφραγματική μετατόπιση μέσω ενός εξειδικευμένου προγράμματος και οι μετρήσεις αυτής ήταν  $0.95 \pm 0.02$  cm. Ο ασθενής έπασχε από αδυναμία του διαφράγματος και βρισκόταν υπό μηχανικό αερισμό. Επιπλέον χρησιμοποίησαν τέσσερα βίντεο προσομοίωσης της κίνησης του διαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή και η διαφραγματική μετατόπιση που υπολόγισαν ήταν για το κάθε βίντεο  $1.77 \pm 0.02$  cm,  $1.77 \pm 0.02$  cm,  $1.75 \pm 0.02$  cm και  $1.72 \pm 0.04$  cm αντιστοίχως.

Όλες οι παραπάνω μελέτες αποδεικνύουν την χρησιμότητα των υπερήχων για να περιγράψουν τη λειτουργία του διαφράγματος σε κλινικές εφαρμογές. Ωστόσο, υπάρχει ακόμη ανάγκη για ποσοτική ανάλυση, έτσι ώστε να μειωθεί η υποκειμενική μεροληψία στις μετρήσεις της διαφραγματικής κίνησης.

Όπως φαίνεται στο Πιν. 1, οι περισσότεροι ερευνητές εστίασαν στον υπολογισμό του πάχους και στην μετατόπιση του διαφράγματος κατά την ήρεμη και τη βαθιά αναπνοή. Δεν έχουν όμως διαπιστωθεί άλλες ερευνητικές εργασίες οι όποιες να υπολογίζουν το διάγραμμα κίνησης και τα επιπρόσθετα μέτρα αποτίμησης της κίνησης του θωρακικού διαφράγματος όπως φαίνονται στην Εικ. 1.6. Επιπλέον, παρόλο που έγιναν πολλές μελέτες στο θέμα αυτό, δεν παρουσιάστηκε κάποια που να χρησιμοποιεί το B-mode βίντεο και να παρουσιάζει αυτοματοποιημένες μετρήσεις παρά μόνο σε αυτή την πτυχιακή εργασία.

Ο Πίν. 2 που ακολουθεί αναφέρει όλα τα χαρακτηριστικά και τις τιμές ενός κανονικού θωρακικού διαφράγματος που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη έτσι ώστε να λειτουργεί κανονικά. Ο πίνακας δημιουργήθηκε βάσει των μετρήσεων από τις μελέτες [4] και [14], οι οποίες έχουν χρησιμοποιηθεί στη παρούσα εργασία για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης (βλ. κεφ. 2.).

**Πίνακας 2: Χαρακτηριστικά κανονικού θωρακικού διαφράγματος**

Ταχύτητα της σύσπασης (velocity of constraction, slope, cm/s)	1.2 cm/sec
Μετατόπιση διαφράγματος (diaphragmatic excursion, displacement, cm)	1.9 cm
Διάρκεια εισπνοής (inspiration time, s)	1.6 sec
Διάρκεια εκπνοής (expiration time, s)	2.9 sec
Συνολικός χρόνος αναπνής (total time, s)	4.5 sec
Αναπνευστικός ρυθμός (respiratory rate, breaths/minute)	12–20 breaths/minute
Πάχος διαφράγματος κατά FRC (diaphragmatic thickening, tdi at FRC, mm)	1.8-3 mm
Μετατόπιση διαφράγματος κατά ήρεμη αναπνοή (quiet breathing, QB, cm)	1.8±0.3 cm
Μετατόπιση διαφράγματος κατά βαθιά αναπνοή ( deep breathing, DB, cm)	7±0.6 cm
Μετατόπιση διαφράγματος με αναπνοή μόνο από μύτη (voluntary sniffing, VS, cm)	2.9±0.6 cm

\*FRC = functional residual capacity

### 1.8. Σκοπός της διπλωματικής εργασίας

Η υπερηχογραφική παρακολούθηση του διαφράγματος είναι πολύ βασική στη ΜΕΘ, επειδή χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της διαφραγματικής λειτουργίας στους ασθενείς και ιδιαίτερα σε αυτούς που βρίσκονται υπό μηχανικό αερισμό. Η παράλυση ή η αδυναμία του διαφράγματος οδηγεί σε διαφραγματική δυσλειτουργία. Αυτό μπορεί να παρατείνει τη χρήση του μηχανικού αερισμού. Μέσω της πληροφορικής και χρησιμοποιώντας ιατρικές εικόνες και βίντεο μπορεί να γίνει μια πιο γρήγορη διάγνωση για τυχόν δυσλειτουργία του θωρακικού διαφράγματος κάποιου ασθενή. Ένα τέτοιο σύστημα θα μπορούσε να αποτελέσει σημαντικό εργαλείο στους ιατρούς.

Σκοπός αυτής της πτυχιακής εργασίας είναι η δημιουργία ενός ολοκληρωμένου αυτοματοποιημένου συστήματος ανάλυσης κίνησης του θωρακικού διαφράγματος. Το προτεινόμενο σύστημα DIMAS είναι βασισμένο στην Matlab<sup>®</sup> και μπορεί να εξάγει χρήσιμες γραφικές και ποσοτικές πληροφορίες έτσι ώστε να υποβοηθά τον θεράποντα ιατρό στην κλινική

διάγνωση και παρακολούθηση της ασθένειας. Οι εξαγόμενες πληροφορίες μπορούν να καταδείξουν ομαλή ή ανώμαλη διαφραγματική κίνηση και έτσι πιθανή νόσο του διαφράγματος. Για την ολοκλήρωση αυτής της εργασίας μελετήθηκε το θωρακικό διάφραγμα και χρησιμοποιήθηκε η υπερηχογραφία για τη συλλογή των απαραίτητων video. Ακολούθως, με τη χρήση του προγράμματος Field II [31] και με το πρόγραμμα make motion που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία, έγινε προσομοίωση της υπερηχογραφικής κίνησης του διαφράγματος για τη δημιουργία πρωτότυπου μοντέλου, για την καλύτερη αξιολόγηση του τελικού συστήματος. Επίσης υλοποιήθηκε το πρόγραμμα Rotate video το οποίο περιστρέφει τη διαγώνια κίνηση που εκτελεί το διάφραγμα στα υπερηχογραφικά βίντεο και τη μετατρέπει σε κάθετη κίνηση ως προς τον άξονα x, για να συλλέγουμε σωστές πληροφορίες για την μετατόπιση του διαφράγματος. Στην πτυχιακή αυτή εργασία χρησιμοποιήθηκαν τα ακόλουθα υφιστάμενα προγράμματα. Το πρόγραμμα Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [33], το οποίο επεξεργάζεται υπερηχογραφικά βίντεο και αφαιρεί τον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο που έχουν, και το πρόγραμμα BioViAn [32], το οποίο χρησιμοποιείται για την επεξεργασία των βίντεο προσομοίωσης και του πραγματικού βίντεο υπερήχων του θωρακικού διαφράγματος για την εξαγωγή των σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος, καθώς και τα διαγράμματα καταστάσεων (κίνησης) που τους αναλογούν. Τα διαγράμματα κίνησης παρουσιάζουν την κίνηση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια του καρδιαγγειακού κύκλου. Από το διάγραμμα κίνησης εξάγονται τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του μυ. Επίσης υπολογίζεται η διάρκεια της εισπνοής (Tinsp), η διάρκεια ενός αναπνευστικού κύκλου (Ttot) και όλες οι μετρήσεις που φαίνονται στο διάγραμμα της Εικ. 1.6 που καταδεικνύουν ομαλή ή ανώμαλη διαφραγματική μετατόπιση. Οι πιο πάνω αυτοματοποιημένες μετρήσεις συγκρίνονται με τις χειροκίνητες μετρήσεις οι οποίες θα μας δίνονται από το θεράποντα ιατρό (πραγματικά υπερηχογραφικά βίντεο) και μέσω του προγράμματος Measurements που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία, θα εξάγονται τα μέτρα αποτίμησης έτσι ώστε να διαπιστωθεί το σφάλμα μεταξύ των χειροκίνητων και αυτοματοποιημένων μετρήσεων και να γίνει μια σωστή αξιολόγηση και πιθανή διόρθωση του συστήματος. Για την διαπίστωση του σφάλματος χρησιμοποιείται μια σειρά μέτρων αποτίμησης που μπορούν να υπολογιστούν από το προτεινόμενο σύστημα και τα οποία εξηγούνται αναλυτικά στο Κεφ. 2. Προσδοκούμε ότι το πιο πάνω προτεινόμενο υπολογιστικό σύστημα μπορεί μελλοντικά να εφαρμοστεί στη κλινική πρακτική για την διάγνωση και αντιμετώπιση παθήσεων του θωρακικού διαφράγματος αφού τύχει ενδεδειγμένης μελέτης, ώστε να υποβοηθήσει τον θεράποντα ιατρό στην σωστή διάγνωση και κατανόηση της ασθένειας.

### 1.9. Σύντομη περιγραφή περιεχομένων διπλωματικής εργασίας

Στο 2<sup>ο</sup> κεφάλαιο παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης και αργότερα η επεξεργασία αυτών και του πραγματικού βίντεο μέσω του προγράμματος BioViAn [32]. Στο 3<sup>ο</sup> κεφάλαιο παρουσιάζονται και αναλύονται με λεπτομέρεια τα αποτελέσματα των μετρήσεων που έχουν εξαχθεί μέσω του προγράμματος DIMAS. Στο 4<sup>ο</sup>

κεφάλαιο γίνεται συζήτηση των αποτελεσμάτων και μια σύγκριση της προτεινόμενης μεθόδου με άλλες παρόμοιες εργασίες άλλων ερευνητών. Τέλος στο 5<sup>ο</sup> κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα συμπεράσματα για την παρούσα διπλωματική εργασία και μια προτεινόμενη εργασία μελλοντικών προοπτικών.

## **2. Κεφάλαιο 2 – Υλικά και Μέθοδοι**

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί θα γίνει μια αναλυτική περιγραφή του υλικού που έχει χρησιμοποιηθεί, δηλαδή ο τρόπος δημιουργίας των βίντεο προσομοίωσης, η καταγραφή πραγματικού βίντεο υπέρηχων θωρακικού διαφράγματος, ο τρόπος περιστροφής του πραγματικού βίντεο και η μείωση του πολλαπλασιαζόμενου θορύβου από τα βίντεο. Ακολούθως, περιγράφεται η διαδικασία δημιουργίας εικόνας M-mode (βλ. Εικ. 2.3) με το σύστημα BioViAn [32] και εξηγείται ο υπολογισμός των χειροκίνητων και των αυτοματοποιημένων μετρήσεων.

### **2.1. Δημιουργία βίντεο προσομοίωσης**

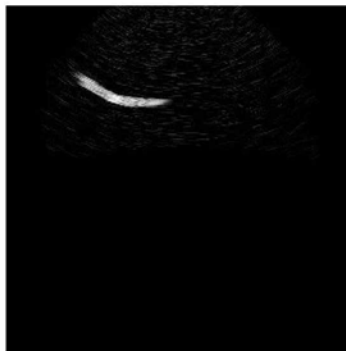
Για τη δημιουργία του βίντεο προσομοίωσης του διαφράγματος χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Field II [31]. Το πρόγραμμα αυτό αναπτύχθηκε στη Matlab<sup>®</sup> και είναι ένα πρόγραμμα προσομοίωσης υπερηχογραφικού συστήματος που λειτουργεί σαν ένα πραγματικό υπερηχογραφικό σύστημα αλλά τεχνητά και προσομοιώνει την B-mode εικόνα του θωρακικού διαφράγματος. Χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα αυτό, δημιουργήθηκε το πρώτο πλαίσιο προσομοίωσης από το βίντεο διαφράγματος (βλ. Εικ. 2.1.α) και ακολούθως με την χρήση του προγράμματος `make_motion` (βλ. Παράρτημα 1), που υλοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία, δημιουργήθηκαν τα επόμενα πλαίσια λαμβάνοντας υπόψη την κίνηση του διαφράγματος από τις πληροφορίες του Πίνακα 2. Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκαν οι ακόλουθες μετρήσεις για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης (βλ. επίσης Πιν. 2):

- Μετατόπιση διαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή: 1.8 cm
- Διάρκεια εισπνοής: 1.6 sec
- συνολικός χρόνος αναπνοής: 4.5 sec.

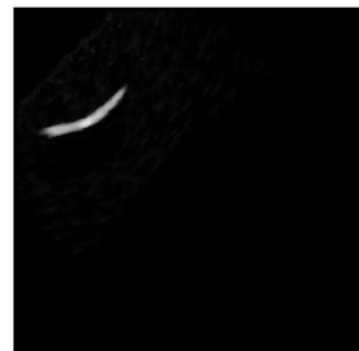
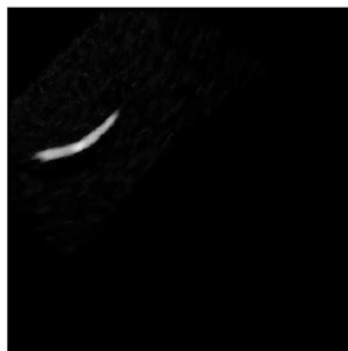
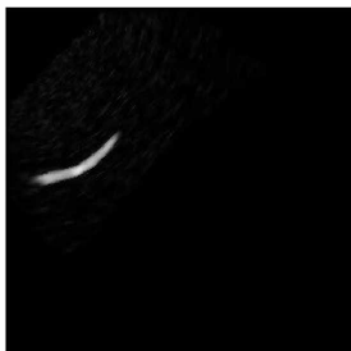
Στα προσομοιωμένα βίντεο το μέγεθος πλαισίου είναι 512x512 pixels, η ανάλυση πλαισίου (frame resolution) είναι 3.78 pixels/mm και η ταχύτητα πλαισίου (frame-rate) είναι 52 πλαίσια το δευτερόλεπτο (frames per second, fps). Δηλαδή για κάθε 3.78 pixels αντιστοιχούν σε 1 χιλιοστό (mm) και για κάθε 1 δευτερόλεπτο προβάλλονται 52 πλαίσια. Το κάθε βίντεο έχει

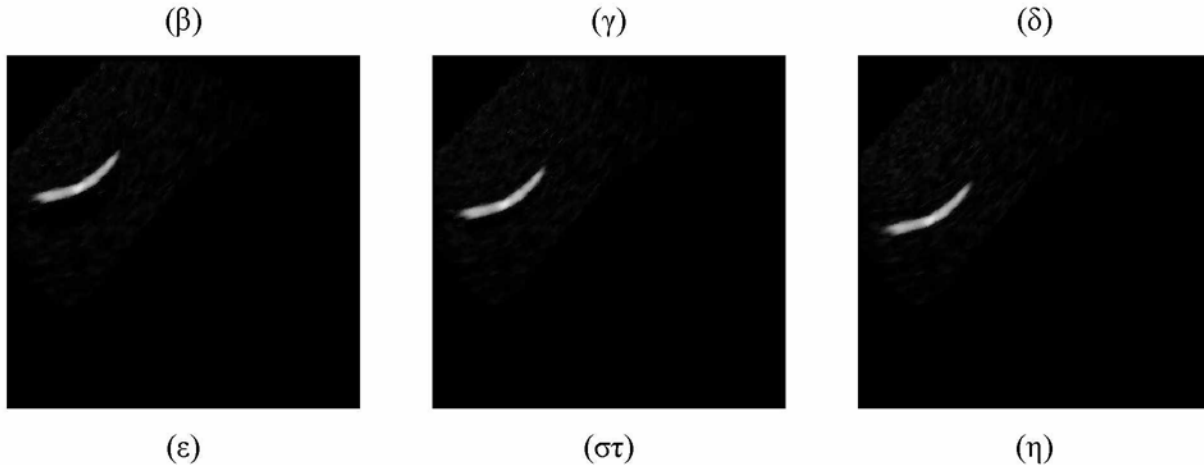
διάρκεια 13.5 sec. Σε όλα τα βίντεο το διάφραγμα εκτελεί τρεις αναπνευστικούς κύκλους για καλύτερη παρατήρηση της κίνησής του.

Το πρόγραμμα `make_motion` δέχεται σαν όρισμα το τεχνητό πλαίσιο που δημιουργήθηκε από το πρόγραμμα `Field II` [31] και ανιχνεύει τη φωτεινότητα του κάθε εικονοστοιχείου (pixel) του τεχνητού πλαισίου. Ακολούθως αν η φωτεινότητα του pixel είναι μεγαλύτερη από 50, τότε μετακινείται το pixel στο πάνω-δεξιά pixel. Έτσι δημιουργείται το νέο πλαίσιο στο οποίο έχει μετακινηθεί ολόκληρο το διάφραγμα κατά ένα pixel πάνω-δεξιά. Η διαδικασία αυτή εκτελείται 68 φορές επειδή βάση του `frame resolution`, 68 pixels αντιστοιχούν σε 18 χιλιοστά (διαφραγματική μετατόπιση). Στο σύνολο δημιουργούνται 83 πλαίσια επειδή βάση του `frame-rate` η διαδικασία της εισπνοής πρέπει να διαρκεί 1.6 δευτερόλεπτα. Κάθε φορά τα πλαίσια αυτά αποθηκεύονται. Αυτό συμβαίνει για τη φάση της εισπνοής. Η αντίστροφη διαδικασία πραγματοποιείται για τη φάση της εκπνοής όπου χρησιμοποιούνται τα προηγούμενα πλαίσια που δημιουργήθηκαν. Η διαδικασία της εκπνοής με βάση του `frame-rate` πρέπει να διαρκεί 2.9 δευτερόλεπτα και δημιουργούνται 151 πλαίσια. Η διάρκεια μιας αναπνοής είναι το άθροισμα της εισπνοής και της εκπνοής, δηλαδή δημιουργούνται 234 πλαίσια. Έτσι στο σύνολο δημιουργείται ολόκληρη η αναπνοή.



(α)





Εικόνα 2.1. (α) Δημιουργία πρώτου πλαισίου (frame) προσομοίωσης του διαφράγματος. (β) Αριστερόστροφη περιστροφή του υπέρηχου κατά  $45^{\circ}$ . Βίντεο προσομοίωσης 1, πλαίσιο 1. (γ), πλαίσιο 41, εκτελεί τη φάση της εισπνοής και το διάφραγμα μετακινείται προς τα πάνω. (δ) πλαίσιο 83, μόλις έχει εκτελεί τη φάση της εισπνοής και το διάφραγμα μετακινήθηκε προς τα πάνω. (ε) πλαίσιο 123, εκτελεί τη φάση της εκπνοής και το διάφραγμα μετακινείται προς τα κάτω. (στ) πλαίσιο 184, εκτελεί τη φάση της εκπνοής και το διάφραγμα μετακινείται προς τα κάτω. (η) πλαίσιο 234, μόλις έχει εκτελεί τη φάση της εκπνοής και το διάφραγμα μετακινήθηκε προς τα κάτω.

Δημιουργήθηκαν συνολικά τέσσερα βίντεο υπέρηχων για την προσομοίωση της κίνησης του θωρακικού διαφράγματος. Τα δυο από αυτά εκτελούν ομαλή κίνηση του διαφράγματος με τη διαφορά ότι το ένα περιέχει επιπλέον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο (speckle noise) με διακύμανση ( $\sigma^2 = 0.6$ ) [33] και το άλλο όχι. Τα επόμενα δυο βίντεο εκτελούν ανώμαλη κίνηση του διαφράγματος και το ένα περιέχει επιπλέον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο με διακύμανση ( $\sigma^2 = 0.6$ ) και το άλλο όχι. Με τον όρο ανώμαλη κίνηση εννοούμε ότι εκτελεί κίνηση με διαταραχές κατά την πορεία της κίνησης του διαφράγματος. Για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση `imnoise`, η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη `Matlab`<sup>®</sup> και προσθέτει πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο σε κάθε πλαίσιο που δημιουργήθηκε. Τα ορίσματα που δέχεται η συνάρτηση `imnoise` είναι:

- I: το πλαίσιο που δημιουργήθηκε

- Type: ο τύπος του θορύβου που χρησιμοποιείται. Στην προκειμένη περίπτωση χρησιμοποιούμε το τύπο «speckle», το οποίο προσθέτει πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο
- Variance (V): η τιμή της διακύμανσης του θορύβου που προσθέσαμε σε κάθε πλαίσιο. Στην προκειμένη περίπτωση χρησιμοποιούμε τιμή διακύμανσης 0.6.

Ο τρόπος με τον οποίο προστίθεται ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος σε κάθε πλαίσιο γίνεται χρησιμοποιώντας την ακόλουθη εξίσωση:

$$J = I + n * I \quad (2.1)$$

Όπου I είναι το πλαίσιο που χρησιμοποιούμε, και n είναι η ομοιόμορφη τυχαία κατανομή θορύβου με μέση τιμή 0 και διακύμανση V ίση με 0.6.

Το θωρακικό διάφραγμα κινείται διαγώνια στα βίντεο προσομοίωσης και για αυτό θεωρήθηκε σκόπιμο να γίνει περιστροφή της κίνησή τους αριστερόστροφα κατά 45°, έτσι ώστε να την μετατρέψει σε κάθετη (βλ. Εικ. 2.1.β). Αυτό γίνεται με σκοπό να πάρουμε καλύτερα τις πληροφορίες της μετακίνησης του διαφράγματος. Η Εικ. 2.1.β – 2.1.η παρουσιάζουν την μετακίνηση του διαφράγματος από το βίντεο προσομοίωσης 1 κατά τη διάρκεια της εισπνοής και της εκπνοής. Πιο συγκεκριμένα η Εικ.2.1.β παρουσιάζει το πλαίσιο 1 από το βίντεο προσομοίωσης 1, η Εικ. 2.1.γ παρουσιάζει το πλαίσιο 41 όπου το διάφραγμα εκτελεί τη φάση της εισπνοής και κινείται προς τα πάνω και η Εικ. 2.1.δ παρουσιάζει το πλαίσιο 83, όπου το διάφραγμα έχει εκτελέσει τη φάση της εισπνοής. Η Εικ. 2.1.ε παρουσιάζει το πλαίσιο 123, όπου το διάφραγμα εκτελεί τη φάση της εκπνοής και κινείται προς τα κάτω, η Εικ. 2.1.στ παρουσιάζει το πλαίσιο 184, όπου το διάφραγμα εκτελεί τη φάση της εκπνοής, και η Εικ. 2.1.η παρουσιάζει το πλαίσιο 234, όπου το διάφραγμα έχει εκτελέσει τη φάση της εκπνοής.

## 2.2. Καταγραφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο

Η καταγραφή και συλλογή του πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο έγινε από το ιατρό, Δρ. Γιώργο Μηνά, ο οποίος έχει ειδικότητα αναισθησιολόγου – εντατικολόγου στη ΜΕΘ του Γενικού Νοσοκομείου Λευκωσίας. Για την καταγραφή χρησιμοποιήθηκε υπερηχογράφος τύπου Philips HD15 U/S. Το βίντεο προήλθε από έναν άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος



έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό (βλ. Εικ. 2.2). Η διάρκεια του βίντεο είναι 9.97 sec, το μέγεθος πλαισίου είναι 600x800 pixels, η ανάλυση πλαισίου είναι 2.5 pixels/mm και η ταχύτητα πλαισίου είναι 46 frames per second (fps).



Εικόνα 2.2. Πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο διαφράγματος όπως έχει καταγραφεί από τον ιατρό το οποίο ανήκει σε ένα άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ.

### 2.3. Περιστροφή πραγματικού B-mode υπερηχογραφικού βίντεο

Το θωρακικό διάφραγμα κινείται διαγώνια στα υπερηχογραφικά βίντεο και για αυτό θεωρήθηκε σκόπιμο να δημιουργηθεί στην παρούσα πτυχιακή εργασία ένα πρόγραμμα Rotate video (βλ. Παράρτημα 2) που να περιστρέφει την κίνησή του, αριστερόστροφα ή δεξιόστροφα ανάλογα με το αρχικό B-mode υπερηχογραφικό βίντεο και να την μετατρέπει σε κάθετη προς τον άξονα x (βλ. Εικ. 2.3) του βίντεο.

Αρχικά ζητείται από τον χρήστη να επιλέξει το βίντεο που επιθυμεί να περιστρέψει. Ακολούθως διαβάζεται το πρώτο πλαίσιο του βίντεο, μετατρέπεται από RGB σε grayscale και εμφανίζεται στην οθόνη (βλ. Εικ. 2.3α). Μετά ζητείται από το χρήστη να ορίσει την περιοχή που θέλει να εστιάσει τοποθετώντας σημεία (περίγραμμα) στο πλαίσιο που εμφανίστηκε (βλ. Εικ. 2.3β). Τότε ενεργοποιείται η συνάρτηση ενεργών περιγραμμάτων (activecontour) η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab<sup>®</sup> 2013. Τα ενεργά περιγράμματα είναι καμπύλες οι οποίες παραμορφώνονται σε ψηφιακές εικόνες ώστε να ανακτήσουν το σχήμα κάποιου αντικειμένου μέσα σε αυτές. Στην προκειμένη περίπτωση θέλουμε να ξεχωρίσουμε το διάφραγμα από την υπόλοιπη εικόνα. Τα ορίσματα που δέχεται η συνάρτηση activecontour είναι:

- Π1: το πρώτο πλαίσιο του βίντεο σε grayscale,

- Μάσκα (Mask): η μάσκα είναι μια δυαδική εικόνα με το ίδιο μέγεθος όπως την εικόνα I1, η οποία καθορίζει την αρχική θέση του ενεργού περιγράμματος βάση των σημείων που έχει επιλέξει ο χρήστης (τμηματοποίηση). Η μάσκα είναι τύπου `roiPoly`, η οποία δημιουργεί ένα πολύγωνο στην περιοχή ενδιαφέροντος και έχει τη μορφή βάση των σημείων που έχει επιλέξει ο χρήστης. Η περιοχή ενδιαφέροντος γίνεται άσπρη και η υπόλοιπη εικόνα μαύρη (βλ. Εικ. 2.3γ).
- Επαναλήψεις (Iterations): είναι ο αριθμός των επαναλήψεων που θα τρέξει η συνάρτηση βάση της μάσκας που δημιουργήθηκε για να εστιάσει όσο πιο καλύτερα στα τοιχώματα της περιοχής ενδιαφέροντος για να ανακτήσει το σχήμα του αντικειμένου (βλ. Εικ. 2.3δ). Αυτό γίνεται επειδή η αρχική θέση του περιγράμματος (μάσκα) μπορεί να απέχει πολύ από τα επιθυμητά όρια του αντικειμένου.
- Μέθοδος (Method): η μέθοδος προσδιορίζει τον τρόπο που θα γίνει η τμηματοποίηση των ενεργών περιγραμμάτων. Στη συγκεκριμένη συνάρτηση χρησιμοποιείται η μέθοδος «edge» [38], η οποία είναι βασισμένη σε ακμές (edge-based) οι οποίες παρακολουθούνται κατά μήκος του επιλεγμένου περιγράμματος μέσω της πρώτης και της δεύτερης παραγώγου στην κατεύθυνση κίνησης του διαφράγματος (x- και y-). Το ενεργό περίγραμμα συρρικνώνεται ακολουθώντας το μικρότερο μέγεθος της πρώτης παράγωγου στις δύο διαφορετικές κατευθύνσεις για να πάρει το σχήμα του αντικειμένου στο οποίο θέλουμε να εστιάσουμε (βλ. Εικ. 2.3γ και 2.3δ).

Έτσι έχει δημιουργηθεί μια εικόνα, που έχει το ίδιο μέγεθος με το πρώτο πλαίσιο, και έχει επιλεχθεί η περιοχή ενδιαφέροντος (βλ. Εικ. 2.3δ). Η περιοχή αυτή είναι άσπρη και η υπόλοιπη εικόνα είναι μαύρη. Ακολούθως γίνεται η εξαγωγή των απαραίτητων πληροφοριών από την περιοχή της εικόνας που ανιχνεύθηκε το αντικείμενο. Αυτό γίνεται με τη χρήση της ήδη υλοποιημένης συνάρτησης `regionprops` της Matlab<sup>®</sup>.

