

Ατομική Διπλωματική Εργασία

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΝΕΟΓΝΩΝ
ΑΠΟ ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ**

Νεκτάριος Κολοκοτρώνης

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Ιανουάριος 2025

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Ανάλυση διαφραγματικής κίνησης νεογνών από βίντεο υπερήχων
(Diaphragmatic motion analysis in neonates from ultrasound videos)

Νεκτάριος Κολοκοτρώνης

Επιβλέπων Καθηγητής

Δρ. Κωνσταντίνος Παττίχης

Η Ατομική Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε προς μερική εκπλήρωση των
απαιτήσεων απόκτησης του πτυχίου Πληροφορικής
του Τμήματος Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου

Ιανουάριος 2025

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον Επιβλέποντα Καθηγητή μου Δρ. Κωνσταντίνο Παττίχη, Καθηγητή στο Τμήμα Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Κύπρου για την πολύτιμη καθοδήγηση, τη συνεχή υποστήριξη και τις εποικοδομητικές παρατηρήσεις του καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας. Η συμβολή του υπήρξε καθοριστική για την ολοκλήρωση και την ποιότητα του έργου αυτού.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Δρ. Χρίστο Λοϊζου, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών, Μηχανικών Υπολογιστών και Πληροφορικής του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Κύπρου, για την ουσιαστική βοήθεια και συνεργασία που μου προσέφερε. Οι γνώσεις, οι υποδείξεις και η διάθεσή του να συνεισφέρει στις απορίες και τις προκλήσεις που προέκυψαν αποτέλεσαν σημαντική πηγή στήριξης.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία ασχολείται με την αυτοματοποίηση της αξιολόγησης της διαφραγματικής κίνησης μέσω βίντεο υπερήχων, με έμφαση στη μελέτη της διαφραγματικής κίνησης σε νεογνά. Η χρήση υπερήχων αποτελεί μια μη επεμβατική και ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο για την αξιολόγηση της λειτουργίας του διαφράγματος, ωστόσο οι παραδοσιακές τεχνικές αξιοποίησης τους παρουσιάζουν σημαντικούς περιορισμούς, κυρίως λόγω της εξάρτησής τους από τον χειριστή και της περιορισμένης αναπαραγωγιμότητας των μετρήσεων.

Στο πλαίσιο αυτό, στόχος της εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου λογισμικού συστήματος, το οποίο επεξεργάζεται βίντεο υπερήχων διαφραγματικής κίνησης νεογνών και εξάγει αξιόπιστες μετρήσεις χωρίς ανθρώπινη παρέμβαση. Η προτεινόμενη μεθοδολογία βασίζεται σε τεχνικές επεξεργασίας βίντεο και εικόνas και ανίχνευσης και παρακολούθησης του διαφράγματος με χρήση ενεργών περιγραμμάτων (active contours).

Από την περίγραμμα εξάγονται δέκα παράλληλα M-modes σε διαφορετικές θέσεις κατά μήκος του διαφράγματος, από τα οποία παράγονται διαγράμματα καταστάσεων (state diagrams). Με βάση αυτά, υπολογίζονται αυτόματα κλινικά χρήσιμες παράμετροι, όπως η διαφραγματική εκδρομή, η ταχύτητα σύσπασης, οι χρόνοι εισπνοής και εκπνοής και ο αναπνευστικός ρυθμός. Τα αποτελέσματα αξιολογούνται μέσω σύγκρισης με χειροκίνητες μετρήσεις αναφοράς που έγιναν από κλινικό ιατρό.

Τα αποτελέσματα της εργασίας αναδεικνύουν τη δυναμική της αυτοματοποιημένης ανάλυσης βίντεο υπερήχων διαφράγματος για αξιόπιστη ποσοτική ανάλυση της διαφραγματικής λειτουργίας. Η ανάλυση είναι ιδιαίτερα επιτυχής για τη διαφραγματική εκδρομή στη δεξιά πλευρά ενώ για την αριστερή πλευρά του διαφράγματος απαιτούν περαιτέρω βελτίωση κάτι που μπορεί να επιτευχθεί με καλύτερη αντιμετώπιση του θορύβου και η ενίσχυση της ανίχνευσης σε χαμηλής ποιότητας δεδομένων.

Περιεχόμενα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....	1
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 ΓΕΝΙΚΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΚΑΙ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	1
1.2 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	2
1.3 ΔΟΜΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	4
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	6
ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΑΙ ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	6
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΕΔΙΟΥ.....	6
2.2 ΠΡΩΙΜΕΣ/ΠΑΡΑΔΟΣΙΑΚΕΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΙΣ: M-MODE & ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΟ B-MODE	7
2.3 ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΩΝ ΠΑΡΑΔΟΣΙΑΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ	8
2.3.1 Εξάρτηση από τον χειριστή και περιορισμένη αναπαραγωγικότητα	10
2.3.2 Εξωτερικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας	11
2.3.3 Περιορισμοί του M-mode	11
2.3.4 Περιορισμοί του 2D B-mode.....	13
2.3.5 Αδυναμία καθιέρωσης φυσιολογικών τιμών	13
2.4 Η ΜΕΤΑΒΑΣΗ ΣΕ «ΠΛΟΥΣΙΕΣ» ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ: SPECKLE-TRACKING, TISSUE DOPPLER, 4D/ΕΛΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ	14
2.4.1 2D speckle-tracking.....	14
2.4.2 Tissue Doppler Imaging του διαφράγματος	15
2.4.3 4D υπέρηχος.....	16
2.4.4 Shear-wave elastography (SWE) και πολύτροπη απεικόνιση.....	17
2.5 ΠΡΩΤΑ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΑ ΗΜΙ-ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΜΕΝΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ (VIDEO-BASED)	17
2.6 ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΙ-ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΣΤΗΝ ΠΛΗΡΗ ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ: DEEP LEARNING	19
2.6.1 Ανοικτό dataset διαφράγματος & MDRU-Net	20
2.6.2 Deep learning radiomics	21
2.6.3 Νέα μοντέλα στα όρια του πεδίου	22
2.7 ΓΙΑΤΙ DEEP LEARNING ΤΩΡΑ;.....	22
2.8 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΟΡΑΣΗΣ ΓΙΑ ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ	23
2.9 ΕΙΔΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΑ ΝΕΟΓΝΑ ΚΑΙ ΒΡΕΦΗ.....	24
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....	27
Η ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗ ΛΥΣΗ	27
3.1 ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗΣ ΛΥΣΗΣ	27
3.2 ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ.....	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....	44
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	44
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	44
4.2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	45
4.3 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	48
4.3.1 Ανάλυση Bland–Altman.....	48
4.3.2 Ανάλυση συσχέτισης (Pearson και Spearman)	49
4.3.3 Γραφικές απεικονίσεις κατανομής (Box plots και Violin plots).....	49
4.4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΕΚΔΡΟΜΗΣ ΔΕΞΙΑΣ ΠΛΕΥΡΑΣ (DE-R)	50
4.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΕΚΔΡΟΜΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΑΣ ΠΛΕΥΡΑΣ (DE-L)	52
4.6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΥΣΠΑΞΗΣ – ΔΕΞΙΑ ΠΛΕΥΡΑ (CV-R)	54

4.7	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΥΣΠΑΣΗΣ – ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΠΛΕΥΡΑ (CV-L)	56
4.8	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ BOX PLOT ΚΑΙ VIOLIN PLOT ΓΙΑ ΟΛΕΣ ΤΙΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	58
4.9	ΠΑΡΑΘΕΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	60
	ΑΚΟΛΟΥΘΩΣ ΔΙΝΟΝΤΑΙ ΣΥΝΟΛΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.	60
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....		63
ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ.....		63
5.1	ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	63
5.2	ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ.....	66
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ		67
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α		A-70
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β		B-13

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1	ΓΕΝΙΚΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΚΑΙ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	1
1.2	ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	2
1.3	ΔΟΜΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	4

1.1 Γενική επισκόπηση και ερευνητικό υπόβαθρο

Το διάφραγμα είναι ο σημαντικότερος μυς του αναπνευστικού μας συστήματος. Οι Vetrugno et al [23] χαρακτηριστικά την περιγράφουν ως την *prima donna* του αναπνευστικού μας συστήματος. Αυτή η κυρτή, ομοιογενή μάζα μυϊκών ινών που χωρίζει το θώρακα από την κοιλότητα της κοιλιακής χώρας είναι υπεύθυνη για το 70% του έργου της ήρεμης αναπνοής. Η δυσλειτουργία του διαφράγματος, είτε λόγω νευρολογικών βλαβών (τραυματισμό του φρενικού νεύρου), είτε λόγω νευρομυϊκών διαταραχών (πολλαπλή σκλήρυνση, η αμυοτροφική πλάγια σκλήρυνση, σύνδρομο Guillain-Barré), είτε λόγω ασθενειών που εμφανίζονται στην Μονάδα Εντατικής Θεραπείας, συνδέεται άμεσα με σοβαρές κλινικές συνέπειες, ιδιαίτερα στους κρίσιμα πάσχοντες και στα νεογνά [23].

Τα βασικά προβλήματα που μπορεί να προκαλέσει η διαφραγματική δυσλειτουργία περιλαμβάνουν την αναπνευστική ανεπάρκεια και δύσπνοια λόγω της μειωμένης ικανότητα σύσπασης του διαφράγματος, την παρατεταμένη ανάγκη για μηχανικό αερισμό λόγω της αδυναμίας ή ατροφίας του, την παράδοξη κίνηση του διαφράγματος.

Στα παιδιά και ειδικότερα τα νεογνά, η δυσλειτουργία ή η παράλυση μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές, όπως αποκορεσμό οξυγόνου, υπερκαπνία, πνευμονική υπέρταση, συστηματική υπέρταση και αρρυθμίες [21].