`STATS = regionprops (region , property)`

όπου η παράμετρος `region` αναφέρεται στην περιοχή για την οποία θέλουμε να εξάγουμε χαρακτηριστικά και `property` μια ιδιότητα της περιοχής που θέλουμε να εξάγουμε. Στη θέση του `property` έχουν τοποθετηθεί οι παρακάτω παράμετροι:

- MajorAxisLength: είναι το μήκος του μεγαλύτερου άξονα της περιοχής σε εικονοστοιχεία,
- MinorAxisLength: είναι το μήκος του μικρότερου άξονα της περιοχής σε εικονοστοιχεία, και
- Centroid: είναι το κέντρο μάζας της περιοχής.
- Orientation: είναι ο υπολογισμός της γωνιάς σε μοίρες μεταξύ του μεγαλύτερου άξονα της περιοχής και του οριζόντιου άξονα,

Βάσει των πιο πάνω παραμέτρων δημιουργείται και εμφανίζεται μια έλλειψη γύρω από την περιοχή ενδιαφέροντος (βλ. Εικ. 2.3ε). Ο αλγόριθμος αυτός υλοποιήθηκε από τον Steve Eddins ([www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)).

Στη συνέχεια του προγράμματος ξεκινάει η διαδικασία περιστροφής των πλαισίων. Κάθε φορά διαβάζεται ένα πλαίσιο από το επιλεγμένο βίντεο, μετατρέπεται από RGB σε grayscale εικόνα και ακολούθως χρησιμοποιείται η συνάρτηση `imrotate` η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab<sup>®</sup>. Η συνάρτηση αυτή δέχεται σαν όρισμα την εικόνα που διαβάστηκε και τη γωνιά που θα γίνει η περιστροφή, η οποία υπολογίστηκε από τη συνάρτηση `regionprops` και την παράμετρο Orientation. Ακολούθως η εικόνα μετατρέπεται από grayscale σε RGB και με τη συνάρτηση `im2frame`, η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab<sup>®</sup>, καταχωρείται σε ένα πίνακα. Αυτό γίνεται για όλα τα πλαίσια του βίντεο που έχει επιλέξει ο χρήστης. Επίσης όλα τα πλαίσια περιστρέφονται με την ίδια γωνιά. Αφού τελειώσει αυτή η διαδικασία, γράφεται το νέο βίντεο με τα περιστρεφόμενα πλαίσια από τον πίνακα που έχουν αποθηκευθεί (βλ. Εικ. 2.3η). Τέλος εμφανίζεται μήνυμα το οποίο λέει τις μοίρες που έχει γίνει η περιστροφή, το συνολικό χρόνο που διήρκεσε η όλη διαδικασία και το χρόνο που χρειάστηκε κάθε πλαίσιο για την περιστροφή του (βλ. Εικ. 2.3στ).



(α)



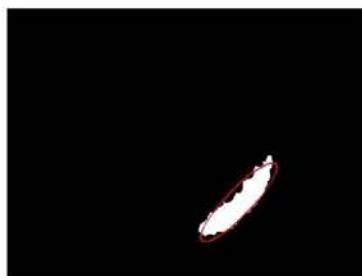
(β)



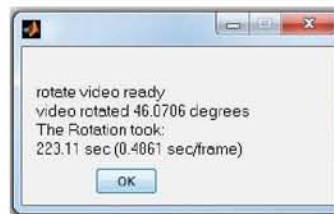
(γ)



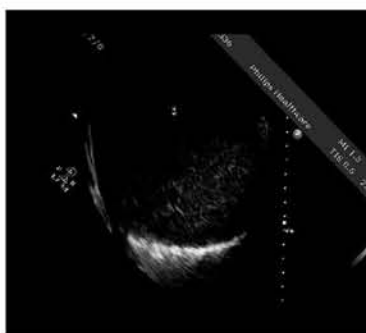
(δ)



(ε)



(στ)



(η)

Εικόνα 2.3. Διαδικασία περιστροφής πραγματικού υπέρηχου μέσω του προγράμματος Rotate video. (α) Επιλογή υπεριχογραφικού βίντεο. (β) Τοποθέτηση ενεργών περιγραμμάτων. (γ) Μάσκα είναι τύπου goipoly. (δ) Η εικόνα μετά την ενεργοποίηση της συνάρτησης activecontour

που είναι το τελικό αποτέλεσμα του ενεργού περιγράμματος μετά την αποπεράτωση. (ε) Ενεργοποίηση συνάρτησης regionprops, εξαγωγή παραμέτρων της εικόνας και τοποθέτηση έλλειψης γύρω από την περιοχή ενδιαφέροντος. (στ) Εμφάνιση μηνύματος ολοκλήρωσης περιστροφής των πλαισίων του επιλεγμένου βίντεο. Αναγράφονται οι μοίρες περιστροφής, ο χρόνος εκτέλεσης ολόκληρου του βίντεο, και ο χρόνος εκτέλεσης για κάθε πλαίσιο. (η) Το νέο βίντεο μετά την περιστροφή των πλαισίων.

#### 2.4. Μείωση πολλαπλασιαζόμενου θορύβου

Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος (speckle noise) είναι μια μορφή θορύβου ο οποίος επηρεάζει τις ιατρικές εικόνες και τα βίντεο υπερήχων, δημιουργώντας δυσκολία στην οπτική παρατήρηση και την περεταίρω επεξεργασία τους. Λόγω της παρουσίας αυτού του θορύβου μειώνεται δραστικά η αποδοτική εφαρμογή των αυτόματων αλγορίθμων ανάλυσης [37]. Ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος προκαλείται κυρίως από τις παρεμβολές των κυμάτων που αντανακλούν από τη μικροσκοπική διασπορά μέσα στον ιστό [37]. Επομένως, ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος, τις πλείστες των περιπτώσεων, θεωρείται η κύρια πηγή προβλημάτων για τις εικόνες και βίντεο υπερήχων και θα πρέπει να αφαιρείται χωρίς να επηρεάζει ή να αλλοιώνει τα σημαντικά χαρακτηριστικά της εικόνας/βίντεο [37].

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήθηκε το υφιστάμενο πρόγραμμα Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [33], το οποίο αφαιρεί το πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο από τα υπερηχογραφικά βίντεο. Από το συγκεκριμένο πρόγραμμα χρησιμοποιήθηκε το φίλτρο αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου Despeckle filter local statistics based on the local mean and variance (DsFlsmv) το οποίο ανήκει στην κατηγορία των γραμμικών ψηφιακών φίλτρων και βασίζεται στην τοπική στατιστική ανάλυση του πλαισίου του βίντεο, δηλαδή τον τοπικό μέσο όρο και την τοπική διακύμανση. Το φίλτρο DsFlsmv έχει προταθεί από το [37] και χρησιμοποιήθηκε για φιλτράρισμα σε εικόνες της καρωτίδας. Το φίλτρο μπορεί να περιγραφεί από:

$$f_{ij} = \bar{g} + k_{ij}(g_{ij} - \bar{g}) \quad (2.2)$$

όπου  $f_{ij}$  είναι η τιμή της φωτεινότητας του φιλτραρισμένου εικονοστοιχείου,  $g_{ij}$  είναι η τιμή της φωτεινότητας του αρχικού εικονοστοιχείου στο κινούμενο παράθυρο,  $\bar{g}$  είναι η τοπική μέση τιμή της γύρω περιοχής  $N_1 \times N_2$  η οποία περιέχει το εικονοστοιχείο  $g_{ij}$ ,  $k_{ij} \in [0,1]$  είναι ένας



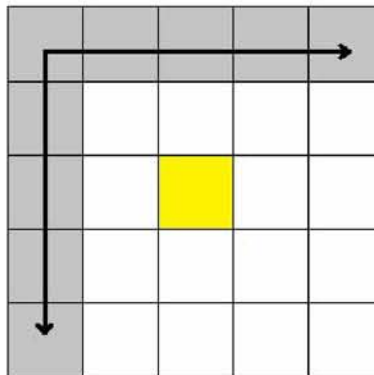
συντελεστής ισοστάθμισης, και  $i$  και  $j$  είναι οι συντεταγμένες του εικονοστοιχείου. Ο συντελεστής ισοστάθμισης  $k_{ij}$  είναι μια συνάρτηση των τοπικών στατιστικών στοιχείων σε ένα κινούμενο παράθυρο (βλ. Εικ. 2.4) και δίνεται από:

$$k_{ij} = (1 - \bar{g}^2 \sigma^2) / (\sigma^2 (1 + \sigma_n^2)) \quad (2.3)$$

όπου  $\sigma^2$  είναι η διακύμανση της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων στο κινούμενο παράθυρο, και  $\sigma_n^2$  είναι η διακύμανση του θορύβου σε ολόκληρο πλαίσιο του βίντεο (frame). Εάν η τιμή του  $k_{ij}$  ισούται με 1, που αυτό συμβαίνει σε περιοχές ακμών, αυτό θα οδηγήσει σε ένα αμετάβλητο νέο εικονοστοιχείο  $f_{ij}$ , ενώ εάν η τιμή του  $k_{ij}$  είναι ίση με 0, όπου αυτό συμβαίνει σε μια ομοιόμορφη περιοχή, τότε με βάση την εξίσωση (2.2) η αρχική τιμή του εικονοστοιχείου αντικαθιστάται από τον τοπικό μέσο όρο  $\bar{g}$  σε μια μικρή περιοχή ενδιαφέροντος (small region of interest – ROI). Η διακύμανση του θορύβου μπορεί να υπολογίζεται σε κάθε πλαίσιο του βίντεο υπολογίζοντας το μέσο όρο διακύμανσης του θορύβου πάνω από μια σειρά παραθύρων με διαστάσεις σημαντικά μεγαλύτερες από ότι το παράθυρο όπου γίνεται το φιλτράρισμα (κινούμενο παράθυρο). Σε κάθε παράθυρο, η διακύμανση του θορύβου υπολογίζεται από:

$$\sigma_n^2 = \sum_{n=1}^p \frac{\sigma_p^2}{\bar{g}_p} \quad (2.4)$$

όπου  $\sigma_p^2$  είναι η διακύμανση του θορύβου στο επιλεγμένο παράθυρο,  $\bar{g}_p$  είναι η μέση του θορύβου στο επιλεγμένο παράθυρο και  $p$  είναι ο δείκτης που καλύπτει όλα τα παράθυρα σε ολόκληρο το πλαίσιο του βίντεο. Στην Εικ. 2.4, φαίνεται η έννοια του κινούμενου παραθύρου.

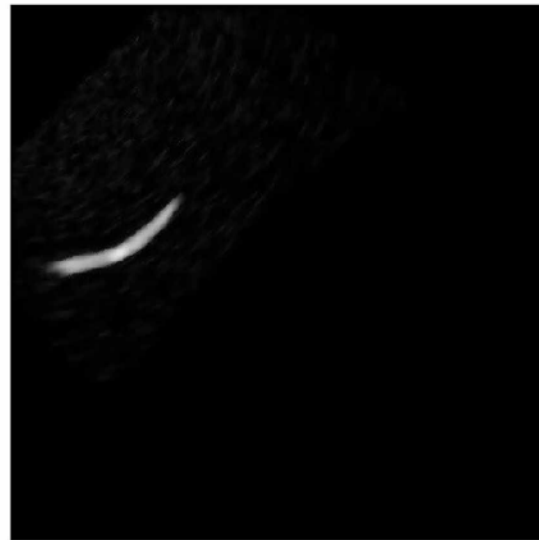


Εικόνα 2.4. Δισδιάστατο συρόμενο κινούμενο παράθυρο μεγέθους [5x5].

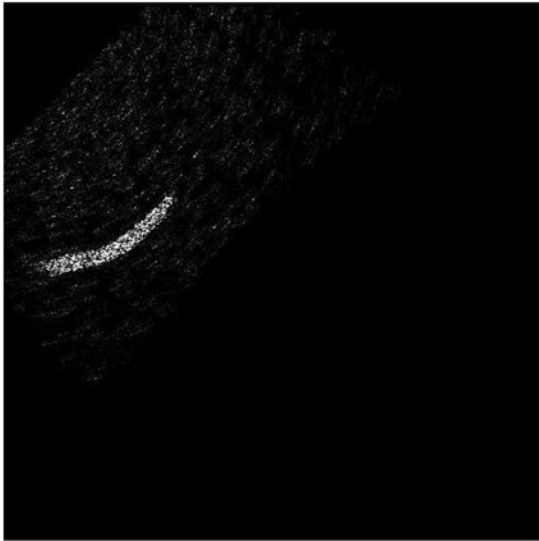
Οι παράμετροι που χρησιμοποιεί το φίλτρο DsFlsmv είναι (α) το μέγεθος του κινούμενου παράθυρου και (β) ο αριθμός των επαναλήψεων. Το κινούμενο παράθυρο έχει σημασία για τον υπολογισμό των τοπικών στατιστικών (τοπικός μέσος όρος και τοπική διακύμανση). Ο αριθμός των επαναλήψεων δίνει τον αριθμό με τον οποίο το κινούμενο παράθυρο θα σαρώσει το πλαίσιο του βίντεο. Επίσης το φίλτρο εφαρμόζεται σε ολόκληρο το πλαίσιο του βίντεο και διαδοχικά σε όλα τα πλαίσια του βίντεο. Σε αυτή τη εργασία, το φίλτρο αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου DsFlsmv [33] εφαρμόστηκε σε κάθε διαδοχικό πλαίσιο του βίντεο, με μέγεθος παραθύρου 5x5 εικονοστοιχία και 3 επαναλήψεις. Το φίλτρο χρησιμοποιήθηκε σε όλα τα βίντεο προσομοίωσης και στο πραγματικό βίντεο.



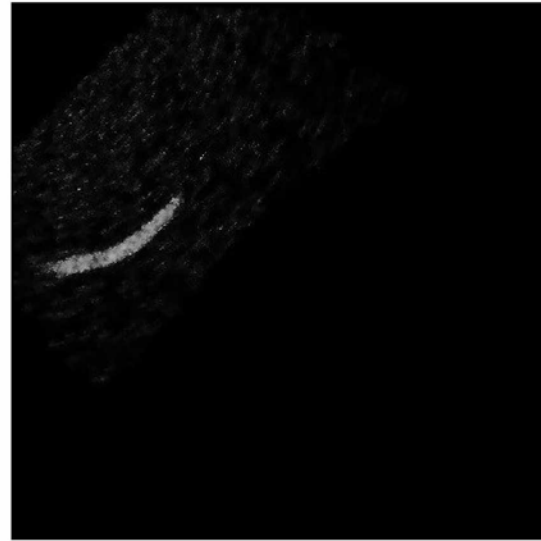
(α)



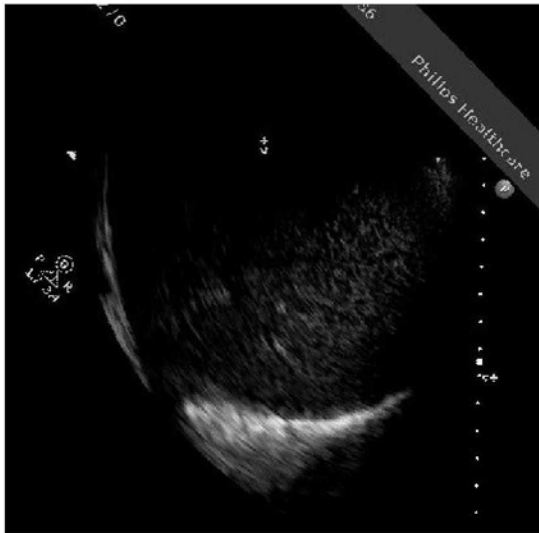
(β)



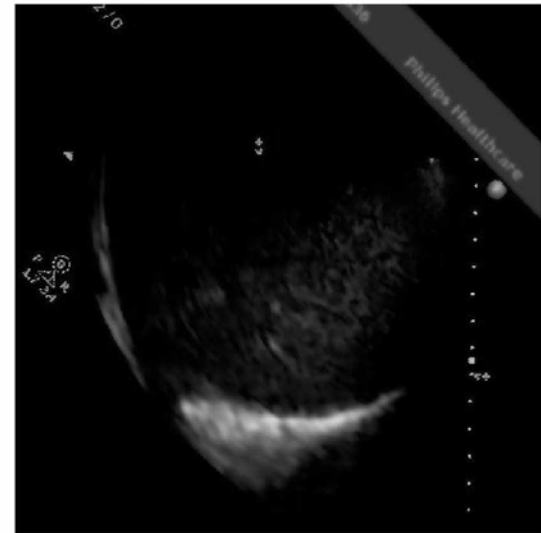
(γ)



(δ)



(ε)



(στ)

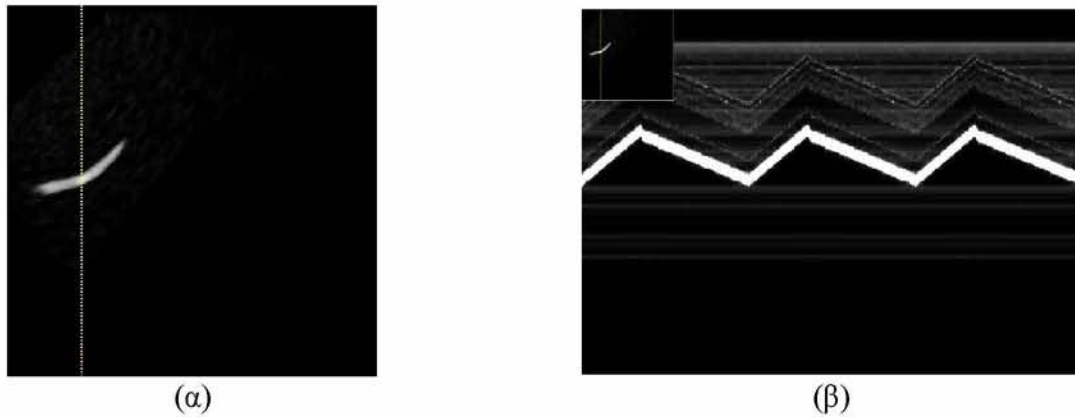
Εικόνα 2.5. Σύγκριση βίντεο πριν και μετά την αφαίρεση του πολλαπλασιαζόμενου θορύβου με χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (α) Πλαίσιο 1 βίντεο προσομοίωσης 1 ομαλής κίνησης χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο πριν τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (β) Πλαίσιο 1 βίντεο προσομοίωσης 1 ομαλής κίνησης χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο μετά τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (γ) Πλαίσιο 1 βίντεο προσομοίωσης 2 ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ ) πριν τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (δ) Πλαίσιο 1 βίντεο προσομοίωσης 2 ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ ) μετά τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (ε) Πλαίσιο 1 πραγματικού βίντεο πριν τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv. (στ) Πλαίσιο 1 πραγματικού βίντεο μετά τη χρήση του φίλτρου DsFlsmv.



Η Εικ. 2.5 δείχνει τη διαφορά μεταξύ τριών βίντεο πριν και μετά την εφαρμογή του φίλτρου αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου. Η Εικ. 2.5α και Εικ. 2.5β παρουσιάζουν τη διαφορά που έχει υποστεί το βίντεο προσομοίωσης 1 ομαλής κίνησης χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο πριν και μετά την εφαρμογή του φίλτρου αντίστοιχα, η Εικ. 2.5γ και Εικ. 2.5δ παρουσιάζουν τη διαφορά που έχει υποστεί το βίντεο προσομοίωσης 2 ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ ) πριν και μετά την εφαρμογή του φίλτρου αντίστοιχα, και η Εικ. 2.5ε και Εικ. 2.5στ παρουσιάζουν τη διαφορά που έχει υποστεί το πραγματικό βίντεο πριν και μετά την εφαρμογή του φίλτρου αντίστοιχα. Παρατηρείται η εξομάλυνση που έχουν υποστεί οι εικόνες σε κάθε χωρικό σημείο τους, ως επίσης και η ανύψωση της οπτικής παρατήρησης και δυνατότητα διάγνωσης [33].

#### 2.5. Δημιουργία εικόνας M-mode

Μία εικόνα M-mode εξάγεται είτε απευθείας από τον υπερηχογράφο, είτε μέσω επεξεργασίας βίντεο υπερήχων. Στην παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιείται η δεύτερη μέθοδος μέσω του υφιστάμενου προγράμματος BioViAn [32]. Αφού έχει πραγματοποιηθεί η περιστροφή και η μείωση του πολλαπλασιαζόμενου θορύβου στα βίντεο, ξεκινάει η διαδικασία δημιουργίας της εικόνας M-mode των βίντεο. Η εικόνα M-mode δημιουργείται παίρνοντας την πληροφορία μίας συγκεκριμένης στήλης κάθε πλαισίου του βίντεο και βάζοντας την μία δίπλα στην άλλη [40]. Πιο συγκεκριμένα, ο χρήστης τοποθετεί μια κατακόρυφη κίτρινη στήλη στην περιοχή του διαφράγματος που θέλει να παρακολουθήσει στο αρχικό πλαίσιο του επιλεγμένου βίντεο. Ακολούθως, σαρώνονται οι τιμές έντασης του κάθε pixel κατά μήκος της κατακόρυφης στήλης σε κάθε διαδοχικό πλαίσιο του βίντεο. Έτσι δημιουργείται μία εικόνα με πλάτος ίσο με τον αριθμό των πλαισίων που αποτελούν το βίντεο και ύψος ίσο με το ύψος του κάθε πλαισίου, όπου η  $i$ -οστή στήλη περιέχει τις τιμές της  $j$  στήλης του  $i$ -οστού frame.



Εικόνα 2.6. (α) Τοποθέτηση κατακόρυφη στήλη (στήλη 106) στο πλαίσιο 1 του βίντεο προσομοίωσης 1 (β) M-mode εικόνα από το βίντεο προσομοίωσης 1.

Στην Εικ. 2.6α, παρουσιάζεται το πρώτο πλαίσιο από το βίντεο προσομοίωσης 1 που τυγχάνει επεξεργασίας μαζί με μία χαρακτηριστική κίτρινη κατακόρυφη στήλη (στήλη 106), η οποία συμβολίζει το σημείο εξαγωγής της εικόνας M-mode από το βίντεο.

Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να επιλέξει περισσότερες από μια κατακόρυφες στήλες για να σαρώσει τη περιοχή που επιθυμεί (βλ. Εικ. 2.9.δ). Οι τιμές της σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος αποθηκεύονται κάθε φορά και ακολούθως υπολογίζεται ο μέσος όρος του. Έτσι μπορούμε να παρακολουθήσουμε καλύτερα την κίνηση του διαφράγματος και με περισσότερη ακρίβεια.

### 2.5.1. Κατάτμηση εικόνας M-mode

Αφού δημιουργηθεί η εικόνα M-mode, γίνεται αυτόματη κατάτμηση των άνω και των κάτω τοιχωμάτων του διαφράγματος από την εικόνα M-mode για τον προσδιορισμό των σημείων σύσπασης και χαλάρωσης, μέσω του προγράμματος BioViAn [32]. Ο λόγος που υπολογίζονται τα σημεία αυτά είναι για να προσδιορίσουν τα αυτοματοποιημένα frames που υπήρξε σύσπαση και χαλάρωση. Επίσης βάσει των σημείων αυτών μπορούμε να υπολογίσουμε τη διαφραγματική μετατόπιση μεταξύ της σύσπασης και της χαλάρωσης.

Λόγω της παρουσίας πολλαπλασιαζόμενου θορύβου στα βίντεο υπερήχων, ως επακόλουθο υπάρχει θόρυβος αυτού του τύπου όχι μόνο σε κάθε frame αλλά και στην εξαγόμενη εικόνα M-

mode. Στο άρθρο [37], θεωρείται μη αποδοτική η εφαρμογή αλγορίθμων επεξεργασίας και ανάλυσης στην εικόνα M-mode, χωρίς προηγουμένως να αφαιρεθεί ο πολλαπλασιαζόμενος θόρυβος. Ως εκ τούτου, για την κατάτμηση των σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος εφαρμόζεται αρχικά φιλτράρισμα στην εικόνα M-mode χρησιμοποιώντας το φίλτρο DsFlsmv που έχει περιγραφεί πιο πάνω.

Ο λόγος της εφαρμογής του φίλτρου DsFlsmv, είναι για δημιουργηθεί μια εξομάλυνση στην εικόνα M-mode σε κάθε χωρικό σημείο της. Οι παράμετροι που χρησιμοποιεί το φίλτρο είναι μέγεθος παραθύρου 5x5 εικονοστοιχείων και μια επανάληψη. Ακολούθως εφαρμόζεται ενιαία κατωφλίωση (Global Thresholding) στη φιλτραρισμένη εικόνα με τη χρήση μιας μοναδικής τιμής κατωφλίου για όλα τα εικονοστοιχεία της, έτσι ώστε η εικόνα να μετατραπεί σε εικόνα δύο κυρίων αποχρώσεων. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ευρέως για τη μετατροπή μιας εικόνας σε δυαδική (binarization). Στο σύστημα BioViAn [32], για να οριστεί τιμή κατωφλίου χρησιμοποιείται η συνάρτηση 'graythresh' η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab<sup>®</sup> και χρησιμοποιεί τη μέθοδο του Otsu [41]. Η συνάρτηση δέχεται σαν όρισμα τη φιλτραρισμένη εικόνα και υπολογίζει την τιμή κατωφλίου, η οποία είναι μια κανονικοποιημένη τιμή έντασης που βρίσκεται στο εύρος [0, 1]. Ακολούθως, με τη χρήση της συνάρτησης 'im2bw', η οποία είναι ήδη υλοποιημένη από τη Matlab<sup>®</sup> και δέχεται σαν όρισμα την φιλτραρισμένη εικόνα και την τιμή κατωφλίου, μετατρέπει τη φιλτραρισμένη εικόνα σε δυαδική εικόνα. Αν οι τιμές της έντασης των pixel της φιλτραρισμένης εικόνας είναι μεγαλύτερες από την τιμή κατωφλίου τότε οι τιμές των αντίστοιχων pixel της νέας δυαδικής εικόνας παίρνουν την τιμή 1 (άσπρο), ενώ οι υπόλοιπες τιμές των αντίστοιχων pixel παίρνουν την τιμή 0 (μαύρο). Έτσι δημιουργείται η νέα δυαδική εικόνα.

Για την κατάτμηση της δυαδικής εικόνας έτσι ώστε να ανιχνευθούν τα πάνω και τα κάτω τοιχώματα του διαφράγματος χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος Region Based Active Contour Segmentation (region\_seg.m) ο οποίος υλοποιήθηκε από τον Shawn Lankton ([www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)) και εφαρμόζει τη μέθοδο κατάτμησης όπως περιγράφεται στο άρθρο [39] (βλ. Εικ. 2.7α). Για τη λειτουργία του αλγόριθμου απαιτούνται οι ακόλουθες παράμετροι:

- Π: η εικόνα προς κατάτμηση, η οποία είναι η δυαδική εικόνα μετά την κατωφλίωση.
- Μάσκα (Mask): η μάσκα είναι μια δυαδική εικόνα με το ίδιο μέγεθος όπως την εικόνα Π, η οποία καθορίζει την αρχική θέση του ενεργού περιγράμματος βάση των σημείων που έχει επιλέξει ο χρήστης (τμηματοποίηση). Η μάσκα είναι τύπου roiPoly, η οποία

δημιουργεί ένα πολύγωνο στην περιοχή ενδιαφέροντος και έχει τη μορφή βάση των σημείων που έχει επιλέξει ο χρήστης. Η περιοχή ενδιαφέροντος γίνεται άσπρη και η υπόλοιπη εικόνα μαύρη.

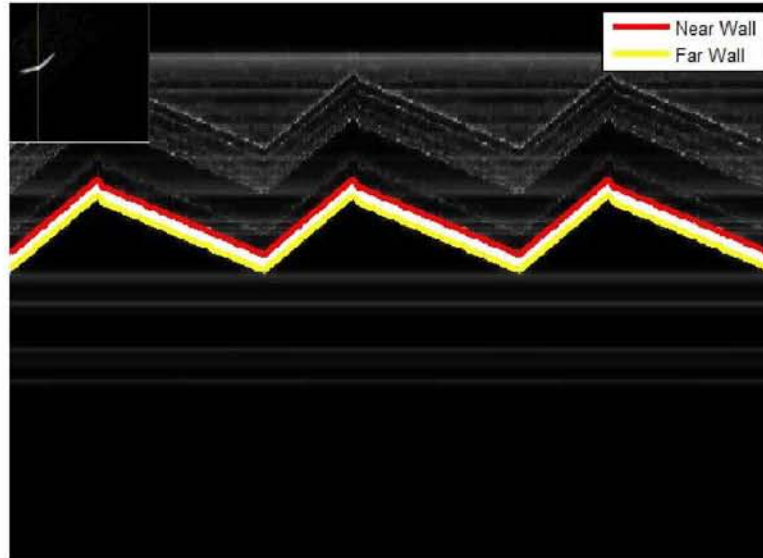
- Επαναλήψεις (Iterations): είναι ο αριθμός των επαναλήψεων που θα τρέξει η συνάρτηση βάση της μάσκας που δημιουργήθηκε για να εστιάσει όσο πιο πολύ καλύτερα στα τοιχώματα της περιοχής ενδιαφέροντος για να ανακτήσει το σχήμα του αντικειμένου.
- Βαθμός εξομάλυνσης,  $\alpha$ , (ως προεπιλογή  $\alpha = 0.2$ ).
- καθορισμός εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων σε ξεχωριστό παράθυρο, `display`. Στην προκειμένη περίπτωση το `display = 0`, ώστε να μην εμφανίζονται άμεσα τα αποτελέσματα της κατάτμησης.

Ακολούθως, χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος `findboundaries.m`, ο οποίος είναι ήδη υλοποιημένος στο πρόγραμμα `BioViAn` [32], και επεξεργάζεται τις πληροφορίες (καμπύλη) που προκύπτουν από τον αλγόριθμο `region_seg.m` και επιστρέφει τα όρια του πάνω (κόκκινη γραμμή) και του κάτω (κίτρινη γραμμή) τοιχώματος του διαφράγματος (βλ. Εικ. 2.7β).



(α)





(β)

Εικόνα 2.7. (α) Επιλογή σημείων στην εικόνα M-mode μετά την επίδραση του φίλτρου DsFlsmv και της κατωφλίωσης. (β) Εμφάνιση του πάνω (κόκκινη γραμμή) και του κάτω (κίτρινη γραμμή) ορίου του τοιχώματος του διαφράγματος.

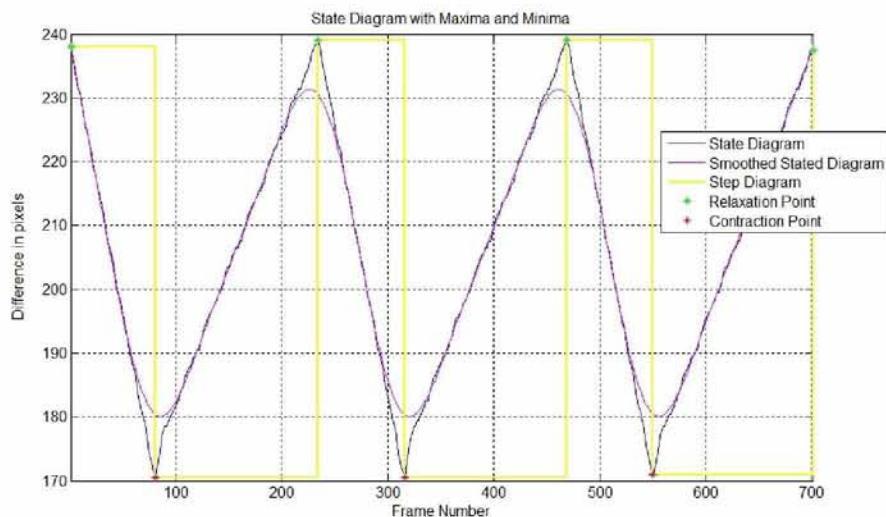
### 2.5.2. Προσδιορισμός καταστάσεων (διάγραμμα κίνησης διαφράγματος)

Για τον προσδιορισμό του διαγράμματος κίνησης, δηλαδή το πως κινείται το διάφραγμα βάση της εικόνας M-mode, υπολογίζεται η απόλυτη τιμή του μέσου όρου του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της  $y$  συντεταγμένης σε pixels, και ακολούθως, καθώς το frame resolution είναι γνωστό, ο μέσος όρος μεταξύ των τοιχωμάτων εκφράζεται σε χιλιοστά (mm). Ακολούθως, το διάγραμμα εξομαλύνεται (συνάρτηση 'smooth' με τη μέθοδο 'loess' και μέθοδος μέσης τιμής, τα οποία είναι ήδη υλοποιημένα από τη Matlab<sup>®</sup>) έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν τα λάθη κατά την ανεύρεση των τοπικών μεγίστων (μέγιστη μετατόπιση διαφράγματος κατά τη χαλάρωση – relaxation) και ελαχίστων (μέγιστη μετατόπιση διαφράγματος κατά τη σύσπαση – contraction) όπου γίνεται χρήση του αλγορίθμου extrema.m ο οποίος και υλοποιήθηκε από τον Carlos Vargas Aguilera ([www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)). Για την ανεύρεση των τοπικών ελαχίστων και μεγίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης τα οποία θα καθορίσουν τα frame της σύσπασης και χαλάρωσης, που είναι και τα επιθυμητά, χρησιμοποιείται ο αλγόριθμος findMinMax.m, ο οποίος υλοποιήθηκε για το πρόγραμμα BioViAn [32]. Ο αλγόριθμος findMinMax.m χρησιμοποιεί τα

αποτελέσματα από τον `extrema.m` και ακολούθως προσδιορίζει τις καινούργιες θέσεις των τοπικών ελαχίστων (\*) και μεγίστων (\*) πάνω στο αρχικό διάγραμμα.

Μέσα από τα αποτελέσματα του αλγόριθμου `findMinMax.m`, εξάγονται τα frames στα οποία υπάρχει σύσπαση (contraction) και τα frames στα οποία υπάρχει χαλάρωση (relaxation). Ακόμη υπολογίζεται η ελάχιστη διαφραγματική μετατόπιση κατά τη σύσπαση και η μέγιστη διαφραγματική μετατόπιση κατά τη χαλάρωση. Βάσει των πλαισίων που έχουν εξαχθεί και γνωρίζοντας το frame-rate του βίντεο, υπολογίζεται η διάρκεια εισπνοής και ο χρόνος μιας αναπνοής. Αυτά αποτελούν τις αυτοματοποιημένες μετρήσεις που λαμβάνονται αργότερα υπόψη για τον υπολογισμό των μέτρων αποτίμησης, τα οποία περιγράφονται πιο κάτω.

Πιο κάτω παρουσιάζεται ένα τυπικό διάγραμμα κίνησης, όπως εξάγεται από το υφιστάμενο σύστημα BioViAn [32]:



Εικόνα 2.8. Παράδειγμα διαγράμματος κίνησης διαφράγματος από το σύστημα BioViAn

Στο διάγραμμα κίνησης που παρουσιάζεται στην Εικ. 2.8, με μπλε γραμμή αναπαριστάται το αρχικό διάγραμμα κίνησης, με μοβ γραμμή αναπαριστάται το διάγραμμα κίνησης μετά την εξομάλυνση, και με κίτρινη γραμμή αναπαριστάται το βηματικό διάγραμμα κίνησης. Μια κατάσταση σύσπασης συμβολίζεται με κόκκινο αστερισμό (\*), ενώ μια κατάσταση χαλάρωσης αναπαριστάται με πράσινο αστερισμό (\*).

Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι η επεξεργασία της εικόνας M-mode στο Matlab<sup>®</sup> γίνεται από πάνω προς τα κάτω. Έτσι οι τιμές της y συντεταγμένης της σύσπασης έχουν μικρότερη τιμή από

αυτές της χαλάρωσης. Ως εκ τούτου, το διάγραμμα κίνησης εμφανίζεται αντεστραμμένο (βλ. Εικ. 2.8) από ότι είναι η εικόνα M-mode (βλ. Εικ. 2.7) λόγω των τιμών της y συντεταγμένης των καταστάσεων.

## 2.6. Χειροκίνητες μετρήσεις κίνησης διαφράγματος

Οι χειροκίνητες μετρήσεις της κίνησης του διαφράγματος για το πραγματικό βίντεο προσδιορίστηκαν από ειδικό γιατρό. Προσδιόρισε δηλαδή ακριβώς σε ποια σημεία της κίνησης του διαφράγματος υπάρχει σύσπαση και χαλάρωση για να μπορούν να συγκριθούν με τα αποτελέσματα που υπολογίστηκαν από το σύστημα BioViAn [32], τα οποία θα ληφθούν υπόψη για τον υπολογισμό των μέτρων αποτίμησης που παρουσιάζονται πιο κάτω. Οι χειροκίνητες μετρήσεις για τα βίντεο προσομοίωσης προσδιορίστηκαν βάση των μετρήσεων που χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης (διαφραγματική μετατόπιση, διάρκεια εισπνοής, διάρκεια μιας αναπνοής) (βλ. Κεφ 2.1).

## 2.7. Αυτοματοποιημένες μετρήσεις κίνησης διαφράγματος

Μετά από ανάλυση των τεσσάρων βίντεο προσομοίωσης και του ενός πραγματικού υπερηχογραφικού βίντεο από το σύστημα BioViAn [32], πήραμε τα αποτελέσματα που καθορίζουν τα πλαίσια σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος, τα οποία καθορίστηκαν από την ανεύρεση των τοπικών ελαχίστων και μεγίστων στο αρχικό διάγραμμα κίνησης (βλ. Εικ. 2.8). Έτσι, βάσει των αποτελεσμάτων αυτών, βρήκαμε σε ποια σημεία στο κάθε ένα από τα πέντε βίντεο, έχουμε σύσπαση και χαλάρωση του διαφράγματος. Χρησιμοποιώντας τα σημεία αυτά μπορούμε να υπολογίσουμε τη διαφραγματική μετατόπιση, τη διάρκεια εισπνοής, τη διάρκεια μιας αναπνοής, την ταχύτητα σύσπασης και το ρυθμό χαλάρωσης.

Αυτές οι τιμές θα λαμβάνονται υπόψη για να υπολογιστούν τα μέτρα αποτίμησης που αναλύονται και υπολογίζονται παρακάτω. Σε κάθε βίντεο έγιναν τέσσερις διαδοχικές σαρώσεις για καλύτερη υπολογιστική προσέγγιση, και υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τιμών της σύσπασης και της χαλάρωσης τους. Επίσης, για κάθε βίντεο οι μετρήσεις έγιναν για τρεις διαφορετικούς αναπνευστικούς κύκλους για καλύτερη αξιολόγηση των αποτελεσμάτων.

## 2.8. Τρόπος λειτουργίας DIMAS χρησιμοποιώντας το σύστημα BioViAn

Η Εικ. 2.9. παρουσιάζει τη διαδικασία ανάλυσης της κίνησης του διαφράγματος μέσω του συστήματος DIMAS και ακολούθως παρουσιάζεται σε ένα διάγραμμα (βλ. Εικ. 2.10) τα αυτόματα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος. Για τη λειτουργία του συστήματος DIMAS χρησιμοποιήθηκαν τα υφιστάμενα προγράμματα Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [33] και BioViAn [32].

Αρχικά γίνεται επιλογή του υπερηχογραφικού βίντεο (βλ. Εικ. 2.9.α). Στη συνέχεια ο χρήστης περιστρέφει το πλαίσιο (και αυτόματα όλα τα υπόλοιπα πλαίσια του βίντεο περιστρέφονται) μέσω του προγράμματος `rotate_video.m`, το οποίο υλοποιήθηκε σε αυτή την πτυχιακή εργασία, έτσι ώστε η κίνηση του διαφράγματος να είναι κάθετη. Αυτό γίνεται με σκοπό να πάρουμε καλύτερα τις πληροφορίες της μετακίνησης του διαφράγματος (βλ. Εικ. 2.9.β).

Ακολούθως μειώνουμε τον πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο του βίντεο, μέσω του υφιστάμενου προγράμματος Despeckle Filtering Toolbox for Ultrasound videos [33], για να πάρουμε καλύτερες μετρήσεις (βλ. Εικ. 2.9.γ).

Εν συνεχεία, φορτώνουμε το βίντεο στο υφιστάμενο σύστημα BioViAn [32] και εμφανίζεται το πρώτο πλαίσιο (frame) του βίντεο που θέλουμε να αναλύσουμε. Μέσω του προγράμματος μπορούμε να επιλέξουμε την περιοχή που θέλουμε να μελετήσουμε τοποθετώντας τη γραμμή εξέτασης (κατακόρυφη στήλη). Αυτό γίνεται για να δημιουργήσουμε την M-mode εικόνα. Ο χρήστης μπορεί να διαλέξει περισσότερες από μια γραμμές εξέτασης και στο τέλος θα εμφανιστεί ένας μέσος όρος των αυτοματοποιημένων σημείων (σύσπαση και χαλάρωση) που πήραμε (βλ. Εικ. 2.9.δ). Ο λόγος της χρήσης των περισσότερων γραμμών εξέτασης είναι για να έχουμε μια πιο ολοκληρωμένη παρατήρηση της κίνησης του διαφράγματος από διαφορετικά σημεία του B-mode βίντεο. Ο χρήστης προσδιορίζει την έκταση της περιοχής στη B-mode εικόνα του διαφράγματος που θέλει να παρακολουθήσει και ακολούθως επιλέγει τον αριθμό των γραμμών εξέτασης. Οι γραμμές αυτές εμφανίζονται διαδοχικά εντός της περιοχής παρακολούθησης που επέλεξε ο χρήστης και σε ίση απόσταση η μια από την άλλη.

Αφού έχει καθοριστεί η γραμμή εξέτασης, το πρόγραμμα εμφανίζει την M-mode εικόνα του διαφράγματος (βλ. Εικ. 2.9.ε).

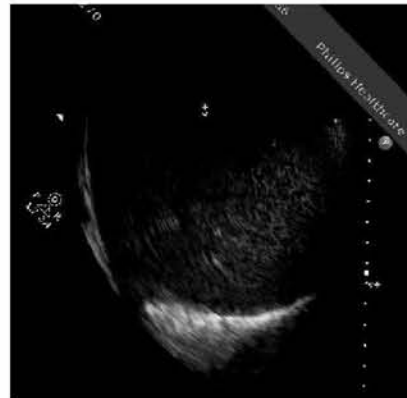
Ακολούθως, γίνεται κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος που παρουσιάζονται στην M-mode εικόνα (βλ. Εικ. 2.9.στ). Η κόκκινη γραμμή εμφανίζεται στα πάνω όρια και η κίτρινη γραμμή εμφανίζεται στα κάτω όρια του τοιχώματος του διαφράγματος. Για τον προσδιορισμό



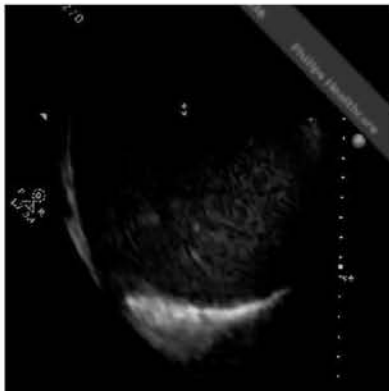
του διαγράμματος κίνησης, υπολογίζεται η απόλυτη τιμή του μέσου όρου του πάνω και του κάτω ορίου του τοιχώματος της  $y$  συντεταγμένης σε pixels.



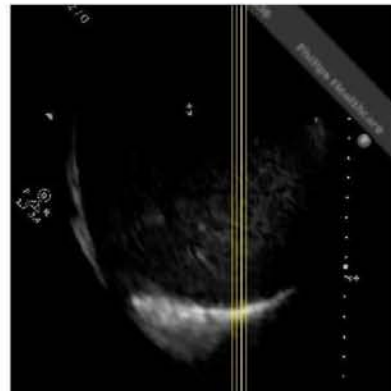
(α)



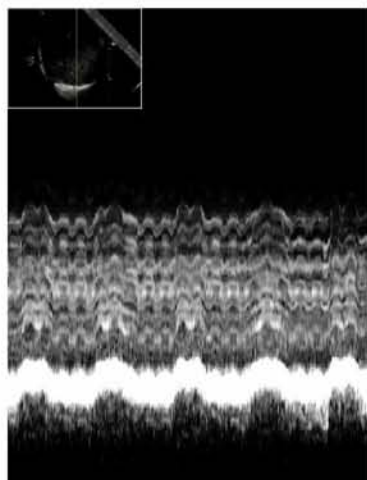
(β)



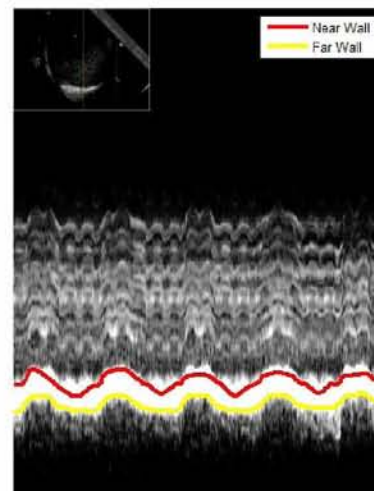
(γ)



(δ)



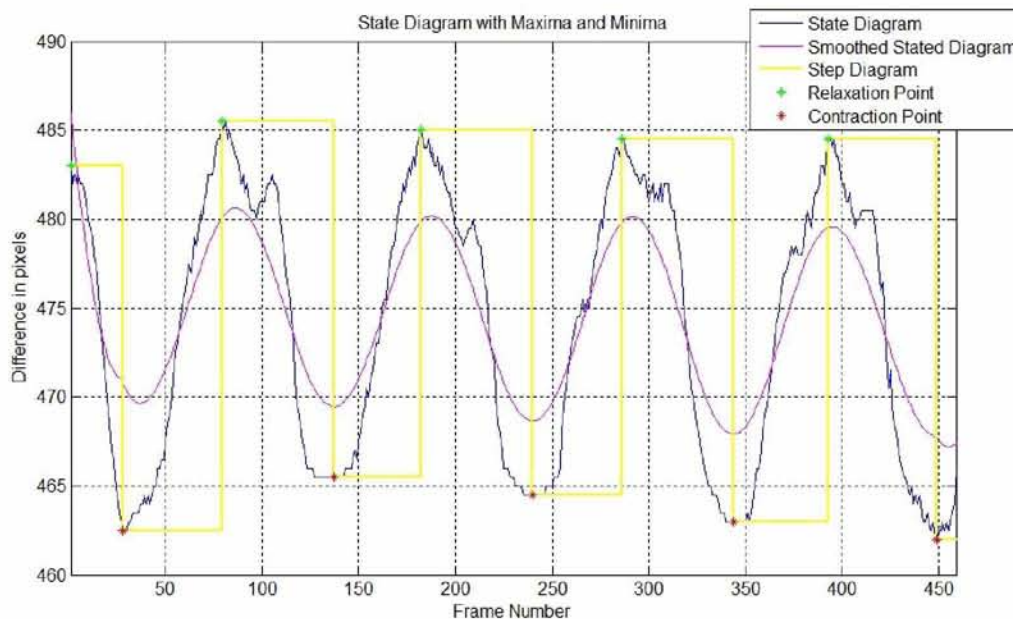
(ε)



(στ)

Εικόνα 2.9. Διαδικασία επεξεργασίας υπερηχογραφικού θωρακικού βίντεο. (α) Επιλογή υπερηχογραφικού βίντεο, (β) Περιστροφή πλαισίου κατά  $46.07^{\circ}$  δεξιόστροφα, (γ) Πλαίσιο μετά την εφαρμογή του φίλτρου αφαίρεσης πολλαπλασιαζόμενου θορύβου, (δ) Φόρτωση του βίντεο στο πρόγραμμα και επιλογή περιοχής και καθορισμός 4 κατακόρυφων στηλών για τη δημιουργία των M-mode εικόνων, (ε) Δημιουργία M-mode εικόνας, (στ) Κατάτμηση άνω και κάτω ορίου των τοιχωμάτων της εικόνας M-mode του διαφράγματος.

Τέλος εμφανίζεται το διάγραμμα κίνησης με τα αυτοματοποιημένα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος (βλ. Εικ. 2.10). Στον οριζόντιο άξονα δίδεται ο αριθμός των πλαισίων του βίντεο (Frame Number) και στον κάθετο άξονα παρουσιάζεται η διαφορά σε εικονοστοιχεία (“Difference in pixels”). Έτσι μπορούμε να διακρίνουμε την κίνηση του διαφράγματος σε κάθε εικονοστοιχείο ή πλαίσιο και να πάρουμε χρήσιμες πληροφορίες.



Εικόνα 2.10. Διάγραμμα καταστάσεων από αυτοματοποιημένα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος από το σύστημα BioViAn [32].

Ο Πίνακας 3 παρουσιάζει τα αυτοματοποιημένα πλαίσια σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος όπως αυτά προκύπτουν από το διάγραμμα κίνησης της Εικ. 2.10. Επίσης παρουσιάζονται και τα χειροκίνητα πλαίσια όπως αυτά επισημάνθηκαν από το θεράποντα ιατρό.

**Πίνακας 3: Αυτοματοποιημένα και χειροκίνητα σημεία (πλαίσια) σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος του διαγράμματος κίνησης της Εικ. 2.10**

Πλαίσια	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα σημεία
Χαλάρωση	1, 79, 182, 286, 393	1, 95, 190, 287, 395
Σύσπαση	28, 137, 240, 344, 449	38, 129, 225, 319, 450

## 2.9. Μέτρα Αποτίμησης

Για αξιολόγηση του συστήματος και καλύτερη παρακολούθηση της διαφραγματικής κίνησης ορίστηκε μια ομάδα μετρήσεων. Τα μέτρα αποτίμησης που ακολουθούν δείχνουν τα σφάλματα που υπάρχουν μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων καταστάσεων σε ένα σύστημα ανάλυσης κίνησης διαφράγματος. Με βάση τις πιο πάνω τυπικές μετρήσεις που παρουσιάζονται στον Πιν.3 πηγάζουν τα παρακάτω μέτρα αποτίμησης:

### 2.9.1 Ρίζα Μέσου τετραγωνικού λάθους (Root mean square error – RMSE)

Το RMSE [32] δίδεται ως ακολούθως:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_i |A_i - M_i|^2}{N}} \quad (2.5)$$

Είναι η τυπική απόκλιση της τετραγωνικής ρίζας της μέσης τιμής του τετραγώνου του σφάλματος μεταξύ των *i*-οστών εξαγόμενων τιμών που παρατηρήθηκαν ή εκτιμήθηκαν στην πραγματικότητα (ιατρική παρατήρηση  $M_i$ ) και από το αυτοματοποιημένο σύστημα  $A_i$ . Το RMSE θεωρείται ως μία καλή μέτρηση ακρίβειας του αυτοματοποιημένου συστήματος.

Πιο συγκεκριμένα, το RMSE υπολογίζεται με βάση τα χειροκίνητα ( $M_i$ ) και τα αυτοματοποιημένα ( $A_i$ ) σημεία σύσπασης και χαλάρωσης από το διάγραμμα κίνησης για το κάθε βίντεο, δηλαδή με βάση τα πλαίσια σύσπασης και χαλάρωσης, όπως παρουσιάζονται στον

Πιν. 3. Τα χειροκίνητα σημεία για το πραγματικό βίντεο δίδονται από τον ιατρό μέσω οπτικής παρατήρησης, ενώ τα χειροκίνητα σημεία για τα βίντεο προσομοίωσης προσδιορίστηκαν βάση των μετρήσεων που χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης. Τα αυτοματοποιημένα σημεία υπολογίζονται από το σύστημα BioViAn [32]. Έτσι έχοντας και τις δύο αυτές καταστάσεις ( $M_i$  και  $A_i$ ), βρίσκουμε την διαφορά μεταξύ κάθε σημείου σύσπασης και χαλάρωσης (ή πλαισίου) για κάθε βίντεο ξεχωριστά. Η μεταβλητή  $N$  στην εξίσωση (2.5) δίδει τον αριθμό όλων των πλαισίων σύσπασης και χαλάρωσης που εκτιμήθηκαν στο αυτοματοποιημένο σύστημα BioViAn [32].

### 2.9.2. Κανονικοποιημένο μέσο τετραγωνικό λάθος (Normalized mean square error – NMSE)

Το NMSE [32] δίδεται ως ακολούθως:

$$NMSE = \frac{100 * RMSE}{std_N} \% \quad (2.6)$$

Το NMSE είναι μια μέτρηση που υπολογίζει το λάθος μεταξύ χειροκίνητου και αυτοματοποιημένου συστήματος σε ποσοστιαία αναλογία (%). Πιο συγκεκριμένα, το NMSE υπολογίζεται με βάση το RMSE (βλ. 2.5) με το  $std_N$ , να δίδει τη τυπική απόκλιση των πλαισίων του βίντεο.

### 2.9.3. Μέσος όρος λάθους (Mean average error – MAE)

Το MAE [32] δίδεται ως ακολούθως:

$$MAE = \sum_i |A_i - M_i| / N, \quad (2.7)$$

και είναι ποσότητα η οποία χρησιμοποιείται, για να μετρηθεί πόσο κοντά είναι τα αποτελέσματα μέσα από την χειροκίνητη με την αυτοματοποιημένη διαδικασία αναγνώρισης σημείων σύσπασης και χαλάρωσης.

### 2.9.4 Μέσο σχετικό λάθος (Mean average relative error – MARE)

Το MARE [32] δίδεται ως ακολούθως:

$$(\%)MARE = (\sum_i \left| \frac{A_i - M_i}{M_i} \right| / N) * 100 \quad (2.8)$$

και εκφράζει την ακρίβεια της μεθόδου σε ποσοστό (%) για την εξακρίβωση λάθους όπου  $M_i$  και  $A_i$ , οι χειροκίνητες και οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις και  $N$  ο αριθμός των πλαισίων.

## 2.10. Μετρήσεις Παραμόρφωσης (Strain measurements )

Οι μετρήσεις αυτές μας προσδιορίζουν την παραμόρφωσης (μετακίνηση) που έχουν υποστεί δύο συγκεκριμένα σημεία κατά την διαφραγματική κίνηση παρατηρώντας την κίνησή τους στο χώρο έτσι ώστε να υπολογίσουμε τη μετακίνηση τους στην οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση. Στην προκειμένη περίπτωση οι μετρήσεις αυτές αφορούν τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος τα οποία λαμβάνονται από το διάγραμμα κίνησης (βλ. Εικ. 2.10). Για τον υπολογισμό αυτών των μετρήσεων χρησιμοποιούνται τα αυτοματοποιημένα (βλ. διάγραμμα κίνησης Εικ.2.10) και χειροκίνητα σημεία κατάτμησης. Ελέγχεται δηλαδή, βάση του διαγράμματος κίνησης που έχει δημιουργηθεί, η παραμόρφωση (μετακίνηση) που έχουν υποστεί τα σημεία της σύσπαση και της χαλάρωση μεταξύ των αυτοματοποιημένων και των χειροκίνητων μετρήσεων. Πιο συγκεκριμένα γίνονται μετρήσεις για την ακτινική παραμόρφωση (RS – Radial Strain), τη διαμήκη παραμόρφωση (LS – Longitude Strain) και τη παραμόρφωση διάτμησης (SS – Shear Strain) [32].