Η χρήση υπερήχων αποτελεί σήμερα την καλύτερη μέθοδο για εξέταση της λειτουργίας του διαφράγματος καθώς έχει σοβαρά πλεονεκτήματα έναντι άλλων μεθόδων. Άλλες μέθοδοι, όπως η αξονική ή η μαγνητική τομογραφία έχουν ψηλό κόστος, περιορισμένη διαθεσιμότητα, απαιτούν μετακίνηση του ασθενή, χρονοβόρα διαδικασία σάρωσης και έκθεση σε ακτινοβολία. Αντιθέτως η χρήστη υπερήχων για εξέταση του διαφράγματος είναι μια μη επεμβατική, χωρίς ακτινοβολία τεχνική, η οποία μάλιστα μπορεί να γίνει στο κρεβάτι του ασθενή με μόνο ένα φορητό σύστημα υπερήχων. Αυτό την καθιστά οικονομική και ευρέως διαθέσιμη τεχνική για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο του διαφράγματος (δεξιού και αριστερού).

Τα πιο πάνω πλεονεκτήματα της χρήσης υπερήχων αν και αρκετά δεν εξασφαλίζουν την πλήρη επιτυχία της μεθόδου. Υπάρχουν αρκετοί περιορισμοί για την επιτυχή εφαρμογή της και την άμεση και σωστή κλινική πληροφόρηση. Η εξάρτηση από τον χειριστή και η περιορισμένη αναπαραγωγή ίδιων αποτελεσμάτων, η αρνητική επίδραση εξωτερικών παραγόντων όπως η παχυσαρκία, μικρό μέγεθος θώρακά (νεογνά), η μη συνεργασία του ασθενή, περιορισμοί του M-mode και B-mode, αδυναμία καθιέρωσης φυσιολογικών τιμών.

1.2 Σκοπός της διπλωματικής εργασίας

Η αυτοματοποίηση της επεξεργασίας των βίντεο υπερήχων της διαφραγματικής κίνησης προβάλλει ως μια σύγχρονη λύση σε αυτά τα προβλήματα. Σκοπός της διπλωματικής αυτής εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός λογισμικού συστήματος που θα μπορεί να αναλύει το βίντεο του υπέρηχου και να εξάγει αυτόματα τις επιθυμητές μετρήσεις, όπως τη διαφραγματική εκδρομή και η ταχύτητα σύστασης χωρίς την άμεση παρέμβαση του ανθρώπου.

Ένα τέτοιο σύστημα συνδυάζει γνώσεις από το πεδίο της Πληροφορικής και ειδικότερα της επεξεργασίας εικόνας με τις ανάγκες της ιατρικής. Τα οφέλη ενός τέτοιου συστήματος είναι πολλά:

1. Βελτίωση της ακρίβειας και της αξιοπιστίας των μετρήσεων. Αυτό επιτυγχάνεται με την αφαίρεση της υποκειμενικότητας που υπάρχει από τον ανθρώπινο χειρισμό.
2. Γρηγορότερη και σε πραγματικό χρόνο λήψη αποτελεσμάτων. Αυτό θα διευκολύνει την κλινική απόφαση.
3. Αυτοματοποιημένη αξιολόγηση της αναπνευστικής λειτουργίας που θα μπορούσε να τεθεί σε συνεχή λειτουργία σε ασθενείς παρέχοντας έτσι ζωτικής σημασίας στοιχεία σε πραγματικό χρόνο στον ιατρό. Κάτι τέτοιο δεν θα ήταν εφικτό με την ανθρώπινη παρατήρηση.

Αυτή δεν είναι μια πρωτοπόρα ιδέα. Έχουν ήδη γίνει παρόμοιες ερευνητικές προσπάθειες οι οποίες μάλιστα έχουν δείξει ότι η αυτόματη (ή ημι-αυτόματη) μέτρηση της διαφραγματικής κίνησης είναι εφικτή με ψηλό βαθμό συμφωνίας σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους. Ενδεικτική είναι η έρευνα των Li et al. [17] – αυτόματο μοντέλο – και των Loizou et al [19] - ημιαυτόματο μοντέλο –. Είναι όμως στόχος της εργασίας αυτής να βελτιώσουμε στο μέγιστο βαθμό τη διαδικασία αξιολόγησης της αναπνευστικής λειτουργίας νεογνών μέσω του συστήματος αυτού έτσι ώστε να παρέχει αξιόπιστες μετρήσεις. Για τη διαπίστωση της ακρίβειας των αυτοματοποιημένων μετρήσεων, στο πλαίσιο της εργασίας αυτής, οι μετρήσεις θα συγκριθούν με χειρωνακτικές μετρήσεις που έγιναν από κλινικό ιατρό στα ίδια βίντεο.

Η διαδικασία επεξεργασίας κάθε βίντεο υπερήχων διαφράγματος ξεκινά με ομαλοποίηση/κανονικοποίηση της έντασης και μείωση θορύβου, ώστε να βελτιωθεί η ποιότητα των καρέ. Στο πρώτο καρέ του βιντεο πραγματοποιείται αρχικοποίηση με μορφολογικές πράξεις (binarization, erode/dilate, edge linking) για την εξαγωγή ενός

αρχικού περιγράμματος/μάσκας του διαφράγματος. Στη συνέχεια, το περίγραμμα παρακολουθείται σε όλα τα καρέ με active contour εντός της περιοχής ενδιαφέροντος, με περιοδική διόρθωση και μηχανισμό ανάκαμψης όταν μειώνεται η αξιοπιστία των ακμών, ενώ παράλληλα καταγράφεται το σήμα μετατόπισης του διαφράγματος στον χρόνο. Με βάση την τελική καμπύλη παράγονται 10 M-modes από αντίστοιχες θέσεις πάνω στο διάφραγμα και, από αυτά, υπολογίζονται state diagrams και εξάγονται αυτόματα μετρήσεις όπως η διαφραγματική εκδρομή (DE), οι χρόνοι εισπνοής/εκπνοής, ο αναπνευστικός ρυθμός και οι ταχύτητες κίνησης.

1.3 Δομή εργασίας

Η δομή της διπλωματικής εργασίας έχει ως ακολούθως:

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή, η οποία περιλαμβάνει μια γενική επισκόπηση του αντικειμένου που εξετάζεται δηλαδή της αυτοματοποιημένης αξιολόγησης βίντεο διαφραγματικών υπερήχων και παρουσίαση του σκοπού της διπλωματικής εργασίας.

Κεφάλαιο 2: Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η χρήση των υπερήχων διαφράγματος ως βασικής μεθόδου αξιολόγησης της λειτουργίας του. Αναλύει τις παραδοσιακές τεχνικές M-mode και χειροκίνητου B-mode και τεκμηριώνει τους περιορισμούς τους, ιδίως σε νεογνά.

Τέλος, περιγράφει τη μετάβαση σε πιο δυναμικές τεχνικές, τα πρώτα ημι-αυτοματοποιημένα συστήματα και την τρέχουσα στροφή προς πλήρη αυτοματοποίηση με βαθιά μάθηση.

Κεφάλαιο 3: Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η προτεινόμενη λύση και γίνεται επεξήγηση των αλγόριθμων και τεχνικών που έχουν χρησιμοποιηθεί.

- Κεφάλαιο 4: Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται παρουσίαση, στατιστική ανάλυση και σχολιασμός των αποτελεσμάτων του συστήματος. Τα αποτελέσματα συγκρίνονται με τις χειρωνακτικές μετρήσεις που έγιναν από κλινικό ιατρό.
- Κεφάλαιο 5: Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται συζήτηση των αποτελεσμάτων του εξαγονται από το σύστημα.
- Κεφάλαιο 6: Μελλοντικές εργασίες που μπορούν να προκύψουν από την εργασία αυτή.
- Παράρτημα Α: Παραδείγματα εκτέλεσης συστήματος για δύο βίντεο. Για κάθε βίντεο που χρησιμοποιείται ως είσοδος στο σύστημα, παρατίθενται 10 M-modes, 10 states diagrams, 1 mean state diagram και ο πίνακας των μετρήσεων διαφράγματος.
- Παράρτημα Β: Οθόνη συστήματος.

Κεφάλαιο 2

Ανασκόπηση βιβλιογραφίας και εξέλιξη των μεθόδων αξιολόγησης

2.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΕΔΙΟΥ.....	6
2.2	ΠΡΩΙΜΕΣ/ΠΑΡΑΔΟΣΙΑΚΕΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΕΙΣ: M-MODE & ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΟ B-MODE	7
2.3	ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΩΝ ΠΑΡΑΔΟΣΙΑΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ	8
2.4	Η ΜΕΤΑΒΑΣΗ ΣΕ «ΠΛΟΥΣΙΕΣ» ΔΥΝΑΜΙΚΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ: SPECKLE-TRACKING, TISSUE DOPPLER, 4D/ΕΛΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ	14
2.5	ΠΡΩΤΑ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΑ ΗΜΙ-ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΜΕΝΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ (VIDEO-BASED)	17
2.6	ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΙ-ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΣΤΗΝ ΠΛΗΡΗ ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ: DEEP LEARNING	19
2.7	ΓΙΑΤΙ DEEP LEARNING ΤΩΡΑ;.....	22
2.8	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΟΡΑΣΗΣ ΓΙΑ ΒΙΝΤΕΟ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ	23
2.9	ΕΙΔΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΑ ΝΕΟΓΝΑ ΚΑΙ ΒΡΕΦΗ.....	24

2.1 Εισαγωγή και ορισμός του πεδίου

Στην σύγχρονη βιβλιογραφία πολλοί είναι οι ερευνητές, όπως οι Dres et al., May et al. και Yeung et al. [8, 21, 23], που υποστηρίζουν ότι η χρήση υπερήχων για αξιολόγηση του διαφράγματος έχει πλέον καθιερωθεί ως η μόνη μη επεμβατική, χωρίς ιοντίζουσα ακτινοβολία τεχνική που επιτρέπει την αξιολόγηση της λειτουργίας του διαφράγματος (κινητικότητας και σύσπασης) σε πραγματικό χρόνο. Τα πλεονεκτήματα της χρήσης υπερήχων καθιστά την τεχνική αυτή πολύτιμο εργαλείο για την έγκαιρη και σωστή αξιολόγηση της αναπνευστικής λειτουργίας χωρίς μάλιστα να χρειάζεται η μετακίνηση του ασθενή από το κρεβάτι του. Στην πράξη, σύμφωνα με τους Boussuges et al. [5], ο διαφραγματικός υπέρηχος βοηθά σε δύο βασικά πράγματα: α) στη διάγνωση δυσλειτουργίας του διαφράγματος και β) στην παρακολούθηση της εξέλιξης της κατάστασης ενός ασθενή μετά από μια θεραπευτική παρέμβαση.

Οι μετρήσεις που χρησιμοποιούνται πιο συχνά και έχουν κλινική αξία είναι συγκεκριμένες. Η πρώτη είναι η διαφραγματική εκδρομή (DE), που συνήθως μετριέται με M-mode και η δεύτερη αφορά το πάχος του διαφράγματος και το κλάσμα πάχυνσης, τα οποία βγαίνουν σε B-mode. Επιπλέον, σε αρκετά πρωτόκολλα αναφέρονται και χρονικές παράμετροι όπως ο χρόνος εισπνοής (Tinsp) και η διάρκεια κύκλου (Ttot).

Όπως περιγράφεται στην ανασκόπηση των Boussuges et al. [5], αυτές οι μέθοδοι έχουν μελετηθεί και χρησιμοποιηθεί εκτενώς τα τελευταία χρόνια κυρίως σε ενήλικες ασθενείς των Μονάδων Εντατικής Θεραπείας και σε ειδικούς πληθυσμούς. Σε άλλους πληθυσμούς, όμως, όπως είναι τα παιδιά και τα νεογνά και σύμφωνα με τους Loizou et al. [20], η επέκταση της εφαρμογής τους είναι σε αρχικά στάδια και υπάρχουν ακόμη κενά σε πρωτόκολλα και καθορισμένες φυσιολογικές τιμές.

2.2 Πρώιμες/παραδοσιακές προσεγγίσεις: M-mode & χειροκίνητο B-mode

Οι Boussuges et al. [5] αναφέρουν ότι από τη δεκαετία του 1970 οι συγγραφείς έχουν αναφέρει ότι η διαφραγματική κίνηση θα μπορούσε να καταγραφεί χρησιμοποιώντας M-mode ή την οπτική απεικόνιση σε δύο διαστάσεις (B-mode). Στην μελέτη τους περιγράφουν τη διαδικασία που ακολουθείται ως ακολούθως: Αρχικά, στη B-mode ο χειριστής εντοπίζει τη βέλτιστη απεικόνιση του διαφράγματος και στη συνέχεια ενεργοποιεί τη γραμμή M-mode ώστε να καταγραφεί η κίνηση κατά την αναπνοή. Για το δεξί διάφραγμα χρησιμοποιείται το συκώτι ως ακουστικό παράθυρο, με τοποθέτηση του ηχοβολέα κάτω από τη μεσοπλευρική γραμμή, ώστε η δέσμη να προσπίπτει όσο γίνεται κάθετα στο οπίσθιο τμήμα του διαφράγματος. Αντίστοιχα, για το αριστερό ημιδιάφραγμα αξιοποιείται η σπλήνα ως παράθυρο, με παρόμοια τεχνική τοποθέτησης για την καταγραφή της κίνησης. Η M-mode επιτρέπει την ποσοτικοποίηση της διαφραγματικής εκδρομής και της ταχύτητας του διαφράγματος, αν και σε βαθιά εισπνοή η πλήρης εκδρομή μπορεί να μην είναι ορατή όταν ο πνεύμονας καλύπτει το διάφραγμα. Σε τέτοιες περιπτώσεις προτείνεται προσαρμογή της θέσης του ηχοβολέα πιο κατώτερα και μείωση της γωνίας ώστε η δέσμη να παραμένει κάθετη στο διάφραγμα, ενώ ως εναλλακτική έχει προταθεί και η angle - independent M-mode για

μείωση σφαλμάτων ευθυγράμμισης. Συνολικά, η B-mode λειτουργεί κυρίως για σωστό εντοπισμό και ευθυγράμμιση, ενώ η M-mode χρησιμοποιείται για την τελική ποσοτική μέτρηση της διαφραγματικής κίνησης.

2.3 Περιορισμοί των παραδοσιακών μεθόδων

Η αναγνώριση των δυνατοτήτων της χρήσης υπερήχων για την αξιολόγηση της διαφραγματικής κίνησης, φαίνεται από το έντονο ενδιαφέρον των ερευνητών. Στον *Πίνακα 2-1: Βιβλιογραφική ανασκόπηση διαφραγματικών μετρήσεων* παρουσιάζονται κάποιες από τις έρευνες αυτές διαχωρισμένα ανάλογα με τον πληθυσμό στον οποίο αναφέρονται (ενήλικες/νεογνά). Συγκεκριμένα γίνεται αναφορά στην εργασία των Xu και Hamilton [15] οι οποίοι επικεντρώθηκαν στην ανάλυση βίντεο υπερήχων με μεθόδους επεξεργασίας εικόνας, διερευνώντας τη δυνατότητα αυτόματης εξαγωγής πληροφορίας κίνησης χωρίς να παρουσιάζονται ποσοτικά αποτελέσματα. Στην έρευνά τους οι Kuo et al. [25] πρότειναν τον αλγόριθμο UITA και παρουσίασαν μετρήσεις διαφραγματικής εκδρομής τόσο σε ήρεμη όσο και σε βαθιά αναπνοή. Πιο σύγχρονες προσεγγίσεις βασισμένες στην οπτική ροή και στο speckle tracking, όπως αυτές των Fritsch [9], Xu et al. [26] και Zhang et al. [29], εστίασαν στην παρακολούθηση της διαφραγματικής κίνησης σε διαφορετικούς πληθυσμούς, συμπεριλαμβανομένων υγιών ατόμων και ασθενών υπό μηχανικό αερισμό. Επιπλέον, οι Huang et al. [14] και Li R. et al. [16] συνέδεσαν τις αυτόματες μετρήσεις διαφραγματικής εκδρομής με την έκβαση της αποσωλήνωσης, προτείνοντας κατώφλια τιμών και αναδεικνύοντας τον ρόλο της διαφραγματικής κίνησης ως προγνωστικό δείκτη. Τέλος, οι Loizou et al. [20] παρουσίασαν μια ημι-αυτόματη διαδικασία βασισμένη στα ενεργά περιγράμματα (snakes), ενισχύοντας την αυτοματοποίηση της ανάλυσης βίντεο υπερήχων.

Study	Year	Method	Number of cases investigated	Diaphragmatic Excursion	
				Resting Breathing	Deep Breathing
Adults					
[25]	2006	Image processing of ultrasound video	4	—	—
[29]	2023	Optical-flow-based diaphragm ultrasound image motion tracking algorithm	14 (healthy & mechanical ventilation patients)	—	—
[15]	2018	Ultrasound Image Tracking Algorithm (UITA)	40	24.5 ± 10.2 mm (SQB) 31.9 ± 10.5 mm (SuQB)	68.9 ± 15.9 mm (SDB) 98.1 ± 27.4 mm (SuDB)
[26]	2022	Speckle tracking ultrasound video	50	—	—
[9]	2022	Speckle tracking ultrasound video analysis	20 CABG patients	—	—
[14]	2023	Automatic speckle tracking imaging	160	1.10 ± 0.46 cm (Weaning Success)	0.89 ± 0.32 cm (Weaning Failure)
[16]	2024	Speckle tracking ultrasound video analysis	86	—	10.15 mm (threshold for weaning)
[20]	2025	Snake-based segmentation video pipeline	20	36.7 ± 2.1 mm	—
Neonates					
[6]	2023	M-mode imaging, represented as an echogenic line	37 toddlers	Diaphragm Thickness = 27.58 ± 1.74 mm	16.68 ± 2.9 mm
[7]	2023	Review of AI applications in neonatology	—	—	—
[17]	2025	MDRU-Net-based segmentation	258 images, 42 videos	4.3% error in DE	8.12% error in thickening fraction

Πίνακα 2-1: Βιβλιογραφική ανασκόπηση διαφραγματικών μετρήσεων

Abbreviations:

SQB: Subquiet Breathing, SuQB: Superquiet Breathing, SDB: Subdeep Breathing, SuDB: Superdeep Breathing

Στην πιο πρόσφατη βιβλιογραφία, εμφανίζονται και έρευνες που αφορούν τα νεογνά και την προσαρμογή των αυτοματοποιημένων μεθόδων στις ιδιαίτερες ανατομικές και λειτουργικές ιδιαιτερότητες του διαφράγματος τους. Μελέτες που βασίζονται σε M-mode απεικόνιση και νεότερες προσεγγίσεις με βαθιά νευρωνικά δίκτυα προσπαθούν να ποσοτικοποιήσουν τόσο τη διαφραγματική εκδρομή όσο και παραμέτρους όπως το πάχος και το κλάσμα πάχυνσης. Οι Buonsenso et al. [6] χρησιμοποίησαν M-mode απεικόνιση για να μετρήσουν την διαφραγματική κίνηση τόσο σε ήρεμη όσο και σε βαθιά αναπνοή. Οι Chioma et al. [7], μέσα από βιβλιογραφική ανασκόπηση, ανέδειξαν τη δυναμική των τεχνικών τεχνητής νοημοσύνης στην αξιολόγηση των υπερήχων διαφραγματικής κίνησης νεογνών αλλά και τα υφιστάμενα προβλήματα αξιοπιστίας και γενίκευσης των μοντέλων. Πιο πρόσφατα, οι Li Z. et al. [17] (2025) πρότειναν αρχιτεκτονική MDRU-Net για την αυτόματη τμηματοποίηση εικόνων υπερήχων, αναφέροντας συγκεκριμένα ποσοστά σφάλματος στη μέτρηση της διαφραγματικής εκδρομής και του κλάσματος πάχυνσης.