### 2.10.1. Ακτινική παραμόρφωση (RS – Radial Strain)

Η ακτινική παραμόρφωση (RS) [32] δίδει την αλλαγή της σχετικής θέσης (παραμόρφωση) που έχουν υποστεί τα δύο σημεία στο κατακόρυφο άξονα από το διάγραμμα κίνησης, δηλαδή κατά μήκος του y-άξονα (κάθετη κατεύθυνση) (βλ. Εικ. 2.10) και δίδεται ως ακολούθως:

$$RS = \frac{|RP_1 - RP_{1(ed)}| - |RP_2 - RP_{2(ed)}|}{RP_{1(ed)} - RP_{2(ed)}} \quad (2.9)$$

και είναι η ακτινική παραμόρφωση όπου:

$RP_1$ : αυτοματοποιημένο σημείο σύσπασης (εικονοστοιχείων) (βλ. Εικ. 2.10 τιμή εικονοστοιχείου στο σημείο σύσπασης στο πλαίσιο 28).

$RP_{1(ed)}$ : αυτοματοποιημένο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (εικονοστοιχείων) (βλ. Εικ. 2.10 τιμή εικονοστοιχείου στο σημείο χαλάρωσης στο πλαίσιο 79).

$RP_2$ : χειροκίνητο σημείο σύσπασης (εικονοστοιχείων) (βλ. Εικ. 2.10 τιμή εικονοστοιχείου στο σημείο σύσπασης στο πλαίσιο 38).

$RP_{2(ed)}$ : χειροκίνητο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (εικονοστοιχείων) (βλ. Εικ. 2.10 τιμή εικονοστοιχείου στο σημείο χαλάρωσης στο πλαίσιο 95).

Για τον υπολογισμό της ακτινικής παραμόρφωσης χρησιμοποιήθηκαν τα χειροκίνητα και τα αυτοματοποιημένα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης. Τα χειροκίνητα σημεία για το πραγματικό βίντεο υπολογίστηκαν βάσει των πλαισίων που υπέδειξε ο θεράπων ιατρός ενώ τα χειροκίνητα σημεία για τα βίντεο προσομοίωσης υπολογίστηκαν βάσει των πλαισίων που χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία των βίντεο. Τα αυτοματοποιημένα σημεία διακρίνονται στον  $y$ -άξονα από το διάγραμμα καταστάσεων (εικονοστοιχείων-pixels) (βλ. Εικ. 2.10). Μέσω λοιπόν του διαγράμματος καταστάσεων αναζητείται η τιμή των εικονοστοιχείων για τα συγκεκριμένα πλαίσια που ερευνούμε.

### 2.10.2 Διαμήκης παραμόρφωση (LS – Longitudinal Strain)

Η διαμήκης παραμόρφωση (LS) [32] δίδει την τη αλλαγή της σχετικής θέσης που έχουν υποστεί τα δύο σημεία στον οριζόντιο άξονα από το διάγραμμα κίνησης, δηλαδή κατά μήκος του  $x$ -άξονα (οριζόντια κατεύθυνση) (βλ. Εικ. 2.10) και δίδεται ως ακολούθως:

$$LS = \frac{|LP_1 - LP_{1(ed)}| - |LP_2 - LP_{2(ed)}|}{LP_{1(ed)} - LP_{2(ed)}} \quad (2.10)$$

και είναι η διαμήκη παραμόρφωση όπου:

$LP_1$ : αυτοματοποιημένο σημείο σύσπασης (πλαίσιο) (βλ. Εικ. 2.10 σημείο σύσπασης στο πλαίσιο 28).

$LP_{1(ed)}$ : αυτοματοποιημένο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (πλαίσιο) (βλ. Εικ. 2.10 σημείο χαλάρωσης στο πλαίσιο 79).

$LP_2$ : χειροκίνητο σημείο σύσπασης (πλαίσιο) (βλ. Εικ. 2.10 σημείο σύσπασης στο πλαίσιο 38).

$LP_{2(ed)}$ : χειροκίνητο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (πλαίσιο) (βλ. Εικ. 2.10 σημείο χαλάρωσης στο πλαίσιο 95).

Για τον υπολογισμό της διαμήκης παραμόρφωσης χρησιμοποιήθηκαν τα χειροκίνητα και τα αυτοματοποιημένα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης. Τα χειροκίνητα σημεία για το πραγματικό βίντεο υπολογίστηκαν βάση των πλαισίων που υπέδειξε ο θεράπων ιατρός ενώ τα χειροκίνητα σημεία για τα βίντεο προσομοίωσης υπολογίστηκαν βάσει των πλαισίων που χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία των βίντεο. Τα αυτοματοποιημένα σημεία διακρίνονται στον x-άξονα από το διάγραμμα καταστάσεων (βλ. Εικ. 2.10).

### 2.10.3 Παραμόρφωση διάτμησης (SS – Shear Strain)

Η παραμόρφωση διάτμησης (SS) [32] δίδει την τη αλλαγή της σχετικής θέσης που έχουν υποστεί τα δύο σημεία κατά μήκος του z-άξονα στο διάγραμμα κίνησης, δηλαδή σε οριζόντια, κατακόρυφη και διαγώνια κατεύθυνση με κυκλική κίνηση και δίδεται ως ακολούθως:

$$SS = \arctan\left(\frac{|LP_1 - LP_{1(ed)}| - |LP_2 - LP_{2(ed)}|}{RP_{1(ed)} - RP_{2(ed)}}\right) \quad (2.11)$$

και είναι η παραμόρφωση διάτμησης, όπου:

$LP_1$ : αυτοματοποιημένο σημείο σύσπασης (πλαίσιο) (x άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

$LP_{1(ed)}$ : αυτοματοποιημένο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (πλαίσιο) (x άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

$LP_2$ : χειροκίνητο σημείο σύσπασης (πλαίσιο) (x άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

$LP_{2(ed)}$ : χειροκίνητο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (πλαίσιο) (x άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

$RP_{1(ed)}$ : αυτοματοποιημένο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (εικονοστοιχείων) (y άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

$RP_{2(ed)}$ : χειροκίνητο σημείο ακολουθούμενης χαλάρωσης (εικονοστοιχείων) (y άξονας στο διάγραμμα κίνησης).

### 3. Κεφάλαιο 3 - Αποτελέσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την εξαγωγή και την ανάλυση βίντεο με την χρήση του συστήματος BioViAn [32], για τα 4 βίντεο προσομοίωσης και για το 1 πραγματικό βίντεο υπερήχων διαφράγματος που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη διπλωματική εργασία. Επίσης, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τα μέτρα αποτίμησης ανάμεσα στα αυτοματοποιημένα και τα χειροκίνητα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος. Οι μετρήσεις αυτές υλοποιήθηκαν μέσω της χρήσης του προγράμματος Measurements (βλ. Παράρτημα 3), το οποίο υλοποιήθηκε για την παρούσα πτυχιακή εργασία.

#### 3.1. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 1 με ομαλή κίνηση και χωρίς θόρυβο

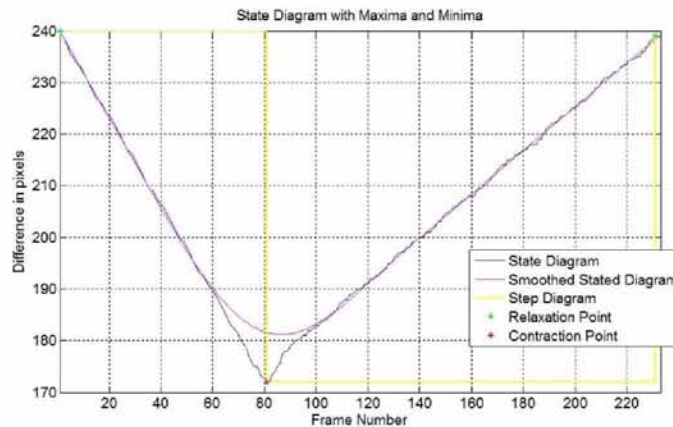
Στην Εικ. 3.1α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση και χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) για τον πρώτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.1β φαίνεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος προσομοίωσης από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.1γ.



(α)



(β)





(γ)

Εικόνα 3.1. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

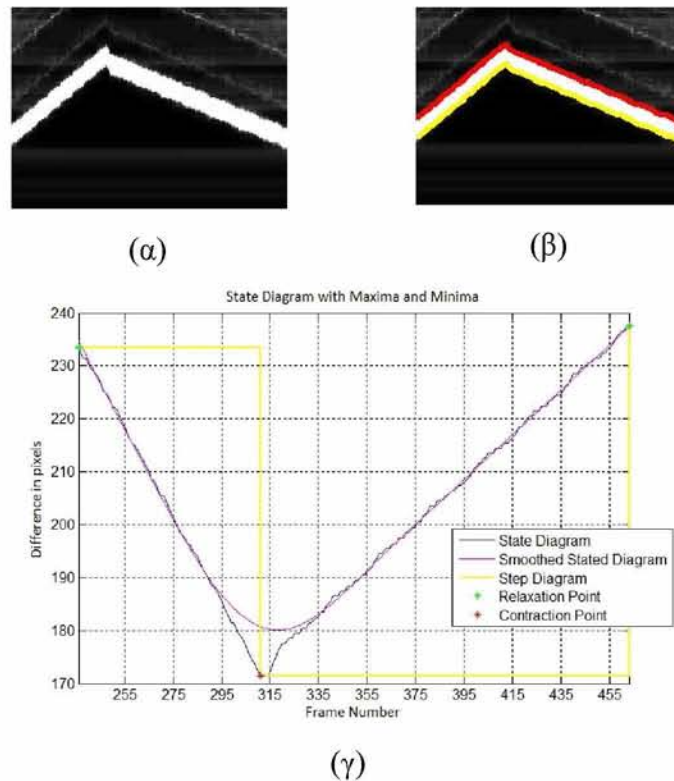
Πιο κάτω στον Πίν. 4 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1 του πρώτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Πρέπει να σημειωθεί ότι για όλα τα βίντεο προσομοίωσης οι τιμές για το χειροκίνητο σημείο σύσπασης (Contraction Point) και για το χειροκίνητο σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point) υπολογίστηκαν βάση των αυτοματοποιημένων σημείων. Δηλαδή στο σημείο που εμφανίστηκε η μέγιστη αυτοματοποιημένη χαλάρωση (Relaxation Point) θεωρήθηκε ως το αρχικό σημείο της χειροκίνητης χαλάρωσης. Για το προσδιορισμό της χειροκίνητης σύσπασης αφαιρείται το ποσοστό της προκαθορισμένης διαφραγματικής μετατόπισης, δηλαδή 18 χιλιοστά.

Ακολουθώς χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 7.

**Πίνακας 4: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1, και τον αναπνευστικό κύκλο 1**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	1, 81, 231	1, 83, 234
T <sub>insp</sub> [sec]	1.56	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.44	4.5
Contraction Point [mm]	45.50	45.49
Relaxation Point [mm]	63.49	63.49

Στην Εικ. 3.2α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση και χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) για το δεύτερο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.2β φαίνεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος προσομοίωσης από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.2γ.



Εικόνα 3.2. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

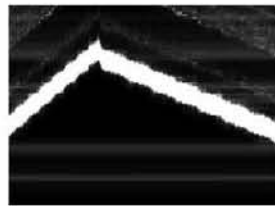
Πιο κάτω στον Πίν. 5 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1 του δεύτερου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point).

Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 7.

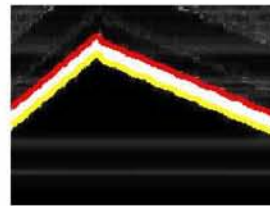
**Πίνακας 5: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1, και τον αναπνευστικό κύκλο 2**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	235, 310, 462	235, 317, 468
T <sub>insp</sub> [sec]	1.46	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.38	4.5
Contraction Point [mm]	45.37	44.83
Relaxation Point [mm]	62.83	62.83

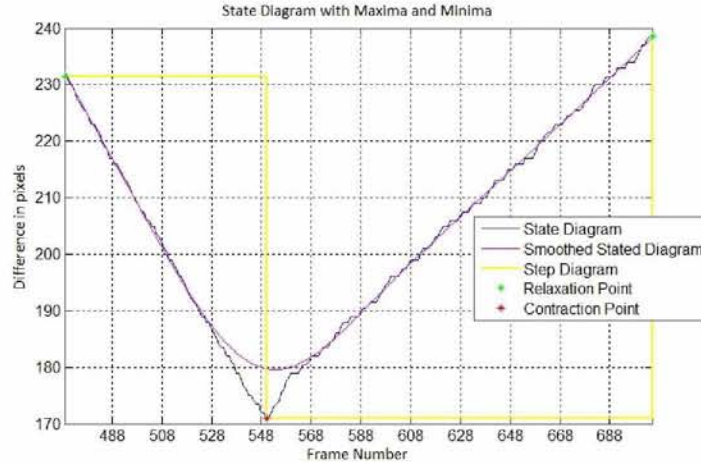
Στην Εικ. 3.3α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση και χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) για τον τρίτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.3β φαίνεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος προσομοίωσης από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.3γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.3. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 1 (με ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 3, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 6 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1 του τρίτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 7.

**Πίνακας 6: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 1, και τον αναπνευστικό κύκλο 3**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	469, 550, 705	469, 551, 702
$T_{insp}$ [sec]	1.58	1.6
$T_{tot}$ [sec]	4.56	4.5

Contraction Point [mm]	45.24	45.10
Relaxation Point [mm]	63.10	63.10

Στον Πίνακα 7, δίδονται τα αποτελέσματα για τα μέτρα αποτίμησης του βίντεο προσομοίωσης 1 για τον κάθε αναπνευστικό κύκλο. Στην τέταρτη στήλη παρουσιάζεται ο μέσος όρος  $\pm$  τυπική απόκλιση από όλους τους αναπνευστικούς κύκλους της κάθε γραμμής. Παρατηρούμε ότι η διαφραγματική μετατόπιση (Excursion), η διάρκεια της εισπνοής (T<sub>insp</sub>) και η διάρκεια της αναπνοής (T<sub>tot</sub>) είναι πολύ κοντά στις χειροκίνητες μετρήσεις λόγω του γεγονότος ότι τα μέτρα αποτίμησης τους (MAE Excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>) έχουν πολύ μικρές τιμές. Τα υπόλοιπα μέτρα αποτίμησης που καταδεικνύουν το λάθος μεταξύ των αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων μετρήσεων είναι σχετικά μικρά.

**Πίνακας 7: Μέτρα αποτίμησης για το βίντεο προσομοίωσης 1**

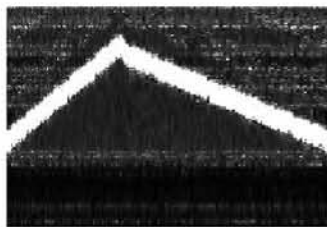
Μέτρο αποτίμησης	Cycle 1	Cycle 2	Cycle 3	Mean $\pm$ Std
RMSE [frames]	2.08	5.32	1.83	3.08 $\pm$ 1.95
NMSE (%)	1.78	4.6	1.52	2.63 $\pm$ 1.71
MAE [frames]	1.67	4.33	1.33	2.44 $\pm$ 1.64
MAE Excursion [mm]	0.35	2.01	2.52	1.63 $\pm$ 1.13
MAE T <sub>insp</sub> [sec]	0.04	0.14	0.02	0.07 $\pm$ 0.06
MAE T <sub>tot</sub> [sec]	0.06	0.12	0.06	0.08 $\pm$ 0.03
%MARE	1.23	3.67	0.83	1.91 $\pm$ 1.54
Contraction [mm]	45.5	45.37	45.24	45.37 $\pm$ 0.13
Relaxation [mm]	63.49	62.83	63.1	63.14 $\pm$ 0.33
Excursion [mm]	17.99	17.46	17.86	17.77 $\pm$ 0.28
T <sub>insp</sub> [sec]	1.58	1.46	1.58	1.54 $\pm$ 0.07



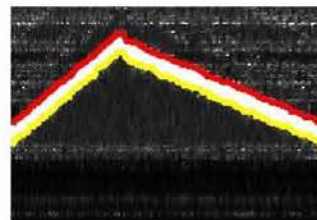
Ttot [sec]	4.44	4.38	4.56	4.46±0.09
Slope (Excursion/Tinsp) [cm/s]	1.55	1.19	1.13	1.29±0.23
Relaxation rate (Excursion/Trelax) [cm/s]	0.62	0.59	0.59	0.60±0.02
RS [pixels]	4	2.50	1	2.50±1.50
LS [frames]	0.33	0.17	1.33	0.61±0.63
SS [rad]	1.1	1.56	1.21	1.29±0.24
RMSE: ρίζα μέσου τετραγωνικού λάθους, NMSE: κανονικοποίηση μέσου τετραγωνικού λάθους, MAE: μέσος όρος λάθους, MARE(%): % μέσο σχετικό λάθος, Constraction: Σύσπαση, Relaxation: Χαλάρωση, Excursion: διαφραγματική μετατόπιση με σημεία σύσπασης και χαλάρωσης, %Excursion/Constraction: % μετατόπιση διαφράγματος/σύσπαση διαφράγματος, Tinsp [sec]: διάρκεια εισπνοής, Ttot [sec]: διάρκεια μιας αναπνοής, Slope [cm/s]: Ταχύτητα σύσπασης, Relaxation rate [cm/s]: ρυθμός χαλάρωσης, RS: ακτινική παραμόρφωση, LS: διαμήκη παραμόρφωση, SS: παραμόρφωση διάτμηση.				

### 3.2. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 2 με ομαλή κίνηση και πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ )

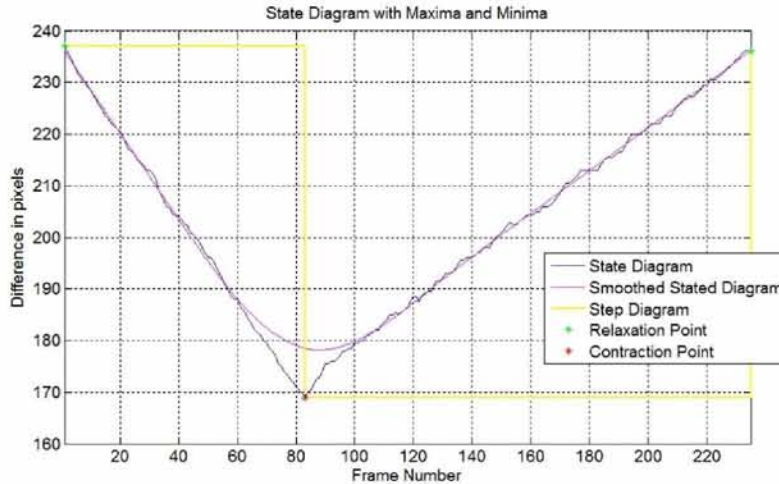
Στην Εικ. 3.4α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0,6$ )) για τον πρώτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.4β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.4γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.4. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (με ομαλή κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 8 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2 του πρώτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 11.

**Πίνακας 8: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2, και τον αναπνευστικό κύκλο 1**

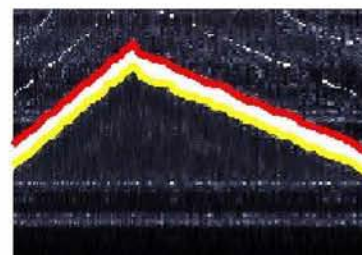
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	1, 83, 235	1, 83, 234
$T_{insp}$ [sec]	1.6	1.6
$T_{tot}$ [sec]	4.52	4.5

Contraction Point [mm]	44.71	44.70
Relaxation Point [mm]	62.70	62.70

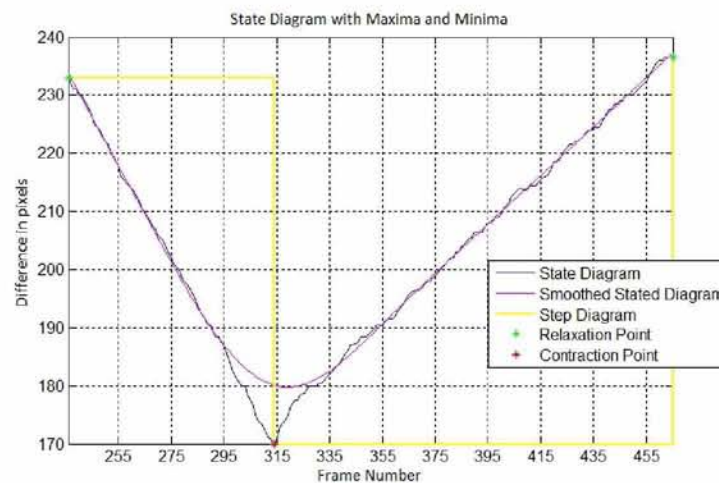
Στην Εικ. 3.5α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0,6$ )) για το δεύτερο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.5β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.5γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.5. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (με ομαλή κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μοβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

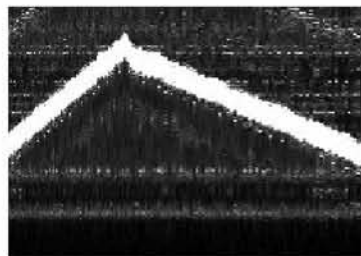


Πιο κάτω στον Πίν. 9 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2 του δεύτερου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 11.

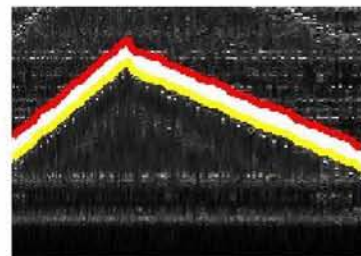
**Πίνακας 9: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2, και τον αναπνευστικό κύκλο 2**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	235, 313, 464	235, 317, 468
$T_{insp}$ [sec]	1.52	1.6
$T_{tot}$ [sec]	4.42	4.5
Contraction Point [mm]	44.97	44.57
Relaxation Point [mm]	62.57	62.57

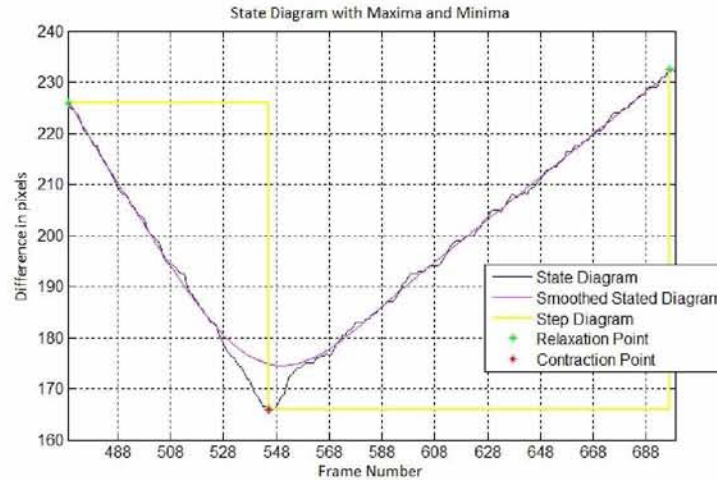
Στην Εικ. 3.6α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (ομαλής κίνησης με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0,6$ )) για τον τρίτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.6β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.6γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.6. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 2 (με ομαλή κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 3, (β) Αποτέλεσμα κατάρτησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 10 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2 του τρίτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 11.

**Πίνακας 10: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 2, και τον αναπνευστικό κύκλο 3**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	469, 545, 697	469, 551, 702
$T_{insp}$ [sec]	1.48	1.6

Ttot [sec]	4.40	4.5
Contraction Point [mm]	43.92	43.51
Relaxation Point [mm]	61.51	61.51

Στον Πίνακα 11, δίδονται τα αποτελέσματα για τα μέτρα αποτίμησης για το βίντεο προσομοίωσης 2 για τον κάθε αναπνευστικό κύκλο. Στην τέταρτη στήλη παρουσιάζεται ο μέσος όρος  $\pm$  τυπική απόκλιση από όλους τους αναπνευστικούς κύκλους. Παρατηρούμε ότι η διαφραγματική μετατόπιση (Excursion), η διάρκεια της εισπνοής (T<sub>insp</sub>) και η διάρκεια της αναπνοής (T<sub>tot</sub>) είναι πολύ κοντά στις χειροκίνητες μετρήσεις λόγω του γεγονότος ότι τα μέτρα αποτίμησης τους (MAE Excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>) έχουν πολύ μικρές τιμές. Τα υπόλοιπα μέτρα αποτίμησης που καταδεικνύουν το λάθος μεταξύ των αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων μετρήσεων είναι σχετικά μικρά.

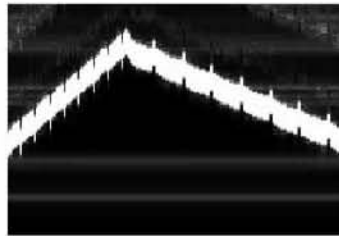
**Πίνακας 11: Μέτρα αποτίμησης για το βίντεο προσομοίωσης 2**

Μέτρο αποτίμησης	Cycle 1	Cycle 2	Cycle 3	Mean $\pm$ Std
RMSE [frames]	0.58	3.27	4.51	2.79 $\pm$ 2.01
NMSE (%)	0.48	2.81	3.88	2.39 $\pm$ 1.74
MAE [frames]	0.33	2.67	3.67	2.22 $\pm$ 1.71
MAE Excursion [mm]	0.38	1.69	2.69	1.59 $\pm$ 1.16
MAE T <sub>insp</sub> [sec]	0.004	0.08	0.12	0.07 $\pm$ 0.06
MAE T <sub>tot</sub> [sec]	0.02	0.08	0.1	0.07 $\pm$ 0.04
%MARE	0.14	2.18	3.12	1.81 $\pm$ 1.52
Contraction [mm]	44.7	44.97	43.92	44.53 $\pm$ 0.55
Relaxation [mm]	62.69	62.56	61.51	62.25 $\pm$ 0.65
Excursion [mm]	17.99	17.59	17.59	17.72 $\pm$ 0.23
T <sub>insp</sub> [sec]	1.59	1.52	1.48	1.53 $\pm$ 0.06

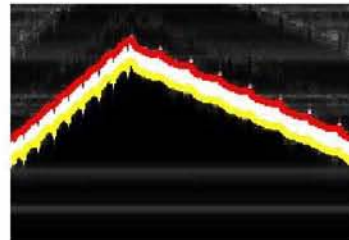
Ttot [sec]	4.52	4.42	4.4	4.45±0.06
Slope (Excursion/Tinsp) [cm/s]	1.13	1.16	1.19	1.16±0.03
Relaxation rate (Excursion/Trelax) [cm/s]	0.62	0.6	0.6	0.61±0.01
RS [pixels]	0	3.50	7	3.50±3.50
LS [frames]	1	0	0.2	0.40±0.53
SS [rad]	1.56	0	1.11	0.89±0.80

### 3.3. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 3 με ανώμαλη κίνηση χωρίς θόρυβο

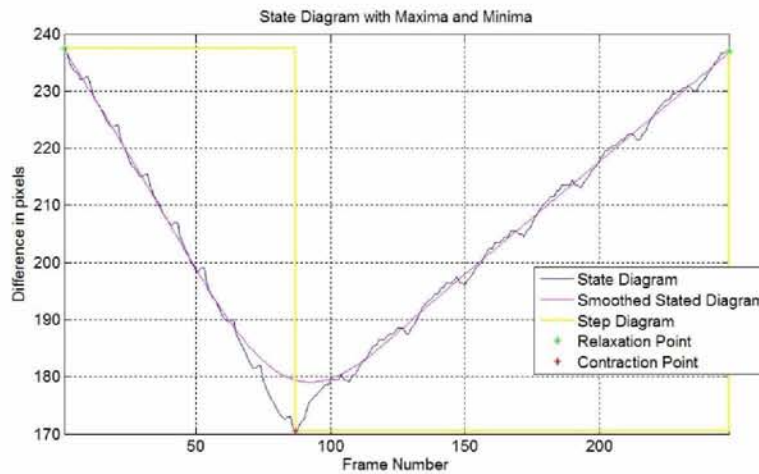
Στην Εικ. 3.7α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωση 3 για τον πρώτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.7β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.7γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.7. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 3 (με ανώμαλη κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

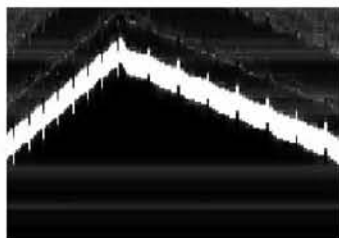
Πιο κάτω στον Πίν. 12 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3 του πρώτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 15.