Ωστόσο, ήδη από τις πρώτες μελέτες επισημάνθηκαν σημαντικοί περιορισμοί που επηρεάζουν τη γενίκευση των αποτελεσμάτων και ανέδειξαν την ανάγκη για τυποποίηση, λόγω μεγάλου αριθμού παραγόντων που επηρεάζουν τα αποτελέσματα όπως οι διαφορετικές στάσεις σώματος, οι αναπνευστικοί ελιγμοί (ήρεμη έναντι βαθιάς αναπνοής), και οι διαφορές μεταξύ του δεξιού και του αριστερού διαφράγματος. Μερικά από τα προβλήματα είναι τα ακόλουθα:

2.3.1 Εξάρτηση από τον χειριστή και περιορισμένη αναπαραγωγιμότητα

Οι Boussuges et al. [5] όπως και αρκετοί άλλοι ερευνητές όπως οι Loizou et al. [20] και οι Ye et al. [27] σημειώνουν ότι ένας από τους σημαντικότερους περιορισμούς των παραδοσιακών μεθόδων είναι η υψηλή εξάρτηση από τον χειριστή. Η χρήση υπερήχων είναι μια τεχνική η οποία είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη στην εμπειρία του εξεταστή. Η ποιότητα της εικόνας, η επιλογή της θέσης του ηχοβολέα και η ερμηνεία των εικόνων εξαρτώνται καθοριστικά από την εμπειρία και την τεχνική ικανότητα του χειριστή [17, 27]. Αυτό, σύμφωνα με τους Loizou et al. [18, 19, 20], οδηγεί σε σημαντική δια-

παρατηρητή και ενδο-παρατηρητή μεταβλητότητα. Συγκεκριμένα, η ενδο-παρατηρητή μεταβλητότητα στις χειροκίνητες μετρήσεις διαφραγματικής εκδρομής (τοποθέτηση δεικτών) έχει αναφερθεί περίπου στο 7% για ήρεμη αναπνοή και 6% για βαθιά αναπνοή, φτάνοντας έως και 12%, ενώ η δια-παρατηρητή μεταβλητότητα κυμαίνεται από 3% έως 9% [20]. Η απουσία τυποποιημένων σημείων μέτρησης για βασικές παραμέτρους του διαφράγματος, όπως το πάχος, το κλάσμα πάχυνσης και η εκδρομή, συμβάλλει στην ασυνέπεια και μειώνει την αναπαραγωγιμότητα των αποτελεσμάτων [17]. Όπως σωστά συμπεραίνουν οι Loizou et al [20] λόγω της αδυναμίας τυποποίησης της μέτρησης η ίδια η εξέταση μπορεί να δώσει διαφορετικά αποτελέσματα αν επαναληφθεί από άλλο εξεταστή. Αυτό από μόνο του καθιστά δύσκολη την ενσωμάτωση του υπέρηχου διαφράγματος σε ευρύτερα πρωτόκολλα αξιολόγησης της αναπνευστικής λειτουργίας.

2.3.2 Εξωτερικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας

Η σωματική κατάσταση του ασθενή μπορεί να μειώσει την ποιότητα της εικόνας του υπέρηχου. Ερευνητές, όπως οι Dres et al [8] και Yeung et al. [23] αναφέρουν ότι την παχυσαρκία ως εμπόδιο στη σωστή παρακολούθηση του διαφράγματος καθώς το αυξημένο βάθος του διαφράγματος καθιστά την απεικόνιση πιο δύσκολη. Δυσκολίες υπάρχουν και στην παρουσία μετεωρισμού που επίσης δυσκολεύει την καθαρή απεικόνιση του διαφράγματος. Επιπλέον, η αδυναμία καλής συνεργασίας του ασθενούς ή οι ακούσιες κινήσεις – κάτι συχνό στα νεογνά – προσθέτουν και άλλες δυσκολίες στην ακριβή εκτίμηση της διαφραγματικής κίνησης [2, 20, 23]. Σε αυτά, οι Yeung et al. [23] προσθέτουν τους παράγοντες μικρό μέγεθος σώματος και η σκίαση από τα πλευρά, ειδικά στα νεογνά, οι οποίοι επίσης περιορίζουν το ακουστικό παράθυρο και δυσχεραίνουν την απεικόνιση.

2.3.3 Περιορισμοί του M-mode

Το M-mode αποτελεί ένα γρήγορο και απλό εργαλείο για την καταγραφή της κίνησης του διαφράγματος σε πραγματικό χρόνο. Έχει όμως ορισμένους περιορισμούς που

μπορούν να επηρεάσουν την ακρίβεια και την αξιοπιστία των μετρήσεων. Όπως παρατηρούν οι Goutman et al. [10], Ye et al. [27] και Zhang et al. [29] κυριότερος περιορισμός αποτελεί η μονοδιάστατη φύση του εργαλείου (αποτύπωση της κίνησης κατά μήκος μιας γραμμής) με την οποία είναι αδύνατη η αποτύπωση της πολύπλοκης τρισδιάστατης κινητικότητας του διαφράγματος. Σύμφωνα με τους Ye et al. [27] το M-mode δεν μπορεί να αντικατοπτρίσει την πραγματική κίνηση των οργάνων όταν υπάρχει ταυτόχρονη πλευρική μετατόπιση, όπως σε ασύμμετρη κίνηση διαφράγματος ή παράδοξη κίνηση διαφράγματος, οδηγώντας σε πιθανή λανθασμένη εκτίμηση.

Πρόσθετα της πολυπλοκότητας της κίνησης του διαφράγματος, το διάφραγμα κινείται διαγωνίως στην εικόνα του υπερήχου. Αυτό σημαίνει ότι απαιτείται ευθυγράμμιση της εικόνας (περιστροφή) ώστε ο κύριος άξονας να είναι κατακόρυφος. Οι Boussuges et al [5], αναφέρουν ότι λανθασμένη ευθυγράμμιση του δείκτη του M-mode με τον άξονα της διαφραγματικής μετατόπισης μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση της εκδρομής (κατά μέσο όρο +17%), λόγω σφαλμάτων προσανατολισμού και μετατόπισης.

Ένας άλλος περιορισμός αφορά στην ανεπάρκεια της εικόνας σε περιπτώσεις με δυσκολία πρόσβασης ή υψηλό σωματικό βάρος ή ακόμη όπως αναφέρεται από τους Goutman et al. [10] λόγω του μικρότερου ακουστικού παραθύρου και της παρεμβολής του πνεύμονα το M-mode στην εξέταση του αριστερού διαφράγματος.

Τέλος, λόγω της παρουσίας θορύβου στα βίντεο των υπερήχων είναι δύσκολο να εφαρμοστούν αποτελεσματικά οι διάφοροι αλγόριθμοι επεξεργασίας και ανάλυσης εικόνας. Για το λόγο αυτό, πριν τη δημιουργία του M-mode, είναι απαραίτητη η σωστή επεξεργασία του βίντεο με ρυθμίσεις φωτεινότητας και ομαλοποίησης/κανονικοποίησης της έντασης ανάλυσης καθώς και αφαίρεση του θορύβου (speckle noise) του βίντεο για βελτίωση της ακρίβειας της αναγνώρισης της κατάστασης (διαστολικά και συστολικά χρονικά σημεία) του βίντεο. Χωρίς αυτές τις διαδικασίες η ποιότητα του M-mode παραμένει χαμηλή και μειώνεται η δυνατότητα αξιόπιστης τμηματοποίησης [19].

2.3.4 Περιορισμοί του 2D B-mode

Η χρήση B-mode προσφέρει πιο λεπτομερή απεικόνιση της ανατομίας καθώς παρέχει κυρίως δομικές πληροφορίες και όχι λεπτομέρειες σχετικά με τις ελαστικές ιδιότητες των ιστών [28, 29]. Τα μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής αφορούν πρώτα στη διαδικασία χειροκίνητης μέτρησης η οποία είναι χρονοβόρα και απαιτεί μεγάλη συγκέντρωση από τον χειριστή. Αυτό την κάνει λιγότερο πρακτική στην καθημερινή κλινική πράξη [17]. Πρόσθετα, καθώς είναι χειροκίνητη μέτρηση εμπεριέχει εξ ορισμού την πιθανότητα ανθρώπινου λάθους. Αρκετοί ερευνητές συμφωνούν ότι το B-mode είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο σε θόρυβο εικόνας (speckle noise) κάτι που μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια των μετρήσεων. Ο θόρυβος (speckle noise) μειώνει αισθητά την ποιότητα της εικόνας, την αντίθεση και καλύπτει τις λεπτομέρειες δυσκολεύοντας έτσι την ανάλυση και την κατανόηση της εικόνας.

Σε νεογνά και παιδιά, όπου η απεικόνιση είναι πιο δύσκολη λόγω του μικρού μεγέθους του θώρακα, των γρήγορων και ακανόνιστων αναπνευστικών προτύπων, και της μειωμένης συνεργασίας με συγκεκριμένες αναπνευστικές οδηγίες, τα προβλήματα αυτά επιδεινώνονται και εμποδίζουν αισθητά την ακριβή μέτρηση της διαφραγματικής εκδρομής κάνοντας την ακόμη πιο περίπλοκη [13, 20, 28].

2.3.5 Αδυναμία καθιέρωσης φυσιολογικών τιμών

Όλοι οι παραπάνω περιορισμοί οδηγούν σε ένα κεντρικό πρόβλημα: την αδυναμία καθορισμού αξιόπιστων φυσιολογικών τιμών για τις παραμέτρους του διαφράγματος [18, 19, 20]. Στις μέχρι σήμερα μελέτες αναφέρονται διαφορετικά εύρη τιμών για παρόμοιους πληθυσμούς κάτι που οφείλεται κυρίως στη διαφορά μεθοδολογίας, τον εξοπλισμό και φυσικά την εμπειρία του χειριστή. Οι Li et al. [17] και Orde et al. [22] συμφωνούν ότι το γεγονός αυτό καθιστά δύσκολη τη σύγκριση αποτελεσμάτων μεταξύ μελετών. Το πρόβλημα αυτό επιδεινώνεται στην πληθυσμιακή ομάδα των παιδιών και νεογνών καθώς υπάρχει έλλειψη επικυρωμένων κανονιστικών δεδομένων προσαρμοσμένων στην ηλικία, το φύλο και το μέγεθος του σώματος, καθώς και

απουσία σαφώς καθορισμένων κλινικών ορίων, περιορίζοντας σημαντικά την κλινική χρησιμότητα των δεδομένων [20, 28].

2.4 Η μετάβαση σε «πλούσιες» δυναμικές μετρήσεις: Speckle-tracking, Tissue Doppler, 4D/ελαστογραφία

Για να υπερπηδηθούν οι αδυναμίες του M-mode και να επιτευχθούν πιο ολοκληρωμένες αξιολογήσεις της διαφραγματικής κίνησης, έχουν αναπτυχθεί προηγμένες τεχνικές που αποτυπώνουν τη δισδιάστατη παραμόρφωση και τις ταχύτητες του διαφράγματος:

2.4.1 2D speckle-tracking

Η τεχνική αυτή επιτρέπει την ποσοτική εκτίμηση της διαφραγματικής παραμόρφωσης (strain) και του ρυθμού παραμόρφωσης (strain-rate) [27]. Οι Goutman et al. [10] αναφέρουν ότι η δισδιάστατη παρακολούθηση κηλίδων είναι μια τεχνική ανάλυσης εικόνας που ακολουθεί το φυσικό μοτίβο κηλίδων - μικροσκοπική υφή λευκού και μαύρου ("salt and pepper") που παράγεται από την οπισθοσκέδαση υπερήχων - από το ένα καρέ στο επόμενο εντός μιας καθορισμένης περιοχής ενδιαφέροντος (ROI) στο διάφραγμα. Επειδή το μοτίβο κηλίδων παραμένει σταθερό σε μικρές μετατοπίσεις, ένας αλγόριθμος υπολογιστή μπορεί να υπολογίσει το διάνυσμα κίνησης κάθε σημείου κηλίδων τόσο στην αξονική (X) όσο και στην πλευρική (Y) κατεύθυνση, δίνοντας μια πραγματική δισδιάστατη μετατόπιση αντί για μια μέτρηση που βασίζεται σε μία μόνο γραμμή.

Πρωτοπόρες μελέτες σε υγιείς και σε καταστάσεις αναπνευστικού φορτίου έχουν δείξει συσχετίσεις με την ηλεκτρική δραστηριότητα του διαφράγματος και τις πιέσεις, ανοίγοντας τον δρόμο για μια ποσοτική εκτίμηση συμβατή με καρδιολογικά πρότυπα [27]. Πιο πρόσφατα, το speckle-tracking έχει εφαρμοστεί με επιτυχία σε ασθενείς με Αμυοτροφική Πλάγια Σκλήρυνση, σε ΜΕΘ και σε πλαίσια αποδέσμευσης από αναπνευστήρα, αναδεικνύοντας την κλινική του χρησιμότητα [14].

2.4.2 Tissue Doppler Imaging του διαφράγματος

Η απεικόνιση Tissue Doppler Imaging (TDI) είναι μια τεχνική υπερήχου που μετρά την ταχύτητα κίνησης του μυϊκού ιστού (και όχι τη ροή του αίματος, όπως το κλασικό Doppler). Όταν εφαρμόζεται στο διάφραγμα, ακολουθεί τις ίδιες αρχές που χρησιμοποιούνται ευρέως στις μελέτες Tissue Doppler του μυοκαρδίου, με τη διαφορά ότι ο δείκτης/δρομέας τοποθετείται πάνω στον ίδιο τον διαφραγματικό μυ [8]. Η εξέταση πραγματοποιείται συνήθως από υποπλεύρια προβολή με χαμηλής συχνότητας (2–5 MHz) phased-array ή curvilinear ηχοβολέα, τοποθετημένο μεταξύ μέσης κλειδικής και πρόσθιας μασχαλιαίας γραμμής, ώστε η δέσμη να διέρχεται από το ήπαρ (δεξιά) ή τη σπλήνα (αριστερά) και να τέμνει το αντίστοιχο διάφραγμα [8]. Κρίσιμο τεχνικό σημείο είναι ο προσανατολισμός του Doppler cursor όσο το δυνατόν πιο κάθετα προς το παρατηρούμενο διάφραγμα, ώστε να μειώνεται η υποεκτίμηση της ταχύτητας από γωνιακά σφάλματα [8]. Από το φάσμα (spectral tissue Doppler trace) εξάγονται δείκτες όπως η κορυφαία ταχύτητα σύσπασης (V_c), η κορυφαία ταχύτητα χαλάρωσης (V_r), το ολοκλήρωμα ταχύτητας-χρόνου (VTI) και ο μέγιστος ρυθμός χαλάρωσης (maximum relaxation rate), ενώ αναφέρεται ότι, όταν η τοποθέτηση είναι σωστή, οι δείκτες αυτοί παρουσιάζουν πολύ καλή ενδο- και δια-παρατηρητή αναπαραγωγιμότητα [8].

Οι μετρήσεις του TDI έχουν σαφή φυσιολογική ερμηνεία: η ταχύτητα σύσπασης αντανakλά το πόσο γρήγορα βραχύνεται το διάφραγμα στην εισπνοή, ενώ η ταχύτητα χαλάρωσης εκφράζει την ταχύτητα επιμήκυνσης στην εκπνοή. Αντίστοιχα, το VTI «αθροίζει» πρακτικά τη μετατόπιση σε όλη τη διάρκεια ενός αναπνευστικού κύκλου και μπορεί να συνδεθεί με το συνολικό έργο του διαφράγματος [8]. Επειδή η διαφραγματική κίνηση καθοδηγείται από τη διαφραγματική πίεση (P_{di}), οι ταχύτητες που προκύπτουν από TDI έχουν συσχετισθεί με μετρήσεις πίεσης: σε κρίσιμα πάσχοντες, η κορυφαία ταχύτητα σύσπασης έδειξε ισχυρή γραμμική συσχέτιση με την κορυφαία διαφραγματική πίεση ($R^2 = 0.73$), υποστηρίζοντας ότι το TDI μπορεί να λειτουργήσει ως μη επεμβατικός δείκτης της διαφραγματικής [8]. Κλινικά, στο πλαίσιο του weaning, έχει αναφερθεί ότι οι περισσότεροι δείκτες TDI διαφοροποιούν σημαντικά τους ασθενείς που επιτυγχάνουν από εκείνους που αποτυγχάνουν, με

εξαίρεση το VTI, ενώ υψηλότερες τιμές κορυφαίας ταχύτητας σύσπασης και χαλάρωσης έχουν παρατηρηθεί σε ασθενείς που αργότερα αποτυγχάνουν στο weaning—εύρημα που μπορεί να υποδηλώνει υπερβολική ή μη αποδοτική διαφραγματική προσπάθεια [8]. Παράλληλα, το TDI συμπληρώνει τη συμβατική χρήση υπερήχων (πάχος, κλάσμα πάχυνσης, εκδρομή) προσθέτοντας μια «διάσταση ταχύτητας» για τις δυναμικές συσταλτικές ιδιότητες του μυ.

Ωστόσο, και σύμφωνα με τους Dres et al. [8] η μέθοδος παραμένει ευαίσθητη στις ρυθμίσεις του υπερήχου (π.χ. gain, φίλτρα) και στη θέση/γωνία του ηχοβολέα, ενώ οι μελέτες σε ΜΕΘ είναι ακόμη περιορισμένες και οι τιμές αναφοράς για κρίσιμα πάσχοντες βρίσκονται υπό διαμόρφωση

2.4.3 4D υπέρηχος

Η τεχνική των 4D υπερήχων χρησιμοποιείται κυρίως σε ερευνητικά περιβάλλοντα για την κινηματική ανάλυση του διαφράγματος. Επιβεβαιώνει τους γεωμετρικούς περιορισμούς του M-mode και προτείνει μια πολυεπίπεδη ανακατασκευή της κίνησης, παρέχοντας μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της τρισδιάστατης κίνησης [8].

Σύμφωνα με τους Dres et al. [8] ο 4D υπέρηχος - που ονομάζεται επίσης τρισδιάστατος (3D) υπέρηχος πραγματικού χρόνου - επεκτείνει την συμβατική απεικόνιση διαφράγματος χρησιμοποιώντας ένα εξαιρετικά γρήγορο σύστημα επίπεδου κύματος για να αποκτήσει ένα πλήρες σύνολο ογκομετρικών δεδομένων σε κάθε στιγμή του αναπνευστικού κύκλου, παρέχοντας έτσι τρισδιάστατη ανατομία μαζί με τη χρονική διάσταση (το τέταρτο «D»). Στην πράξη, ένας χαμηλής συχνότητας φασικός πίνακας ή ένας καμπυλόγραμμος αισθητήρας τοποθετείται στο υποπλευρικό παράθυρο. Το μηχάνημα εκπέμπει μη εστιασμένους παλμούς που ανακατασκευάζονται σε διαδοχικούς τρισδιάστατους όγκους, οι οποίοι μπορούν να εμφανιστούν ως συνεχής ταινία του διαφράγματος και των περιβαλλόντων αναπνευστικών μυών. Αυτή η τεχνική επιτρέπει την ποσοτικοποίηση του συνολικού πάχους του διαφράγματος, της καμπυλότητας, της περιφερειακής εκδρομής και της παραμόρφωσης σε ολόκληρο το

μυϊκό φύλλο, αντί να βασίζεται σε μία μόνο γραμμή B-mode, και μπορεί να συνδυαστεί με ελαστογραφία κύματος διάτμησης για την αξιολόγηση της ακαμψίας των ιστών εντός του ίδιου ογκομετρικού συνόλου δεδομένων.

Κλινικά, ο 4D υπέρηχος υπόσχεται πιο ακριβή πρόβλεψη αποδέσμευσης από τον αναπνευστήρα, αποκαλύπτοντας ετερογενή ή ανομοιογενή πρότυπα συστολής που μπορεί να προηγούνται της αποτυχίας, και προσφέρει ένα εργαλείο σε πραγματικό χρόνο για την παρακολούθηση θεραπευτικών παρεμβάσεων, όπως η νευροδιέγερση του διαφράγματος [8]. Ωστόσο, η συνήθης χρήση του στο κρεβάτι του ασθενούς περιορίζεται προς το παρόν από την ανάγκη για εξειδικευμένους ανιχνευτές μήτρας, ισχυρό υλικό επεξεργασίας και έμπειρους χειριστές, και εξακολουθούν να μην υπάρχουν αξιόπιστες τιμές αναφοράς για ασθενείς σε κρίσιμη κατάσταση, γεγονός που αντικατοπτρίζει την υιοθέτηση σε πρώιμο στάδιο άλλων προηγμένων τεχνικών υπερήχων, όπως η απεικόνιση Doppler ιστών και η παρακολούθηση κηλίδων [8].