**Πίνακας 12: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3, και τον αναπνευστικό κύκλο 1**

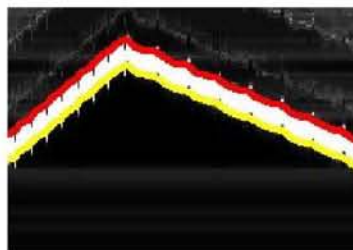
Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	1, 87, 248	1, 83, 234
T <sub>insp</sub> [sec]	1.67	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.77	4.5
Contraction Point [mm]	45.11	44.83
Relaxation Point [mm]	62.83	62.83

Στην Εικ. 3.8α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωση 3 για το δεύτερο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.8β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.8γ.

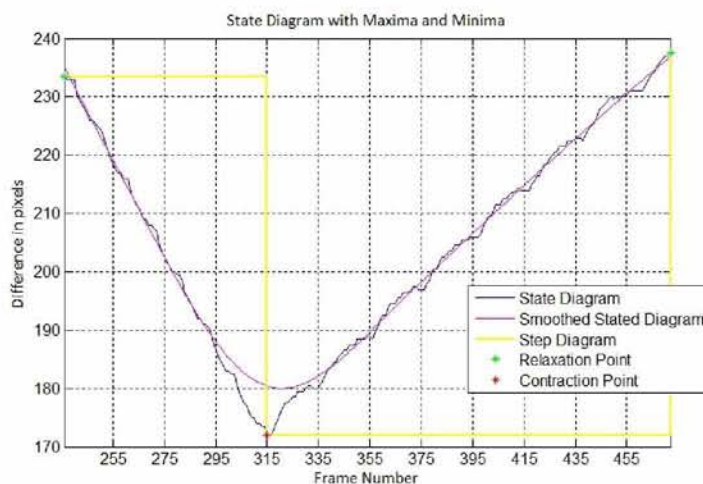




(α)



(β)



(γ)

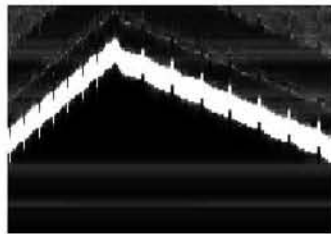
Εικόνα 3.8. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 3 (με ανώμαλη κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 13 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3 του δεύτερου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πίν. 15.

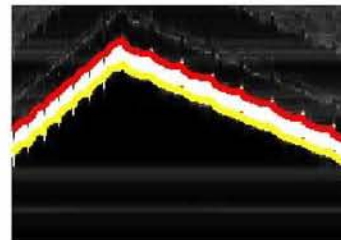
**Πίνακας 13: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3, και τον αναπνευστικό κύκλο 2**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	235, 314, 471	235, 317, 468
T <sub>insp</sub> [sec]	1.54	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.56	4.5
Contraction Point [mm]	45.50	44.83
Relaxation Point [mm]	62.83	62.83

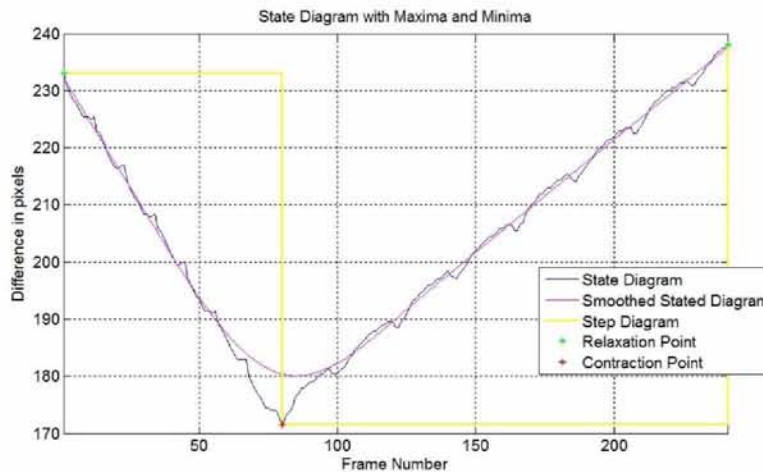
Στην Εικ. 3.9α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωση 3 για τον τρίτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.9β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.9γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.9. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 3 (με ανώμαλη κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο) αναπνευστικός κύκλος 3, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 14 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3 του τρίτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολουθώς χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 15.

**Πίνακας 14: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 3, και τον αναπνευστικό κύκλο 3**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	469, 548, 709	469, 551, 702
T <sub>insp</sub> [sec]	1.54	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.63	4.5
Contraction Point [mm]	45.37	44.96
Relaxation Point [mm]	62.96	62.96

Στον Πίνακα 15, δίδονται τα αποτελέσματα για τα μέτρα αποτίμησης του βίντεο προσομοίωσης 3 για τον κάθε αναπνευστικό κύκλο. Στην τέταρτη στήλη παρουσιάζετε ο μέσος όρος ± τυπική απόκλιση από όλους τους αναπνευστικούς κύκλους. Παρατηρούμε ότι η διαφραγματική μετατόπιση (Excursion), η διάρκεια της εισπνοής (T<sub>insp</sub>) και η διάρκεια της αναπνοής (T<sub>tot</sub>) είναι πολύ κοντά στις χειροκίνητες μετρήσεις λόγω του γεγονότος ότι τα μέτρα αποτίμησης τους (MAE Excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>) έχουν σχετικά μικρές τιμές. Τα υπόλοιπα μέτρα



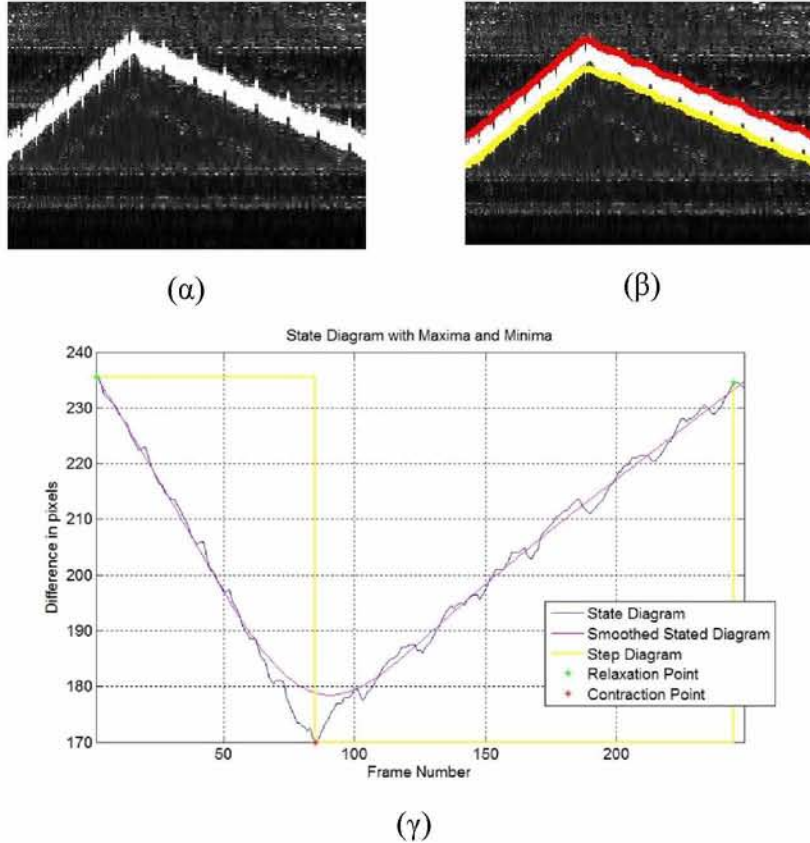
αποτίμησης είναι σχετικά μικρά. Αυτό οφείλεται κυρίως στην ανώμαλη κίνηση του διαφράγματος.

**Πίνακας 15: Μέτρα αποτίμησης για το βίντεο προσομοίωσης 3**

Μέτρο αποτίμησης	Cycle 1	Cycle 2	Cycle 3	Mean±Std
RMSE [frames]	8.41	2.45	4.4	5.09±3.04
NMSE (%)	6.7	2.04	3.59	4.11±2.37
MAE [frames]	6	2	3.33	3.78±2.04
MAE Excursion [mm]	0.51	2.18	2.18	1.62±0.96
MAE T <sub>insp</sub> [sec]	0.07	0.06	0.06	0.06±0.01
MAE T <sub>tot</sub> [sec]	0.27	0.06	0.13	0.15±0.11
%MARE	3.6	1.63	2.2	2.48±1.01
Contraction [mm]	45.11	45.5	45.37	45.33±0.20
Relaxation [mm]	62.83	62.83	62.96	62.87±0.08
Excursion [mm]	17.72	17.33	17.59	17.55±0.20
T <sub>insp</sub> [sec]	1.67	1.54	1.54	1.58±0.08
T <sub>tot</sub> [sec]	4.77	4.56	4.63	4.65±0.11
Slope (Excursion/T <sub>insp</sub> ) [cm/s]	1.06	1.13	1.14	1.11±0.04
Relaxation rate (Excursion/T <sub>relax</sub> ) [cm/s]	0.57	0.58	0.57	0.57±0.01
RS [pixels]	1.31	2.5	1.71	1.84±0.61
LS [frames]	0.71	2	1.43	1.38±0.65
SS [rad]	0.99	1.41	1.23	1.21±0.21

### 3.4. Ανάλυση κίνησης σε βίντεο προσομοίωσης 4 με ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2 = 0.6$ )

Στην Εικ. 3.10α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 για τον πρώτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.10β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.10γ.



Εικόνα 3.10. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 (με ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

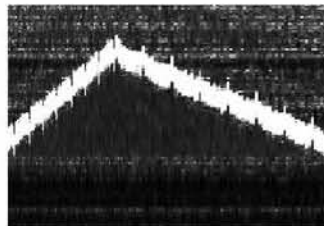
Πιο κάτω στον Πίν. 16 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4 του πρώτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές

περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 19.

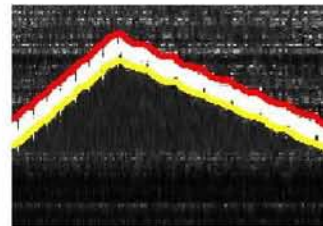
**Πίνακας 16: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4, και τον αναπνευστικό κύκλο 1**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	1, 85, 245	1, 83, 234
T <sub>insp</sub> [sec]	1.63	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.71	4.5
Contraction Point [mm]	44.97	44.30
Relaxation Point [mm]	62.30	62.30

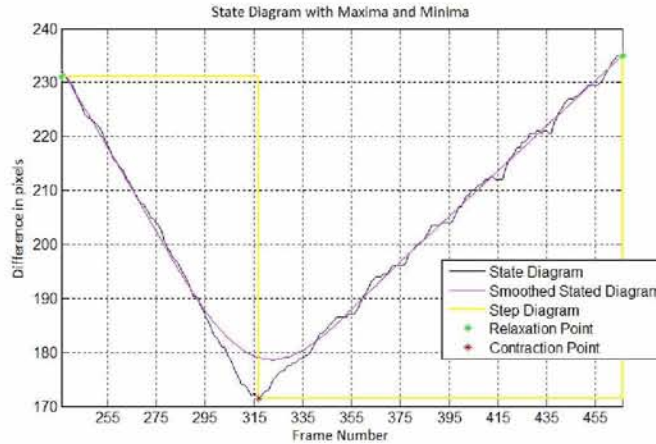
Στην Εικ. 3.11α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 για το δεύτερο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.11β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.11γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.11. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 (με ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 17 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4 του δεύτερου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πίν. 19.

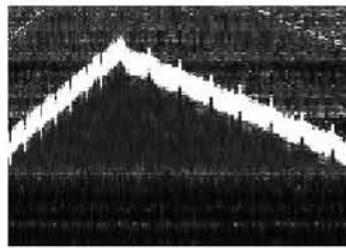
**Πίνακας 17: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4, και τον αναπνευστικό κύκλο 2**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	235, 316, 465	235, 317, 468
$T_{insp}$ [sec]	1.58	1.6
$T_{tot}$ [sec]	4.44	4.5

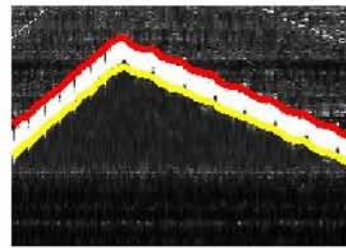


Contraction Point [mm]	45.37	44.17
Relaxation Point [mm]	62.17	62.17

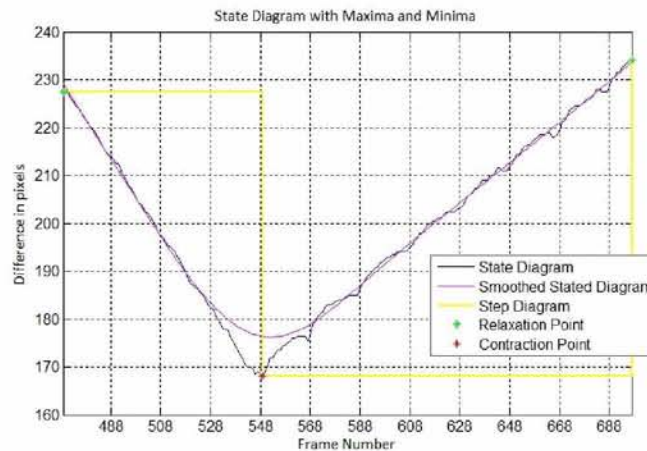
Στην Εικ. 3.12α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 για τον τρίτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.12β παρουσιάζετε η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ. 3.12γ.



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 3.12. (α) M-mode από το βίντεο προσομοίωσης 4 (με ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma^2=0.6$ )) αναπνευστικός κύκλος 3, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 18 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4 του τρίτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές

περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 19.

**Πίνακας 18: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το βίντεο προσομοίωσης 4, και τον αναπνευστικό κύκλο 3**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	469, 549, 697	469, 551, 702
T <sub>insp</sub> [sec]	1.56	1.6
T <sub>tot</sub> [sec]	4.40	4.5
Contraction Point [mm]	44.44	43.90
Relaxation Point [mm]	61.90	61.90

Στον Πίνακα 19, δίδονται τα αποτελέσματα για τα μέτρα αποτίμησης του βίντεο προσομοίωσης 4 για κάθε αναπνευστικό κύκλο. Στην τέταρτη στήλη παρουσιάζεται ο μέσος όρος  $\pm$  τυπική απόκλιση από όλους τους αναπνευστικούς κύκλους. Παρατηρούμε ότι η διαφραγματική μετατόπιση (Excursion), η διάρκεια της εισπνοής (T<sub>insp</sub>) και η διάρκεια της αναπνοής (T<sub>tot</sub>) είναι πολύ κοντά στις χειροκίνητες μετρήσεις λόγω του γεγονότος ότι τα μέτρα αποτίμησης τους (MAE Excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>) έχουν σχετικά μικρές τιμές. Τα υπόλοιπα μέτρα αποτίμησης που καταδεικνύουν το λάθος μεταξύ των αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων μετρήσεων είναι σχετικά μικρά. Αυτό οφείλεται κυρίως στην παρουσία πολλαπλασιαζόμενου θορύβου και της ανώμαλης κίνησης του διαφράγματος.

**Πίνακας 19: Μέτρα αποτίμησης για το βίντεο προσομοίωσης 4**

Μέτρο αποτίμησης	Cycle 1	Cycle 2	Cycle 3	Mean $\pm$ Std
RMSE [frames]	6.46	1.83	3.11	3.80 $\pm$ 2.39

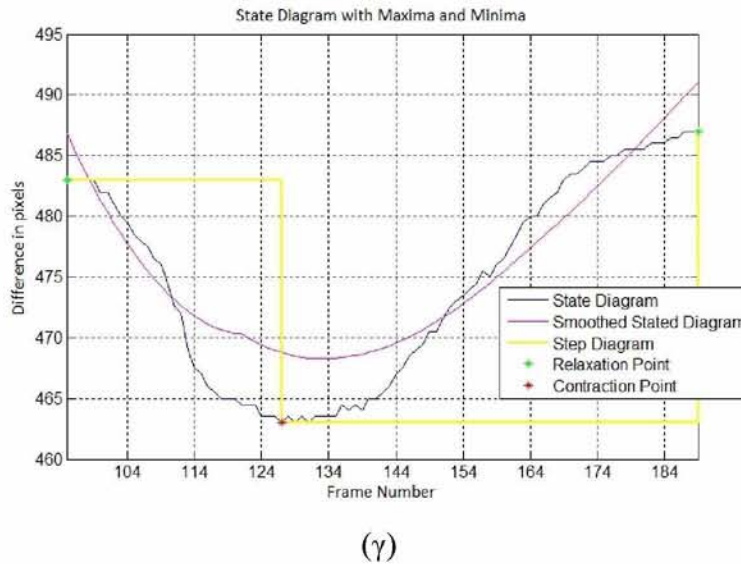
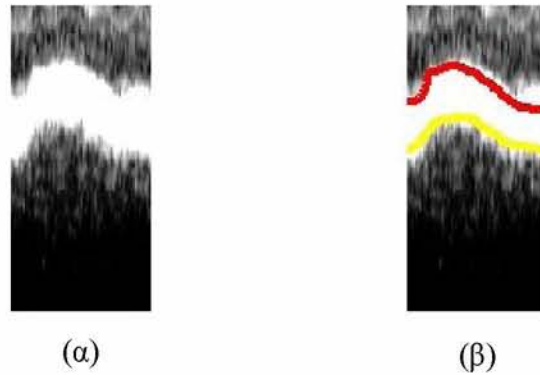
NMSE (%)	5.21	1.57	2.69	3.16±1.86
MAE [frames]	4.33	1.33	2.33	2.66±1.53
MAE Excursion [mm]	1.18	2.86	2.85	2.30±0.97
MAE Tinsp [sec]	0.03	0.02	0.04	0.03±0.01
MAE Ttot [sec]	0.21	0.06	0.1	0.12±0.08
%MARE	2.37	0.83	1.52	1.57±0.77
Contraction [mm]	44.97	45.37	44.44	44.93±0.47
Relaxation [mm]	62.3	62.17	61.9	62.12±0.20
Excursion [mm]	17.33	16.8	17.46	17.20±0.35
Tinsp [sec]	1.63	1.58	1.56	1.59±0.04
Ttot [sec]	4.71	4.44	4.4	4.52±0.17
Slope (Excursion/Tinsp) [cm/s]	1.06	1.07	1.12	1.08±0.03
Relaxation rate (Excursion/Trelax) [cm/s]	0.56	0.59	0.61	0.59±0.03
RS [pixels]	1.63	2.50	2.71	2.28±0.57
LS [frames]	0.81	0.67	0.6	0.69±0.11
SS [rad]	1.15	1.57	1.57	1.43±0.24

### 3.5. Ανάλυση κίνησης σε πραγματικό βίντεο διαφράγματος

Πιο κάτω παρουσιάζεται η ανάλυση ενός πραγματικού υπερηχογραφικού βίντεο που ανήκει σε ένα άντρα ασθενή, 50 χρονών, ο οποίος έπασχε από διαφραγματική αδυναμία και βρισκόταν σε μηχανικό αερισμό στη ΜΕΘ. Από το βίντεο αναλύθηκαν τρεις ξεχωριστοί αναπνευστικοί κύκλοι και για τα σημεία της σύσπασης και χαλάρωσης τους υπολογίστηκε ο μέσος όρος από 4 γραμμές εξέτασης.

Στην Εικ. 3.13α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο για τον πρώτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.13β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.3.13γ.





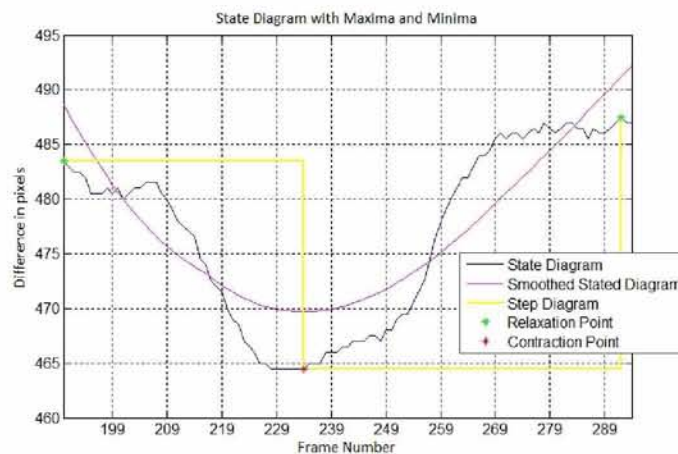
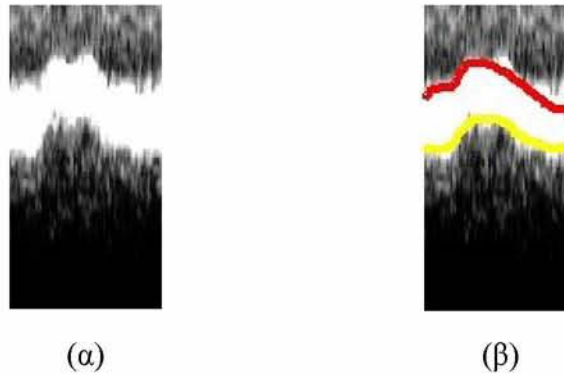
Εικόνα 3.13. (α) M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 1, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 20 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο του πρώτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 23.

**Πίνακας 20: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 1**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	95, 127, 189	95, 129, 189
$T_{insp}$ [sec]	0.72	0.77
$T_{tot}$ [sec]	2.07	2.06
Contraction Point [mm]	185.2	185.6
Relaxation Point [mm]	194.8	194.8

Στην Εικ. 3.14α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο για το δεύτερο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.14β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.3.14γ.



(γ)

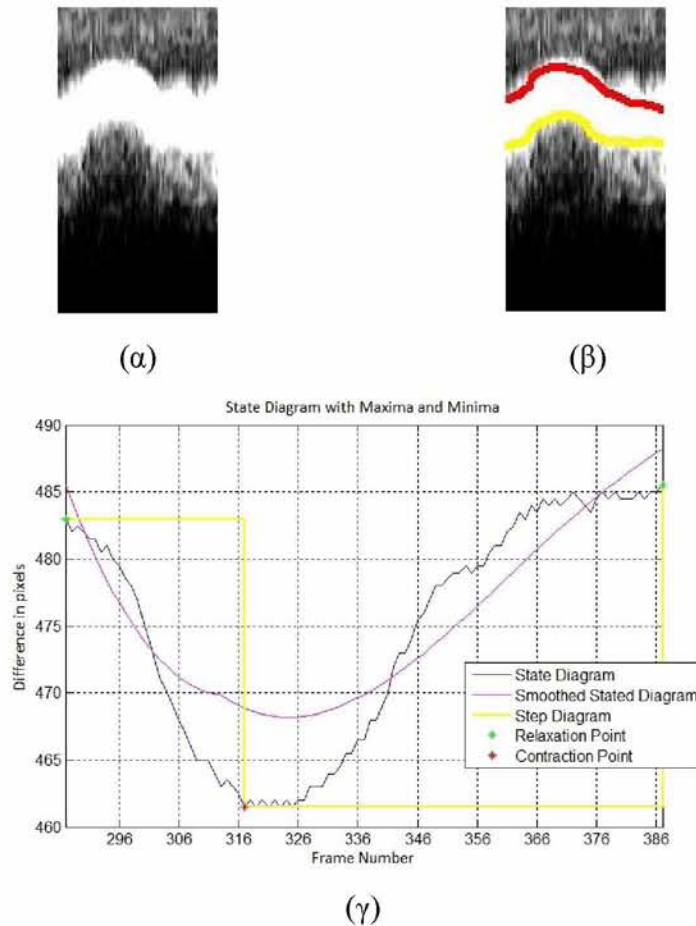
Εικόνα 3.14. (α) M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 2, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 21 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο του δεύτερου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής (T<sub>insp</sub>), τη διάρκεια μιας αναπνοής (T<sub>tot</sub>), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πιν. 23.

**Πίνακας 21: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 2**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	190, 234, 292	190, 225, 286
T <sub>insp</sub> [sec]	0.98	0.76
T <sub>tot</sub> [sec]	2.24	2.08
Contraction Point [mm]	185.8	185.4
Relaxation Point [mm]	195	195

Στην Εικ. 3.15α παρουσιάζεται μια εικόνα M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο για τον τρίτο αναπνευστικό κύκλο. Στην Εικ. 3.15β παρουσιάζεται η κατάτμηση των τοιχωμάτων του διαφράγματος από τα οποία προκύπτει το διάγραμμα κίνησης στην Εικ.3.15γ.



Εικόνα 3.15. (α) M-mode από το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 3, (β) Αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα M-mode, (γ) Διάγραμμα καταστάσεων χαλάρωσης (\*) και σύσπασης (\*) διαφράγματος. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται το διάγραμμα κατάστασης, με κίτρινο χρώμα το διάγραμμα βημάτων και με μωβ χρώμα το ομαλό διάγραμμα κατάστασης.

Πιο κάτω στον Πίν. 22 αναγράφονται οι αυτοματοποιημένες και οι χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο του τρίτου αναπνευστικού κύκλου. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν τα πλαίσια (frames), τη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), τη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), το σημείο σύσπασης (Contraction Point) και το σημείο χαλάρωσης (Relaxation Point). Ακολούθως χρησιμοποιούμε τις μετρήσεις αυτές για να υπολογίσουμε τα μέτρα αποτίμησης όπως αυτά παρουσιάζονται στον Πίν. 23.

**Πίνακας 22: Αυτοματοποιημένες και χειροκίνητες μετρήσεις για το πραγματικό υπερηχογραφικό βίντεο, αναπνευστικός κύκλος 3**

Μετρήσεις	Αυτοματοποιημένα	Χειροκίνητα
Πλαίσια [frames]	287, 317, 387	287, 319, 395
T <sub>insp</sub> [sec]	0.67	0.69
T <sub>tot</sub> [sec]	2.20	2.34
Contraction Point [mm]	184.6	184.6
Relaxation Point [mm]	194.2	194.2

Στον Πίν. 23, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μέτρα αποτίμησης του πραγματικού βίντεο για κάθε αναπνευστικό κύκλο. Στην τέταρτη στήλη παρουσιάζετε ο μέσος όρος  $\pm$  τυπική απόκλιση από όλους τους αναπνευστικούς κύκλους. Παρατηρούμε ότι η διαφραγματική μετατόπιση (Excursion), η διάρκεια της εισπνοής (T<sub>insp</sub>) και η διάρκεια της αναπνοής (T<sub>tot</sub>) είναι πολύ κοντά στις χειροκίνητες μετρήσεις λόγω του γεγονότος ότι τα μέτρα αποτίμησης τους (MAE Excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>) έχουν πολύ μικρές τιμές. Τα υπόλοιπα μέτρα αποτίμησης που καταδεικνύουν το λάθος μεταξύ των αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων μετρήσεων είναι σχετικά μικρά και αυτό δείχνει ότι οι αυτοματοποιημένες και η χειροκίνητες μετρήσεις ήταν αρκετά κοντά μεταξύ τους.