2.4.4 Shear-wave elastography (SWE) και πολύτροπη απεικόνιση

Αυτές οι τεχνικές διερευνώνται για την αξιολόγηση των ελαστικών ιδιοτήτων του διαφράγματος και χρησιμοποιούνται σε ενήλικες και υγιείς πληθυσμούς, με προοπτική επέκτασης στην παιδιατρική [8]. Η SWE εκμεταλλεύεται μια εξαιρετικά γρήγορη λειτουργία απεικόνισης για να δημιουργήσει μια παροδική μηχανική δόνηση στον ιστό. Η ταχύτητα διάδοσης διατμητικού κύματος που προκύπτει μετριέται και μετατρέπεται σε μια ποσοτική εκτίμηση της ακαμψίας του ιστού (μέτρο διάτμησης).

2.5 Πρώτα ολοκληρωμένα ημι-αυτοματοποιημένα συστήματα (video-based)

Η ανάγκη για μείωση της εξάρτησης από τον χειριστή και βελτίωση της ακρίβειας οδήγησε στην ανάπτυξη ημι-αυτοματοποιημένων συστημάτων βασισμένων σε βίντεο. Ένας σημαντικός σταθμός είναι το ημι-αυτοματοποιημένο σύστημα των Loizou et al. [19], το οποίο αξιολόγησε την εκδρομή του διαφράγματος, τον χρόνο εισπνοής και τον ρυθμό χαλάρωσης σε πραγματικά βίντεο διαφράγματος από ενήλικες και ασθενείς

ΜΕΘ. Το σύστημα αυτό πέτυχε ισχυρές συσχετίσεις και μη σημαντικές διαφορές έναντι των χειροκίνητων μετρήσεων, με σαφή μεθοδολογική περιγραφή και δοκιμή τόσο σε προσομοιωμένα όσο και σε κλινικά δεδομένα. Συγκεκριμένα, το σύστημα αξιολογήθηκε σε προσομοιωμένα βίντεο και σε 13 ασθενείς, τέσσερις εκ των οποίων ήταν μηχανικά αεριζόμενοι. Τα κύρια βήματα της μεθοδολογίας ήταν τα εξής: κανονικοποίηση βίντεο, φιλτράρισμα θορύβου, δημιουργία εικόνας M-Mode, τμηματοποίηση φιδιών (snake segmentation) και μετρήσεις διαφραγματικής κίνησης.

Η ίδια ερευνητική γραμμή επεκτάθηκε πρόσφατα σε νέα έρευνα των Loizou et al. [20] αυτή την φορά με τη χρήση προσομοιωμένων βίντεο νεογνών. Σε αυτή την πρώτη προσπάθεια αυτοματοποίησης της μέτρησης της διαφραγματικής κίνησης νεογνών, οι Loizou et al. προσπάθησαν να εξακριβωθεί η δυνατότητα και η ακρίβεια του υφιστάμενου συστήματος τους σε πολύ απαιτητικές συνθήκες, όπως η μικρότερη κλίμακα και η ταχεία αναπνοή των νεογνών. Πρόκειται για την πρώτη βιβλιογραφική αναφορά εφαρμογής αυτού του τύπου σε νεογνά, με ευρήματα που έδειξαν στενή συμφωνία με τις χειροκίνητες μετρήσεις [20].

Παράλληλα με το ημι-αυτοματοποιημένο σύστημα των Loizou et al. [19,20], αναπτύχθηκαν αλγόριθμοι οπτικής ροής και NCC-speckle tracking ειδικά σχεδιασμένοι για βίντεο υπερήχων διαφράγματος:

Έρευνα των Ye et al. [27]: ανέπτυξαν ένα αλγόριθμο normalized cross-correlation (NCC) speckle-tracking για δισδιάστατη (2D) εκτίμηση της παραμόρφωσης του διαφράγματος, δοκιμασμένο σε υγιείς και διασωληνωμένους ασθενείς [17]. Ο αλγόριθμος αυτός έχει τη δυνατότητα να μετρά με ακρίβεια την παραμόρφωση και την κίνηση του δεξιού διαφράγματος, ακόμη και σε περιπτώσεις σύνθετης, μη-αξονικής κίνησης. Πλεονέκτημα του αλγορίθμου είναι ένα μη επεμβατικό εργαλείο παρακολούθησης στη κλινική θέση που αντιμετωπίζει τους περιορισμούς των παραδοσιακών μεθόδων M-mode/B-mode και των λογισμικών καρδιακού speckle tracking. Το σύστημα αξιολογήθηκε με επεξεργασία δεδομένων DICOM από έξι υγιείς και οκτώ ασθενείς σε μηχανικό αερισμό, αποδεικνύοντας την ικανότητα του αλγορίθμου να εκτιμά αξιόπιστα

τόσο την κίνηση όσο και την παραμόρφωση του διαφράγματος ανεξάρτητα από το επίπεδο απεικόνισης.

Έρευνα των Zhang et al. [29]: Παρουσίασαν μια βελτιστοποιημένη μέθοδο οπτικής ροής για την ποσοτική παρακολούθηση της παραμόρφωσης του δεξιού διαφράγματος. Η μέθοδος χρησιμοποιεί φιλτράρισμα και Density-Based Spatial Clustering of Applications with Noise (DBSCAN) για να αφαιρέσει τον θόρυβο από τα δεδομένα τύπου DICOM. Ακολουθώς χρησιμοποιεί ένα βελτιωμένο αλγόριθμο διόρθωσης ολίσθησης (drift correction) που εφαρμόζεται στους υπολογισμούς οπτικής ροής Lucas-Kanade. Το σύστημα αναλύει αυτόματα τις κατακόρυφες και οριζόντιες μετατοπίσεις στα πλαίσια και την συνολική παραμόρφωση σε τρεις τομές απεικόνισης σε έξι υγιή άτομα και οκτώ μηχανικά αεριζόμενους ασθενείς. Σημαντικό είναι ότι βρέθηκαν σημαντικές διαφορές ($p < 0,05$) στις οριζόντιες/κατακόρυφες μετατοπίσεις μεταξύ των ομάδων αν και η συνολική παραμόρφωση δεν έδειξε σημαντική διαφορά μεταξύ των τομών ή των ομάδων. Οι ερευνητές καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι αυτή η μέθοδος ποσοτικοποιεί αποτελεσματικά τη δυναμική του διαφράγματος και μπορεί να βοηθήσει στη διάγνωση της δυσλειτουργίας του διαφράγματος, επιτυγχάνοντας χρόνο υπολογισμού περίπου 32 χιλιοστών του δευτερολέπτου ανά ζεύγος πλαισίων

Συνολικά, τα ημι-αυτοματοποιημένα εργαλεία προσφέρουν πολλαπλά πλεονεκτήματα:

- Μειώνουν την εξάρτηση από τον χειριστή, βελτιώνοντας την αντικειμενικότητα και την αναπαραγωγικότητα των μετρήσεων [19, 20]
- Παρακολουθούν τη συνεχή δισδιάστατη κίνηση του διαφράγματος, παρέχοντας μια πιο πλήρη εικόνα σε σχέση με τις μονοδιάστατες μεθόδους [27, 29].
- Υπολογίζουν παράγωγες δυναμικές παραμέτρους, όπως ο ρυθμός μέγιστης χαλάρωσης και άλλοι ρυθμοί κίνησης/χαλάρωσης, οι οποίοι είναι σημαντικοί για την αξιολόγηση της μυϊκής λειτουργίας [18, 19].

2.6 Από την ημι-αυτοματοποίηση στην πλήρη αυτοματοποίηση: Deep Learning

Σύμφωνα με τους Li et al. [17], η πιο πρόσφατη και πολλά υποσχόμενη τάση στην ανάλυση της υπερήχου του διαφράγματος είναι η πλήρης αυτοματοποίηση, με τη χρήση συστημάτων μάθησης βασισμένων σε βαθιά νευρωνικά δίκτυα. Αυτά τα συστήματα αποσκοπούν στην επίτευξη: (α) τμηματοποίησης του διαφράγματος σε B-mode/M-mode καρέ, (β) εξαγωγής παραμέτρων όπως το πάχος, το κλάσμα πάχυνσης και η εκδρομή, και (γ) ταξινόμησης/πρόβλεψης κλινικών εκβάσεων.

2.6.1 Ανοικτό dataset διαφράγματος & MDRU-Net

Μια σημαντική εξέλιξη είναι η διάθεση ανοικτών συνόλων δεδομένων διαφράγματος σε συνδυασμό με την ανάπτυξη του MDRU-Net. Στην έρευνά τους οι Li et al. [17] παρουσιάζουν ένα αυτόματο σύστημα μέτρησης του διαφράγματος το οποίο χρησιμοποιεί βαθιά μάθηση σε δεδομένα υπερήχων (B-mode εικόνες για το διαφραγματικό πάχος και M-mode για τη διαφραγματική εκδρομή). Το σύστημα χρησιμοποιεί ένα νέο Multi-ratio Dilated U-Net (MDRU-Net) για τμηματοποίηση και ακολούθως Spatiotemporal Feature Fusion Network (STFFNet) για ανάλυση βίντεο.