**Πίνακας 23: Μέτρα αποτίμησης για το πραγματικού βίντεο**

Μέτρο αποτίμησης	Cycle 1	Cycle 2	Cycle 3	Mean $\pm$ Std
RMSE [frames]	1.73	6.25	4.76	4.25 $\pm$ 2.30
NMSE (%)	3.62	12.21	9.28	8.37 $\pm$ 4.37
MAE [frames]	1	5	3.33	3.11 $\pm$ 2.01
MAE Excursion [mm]	1.67	1.67	0.83	1.39 $\pm$ 0.48

MAE T <sub>insp</sub> [sec]	0.06	0.19	0.02	0.09±0.09
MAE T <sub>tot</sub> [sec]	0.01	0.16	0.14	0.10±0.08
%MARE	2.78	10.4	4.47	5.88±4.00
Contraction [mm]	185.2	185.8	184.6	185.20±0.60
Relaxation [mm]	194.8	195	194.2	194.67±0.42
Excursion [mm]	9.6	9.2	9.6	9.47±0.23
T <sub>insp</sub> [sec]	0.72	0.98	0.67	0.79±0.17
T <sub>tot</sub> [sec]	2.07	2.24	2.2	2.17±0.09
Slope (Excursion/T <sub>insp</sub> ) [cm/s]	1.34	0.94	1.42	1.23±0.26
Relaxation rate (Excursion/T <sub>relax</sub> ) [cm/s]	0.71	0.73	0.63	0.69±0.05
RS [pixels]	1	1.75	0	0.92±0.88
LS [frames]	0.60	0.5	0.75	0.62±0.13
SS [rad]	1.58	0.98	1.57	1.38±0.34

#### **4. Κεφάλαιο 4 - Συζήτηση Αποτελεσμάτων**

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται ο αντικειμενικός σκοπός της πτυχιακής εργασίας και περιγράφεται η αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου. Ακολούθως γίνεται σύγκριση της μεθόδου και των αποτελεσμάτων με άλλες ερευνητικές εργασίες και περιγράφονται σε περιορισμούς της μεθόδου και των αποτελεσμάτων.

Παρακολουθώντας την κίνηση του θωρακικού διαφράγματος μπορούμε να αντλήσουμε χρήσιμες πληροφορίες για την αναγνώριση κάποιας δυσλειτουργίας του καρδιακού μυ. Χρησιμοποιώντας τεχνικές ανάλυσης κίνησης σε υπερηχογραφικά βίντεο μπορούμε να διακρίνουμε την μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια της εισπνοής και εκπνοής. Τα χαρακτηριστικά της κίνησης του διαφράγματος μπορούν να μας δώσουν πληροφορίες για την αναγνώριση της ομαλής ή ανώμαλης λειτουργίας του και επίσης να μας υποδείξουν επικείμενη πιθανή αδυναμία του διαφραγματικού μυ. Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να αναπτυχθεί ένα ολοκληρωμένο υπολογιστικό σύστημα DIMAS βασισμένο στην Matlab<sup>®</sup> το οποίο να παρακολουθεί την κίνηση του διαφράγματος σε ασθενείς που χρειάζονται μηχανικό αερισμό λόγω αναπνευστικής ανεπάρκειας. Το σύστημα έχει εφαρμοστεί σε τέσσερα βίντεο προσομοίωσης και σε ένα πραγματικό βίντεο υπερήχων του διαφράγματος το οποίο αποκτήθηκε από ένα ασθενή με διαφραγματική δυσλειτουργία.

Το προτεινόμενο σύστημα εξάγει:

- (α) γραφικές πληροφορίες για την μετατόπιση του διαφράγματος,
- (β) διάρκεια εισπνοής και διάρκεια μιας αναπνοής, και
- (γ) ποσοτικές πληροφορίες μεταξύ αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος.

Στόχος των πιο πάνω σημείων είναι να υποβοηθηθεί ο θεράπωντας ιατρός στην κλινική διάγνωση και να μπορεί να παρακολουθήσει τη διαφραγματική δυσλειτουργία. Οι εξαγόμενες πληροφορίες μπορούν να καταδείξουν ομαλή ή ανώμαλη διαφραγματική κίνηση και πιθανή νόσο του διαφράγματος. Το σύστημα αυτό είναι βασισμένο σε ένα υφιστάμενο σύστημα κατάτμησης βίντεο, το οποίο έχει δημιουργηθεί σε προηγούμενη ερευνητική εργασία σε



περιβάλλον Matlab<sup>®</sup> με την ονομασία BioViAn [32], για την παρακολούθηση της κίνησης της πλάκας και των τοιχωμάτων της καρωτιδικής αρτηρίας.

Πιο συγκεκριμένα, για το σύστημα DIMAS, υλοποιήθηκε:

- (α) βιβλιογραφική μελέτη για την κίνηση του διαφράγματος,
- (β) δημιουργία βίντεο προσομοίωσης της υπερηχογραφικής κίνησης του διαφράγματος το οποίο χρησιμοποιήθηκε ως πρωτότυπο μοντέλο,
- (γ) περιστροφή του υπερηχογραφικού βίντεο,
- (δ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή διαφραγματικής μετατόπισης,
- (ε) αυτοματοποιημένη εξαγωγή μέτρων αποτίμησης (RMSE, NMSE, MAE, MARE) μεταξύ αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων μετρήσεων,
- (στ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή δεικτών παραμόρφωσης (RS, LS, SS),
- (η) αυτοματοποιημένη εξαγωγή διάρκειας εισπνοής,
- (θ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή διάρκειας μιας αναπνοής,
- (ι) αυτοματοποιημένη εξαγωγή ταχύτητας σύσπασης, και
- (κ) αυτοματοποιημένη εξαγωγή ρυθμού χαλάρωσης

Πιο κάτω στον Πιν. 24 παρουσιάζονται συνοπτικά τα αποτελέσματα από τα μέτρα αποτίμησης για όλα τα βίντεο (προσομοίωσης και πραγματικό). Τα αποτελέσματα αυτά προσδιορίζουν το μέσο όρο  $\pm$  τυπική απόκλιση από τρεις αναπνευστικούς κύκλους για κάθε βίντεο. Κάθε αναπνευστικός κύκλος υπολογίστηκε από τα μέσο όρο τεσσάρων γραμμών εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα ο Πιν.24 τα αποτελέσματα της τέταρτης στήλης των Πιν. 7, 11, 15, 19 και 23.

**Πίνακας 24: Μέτρα αποτίμησης για όλα τα βίντεο**

Μέτρο αποτίμησης	Sim. 1 (Πιν. 7)	Sim. 2 (Πιν. 11)	Sim. 3 (Πιν. 15)	Sim. 4 (Πιν. 19)	Real video (Πιν. 23)
RMSE [frames]	3.08±1.95	2.79±2.01	5.09±3.04	3.80±2.39	4.25±2.30
NMSE (%)	2.63±1.71	2.39±1.74	4.11±2.37	3.16±1.86	8.37±4.37
MAE [frames]	2.44±1.64	2.22±1.71	3.78±2.04	2.66±1.53	3.11±2.01

MAE Excursion [mm]	1.63±1.13	1.59±1.16	1.62±0.96	2.30±0.97	1.39±0.48
MAE Tinsp [sec]	0.07±0.06	0.07±0.06	0.06±0.01	0.03±0.01	0.09±0.09
MAE Ttot [sec]	0.08±0.03	0.07±0.04	0.15±0.11	0.12±0.08	0.10±0.08
%MARE	1.91±1.54	1.81±1.52	2.48±1.01	1.57±0.77	5.88±4.00
Contraction [mm]	45.37±0.13	44.53±0.55	45.33±0.20	44.93±0.47	185.20±0.60
Relaxation [mm]	63.14±0.33	62.25±0.65	62.87±0.08	62.12±0.20	194.67±0.42
Excursion [mm]	17.77±0.28	17.72±0.23	17.55±0.20	17.20±0.35	9.47±0.23
Tinsp [sec]	1.54±0.07	1.53±0.06	1.58±0.08	1.59±0.04	0.79±0.17
Ttot [sec]	4.46±0.09	4.45±0.06	4.65±0.11	4.52±0.17	2.17±0.09
Slope (Excursion/Tinsp) [cm/s]	1.29±0.23	1.16±0.03	1.11±0.04	1.08±0.03	1.23±0.26
Relaxation rate (Excursion/Trelax) [cm/s]	0.60±0.02	0.61±0.01	0.57±0.01	0.59±0.03	0.69±0.05
RS [pixels]	2.50±1.50	3.50±3.50	1.84±0.61	2.28±0.57	0.92±0.88
LS [frames]	0.61±0.63	0.40±0.53	1.38±0.65	0.69±0.11	0.62±0.13
SS [rad]	1.29±0.24	0.89±0.80	1.21±0.21	1.43±0.24	1.38±0.34

Sim.1: βίντεο προσομοίωσης 1, Sim.2: βίντεο προσομοίωσης 2, Sim.3: βίντεο προσομοίωσης 3, Sim.4: βίντεο προσομοίωσης 4, Real video: πραγματικό βίντεο, RMSE: ρίζα μέσου τετραγωνικού λάθους, NMSE: κανονικοποίηση μέσου τετραγωνικού λάθους, MAE: μέσος όρος λάθους, MARE(%): % μέσο σχετικό λάθος, Contraction: Σύσπαση, Relaxation: Χαλάρωση, Excursion: διαφοραγματική μετατόπιση με σημεία σύσπασης και χαλάρωσης, %Excursion/Contraction: % μετατόπιση διαφράγματος/σύσπαση διαφράγματος, Tinsp [sec]: διάρκεια εισπνοής, Ttot [sec]: διάρκεια μιας αναπνοής, Slope [cm/s]: Ταχύτητα σύσπασης, Relaxation rate [cm/s]: ρυθμός χαλάρωσης, RS: ακτινική παραμόρφωση, LS: διαμήκη παραμόρφωση, SS: παραμόρφωση διάτμηση.

#### 4.1. Αξιολόγηση προτεινόμενης μεθόδου

Μέσα από τα μέτρα αποτίμησης (βλ. Πιν. 24) παρατηρείται η ακρίβεια της αυτοματοποιημένης μεθόδου ανεύρεσης καταστάσεων κίνησης διαφράγματος που υλοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας. Συγκεκριμένα, τα μέτρα αποτίμησης που υπολογίστηκαν για το βίντεο προσομοίωσης και για το πραγματικό βίντεο, δείχνουν ότι οι τιμές των σχετικών σφαλμάτων τους είναι αρκετά μικρές. Αυτό αποδεικνύει ότι οι χειροκίνητες και οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις ήταν αρκετά κοντά μεταξύ τους και ότι η προτεινόμενη μέθοδος είναι αξιόπιστη.

Πιο συγκεκριμένα, για το μέτρο αποτίμησης RMSE, το μικρότερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 2 (ομαλή κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο  $\sigma^2=0.6$ ) ενώ το μεγαλύτερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 3 (ανώμαλη κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο). Αξίζει να σημειωθεί ότι το λάθος που υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο ήταν μικρότερο από αυτό του βίντεο προσομοίωσης 3.

Για το μέτρο αποτίμησης NMSE, το μικρότερο ποσοστό λάθους υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 2 ενώ το μεγαλύτερο ποσοστό λάθους υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο.

Για το μέτρο αποτίμησης MAE [frames], το μικρότερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 2 ενώ το μεγαλύτερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 3.

Για το μέτρο αποτίμησης MAE [excursion], το μικρότερο λάθος υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο, ενώ το μεγαλύτερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 4 (ανώμαλη κίνηση με πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο  $\sigma^2=0.6$ ).

Για το μέτρο αποτίμησης MAE  $T_{insp}$ , το μικρότερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 4, ενώ το μεγαλύτερο λάθος υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο.

Για το μέτρο αποτίμησης MAE  $T_{tot}$ , το μικρότερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 2, ενώ το μεγαλύτερο λάθος υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 3. Αξίζει να σημειωθεί ότι το λάθος που υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο ήταν μικρότερο από αυτό του βίντεο προσομοίωσης 4 και 3.

Για το μέτρο αποτίμησης MARE, το μικρότερο ποσοστό λάθους υπολογίστηκε για το βίντεο προσομοίωσης 4, ενώ το μεγαλύτερο ποσοστό λάθους υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο.

Η καλύτερη διαφραγματική μετατόπιση (excursion), δηλαδή αυτή που ήταν πιο κοντά στην πραγματικότητα, μεταξύ των βίντεο προσομοίωσης ήταν αυτή που υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 1 (ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο).

Η καλύτερη διάρκεια εισπνοής ( $T_{insp}$ ), δηλαδή αυτή που ήταν πιο κοντά στην πραγματικότητα, μεταξύ των βίντεο προσομοίωσης ήταν αυτή που υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 4.

Η καλύτερη διάρκεια μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ), δηλαδή αυτή που ήταν πιο κοντά στην πραγματικότητα, μεταξύ των βίντεο προσομοίωσης ήταν αυτή που υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 4.

Η καλύτερη ταχύτητα σύσπασης (Slope), δηλαδή αυτή που ήταν πιο κοντά στην πραγματικότητα, μεταξύ όλων των βίντεο ήταν αυτή που υπολογίστηκε στο πραγματικό βίντεο.

Ο καλύτερος ρυθμός χαλάρωσης (Relaxation rate), δηλαδή αυτός που ήταν πιο κοντά στην πραγματικότητα, μεταξύ όλων των βίντεο ήταν αυτός που υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 2.

Η μικρότερη ακτινική παραμόρφωση (RS) που υπολογίστηκε ήταν στο πραγματικό βίντεο, ενώ η μεγαλύτερη υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 2.

Η μικρότερη διαμήκης παραμόρφωση (LS) που υπολογίστηκε ήταν στο βίντεο προσομοίωσης 2 ενώ η μεγαλύτερη υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 3. Αξίζει να σημειωθεί ότι η διαμήκης παραμόρφωση που υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο ήταν μικρότερη αυτή του βίντεο προσομοίωσης 4 και 3.

Τέλος, η μικρότερη παραμόρφωση διάτμησης (SS) που υπολογίστηκε ήταν στο βίντεο προσομοίωσης 2, ενώ η μεγαλύτερη υπολογίστηκε στο βίντεο προσομοίωσης 4. Αξίζει να σημειωθεί ότι η παραμόρφωση διάτμησης που υπολογίστηκε για το πραγματικό βίντεο ήταν μικρότερη αυτή του βίντεο προσομοίωσης 4.

#### 4.2. Σύγκριση Μεθόδου και Αποτελεσμάτων με Προηγούμενες Εργασίες

Πολλοί ερευνητές ασχολήθηκαν με τη μέτρηση της διαφραγματικής μετατόπισης όπως φαίνεται και από τον Πίν. 1. Τα αποτελέσματα της διαφραγματικής μετατόπισης (excursion), της διάρκειας εισπνοής ( $T_{insp}$ ) και της διάρκειας μιας αναπνοής ( $T_{tot}$ ) τα οποία υπολογίστηκαν σε αυτή την πτυχιακή εργασία συγκρίνονται με τα αντίστοιχα ευρήματα άλλων ερευνητών. Δεν έχουν όμως διαπιστωθεί άλλες ερευνητικές εργασίες οι οποίες να υπολογίζουν το διάγραμμα

κίνησης και τα επιπρόσθετα μέτρα αποτίμησης της κίνησης του θωρακικού διαφράγματος. Παρακάτω σχολιάζονται, και συζητούνται τα αποτελέσματα κάποιων από αυτούς.

Το 2001 οι Ayoub et al [20], αξιολόγησαν τις αλλαγές στη διαφραγματική μετατόπιση που προκύπτει μετά από εγχείρηση στην κοιλιακή χώρα. Συγκεκριμένα, εξέτασαν τη διαφραγματική μετατόπιση μετά από λαπαροσκοπική επέμβαση ή ανοικτή χολοκυστεκτομή σε 14 ασθενείς, χρησιμοποιώντας απεικόνιση M-mode. Η μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια της ήρεμης αναπνοής πριν από την λαπαροσκοπική επέμβαση ήταν  $1,4 \pm 0,2$  cm, και μετά την επέμβαση ήταν  $0,9 \pm 0,1$  cm. Μετρήθηκε επίσης η διάρκεια εισπνοής και η διάρκεια μιας αναπνοής πριν και μετά την επέμβαση. Πριν την επέμβαση η διάρκεια εισπνοής ήταν  $1,4 \pm 0,2$  sec και μετά ήταν  $1,2 \pm 0,3$  sec. Η διάρκεια της αναπνοής πριν από την επέμβαση ήταν  $3,2 \pm 0,3$  sec και μετά  $2,6 \pm 0,4$  sec. Η μετατόπιση του διαφράγματος κατά τη διάρκεια της ήρεμης αναπνοής πριν από την ανοικτή χολοκυστεκτομή ήταν  $1,6 \pm 0,3$  cm, και μετά την επέμβαση ήταν  $1,2 \pm 0,3$  cm. Πριν την επέμβαση η διάρκεια της εισπνοής ήταν  $1,5 \pm 0,3$  sec και μετά ήταν  $1,2 \pm 0,4$  sec. Η διάρκεια της αναπνοής πριν από την επέμβαση ήταν  $3,6 \pm 0,7$  sec και μετά  $3,1 \pm 0,6$  sec.

Βάσει των πιο πάνω μετρήσεων μπορεί να γίνει σύγκριση με τις μετρήσεις που υπολογίστηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία (βλ. Πιν. 24). Πιο συγκεκριμένα, η διαφραγματική μετατόπιση που μετρήθηκε στους ασθενείς της μελέτης [20] πριν τις επεμβάσεις, είναι παρόμοια με αυτή που υπολογίστηκε στα βίντεο προσομοίωσης. Επίσης, η διαφραγματική μετατόπιση των ασθενών μετά τις επεμβάσεις είναι παρόμοια με αυτή που υπολογίστηκε στο πραγματικό βίντεο. Ακόμη η διάρκεια της εισπνοής και η διάρκεια της αναπνοής των ασθενών που υπολογίστηκαν στην πιο πάνω μελέτη πριν και μετά τις επεμβάσεις είναι παρόμοιες με αυτές που υπολογίστηκε για τα βίντεο προσομοίωσης και το πραγματικό βίντεο αντίστοιχα.

Το 2009 οι Boussuges et al [14], είχαν ως σκοπό της έρευνας τους να προσδιορίσουν τις μετρήσεις της κίνησης του διαφράγματος με τη χρήση των εικόνων M-mode. Συγκεκριμένα ερευνήθηκαν τα αποτελέσματα σε 210 υγιείς ενήλικες (150 άντρες, 60 γυναίκες). Ελέγχθησαν και οι δύο πλευρές του διαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή, την αναπνοή από τη μύτη και την βαθιά αναπνοή. Η μετατόπιση του δεξιού ημιδιαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή ήταν  $1,8 \pm 0,3$  cm και  $1,6 \pm 0,3$  cm, κατά την αναπνοή από τη μύτη  $2,9 \pm 0,6$  cm και  $2,6 \pm 0,5$  cm και κατά τη βαθιά αναπνοή  $7 \pm 1,1$  cm και  $5,7 \pm 0,1$  cm, σε άντρες και γυναίκες αντίστοιχα. Η μετατόπιση του αριστερού ημιδιαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή ήταν  $1,8 \pm 0,4$  cm και  $1,6 \pm 0,4$  cm,

κατά την αναπνοή από τη μύτη  $3,1\pm 0,6$  cm και  $2,7\pm 0,5$  cm και κατά τη βαθιά αναπνοή  $7,5\pm 0,9$  cm και  $6,4\pm 1$  cm, σε άντρες και γυναίκες αντίστοιχα.

Βάσει των πιο πάνω μετρήσεων μπορεί να γίνει σύγκριση μεταξύ της μετατόπιση του δεξιού ημιδιαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή από τη μελέτη [14] και των μετρήσεων της διαφραγματικής μετατόπισης που υπολογίστηκαν από τα βίντεο προσομοίωσης στην παρούσα πτυχιακή εργασία (βλ. Πιν. 24). Πιο συγκεκριμένα, η σύγκριση μεταξύ τους δείχνει ότι η μετατόπιση είναι παρόμοια με ελάχιστες διαφορές.

Το 2013 οι Matamis et al [4], περιγράφουν την τεχνική και την κλινική εφαρμογή της υπερηχογραφίας, αξιολογώντας τη διαφραγματική λειτουργία σε ασθενείς της Μονάδας Εντατικής Θεραπείας. Επισημάνουν πως η ανώμαλη διαφραγματική κίνηση παρατηρείται σε άτομα που έχουν υποστεί τραυματισμό στο φρενικό νεύρο, που πάσχουν από νευρομυϊκές παθήσεις, μετά από κοιλιακή ή καρδιοχειρουργική επέμβαση και σε βαρέως πάσχοντες ασθενείς υπό μηχανικό αερισμό. Αναφέρεται ότι η κίνηση του διαφράγματος κατά την ήρεμη αναπνοή είναι 1,9 cm, η διάρκεια της εισπνοής 1,6 sec και η διάρκεια του κύκλου αναπνοής 4,5 sec.

Οι πιο πάνω μετρήσεις μπορούν να συγκριθούν με τις αντίστοιχες μετρήσεις που έχουν υπολογιστεί από τα βίντεο προσομοίωσης που δημιουργήθηκαν σε αυτή τη πτυχιακή εργασία (βλ. Πιν. 24). Η σύγκριση μεταξύ τους δείχνει ότι οι μετρήσεις είναι παρόμοιες με ελάχιστες διαφορές.

Συγκρίνοντας τις πιο πάνω ερευνητικές εργασίες άλλων ερευνητών με τις μετρήσεις από τα βίντεο προσομοίωσης (βλ. Πιν. 24) που έγιναν σε αυτή τη πτυχιακή εργασία, παρατηρείται ότι η διαφραγματική μετατόπιση που μετρήθηκε είναι παρόμοια με ελάχιστες διαφορές. Αυτό συμβαίνει ίσως, επειδή η κάθε μέθοδος εφαρμόστηκε σε βίντεο προσομοίωσης. Το ίδιο ισχύει και για τις μετρήσεις που υπολογίστηκαν για την διάρκεια της εισπνοής, μιας αναπνοής και την ταχύτητα σύσπασης του διαφράγματος. Επίσης οι μετρήσεις της διαφραγματικής μετατόπισης του ασθενή ήταν παρόμοιες με ελάχιστες διαφορές από τις μετρήσεις που έγιναν σε ασθενής σε άλλες ερευνητικές εργασίες. Αυτό συμβαίνει ίσως, επειδή οι υπολογισμοί καταγράφηκαν από διαφορετικό υπερηχογράφο.

Το προτεινόμενο σύστημα προσφέρει ποσοτικές πληροφορίες μεταξύ αυτοματοποιημένων και χειροκίνητων σημείων σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος, πράγμα που μπορεί να υποβοηθήσει τον θεράπων ιατρό για την καλύτερη διάγνωση τυχόν νόσου του διαφράγματος.

#### 4.3. Περιορισμοί Μεθόδου και Αποτελεσμάτων

- I. Τα οπτικά αποτελέσματα για σημεία σύσπασης και χαλάρωσης του διαφράγματος που εξάχθηκαν από ένα ειδικό ιατρό, δεν είναι τόσο ακριβή επειδή δεν υπήρξε οπτική παρατήρηση από άλλο ειδικό ιατρό για επιβεβαίωση.
- II. Για τα χειροκίνητα αποτελεσμάτων δεν υπήρχε η δυνατότητα αυτόματης καταχώρησης τους από το σύστημα. Αλλά, στην παρούσα εργασία τα οπτικά αποτελέσματα έπρεπε να καταχωρηθούν από τον χρήστη στην Microsoft Excel με καθιερωμένη διαδικασία.
- III. Το πραγματικό βίντεο που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία, εξάχθηκε από συγκεκριμένο υπερηχογράφο με συγκεκριμένες ρυθμίσεις, γεγονός που επηρεάζει τα αποτελέσματα της ανάλυσης. Προτείνουμε όπως το προτεινόμενο σύστημα να εφαρμοστεί και σε βίντεο τα οποία εξάχθηκαν από διαφορετικούς υπερηχογράφους και διαφορετικές ρυθμίσεις, ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία τους.
- IV. Μέσω του συστήματος Rotate δεν γινόταν απόλυτα κάθετη η κίνηση του διαφράγματος, πράγμα που επηρεάζει τις μετρήσεις.
- V. Προβλήματα πολλαπλασιαζόμενου θορύβου τα οποία περιορίζουν την κανονική ανάλυση κίνησης του διαφράγματος.
- VI. Το προτεινόμενο σύστημα εφαρμόστηκε μόνο σε ένα πραγματικό βίντεο το οποίο ανήκε σε ασθενή. Προτείνουμε περαιτέρω επεξεργασία του συστήματος σε μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων (υγιείς και ασθενείς) για καλύτερη αξιολόγηση του συστήματος.
- VII. Παρατηρήθηκε ότι στα διαγράμματα κίνησης, ο συνολικός αριθμός των πλαισίων δεν αντιστοιχεί με το συνολικό αριθμό πλαισίων του βίντεο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μην αντικατοπτρίζει απόλυτα σωστά την κίνηση του διαφράγματος στο τέλος του διαγράμματος κίνησης. Έτσι η τιμή του τελευταίου αυτοματοποιημένου πλαισίου δεν είναι πάντα η επιθυμητή (artifact).
- VIII. Ο αλγόριθμος findMinMax.m μερικές φορές υπολογίζει περισσότερα σημεία σύσπασης ή/και χαλάρωσης κατά την αρχή ή/και το τέλος του διαγράμματος κίνησης. Αυτό προκύπτει κυρίως κατά την επεξεργασία του πραγματικού βίντεο επειδή η κίνηση που εκτελεί το διάφραγμα δεν είναι γραμμική όπως αυτή που εκτελεί το βίντεο προσομοίωσης.
- IX. Λόγο ότι οι μετρήσεις έγιναν για ένα αναπνευστικό κύκλο κάθε φορά, ήταν δύσκολος ο υπολογισμός της ακτινικής παραμόρφωσης (RS) επειδή μερικές φορές δεν μπορούσε να



προσδιοριστεί σωστά η τιμή της χειροκίνητης χαλάρωσης ( $RP_{2(ed)}$ ). Σε μια τέτοια περίπτωση η τιμή  $RS$  του αναπνευστικού κύκλου υπολογιζόταν βάση το μέσο όρο των τιμών  $RS$  από τους άλλους αναπνευστικούς κύκλους. Το ίδιο ισχύει και για την παραμόρφωση διάτμησης ( $SS$ ).

## **5. Κεφάλαιο 5 – Συμπεράσματα**

Έχει δειχθεί, στην παρούσα πτυχιακή εργασία, ότι η προτεινόμενη μέθοδος παρακολούθησης της κίνησης του διαφράγματος από υπερηχογραφικά βίντεο, μπορεί να χρησιμοποιηθεί αποδοτικά για τον εντοπισμό της διαφραγματικής μετατόπισης (MAE Excursion βίντεο προσομοίωσης 1 =  $1.63 \pm 1.13$  mm), τον υπολογισμό της διάρκειας της εισπνοής (MAE T<sub>insp</sub> βίντεο προσομοίωσης 1 =  $0.07 \pm 0.06$  sec) και της μιας αναπνοής (MAE T<sub>tot</sub> βίντεο προσομοίωσης 1 =  $0.08 \pm 0.03$  sec). Το διάγραμμα κίνησης του διαφράγματος του ασθενή δίνει σημαντικές οπτικές πληροφορίες, για το πόσο φυσιολογική είναι η κίνησή του, όποτε αυτή μπορεί να χαρακτηριστεί ως ομαλή ή ανώμαλη. Έτσι ο θεράπωντων ιατρός μπορεί να εκτιμήσει καλύτερα τη διαφραγματική λειτουργικότητα του ασθενή. Προσδοκούμε ότι το πιο πάνω προτεινόμενο υπολογιστικό σύστημα μπορεί να εφαρμοστεί σε μελλοντικό στάδιο αφού τύχει ενδεδειγμένης μελέτης, στη κλινική πρακτική για την διάγνωση και αντιμετώπιση παθήσεων του θωρακικού διαφράγματος και για την περαιτέρω υποβοήθηση του θεράποντα ιατρού στην σωστή διάγνωση και κατανόηση της ασθένειας.

Επίσης, με τη δημιουργία 4 βίντεο προσομοίωσης της διαφραγματικής κίνησης και την αξιολόγηση τους από τα μέτρα αποτίμησης (RMSE, NMSE, MAE, MAE excursion, MAE T<sub>insp</sub>, MAE T<sub>tot</sub>, MARE), φαίνεται ότι οι χειροκίνητες και οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις ήταν αρκετά κοντά μεταξύ τους, πράγμα που αποδεικνύει τη λειτουργικότητα της μεθόδου.

Ακόμη χρησιμοποιήθηκε και ένα πραγματικό βίντεο από ασθενή στο οποίο υπολογίστηκε η διαφραγματική μετατόπιση, η διάρκεια της εισπνοής, η διάρκεια μιας αναπνοής, η ταχύτητα εισπνοής, ο ρυθμός χαλάρωσης, καθώς και οι μετρήσεις αποτίμησης και παραμόρφωσης.

Σε κάθε βίντεο εξετάστηκαν τρεις διαφορετικοί αναπνευστικοί κύκλοι και οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις για τα διαγράμματα με τα σημεία σύσπασης και χαλάρωσης υπολογίστηκαν από το μέσο όρο τεσσάρων εικόνων M-mode.

### **5.1 Μελλοντικές Προοπτικές**

Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα της πτυχιακής εργασίας, εξήχθησαν αναλύοντας ένα πολύ μικρό δείγμα από βίντεο υπέρηχων της διαφραγματικής κίνησης. Το γεγονός αυτό, καθιστά

τα πιο πάνω αποτελέσματα μερικώς αναξιόπιστα. Προτείνεται σε μελλοντική εργασία να χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερο δείγμα από βίντεο, ομαλής και ανώμαλης διαφραγματικής κίνησης από υγιείς και ασθενείς, έτσι ώστε να είναι εφικτή η εξαγωγή πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Επίσης προτείνεται να χρησιμοποιηθεί δείγμα από άντρες και γυναίκες, όπως επίσης και από το δεξή και το αριστερό ημιδιάφραγμα.

Προτείνεται η βελτιστοποίηση του αλγόριθμου κατάτμησης των τοιχωμάτων του διαφράγματος που γίνεται στην εικόνα M-mode από το σύστημα BioViAn [32] για καλύτερη εκτίμηση της διαφραγματικής κίνησης.

Τέλος προτείνεται όπως χρησιμοποιηθεί μια καλύτερη μέθοδος περιστροφής των πλαισίων του υπερηχογραφικού βίντεο για καλύτερη παρακολούθηση της διαφραγματικής μετατόπισης και εξαγωγής πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων.

## Βιβλιογραφία

1. Macklem PT, Mead J. Handbook of Physiology, Section 3. The Respiratory System. Vol. 3. Bethesda: Amer Phys Soc, 1986.
2. Bates DV. Respiratory function in disease. 3rd ed. London: Saunders Co, 1989.
3. Murray JF. The normal lung. London: Saunders, 1986.
4. D. Matamis, E. Soilemezi, M. Tsagourias, E. Akoumianaki, S. Dimassi, F. Boroli, J.-C. M. Richard, and L. Brochard, “Sonographic evaluation of the diaphragm in critically ill patients” *Intensive Care Med.*, vol. 39, no. 5, pp. 801–810, May 2013.
5. Roussos GS, Macklem PT. The respiratory muscles. *N Engl J Med* 1982; 307: 788-795.
6. Jordanoglou J. Vector analysis of rib movement. *Resp Physiol* 1970.
7. Derenne JP, Macklem PT, Roussos C. The respiratory muscles: mechanics, control, pathophysiology, part I-III. *Amer Rev Resp Dis* 1978.
8. Pettiaux Nicolas, Marie Cassart, Manuel Paiva, Marc Estenne. Three-dimensional reconstruction of human diaphragm with the use of spiral computed tomography. *J Appl Physiol* 82(3): 998-1002, 1997.
9. Marie Cassart, Nicolas Pettiaux, Pierre Alain Gevenois, Manuel Paiva, Marc Estenne. Effect of Chronic Hyperinflation on Diaphragm Length and Surface Area. *Am J Respir Crit Care Med* 1997; 156:504-508.
10. S. Craighero, E. Promayon, P. Baconnier, J. F. Lebas, M. Coulomb. Dynamic echo-planar MR imaging of the diaphragm for a 3D dynamic analysis. Springer-Verlag 2004.
11. Plaques, Medical Imaging 2010: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy, February 2010
12. J Ueki, P F De Bruin, N B Pride; In vivo assessment of diaphragm contraction by ultrasound in normal subjects; *Thorax* 1995;50:1157-1161
13. E. Cohen, A. Mier, P. Heywood, K. Murphy, J. Boulton, and A. Guz, “Excursion-volume relation of the right hemidiaphragm measured by ultrasonography and respiratory airflow measurements,” *Thorax*, vol. 49, no. 9, pp. 885–889, Sep. 1994.
14. A. Boussuges, Y. Gole, and P. Blanc, “Diaphragmatic motion studied by m-mode ultrasonography: methods, reproducibility, and normal values,” *Chest*, vol. 135, no. 2, pp. 391–400, Feb. 2009.
15. Kim, Won Young, Suh, Hee Jung, Hong, Sang-Bum, Koh, Younsuck, Lim, Chae-Man Diaphragm dysfunction assessed by ultrasonography: Influence on weaning from mechanical ventilation\*; *Crit. Car. Med.*, vol. 39, Dec 2011.
16. Kai Haber, W. Michael Asher, Atis K. Freimanis; Ethographit Evaluation of Diaphragmatit Motion in Intra-abdominal Diseases; *Radiology* 114:141-144, Jan 1975
17. Richard S. Harris, Mark Giovannetti, Bock K. Kim; Normal Ventilatory Movement of the Right Hemidiaphragm Studied by Ultrasonography and Pneumotachography; *Radiology* 146: 141-144, Jan. 1983
18. J. G. Houston, R. M. Angus, M. D. Cowan, N. C. McMillan, and N. C. Thomson, “Ultrasound assessment of normal hemidiaphragmatic movement: relation to inspiratory volume,” *Thorax*, vol. 49, no. 5, pp. 500–503, May 1994.
19. E. Gottesman, F. D. McCool; Ultrasound evaluation of the paralyzed diaphragm; *Am. Jour. Respir. and Crit. C. Med.*, Vol. 155, No. 5 (1997), pp. 1570-4.

20. J. Ayoub, R. Cohendy, J. Prioux, S. Ahmaidi, J. M. Bourgeois, M. Dauzat, M. Ramonatxo, and C. Préfaut, "Diaphragm movement before and after cholecystectomy: a sonographic study," *Anesth. Analg.*, vol. 92, no. 3, pp. 755–761, Mar. 2001.
21. Eugenio O. Gerscovich, Michael Cronan, John P. McGahan, Kiran Jain, C. Darryl Jones, Craig McDonald; *Ultrasonographic Evaluation of Diaphragmatic Motion*; *Ultrasound Med* 20:597–604, 2001.
22. Toledo NS, Kodaira SK, Massarollo PC, Pereira OI, Mies S.; *Right hemidiaphragmatic mobility: assessment with US measurement of craniocaudal displacement of left branches of portal vein*; *Radiology*;228(2):389-94; Aug 2003.
23. Fatih Kantarci, Ismail Mihmanli, Mustafa Kemal Demirel, Kemal Harmanci, Canan Akman, Fatih Aydogan, Aydanur Mihmanli, Omer Uysal; *Normal Diaphragmatic Motion and the Effects of Body Composition*; *J Ultrasound Med* 23:255–260, 2004.
24. Samantha Scott, Jonathan P. Fuld, Roger Carter, Margaret McEntegart, Niall G. MacFarlane; *Diaphragm Ultrasonography as an Alternative to Whole-Body Plethysmography in Pulmonary Function Testing*; *J Ultrasound Med* 2006; 25:225–232.
25. Hsing-Kuo Wang, Tung-Wu Lu, Rong-Juan Liing, Tiffany Ting-Fang Shih, Sheng-Chang Chen, Kwan-Hwa Lin; *Relationship Between Chest Wall Motion and Diaphragmatic Excursion in Healthy Adults in Supine Position*; *J Formos Med Assoc* 2009;108(7): 577–586.
26. Won Young Kim, Hee Jung Suh, Sang-Bum Hong, Younsuck Koh, Chae-Man Lim; *Diaphragm dysfunction assessed by ultrasonography: Influence on weaning from mechanical ventilation*; *Crit Care Med* 2011; 39:2627–2630.
27. Testa A., Soldati G, Giannuzzi R, Berardi S, Portale G, Gentiloni Silveri N.; *Ultrasound M-mode assessment of diaphragmatic kinetics by anterior transverse scanning in healthy subjects*; *Ultrasound Med Biol.* 2011 Jan;37(1):44-52.
28. Caitlin J Harper, Leili Shahgholi, Kathryn Cieslak, Nathan J. Hellyer, Jeffrey A. Strommen, Andrea J. Boon; *Variability in Diaphragm Motion During Normal Breathing, Assessed With B-Mode Ultrasound*; *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013 Dec ; 43(12): 927–93.1
29. Kang-Jae Jung, Ji-Young Park, Do-Won Hwang, Jeong-Hawn Kim, Jae-Hyung Kim; *Ultrasonographic Diaphragmatic Motion Analysis and Its Correlation With Pulmonary Function in Hemiplegic Stroke Patients*; *Ann Rehabil Med* 2014;38(1):29-37.
30. Dong K. Noh, Jae J. Leeb, Joshua H. You; *Diaphragm Breathing Movement Measurement using Ultrasound and Radiographic Imaging: A Concurrent Validity*; *Bio-Medical Materials and Engineering* 24 (2014) 947–952.
31. J. A. Jensen, Field: *A program for simulating ultrasound systems*, *Med. Biol. Eng. Comp.*, 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, vol. 4, Supplement 1, Part 1:351–353, 1996b.
32. C. P. Loizou, S. Petroudi, M. Pantziaris, A. Nicolaidis, and C. Pattichis, "An integrated system for the segmentation of atherosclerotic carotid plaque ultrasound video," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 1, pp. 86–101, Jan. 2014.
33. C.P. Loizou, C. Theofanous, M. Pantziaris, T. Kasparis, P. Christodoulides, A.N. Nicolaidis, and C.S. Pattichis, "Despeckle filtering toolbox for medical ultrasound video", *Int. J. of Monitoring & Surveillance Technol. Research (IJMSTR): Special issue on Biomedical Monitoring Technologies*, vol. 4, no. 1, pp. 61-79, Oct.-Dec. 2013.
34. Web link: [http://www.paidiagnosi.gr/?page\\_id=565](http://www.paidiagnosi.gr/?page_id=565)

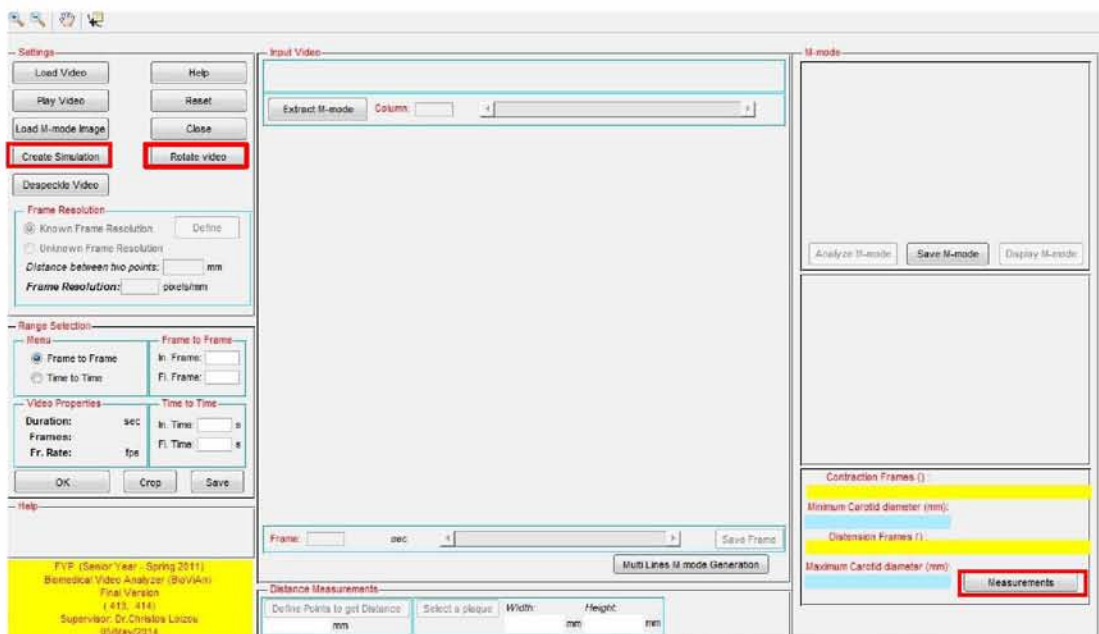
35. Web link: <https://innovativeperformanceandpedagogy.wordpress.com/2011/05/06/demystifying-support-and-the-diaphragm/>
36. C. Chrysostomou, C. P. Loizou, G. Minas, K. Delibasis, C. S. Pattichis, Measurement of Ultrasonic Diaphragmatic Motion, in Proc. of 37th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milano, Italy, Aug. 25 – 29, 2015, 4 pages, to be published.
37. C.P. Loizou, C.S. Pattichis, C.I. Christodoulou, R.S.H. Istepanian, M. Pantzaris, and A.N. Nicolaidis, "Comparative Evaluation of Despeckle Filtering in Ultrasound Imaging of the Carotid Artery", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 52, issue 10, pp. 1653-1669, 2005.
38. V. Caselles, R. Kimmel, G. Sapiro, "Geodesic active contours," International Journal on Computer Vision, Volume 22, Issue 1, pp. 61-79, 1997.
39. C.P. Loizou, M. Pantzaris, C.S. Pattichis, and E.C. Kyriacou, "M-mode State Based Identification in Ultrasound Video of the Atherosclerotic Carotid Plaque", Proceedings of the 4th International Symposium on Communications, Control and Signal Processing (ISCCSP 2010), Limassol, Cyprus, 6 pages, 3-5 March 2010.
40. Otsu, N., "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. 9, No. 1, 1979, pp. 62-66.
41. Supriyanto, Eko, et al. "Automatic Ultrasound Kidney's Centroid Detection System." WSEAS International Conference on Computers (ISI and SCOPUS Indexed), Greece. 2011.
42. Ledesma-Carbayo, MarÁa J., et al. "Cardiac motion analysis from ultrasound sequences using non-rigid registration." Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2001. Springer Berlin Heidelberg, 2001.



## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1

### Create Simulation – Οδηγός χρήσης

Στην Εικ. 1 παρουσιάζεται το σύστημα BioViAn στο οποίο είναι τοποθετημένο ένα κουμπί με την ονομασία το Create Simulation. Το σύστημα Create Simulation χρησιμοποιείται για την δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης της κίνησης του διαφράγματος και υλοποιήθηκε για την παρούσα διπλωματική εργασία. Για την χρήση τους απαιτείται το λογισμικό MATLAB®. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οδηγίες ορθής λειτουργίας του συστήματος.

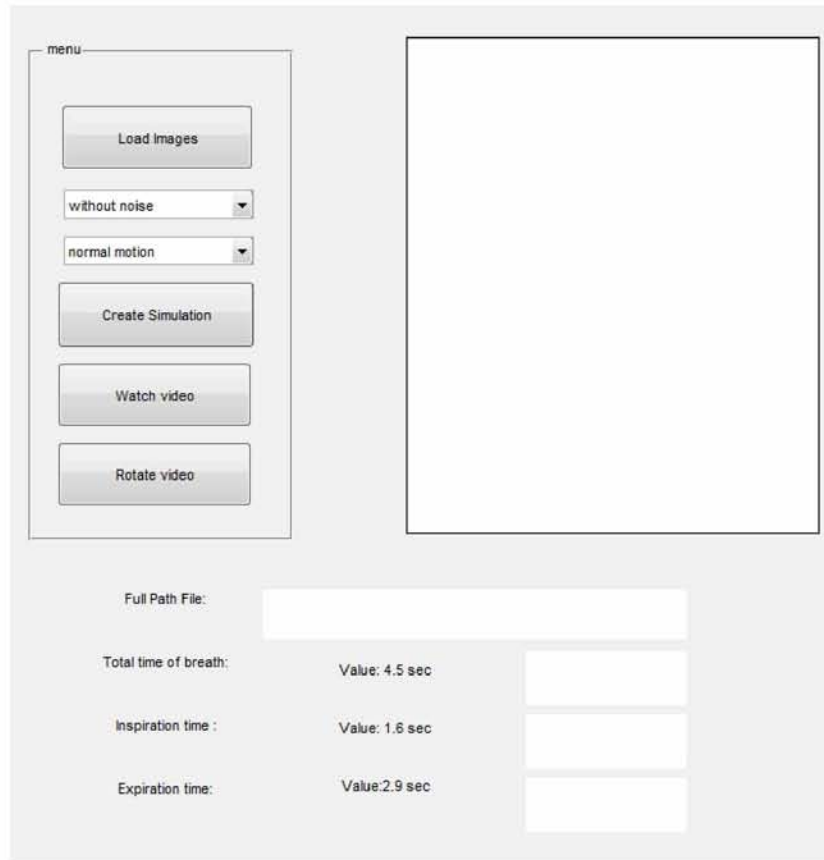


Εικόνα 1: Σύστημα BioViAn

### Εισαγωγή

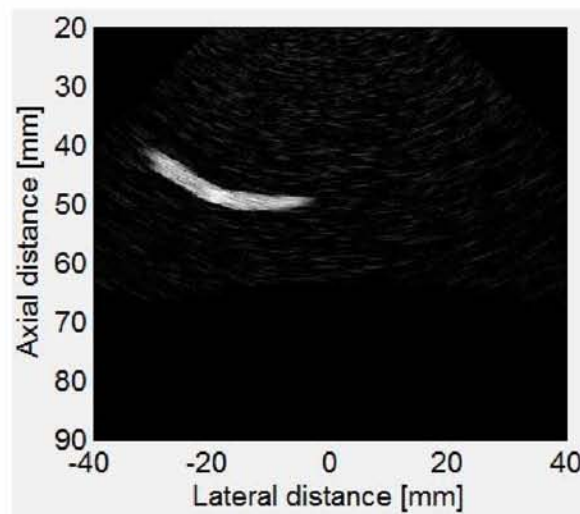
Στην Εικ. 2 παρουσιάζεται το σύστημα Create Simulation. Αριστερά εμφανίζονται διάφορες επιλογές που μπορεί να χρησιμοποιήσει ο χρήστης για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης. Δεξιά υπάρχει χώρος για την προβολή του τεχνητού πλαισίου.





Εικόνα 2: Σύστημα Create Simulation

Ο χρήστης πατώντας το κουμπί Load images διαλέγει και προβάλλει το πλαίσιο του τεχνητού διαφράγματος που δημιουργήθηκε από το σύστημα Field II, όπως φαίνεται πιο κάτω. Το πλαίσιο προβάλλεται στο δεξιά χώρο του συστήματος (βλ. Εικ. 2).



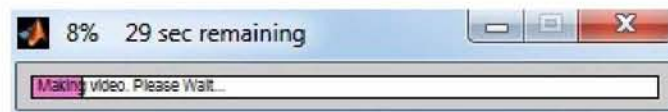
Για τη δημιουργία των βίντεο προσομοίωσης ο χρήστης μπορεί να επιλέξει 2 από τις επιλογές των πιο κάτω μενού. Μπορεί να επιλέξει αν θέλει να δημιουργήσει βίντεο με ή χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο ( $\sigma = 0.6$ ) και βίντεο που να εκτελεί ομαλή ή ανώμαλη κίνησης.



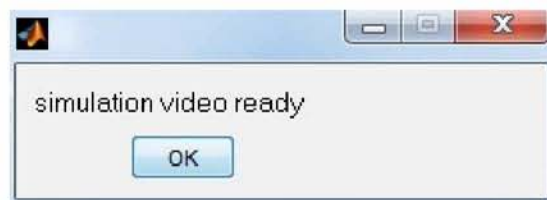
Πατώντας το κουμπί Create Simulation (βλ. Εικ. 2) ξεκινάει η διαδικασία δημιουργίας βίντεο προσομοίωσης ανάλογα με τα χαρακτηριστικά που έχουν επιλεγεί από τα πιο πάνω μενού. Ακολούθως ζητείται από το χρήστη να διαλέξει το πλαίσιο που θα χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία του βίντεο προσομοίωσης.



Αφού γίνει η επιλογή του τεχνητού πλαισίου προβάλλεται ο χρόνος αναμονής για τη δημιουργία του βίντεο όπως φαίνεται πιο κάτω.



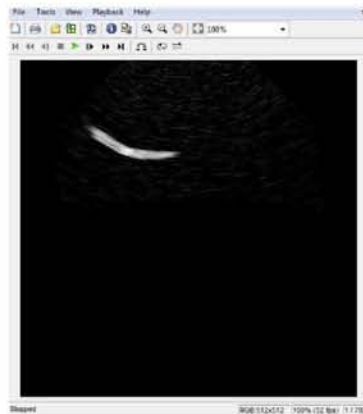
Εν συνεχεία, με την ολοκλήρωση του βίντεο προσομοίωσης προβάλλεται μήνυμα ειδοποίησης.



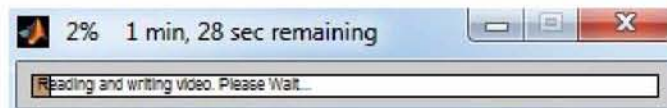
Στο κάτω μέρος του συστήματος (βλ. Εικ. 2) εμφανίζεται η διεύθυνση που αποθηκεύεται το βίντεο, ο συνολικός χρόνος αναπνοής, η διάρκεια εισπνοής και η διάρκεια εκπνοής που

μετρήθηκαν κατά τη δημιουργία του βίντεο προσομοίωσης. Στη μέση παρουσιάζονται οι εκτιμώμενοι χρόνοι των πιο πάνω για επιβεβαίωση.

Ο χρήστης πατώντας το κουμπί Watch video (βλ. Εικ. 2) μπορεί να παρακολουθήσει το βίντεο που έχει δημιουργηθεί. Πιο κάτω παρουσιάζεται το βίντεο προσομοίωσης 1 που εκτελεί ομαλή κίνηση χωρίς πολλαπλασιαζόμενο θόρυβο.



Πατώντας το κουμπί Rotate video (βλ. Εικ. 2) ξεκινάει η διαδικασία περιστροφής του βίντεο προσομοίωσης και προβάλλεται ο σχετικός χρόνος αναμονής.



Με την ολοκλήρωση της περιστροφής προβάλλεται μήνυμα ειδοποίησης όπως φαίνεται πιο κάτω.



## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

### Rotate Video – Οδηγός χρήσης

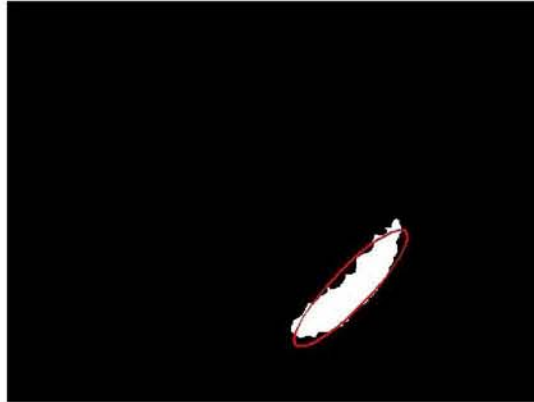
Το πρόγραμμα Rotate Video έχει δημιουργηθεί για να περιστρέφει τα πραγματικά υπερηχογραφικά βίντεο και να μετατρέπει την κίνηση του διαφράγματος κάθετη προς τον άξονα x. Για την λειτουργία του προγράμματος αυτού έχει τοποθετηθεί ένα κουμπί στο σύστημα BioViAn (βλ. Παράρτημα 1 Εικ.1).

### Εισαγωγή

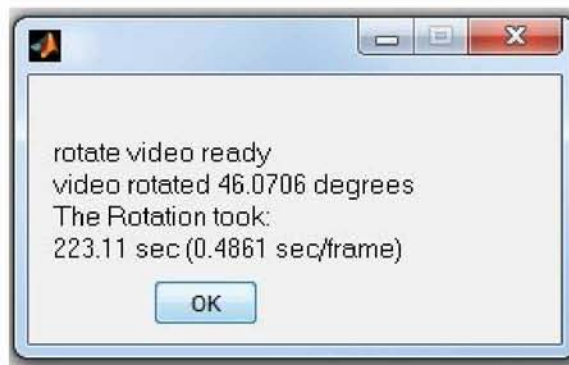
Πατώντας το κουμπί Rotate Video, ανοίγει ένα αρχείο όπου ο χρήστης μπορεί να διαλέξει το βίντεο που επιθυμεί να επεξεργαστεί. Ακολούθως του ζητείται να επιλέξει την περιοχή που επιθυμεί να εστιάσει χρησιμοποιώντας ένα αλγόριθμο βασισμένο σε κατάτμηση πλαισίου με ενεργά περιγράμματα (Active Contour Segmentation), όπως φαίνεται πιο κάτω.



Αφού έχει επιλεγθεί η περιοχή, δημιουργείται μια έλλειψη γύρο από αυτήν. Ανάλογα με την γωνιά που δημιουργείται από την επέκταση του οριζόντιου άξονα της έλλειψης και του y-άξονα του πλαισίου γίνεται η περιστροφή σε όλα τα πλαίσια του βίντεο.



Τέλος εμφανίζεται μήνυμα ειδοποίησης της ολοκλήρωσης της περιστροφής, όπως φαίνεται πιο κάτω. Επίσης παρουσιάζεται ένα μήνυμα που αναφέρει τις μοίρες της γωνιάς της περιστροφής και το χρόνο που διήρκησε η περιστροφή.



### ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3

#### Measurements – Οδηγός χρήσης

Το σύστημα Measurements προορίζεται να χρησιμοποιηθεί από ιατρούς και ερευνητές που ειδικεύονται στην ανάλυση της διαφραγματικής κίνησης και θέλουν να παρατηρήσουν και να αναλύσουν βίντεο υπερήχων και εικόνες M-mode. Για την χρήση του απαιτείται το λογισμικό MATLAB®. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οδηγίες ορθής λειτουργίας του συστήματος. Για τη λειτουργία αυτού του προγράμματος είναι απαραίτητο πρώτα να γίνει ανάλυση υπερηχογραφικού βίντεο από το σύστημα BioViAn για την εξαγωγή των αυτοματοποιημένων μετρήσεων. Στο κάτω μέρος του BioViAn υπάρχει κουμπί με την ονομασία Measurements (βλ. Παράρτημα 1 Εικ.1).

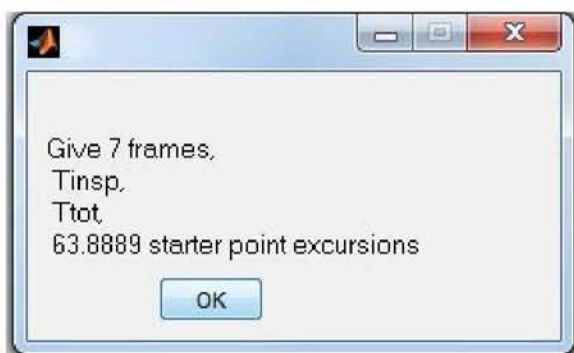
#### Εισαγωγή

Πιο κάτω παρουσιάζεται το σύστημα Measurements

The screenshot shows a software window titled "Measurements". The interface is organized into three columns of input fields. The first column contains: RMSE, NMSE, MAE frames, MAE Excursion, MAE Tinsp, MAE Ttot, and MARE. The second column contains: Contraction, Relaxation, Excursion, %Exo/Cont, Tinsp, Ttot, Slope, and Relaxation rate. The third column contains: RP1, RP1\_ed, RP2, RP2\_ed, LP1, LP1\_ed, LP2, LP2\_ed, RS, LS, and SS. At the bottom of the window, there are two buttons: "Insert manual state diagram" and "Calculate".