Για την εκπαίδευση του μοντέλου, οι ερευνητές χρησιμοποίησαν το PyTorch, για τη δημιουργία των αλγορίθμων τμηματοποίησης τόσο για στατικές εικόνες υπερήχων όσο και για βίντεο. Επειδή τα διαθέσιμα σύνολα δεδομένων για ιατρική απεικόνιση, είναι συχνά περιορισμένα σε μέγεθος, οι ερευνητές εφάρμοσαν την τεχνική της διασταυρούμενης επικύρωσης πέντε φορών (five-fold cross-validation). Η τεχνική αυτή χωρίζει το σύνολο δεδομένων σε πέντε ίσα μέρη. Το μοντέλο εκπαιδεύεται πέντε φορές, χρησιμοποιώντας κάθε φορά ένα διαφορετικό μέρος ως σύνολο επικύρωσης και τα υπόλοιπα τέσσερα ως σύνολο εκπαίδευσης. Αυτό γίνεται για να μειωθεί ο κίνδυνος υπερεκπαίδευσης (overfitting) και να ενισχυθεί η αξιοπιστία και η στιβαρότητα της αξιολόγησης της απόδοσης του μοντέλου [17]. Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για την τμηματοποίηση των βίντεο, το STFFNet (Spatiotemporal Feature Fusion Network), είναι μια πιο σύνθετη αρχιτεκτονική που λαμβάνει υπόψη τη χρονική διάσταση. Για να επιταχυνθεί και να βελτιωθεί η εκπαίδευσή του, το μοντέλο αρχικοποιήθηκε χρησιμοποιώντας τα καλύτερα μοντέλα των MRDU-NetV3 και

MRDU-NetV1 [17] και μετά εκπαιδεύτηκαν ξεχωριστά. για τα βίντεο πάχους και εκδρομής.

Οι ερευνητές είχαν στην διάθεσή τους 115 συνολικά βίντεο υπερήχων. Η συγκριτική ανάλυση με τις χειροκίνητες κλινικές αξιολογήσεις έδειξε μικρές αποκλίσεις: μέσο σφάλμα 8,12% για το κλάσμα πάχυνσης του διαφράγματος και 4,3% για την εκδρομή του διαφράγματος. Σύμφωνα με τους ερευνητές, το προτεινόμενο αυτοματοποιημένο σχήμα εξαλείφει την υποκειμενική επιρροή, επιδεικνύοντας υψηλή απόδοση τμηματοποίησης, αποτελεσματικότητα (π.χ., το STFFNet επιτυγχάνει 22,72 FPS) και βελτιωμένες δυνατότητες για κλινική ανίχνευση διαφραγματικής δυσλειτουργίας.

2.6.2 Deep learning radiomics

Συνδυάζουν τη δυνατότητα των νευρωνικών δικτύων να εξάγουν αυτόματα πλούσια, πολυδιάστατα χαρακτηριστικά από εικόνες B mode (μορφολογία, πάχος, κίνηση, υφή) και από εικόνες Shear Wave Elastography - SWE - (ακαμψία, shear modulus). Στο B-mode το μοντέλο μαθαίνει να μετρά τόσο την εκδρομή και την ταχύτητα του διαφράγματος όσο και λεπτομερή χαρακτηριστικά υφής (π.χ. ομοιογένεια speckle, διαφορές στην ένταση) που συσχετίζονται με ατροφία ή οίδημα. Η SWE προσφέρει πρόσθετες μετρήσεις της μηχανικής σκληρότητας του μυϊκού ιστού, οι οποίες αντικατοπτρίζουν τη δύναμη του διαφράγματος και την παρουσία ίνωσης. Αυτά τα δεδομένα ενσωματώνονται σε ένα ενιαίο deep learning μοντέλο ώστε να δημιουργηθεί ένας πολύπλοκος ακέραιος δεικτης (radiomic signature) για κάθε ασθενή.

Με αυτό τον τρόπο η προσέγγιση ξεπερνά την απλή τμηματοποίηση που περιορίζεται στο εντοπισμό των γεωμετρικών ορίων του διαφράγματος. Τα radiomics επιτρέπουν τη διάκριση υγιών από παθολογικούς ασθενείς βάσει των μοτίβων υφής και ακαμψίας, ενώ τα ενσωματωμένα προγνωστικά χαρακτηριστικά (εκδρομή, ταχύτητα, shear modulus) χρησιμοποιούνται για την πρόβλεψη της επιτυχίας της αποσύνδεσης από τον μηχανικό αερισμό (weaning), με αποδείξεις AUC > 0,84. Έτσι, η τεχνολογία παρέχει ολοκληρωμένη δομική λειτουργική αξιολόγηση του διαφράγματος, προσφέροντας

κλινικά χρήσιμες προβλέψεις που δεν μπορούν να επιτευχθούν με την παραδοσιακή τμηματοποίηση.

2.6.3 Νέα μοντέλα στα όρια του πεδίου

Αναδύονται νέα μοντέλα, όπως το edge-aware diffusion για αυτόματη μέτρηση πάχους, και πρώιμα foundation models προσαρμοσμένα στη χρήση υπερήχων (π.χ., το UltraSam σε πάνω από 43 σύνολα δεδομένων). Αυτά τα μοντέλα μπορούν να λειτουργήσουν ως ισχυροί προ-εκπαιδευτές/backbones για μικρά στοχευμένα σύνολα δεδομένων, όπως αυτά του διαφράγματος, επιτρέποντας την ανάπτυξη ακόμη πιο αποδοτικών λύσεων [11].

2.7 Γιατί Deep Learning τώρα;

Η στροφή προς τη βαθιά μάθηση στη χρήση υπερήχων διαφράγματος δεν είναι τυχαία, αλλά προκύπτει ως «επόμενο βήμα» μετά από χρόνια εμπειρίας με χειροκίνητες και ημι αυτοματοποιημένες μεθόδους. Οι κλασικές τεχνικές βασίζονται σε M-mode και B-mode με χειροκίνητη τοποθέτηση δεικτών και οπτική εκτίμηση. Όπως είδαμε πιο πάνω αυτό συνεπάγεται υψηλή εξάρτηση από τον χειριστή, έντονη ενδο- και δια- παρατηρητή μεταβλητότητα και έλλειψη τυποποίησης σε βασικές παραμέτρους. Τα προβλήματα αυτά εντοπίζονται και σε ημι-αυτοματοποιημένα συστήματα [19, 20, 21] όπου παρότι μειώνεται το σφάλμα σε σχέση με τον αμιγώς χειροκίνητο τρόπο, παραμένουν βήματα που απαιτούν ανθρώπινη παρέμβαση (π.χ. επιλογή ROI, αρχικοποίηση snakes). Στο πλαίσιο αυτό, η βαθιά μάθηση έρχεται να προσφέρει end-to-end μοντέλα, που μπορούν να αντικαταστήσουν τη χειροκίνητη τμηματοποίηση και να παραγάγουν απευθείας κλινικά χρήσιμες μετρήσεις από τα βίντεο υπερήχων.

Ένας βασικός λόγος που το deep learning ωριμάζει τώρα στο πεδίο είναι η βελτίωση στη διαθεσιμότητα και την ποιότητα των δεδομένων. Μέχρι πρόσφατα, οι περισσότερες μελέτες βασίζονταν σε μικρά δείγματα κάτι που δυσκόλευε την εκπαίδευση βαθιών νευρωνικών δικτύων. Αυτό φαίνεται να αλλάζει πλέον. Εργασίες

όπως αυτή των Li et al. [17] εισάγουν ανοικτά, στοχευμένα σύνολα δεδομένων διαφράγματος με εικόνες πάχους και εκδρομής καθώς και βίντεο. Δημιουργούνται έτσι κοινές «βάση αναφοράς» πάνω στις οποίες μπορούν να εκπαιδευτούν, να συγκριθούν και να βελτιωθούν διαφορετικές αρχιτεκτονικές βαθιάς μάθησης.

Παράλληλα, οι ίδιες οι αρχιτεκτονικές έχουν εξελιχθεί ώστε να είναι πιο κατάλληλες για τον δύσκολο, θορυβώδη κόσμο των εικόνων υπερήχων. Οι παραλλαγές του U-Net με dilations/attention έχουν αποδειχθεί ικανές να μαθαίνουν ανθεκτικές αναπαραστάσεις ακόμα και σε χαμηλό λόγο σήματος προς θόρυβο, που είναι συνηθισμένο στους υπέρηχους.

Τέλος, ένας τρίτος λόγος που το Deep Learning γίνεται ιδιαίτερα ελκυστικό σήμερα είναι ότι δεν περιορίζεται πλέον στο να παράγει «απλές μάσκες», αλλά και μετρήσιμα μεγέθη (DT/DTF/DE) και χρονοσειρές κίνησης, παρέχοντας πρακτικά κλινικά αποτελέσματα [17].

2.8 Μεθοδολογία υπολογιστικής όρασης για βίντεο υπερήχων διαφράγματος

Η ανάπτυξη πλήρως αυτοματοποιημένων συστημάτων απαιτεί την εφαρμογή εξελιγμένων μεθοδολογιών υπολογιστικής όρασης:

- Ανίχνευση/Τμηματοποίηση: Χρησιμοποιούνται αρχιτεκτονικές τύπου U-Net με προσθήκες όπως dilated blocks για τη λήψη μεγάλου πεδίου λήψης, attention mechanisms για την ενίσχυση των ακμών, deep supervision και recurrent modules για τη διασφάλιση της χρονικής συνέπειας στα βίντεο.
- Παρακολούθηση κίνησης (tracking): Εφαρμόζονται τεχνικές όπως:
 - NCC speckle-tracking: Η Normalized Cross-Correlation speckle-tracking είναι ιδιαίτερα ανθεκτική στον θόρυβο (speckle) των εικόνων υπερήχων και επιτρέπει την ακριβή παρακολούθηση της κίνησης των ιστών [27].

- Optical flow: Αλγόριθμοι οπτικής ροής (π.χ., Farnebäck, TV-L1, RAFT-like προσαρμογές) χρησιμοποιούνται με διορθώσεις ολίσθησης (drift correction) και τμηματοποίηση αναπνευστικών κύκλων, ώστε να εξαχθούν οι κινήσεις του διαφράγματος [29].
- Συνδυασμοί segmentation-then-tracking: Προσεγγίσεις που συνδυάζουν την τμηματοποίηση με την παρακολούθηση (π.χ., ροή περιορισμένη από περιοχή ενδιαφέροντος - ROI-constrained flow) μπορούν να βελτιώσουν την ακρίβεια και την αποτελεσματικότητα [27].
- Post-processing & μετρικές: Μετά την ανίχνευση και παρακολούθηση, εφαρμόζονται τεχνικές μετα-επεξεργασίας (smoothing) και ενσωματώνονται φυσιολογικοί περιορισμοί (π.χ., περιοδικότητα, μέγιστες ταχύτητες). Εξάγονται κλινικά σχετικές μετρικές όπως η εκδρομή διαφράγματος, οι ταχύτητες κίνησης, ο ρυθμός μέγιστης χαλάρωσης, και οι παραμορφώσεις (strain/strain-rate). Η αξιολόγηση των μοντέλων γίνεται με δείκτες όπως Dice/IoU για μάσκες τμηματοποίησης, MAE/RMSE για μετρήσεις (DE/DT/DTF) και ICC & Bland-Altman για τη συμφωνία με ανθρώπινες μετρήσεις [17].