Με το κουμπί Insert manual state diagram ξεκινάει η διαδικασία για να αποθηκευτούν οι χειροκίνητες μετρήσεις. Πατώντας το κουμπί αυτό αυτόματα στην οθόνη εμφανίζεται ένα μήνυμα που δείχνει πόσα πλαίσια υπολογιστήκαν από το σύστημα BioViAn, όπως φαίνεται πιο κάτω. Επίσης, εμφανίζεται η μέτρηση της ανώτατης χαλάρωσης σε χιλιοστά, όπως υπολογίστηκε από το σύστημα BioViAn. Βάση αυτής της μέτρησης ο χρήστης θα πρέπει να καταγράψει τις χειροκίνητες μετρήσεις της διαφραγματικής μετατόπισης που υπολόγισε.



Πατώντας το OK στην πιο πάνω εντολή εμφανίζεται αυτόματα η Microsoft Excel όπου ο χρήστης καταγράφει τα χειροκίνητα πλαίσια σύσπασης και χαλάρωσης αρχίζοντας από το μικρότερο κατά αύξον αριθμό σε μια στήλη κατακόρυφα, όπως φαίνεται πιο κάτω. Επίσης, πρέπει να καταγράψει τη χειροκίνητη διάρκεια εισπνοής και τη διάρκεια μιας αναπνοής. Στην τέταρτη στήλη πρέπει να καταγράψει τη χειροκίνητη διαφραγματική μετατόπιση που υπολόγισε από τα χειροκίνητα πλαίσια. Η τιμή της χαλάρωσης πρέπει να είναι η ίδια με αυτή που έχει παρουσιαστεί από το πιο πάνω μήνυμα. Η τιμή της σύσπασης προσδιορίζεται με την απόλυτη διαφορά της διαφραγματικής μετατόπισης και της τιμής της χαλάρωσης.

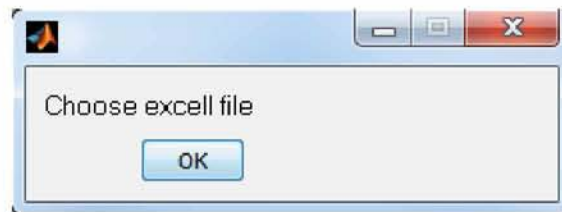
	A	B	C	D
1	1	1.6	4.5	63.88
2	83			45.88
3	234			63.88
4	317			45.88
5	468			63.88
6	551			45.88
7	702			63.88



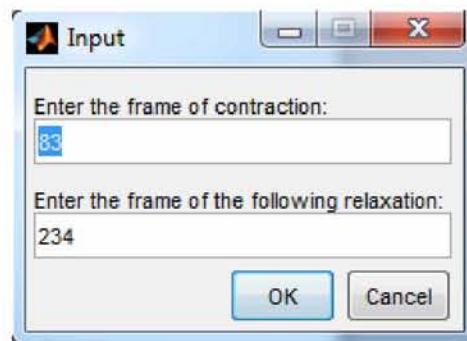
Στην συνέχεια ο χρήστης πρέπει να αποθηκεύσει το πιο πάνω στον χώρο όπου είναι ήδη αποθηκευμένο και το σύστημα Measurements.

Αφού ο χρήστης ακολούθησε τα πιο πάνω, μπορεί να υπολογίσει τα μετρά αποτίμησης πατώντας το κουμπί Calculate.

Εμφανίζεται στην αρχή ένα μήνυμα που λέει στο χρήστη να επιλέξει το Excel αρχείο που αποθήκευσε προηγουμένως.



Ακολούθως, εμφανίζεται ένα παράθυρο όπου πρέπει να καταχωρηθούν οι τιμές των πλαισίων της σύσπασης και της ακολουθούμενης χαλάρωσης.



Τέλος, εμφανίζονται τα μέτρα αποτίμησης, παραμόρφωσης, διαφραγματικής μετατόπισης, ποσοστό μετατόπισης, διάρκεια εισπνοής, διάρκεια μιας αναπνοής, ταχύτητα σύσπασης και ρυθμός χαλάρωσης.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4

C. Chrysostomou, C. P. Loizou, G. Minas, K. Delibasis, C. S. Pattichis, Measurement of Ultrasonic Diaphragmatic Motion, in Proc. of 37th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milano, Italy, Aug. 25 – 29, 2015, 4 pages, to be published.

### Measurement of Ultrasonic Diaphragmatic Motion

C. Chrysostomou, C. P. Loizou, *Senior Member, IEEE*, G. Minas,  
K. Delibasis, and C. S. Pattichis, *Senior Member, IEEE*

**Abstract—The motion characteristics of the diaphragmatic muscle may provide useful information about normal and abnormal diaphragmatic function and indicate diaphragmatic weakness. The objective of this paper was to introduce a simple system for the quantitative analysis of ultrasonic diaphragmatic motion. The measurements routinely carried out by the experts were computed and these include: (i) excursion, (ii) inspiration time ( $T_{insp}$ ) and (iii) cycle duration ( $T_{tot}$ ). The system was evaluated on four simulated videos and one real video. Manual and automated measurements were very close. Further work in a larger number of videos is needed for validating the proposed method.**

#### I. INTRODUCTION

Diaphragmatic function may be monitored using ultrasound video of the diaphragm, from which an M-mode image may be derived [1]. Diaphragmatic motion assessment focuses on estimating diaphragm's displacement and timing, and their variation for studying dysfunction during breathing (see Fig. 1). Figure 1 demonstrates the measurements routinely carried out by the experts and these include: (i) excursion, (ii) inspiration time ( $T_{insp}$ ), and (iii) cycle duration ( $T_{tot}$ ). Furthermore, the assessment of diaphragmatic weakness based on the aforementioned measurements is of paramount importance in patients under mechanical ventilation (MV) for facilitation of their breathing. The objective of this paper was to introduce a simple system for the quantitative analysis of ultrasonic diaphragmatic motion.

Several studies have investigated in detail the assessment of ultrasonic diaphragmatic motion (see [1] - [9]). In [2], diaphragmatic functionality was illustrated and reasons for diaphragmatic weakness were discussed. Ayoub et al., [3], demonstrated changes in diaphragmatic mobility after laparoscopic or open cholecystectomy using M-mode imaging. The study in [4] aimed to validate the use of diaphragm excursion as a measure of lung volume. In [5], the authors assessed the relation between diaphragmatic excursion and different inspired volumes with simultaneous ultrasonography and respiratory airflow measurements. The correlation between volume changes estimated by optoelectronic plethysmography (OEP) and diaphragmatic excursion measured by ultrasonography of healthy adults in the supine position was investigated in [6]. A review of the technique and its clinical applications in Intensive Care Unit (ICU) patients was given in [7]. In

[8], a relation of the posterior diaphragmatic excursion and inspired volume as measured by simultaneous ultrasound scanning and waterbath spirometric testing was investigated. Furthermore, in [9], diaphragmatic movement using B-mode and M-mode ultrasound during spontaneous breathing was evaluated in dyspnoeic patients. All the above studies clearly prescribe the usefulness of ultrasonic diaphragmatic function in clinical applications. However, the need still exists for quantitative analysis, so that subjective bias in diaphragmatic motion measurements can be diminished.

The objective of this study was to develop a simple system for monitoring ultrasonic diaphragmatic displacement and timing and extract the relaxing and contracting states of diaphragmatic motion.

## II. MATERIALS AND METHODS

Figure 2 summarizes the steps followed in the analysis of ultrasound video for generating the M-mode image and the contracting and relaxing states of diaphragmatic motion.

### A. Generation of simulated videos

In order to generate the simulated diaphragmatic videos, the Field II simulation program [10] was used for generating the first frame. The consecutive video frames were generated by introducing motion to the pixels of the diaphragm. Each pixel having a grayscale value above 50 was displaced in the next frame by one pixel in the x- and y-direction. The total displacement for each contraction and relaxation was 18mm (i.e. 68 pixels). The simulated video had a frame size of 512x512 pixels, a spatial resolution of 3.78 pixels/mm, and a frame-rate of 52 frames per second. The following videos were generated: (a) normal displacement without and with speckle noise, and (b) noisy displacement without and with speckle noise. The measurements of diaphragmatic contraction displacement, duration of the contraction and duration of one breath (contraction-relaxation) (as these are also demonstrated in Fig. 1) for generating the simulated videos were adopted from [1], [7]. The simulated videos were generated for three breaths (three full cycles) in total. After the generation of the simulated video a rotation transformation of  $45^\circ$  has been applied so that the movement of the diaphragm is vertical.

### B. Recording of a real diaphragmatic video

One real B-mode ultrasound video of the diaphragm from a male subject at the age of 50 years old with diaphragmatic weakness was acquired using the Philips HD15 U/S scanner at the ICU of the Nicosia General Hospital, Cyprus. The video had duration of 9.97 seconds, a frame size of 600x800 pixels, a spatial resolution of 2.5 pixels/mm and a frame-rate of 46 frames per second. The ICU physician manually identified the relaxation and contraction frames for the simulated and real ultrasound videos. The manual measurements were saved in order to be compared with the automated measurements.

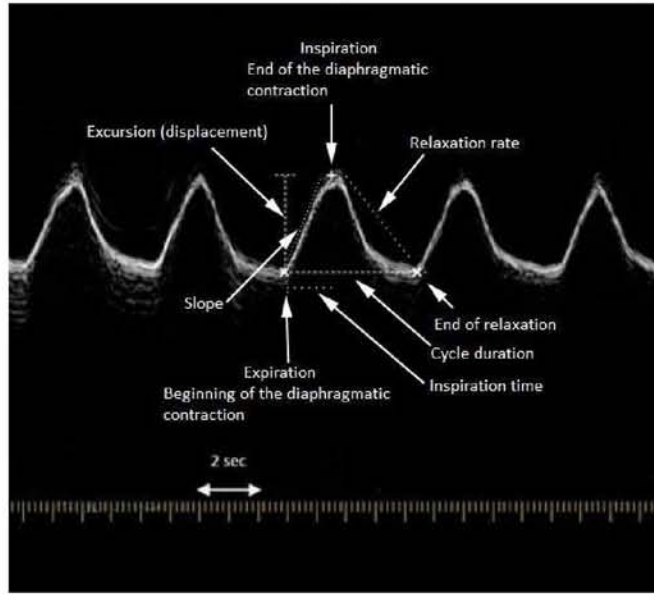


Fig. 1. Ultrasonic diaphragmatic motion measurements. Typical values are given for a normal case: Excursion = 18 mm, Cycle duration ( $T_{tot}$ ) = 4.5 sec, Inspiration time ( $T_{insp}$ ) = 1.6 sec, Slope (Excursion /  $T_{insp}$ ) = 1.125 cm/sec, Relaxation rate (Excursion /  $T_{relax}$  ( $T_{tot} - T_{insp}$ )) = 0.62 cm/sec.

Step 1: Load a diaphragmatic ultrasound (real or simulated) for analysis. Extract video characteristics, i.e. frame rate, number of frames, resolution, etc.

Step 2: Fit the diaphragmatic shape with an ellipse and compute its major and minor axes. Compute the angle between the x-axis and the long axis of the ellipse. Then rotate the diaphragm so that its major axis is perpendicular to the x-axis (see Fig. 3b).

Step 3: Apply *DsFlsmv* despeckle filter in all frames (see Fig. 3c).

Step 4: The first frame of the video is displayed. Draw a pre-selected number of equal-distance rays' perpendicular to the major diaphragmatic axis (the number could be 1, 4, or 10) (see Fig. 3d). These rays prescribe the corresponding M-mode image generation (see Fig. 3e) [11].

Step 5: Extract both the near and far diaphragmatic boundaries of the M-mode image by applying a semi-automated snake's segmentation algorithm [12], where user interaction may be allowed if the final boundary requires correction.

Step 6: The state diagram is generated along with the contraction and relaxation frames, minimum and maximum displacements that prescribe the excursion as shown in Fig. 1.

Step 7: Insert the manual state diagram frames and displacement markings (a task carried out by the expert physician).

Step 8: Compute and display the evaluation metrics between the automated and manual displacement and timing measurements.

Fig. 2. Steps followed in the measurement of ultrasonic diaphragmatic motion

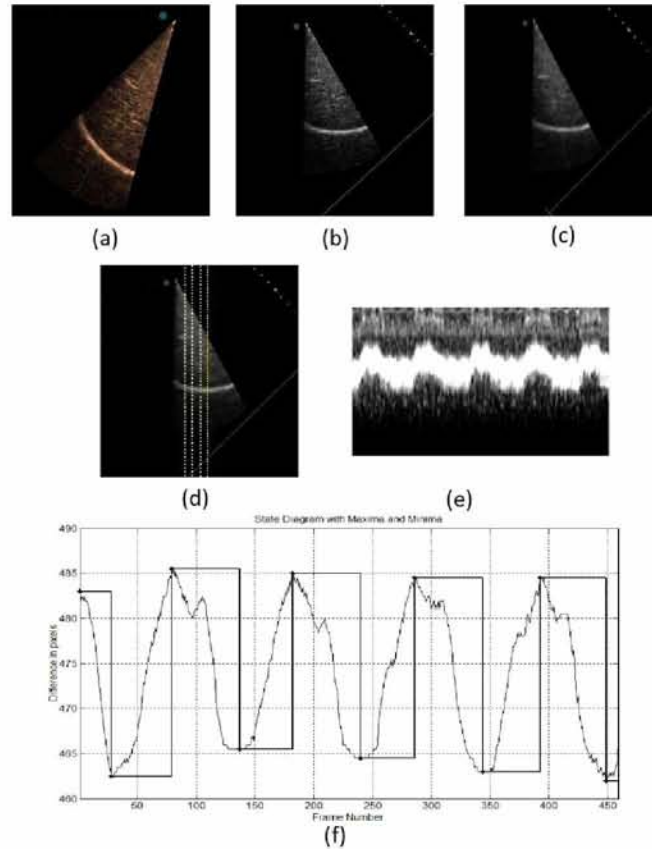


Fig 3. Illustration of the steps followed in the measurement of ultrasonic diaphragmatic motion based on a real ultrasound video of the chest diaphragm of 459 frames with a frame rate of 46 frames/sec and 2.5 pixels/mm (based on the algorithmic steps documented in Fig. 2). (a) First frame of the video. (b) Rotated frame. (c) Frame after despeckle filtering. (d) Ray selection for the M-mode generation (4). (e) M-mode image of the diaphragm for four and a half breaths. (f) Computed diaphragmatic motion with maximum diaphragm displacement during relaxation and minimum diaphragm displacement during contraction. Contraction frames: 28, 137, 240, 344, 449; Relaxation frames: 1, 79, 182, 286, 393 (see also Fig. 1).

### C. Speckle reduction filtering

Due to the presence of speckle noise in ultrasound video, it is difficult to effectively apply different image processing and analysis algorithms. It was recommended in [12], [13] to remove speckle noise from the B-mode ultrasound videos prior to further analysis. In this study, the linear scaling filter (linear scaling mean variance-DsFlsmv) [13] utilizing the mean and the variance of a pixel neighborhood was used. The filter was applied in each consecutive video frame. A 5x5 window size and 3 iterations were applied (see Fig. 2, step 3).

TABLE I  
DIAPHRAGMATIC MOTION AUTOMATED MEASUREMENTS AND ERROR MEASURES FOR FOUR SIMULATED VIDEOS AND ONE  
ABNORMAL REAL DIAPHRAGMATIC VIDEO

	Sim.1 - NMNS		Sim.2 - NMWS		Sim.3 - NoMNS		Sim.4 - NoMWS		Real video-abnormal	
	Mean±std	SEM%	Mean±std	SEM%	Mean±std	SEM%	Mean±std	SEM%	Mean±std	SEM%
<b>Contraction displacem.(mm)</b>	45.37±0.13	0.17	44.53±0.55	0.71	45.33±0.20	0.25	44.93±0.47	0.60	185.20±0.60	0.19
<b>Relaxation displacem.(mm)</b>	63.14±0.33	0.30	62.25±0.65	0.60	62.87±0.08	0.07	62.12±0.20	0.19	194.67±0.42	0.12
<b>Excursion (mm)</b>	17.77±0.28	0.90	17.72±0.23	0.75	17.55±0.20	0.65	17.20±0.35	1.17	9.47±0.23	1.41
<b>Tinsp (sec)</b>	1.54±0.07	2.60	1.53±0.06	2.10	1.58±0.08	2.74	1.59±0.04	1.31	0.79±0.17	12.16
<b>Ttot (sec)</b>	4.46±0.09	1.19	4.45±0.06	0.83	4.65±0.11	1.33	4.52±0.17	2.16	2.17±0.09	2.36
<b>MAE Excursion (mm)</b>	1.63±1.13	40.27	1.59±1.16	42.15	1.62±0.96	34.29	2.30±0.97	24.31	1.39±0.48	20.14
<b>MAE Tinsp (sec)</b>	0.07±0.06	55.68	0.07±0.06	50.03	0.06±0.01	5.26	0.03±0.01	19.25	0.09±0.09	57.02
<b>MAE Ttot (sec)</b>	0.08±0.03	25.00	0.07±0.04	36.06	0.15±0.11	40.26	0.12±0.08	36.36	0.10±0.08	45.51
<b>Slope (cm/s)</b>	1.29±0.23	10.17	1.16±0.03	1.49	1.11±0.04	2.27	1.08±0.03	1.71	1.23±0.26	12.04
<b>Relaxation rate (cm/s)</b>	0.60±0.02	1.67	0.61±0.01	1.10	0.57±0.01	0.58	0.59±0.03	2.48	0.69±0.05	4.43

Sim.1 (NMNS) and Sim. 2 (NMWS) normal motion without and with speckle noise respectively. Sim. 3 (NoMNS) and Sim. 4 (NoMWS) noisy motion without and with speckle noise respectively. MAE: Mean Absolute Error. Std: standard deviation. %SEM =  $((\text{std}/\sqrt{N})/\text{mean}) \times 100$  : standard error of the mean.

#### D. M-Mode Image generation

A pre-selected number of equal-distance rays perpendicular to the major diaphragmatic axis (the number could be 1, 4, or 10) is drawn (see Fig. 2 step 4 and Fig. 3d). These rays prescribe the corresponding M-mode image generation (see Fig. 2 step 4 and Fig. 3e) [11]. The M-mode images were converted to binary, and morphological operators were applied to smooth the edges. Then, edge detection - snakes segmentation - was applied on each M-mode image in order to derive the initial near and far diaphragmatic boundaries (see Fig. 2 step 5).

#### E. Diaphragmatic motion measurements

The average M-mode graph of the prescribed number of rays is generated, and then the diaphragmatic motion measurements as documented in Fig. 1 are computed (see Fig. 2 steps 6-8). Mark minimum diaphragmatic displacement that indicates diaphragmatic displacement at

contraction, and maximum diaphragmatic displacement that indicates maximum diaphragmatic displacement at relaxation. These markings describe the M-mode states during a breathing cycle. The difference between these two displacements gives the excursion. It is noted that the state diagram shown in Fig. 3f has a different polarity than the image in Fig. 3e due to a y-axis reversal.

#### F. Evaluation metrics

In order to further evaluate our algorithm, the mean absolute error was computed:

$$MAE = \sum_i |A_i - M_i| / N \quad (1)$$

where  $i$  represents the frame number,  $A$  and  $M$  represent the automated and manual measurements, and  $N$  is the number of points that were extracted.

### III. RESULTS

Table I tabulates the diaphragmatic motion automated measurements and error measures for 4 simulated videos and one real diaphragmatic video. Diaphragmatic video analysis was carried out for 3 breathing cycles and the mean±standard deviation (std) of the measures demonstrated in Fig. 1 were computed. The percentage standard error of the mean (%SEM) as a measure of reproducibility was also computed. Moreover, the mean absolute error (MAE) for excursion,  $T_{insp}$  and  $T_{tot}$  were computed.

The range of mean±std and %SEM for the excursion,  $T_{insp}$  and  $T_{tot}$  for the four simulation videos were 17.20±0.35, 1.17% to 17.77±0.28 mm, 0.90%, 1.53±0.06, 2.10% to 1.59±0.04, 1.31% sec and 4.45±0.06, 0.83% to 4.65±0.11, 1.33% sec respectively. The corresponding range of mean±std and %SEM for MAE were 1.59±1.16, 42.15% to 2.30±0.97 mm, 24.31%, 0.03±0.01, 19.25% to 0.07±0.06, 55.68% sec and 0.07±0.04, 36.06% sec to 0.15±0.11, 40.26% sec respectively. The mean±std and %SEM for the excursion,  $T_{insp}$  and  $T_{tot}$  for the one abnormal diaphragmatic video were 9.47±0.23 mm, 1.41%, 0.79±0.17, 12.16% sec, and 2.17±0.09, 2.36% sec respectively. The corresponding range of mean±std for MAE were 1.39±0.48 mm, 0.09±0.09 sec, and 0.10±0.08, sec respectively.

The values derived for the MAE demonstrate that the manual and automated measurements were very close for the four simulated videos and the abnormal video. Moreover the %SEM values were relatively small for excursion, for the four simulated videos and the abnormal video whereas  $T_{insp}$  and  $T_{tot}$  were higher for the abnormal video. Furthermore, the speckle corrupted simulated video measurements were very close to the non-corrupted given the despeckle filtering applied.

### IV. DISCUSSION

The findings on the simulated videos computed in this study are similar with the ones found in [1]–[9]. Specifically, in [1], the intra- and inter-observer variability were assessed in a large population of healthy adult subjects. It was shown that from 210 volunteers the right diaphragmatic excursion in men and women during quiet breathing were 1.8±0.3 cm and 1.6±0.3 cm respectively. Findings in [2], suggest that ultrasound imaging measurement is useful to accurately evaluate diaphragm movements during tidal breathing. From a population of 14 participants (9 male and 5 female), using ultrasound, the excursion difference of diaphragm



movement was  $1.8 \pm 0.9$  cm. The diaphragmatic mobility and diaphragm excursion are used to provide useful information in other studies. More specifically, Ayoub et al. [3], demonstrated changes in diaphragmatic mobility after laparoscopic or open cholecystectomy using M-mode imaging for 14 patients. It was found that the diaphragmatic excursion during quiet breathing before surgery was  $1.4 \pm 0.2$  cm. The diaphragmatic inspiration time before laparoscopic and open cholecystectomy was  $1.4 \pm 0.2$  seconds and  $1.5 \pm 0.3$  seconds respectively. In another study, [4], the authors aimed to validate the use of diaphragm excursion as a measure of lung volume in a cohort of 36 patients referred for pulmonary function tests by whole-body plethysmography. It was found that their diaphragmatic excursion was  $1.47 \pm 0.41$  cm during quiet breathing. In [5], the relation between diaphragmatic excursion and different inspired volumes with simultaneous ultrasonography and respiratory airflow measurements was assessed. The maximal excursion of the right hemidiaphragm recorded was  $6 \pm 0.7$  cm. The largest inspiratory volume achieved by the subjects was  $87 \pm 10\%$  of their maximal inspiratory capacity and  $90 \pm 8\%$  of their relaxed vital capacity. Furthermore, in [6], it was found that the diaphragmatic excursion of 12 healthy subjects was  $1.64 \pm 0.64$  cm during quiet breathing. In addition, in [14], they described a method utilizing 2D strain imaging to quantify segmental longitudinal deformation (strain) of the right diaphragm using specially designed software for tracking cardiac motion. From a population of 21 healthy volunteers, they measured the mean quiet and forced diaphragm excursion values which were  $1.55 \pm 0.06$  cm and  $5.92 \pm 0.18$  cm, respectively. Finally, in [7] similar findings were reported as in [1] and the duration of an inspiration was 1.6 seconds and duration of a breath cycle was 4.5 seconds. It should be noted that a direct comparison of this study with the studies presented above cannot be made directly as only the diaphragmatic excursion was measured in those studies.

## V. CONCLUDING REMARKS

The objective of this paper was to introduce a simple system for the quantitative analysis of ultrasonic diaphragmatic motion. The measurements routinely carried out by the experts were computed and these include: excursion, inspiration time and cycle duration. The system was evaluated on four simulated videos and one real video. Manual and automated measurements were very close, however further work in a larger number of videos is needed for validating the proposed method.

## REFERENCES

- [1] A. Boussuges, Y. Gole, and P. Blanc, "Diaphragmatic motion studied by m-mode ultrasonography: methods, reproducibility, and normal values," *Chest*, vol. 135, no. 2, pp. 391–400, Feb. 2009.
- [2] D. K. Noh, J. J. Lee, and J. H. You, "Diaphragm breathing movement measurement using ultrasound and radiographic imaging: a concurrent validity," *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 24, no. 1, pp. 947–952, 2014.
- [3] J. Ayoub, R. Cohendy, J. Prioux, S. Ahmaidi, J. M. Bourgeois, M. Dautzat, M. Ramonatxo, and C. Préfaut, "Diaphragm movement before and after cholecystectomy: a sonographic study," *Anesth. Analg.*, vol. 92, no. 3, pp. 755–761, Mar. 2001.
- [4] S. Scott, J. P. Fuld, R. Carter, M. McEntegart, and N. G. MacFarlane, "Diaphragm ultrasonography as an alternative to whole-body plethysmography in pulmonary function testing," *J. Ultrasound Med. J. Am. Inst. Ultrasound Med.*, vol. 25, no. 2, pp. 225–232, Feb. 2006.
- [5] E. Cohen, A. Mier, P. Heywood, K. Murphy, J. Boulton, and A. Guz, "Excursion-volume relation of the right hemidiaphragm measured by ultrasonography and respiratory airflow measurements," *Thorax*, vol. 49, no. 9, pp. 885–889, Sep. 1994.

- [6] H.-K. Wang, T.-W. Lu, R.-J. Liing, T. T.-F. Shih, S.-C. Chen, and K.-H. Lin, "Relationship between chest wall motion and diaphragmatic excursion in healthy adults in supine position," *J. Formos. Med. Assoc. Taiwan Yi Zhi*, vol. 108, no. 7, pp. 577–586, Jul. 2009.
- [7] D. Matamis, E. Soilemezi, M. Tsagourias, E. Akoumianaki, S. Dimassi, F. Boroli, J.-C. M. Richard, and L. Brochard, "Sonographic evaluation of the diaphragm in critically ill patients" *Intensive Care Med.*, vol. 39, no. 5, pp. 801–810, May 2013.
- [8] J. G. Houston, R. M. Angus, M. D. Cowan, N. C. McMillan, and N. C. Thomson, "Ultrasound assessment of normal hemidiaphragmatic movement: relation to inspiratory volume," *Thorax*, vol. 49, no. 5, pp. 500–503, May 1994.
- [9] A. Testa, G. Soldati, R. Giannuzzi, S. Berardi, G. Portale, and N. Gentiloni Silveri, "Ultrasound M-mode assessment of diaphragmatic kinetics by anterior transverse scanning in healthy subjects," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 37, no. 1, pp. 44–52, Jan. 2011.
- [10] J. A. Jensen, Field: A program for simulating ultrasound systems, *Med. Biol. Eng. Comp.*, 10th th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, vol. 4, Supplement 1, Part 1:351–353, 1996b.
- [11] C. P. Loizou, M. Pantziaris, C. S. Pattichis, and E. Kyriakou, "M-mode state based identification in ultrasound videos of the atherosclerotic carotid plaque," *Proc. of the 4th Int. Symposium on Communications, Control and Signal Processing (ISCCSP 2010)*, Limassol, Cyprus, 6 pages, 3-5 March 2010.
- [12] C. P. Loizou, S. Petroudi, M. Pantziaris, A. Nicolaidis, and C. Pattichis, "An integrated system for the segmentation of atherosclerotic carotid plaque ultrasound video," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 1, pp. 86–101, Jan. 2014.
- [13] C. P. Loizou, C. Theofanous, M. Pantziaris, and T. Kasparis, "Despeckle filtering software toolbox for ultrasound imaging of the common carotid artery," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 114, no. 1, pp. 109–124, Apr. 2014.
- [14] X. Ye, H. Xiao, W. Bai, Y. Liang, M. Chen, and S. Zhang, "Two-dimensional strain ultrasound speckle tracking as a novel approach for the evaluation of right hemidiaphragmatic longitudinal deformation," *Exp. Ther. Med.*, vol. 6, no. 2, pp. 368–372, Aug. 2013.