2.9 Ειδική βιβλιογραφία στα νεογνά και βρέφη

Σύμφωνα με τους Yeung et al. [28] ο υπέρηχος διαφράγματος στα νεογνά έχει εξελιχθεί σε βασικό εργαλείο «bedside» αξιολόγησης της αναπνευστικής λειτουργίας. Η μέθοδος επιτρέπει τη αξιολόγηση της διαφραγματικής λειτουργίας με τρόπο μη επεμβατικό και επαναλήψιμο, κάτι ιδιαίτερα σημαντικό για τον ευαίσθητο πληθυσμό των νεογνών. Στην μελέτη τους οι Yeung et al. [28] παρουσιάζουν συνοπτικά σε πίνακα (βλέπε Πίνακας 2-2: Βιβλιογραφική ανασκόπηση των Yeung et al. [28] πιο κάτω) δημοσιεύματα φυσιολογικών τιμών που αφορούν νεογνά και τα βρέφη.

TABLE 1] Normative Data for Functional DUS

Author, Year, and Study Type	Number and Population	DUS Technique	Reported Normative Values			
Rehan et al, ⁹ 2001; prospective observational	34 infants between 26 and 37 wk	Right DT and DE in M mode. DT measured by using a 7.5 MHz transducer	26-28 wk DT: 1.09 (0.08) mm DTF: 0.23 (0.25) DE: 5.5 (0.2) mm	29-31 wk DT: 1.25 (0.07) mm DTF: 0.27 (0.09) DE: 4.8 (0.2) mm	32-34 wk DT: 1.47 (0.06) mm DTF: 0.23 (0.14) DEL: 4.6 (0.2) mm	35-37 wk DT: 1.74 (0.04) mm DTF: 0.25 (0.21) DE: 4.4 (0.3) mm
Rehan and McCool, ¹⁰ 2003; prospective observational	15 term and healthy	Right DT and DE in M mode. DT measured by using a 7.5 MHz transducer	Normative graph provided			
Maurizio et al, ¹⁵ 2019; prospective observational	229 term and healthy	Left and right diaphragm velocity in tissue Doppler. Peak velocity measured by using a 5 MHz sector probe	No DT, DTF, or DE values reported			
Alonso-Ojembarrena et al, ¹¹ 2020; prospective observational	66 33 preterm 33 term	Left and right DE in M mode and right DT in M mode using 8-15 MHz linear probe	Preterm (right) DT: 1.2 (1.1-1.4) mm DTF: 0.33 (0.24-0.46)		Term (right) DT: 1.9 (1.6-2.4) mm DTF: 0.24 (0.15-0.37)	
Buonsenso et al, ¹³ 2023; prospective observational	37 healthy term infants at day 7-15 of life	DE and DT in M mode using 10-12 MHz linear probe	DT: 16 (4.8) mm DTF: 0.8 (0.65)			
Martins et al, ¹² 2024; prospective cross-sectional	120 25 (28-30 wk) 51 (31-36 ⁺⁶ wk) 44 (37-41 ⁺⁶ wk)	Left and right DE in M mode. Right DT in M mode using 10 MHz linear probe	28-30 wk DTF: 0.2 DE: 1.5 mm		31-36 wk DTF: 0.26 DE: 2.6 mm	37-41 ⁺⁶ wk DTF: 0.28 DE: 3.4 mm
Nascimento et al, ¹⁴ 2024; prospective observational	69 healthy term infants at 48 hours	Right DT and DE in M mode. DT measured by using a 6 MHz linear probe	DT: 1.6 (0.4) mm DTF: 0.167-0.178 (0.10-0.11) DE: 6.6-6.8 (0.2) mm			

DE = diaphragmatic excursion; DT = diaphragmatic thickness; DTF = diaphragmatic thickness fraction; DUS = diaphragmatic ultrasound.

Πίνακας 2-2: Βιβλιογραφική ανασκόπηση των Yeung et al. [28] για τις φυσιολογικές τιμές που αφορούν νεογνά και τα βρέφη

Παρά την πρόοδο, παραμένουν σημαντικά κενά και προκλήσεις, ιδίως στη χρήση αυτοματοποιημένης αξιολόγησης των υπέρηχων διαφράγματος στα νεογνά:

Περιορισμένα νεογνικά σύνολα δεδομένων: Η πλεονότητα των διαθέσιμων δημοσιευμένων δεδομένων αφορά ενηλίκες, ενώ για τα νεογνά δεν υπάρχουν ακόμη ικανοποιητικός αριθμός συνόλων δεδομένων. Ένας από τους παράγοντες που δυσκολεύει τον καθορισμό φυσιολογικών τιμών είναι επειδή οι διαφορετικές ηλικιακές ομάδες έχουν ποικίλα εύρη πνευμονικής χωρητικότητας για εισπνοή, βαθιά αναπνοή και αναπνοή ηρεμίας.

Διαφορές πρωτοκόλλων: Υπάρχουν μεγάλες διαφορές στα πρωτόκολλα λήψης (π.χ., ανιχνευτής, απεικονιστική προσπέλαση, στάση σώματος, αναπνευστική εργασία).

Ειδικές απαιτήσεις νεογνών: Σύμφωνα με τους Hao et al. [13] τα νεογνά παρουσιάζουν ιδιαίτερες δυσκολίες στην απόκτηση και ανάλυση εικόνων λόγω του υψηλότερου αναπνευστικού ρυθμού τους και της μειωμένης συμμόρφωσης σε συγκεκριμένες οδηγίες αναπνοής. Πρόσθετοι περιορισμοί περιλαμβάνουν παράγοντες όπως το βάρος, το ύψος, η σωματική υγεία, η στάση του σώματος και οι ακανόνιστες κινήσεις των νεογνών.

Κεφάλαιο 3

Η προτεινόμενη λύση

3.1	ΣΤΟΧΟΣ ΤΗΣ ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗΣ ΛΥΣΗΣ.....	27
3.2	ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ	27

3.1 Στόχος της προτεινόμενης λύσης

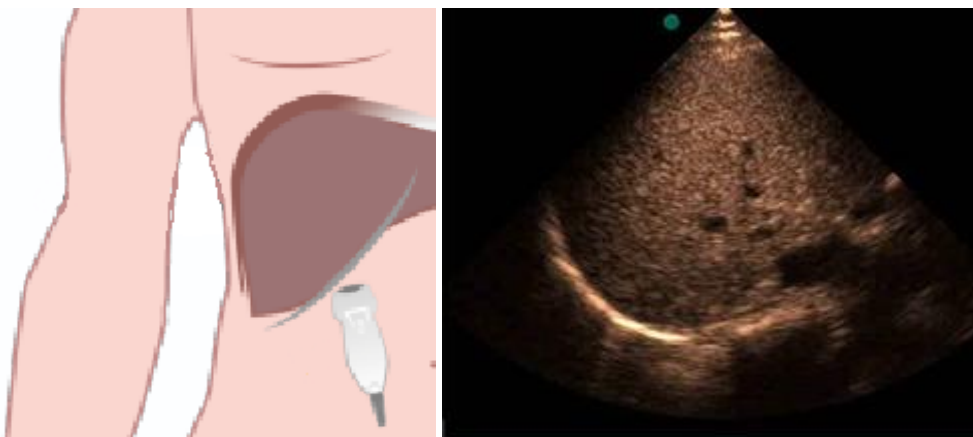
Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός λογισμικού συστήματος, το οποίο θα αυτοματοποιεί την ανάλυση και αξιολόγηση της διαφραγματικής λειτουργίας νεογνών χρησιμοποιώντας βίντεο υπερήχων. Συγκεκριμένα, το σύστημα που θα αναπτυχθεί θα δέχεται ως δεδομένο εισόδου βίντεο υπερήχου διαφραγματικής κίνησης νεογνών και, χωρίς οποιαδήποτε επιπρόσθετη παρέμβαση από το χρήστη, θα κάνει επεξεργασία του βίντεο έτσι να δώσει ως αποτέλεσμα εξόδου: α) 10 M-mode και 11 state diagrams που περιγράφουν την διαφραγματική κίνηση που απεικονίζεται στο βίντεο και β) πίνακα με τις ακόλουθες διαφραγματικές μετρήσεις: Ταχύτητα σύσπασης [cm/sec], Διαφραγματική εκδρομή [mm], Χρόνος εισπνοής [sec], Χρόνος εκπνοής [sec], Συνολική διάρκεια αναπνοής [sec], Αναπνευστικός ρυθμός [breaths/minute], DP σε ήσυχη αναπνοή [cm], DP σε βαθιά αναπνοή [cm], DP (αναπνοή από την μύτη) [cm], Καμπύλη διαφραγματικής κλίσης [mm/sec], Ρυθμός χαλάρωσης [mm/sec].

3.2 Υλικά και Μεθόδοι

Για την εργασία αυτή δεν έγινε οποιαδήποτε λήψη βίντεο υπερήχων. Τα βίντεο υπερήχων που χρησιμοποιήθηκαν παραλήφθηκαν έτοιμα σε μορφή αρχείων DICOM και δεν έγινε καμιά τροποποίησή τους. Κάθε αρχείο DICOM περιλαμβάνει την ακολουθία των καρτέ του υπέρηχου που απεικονίζουν την αναπνευστική κίνηση και τα μεταδεδομένα τους. Τα μεταδεδομένα του κάθε βίντεο χρησιμοποιήθηκαν στην ποσοτική ανάλυση της διαφραγματικής κίνησης επιτρέποντας τον υπολογισμό μεγεθών όπως οι χρονικές παραμέτροι της αναπνοής.

Συγκεκριμένα, στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκαν επεξεργασμένα βίντεο υπερήχων επτά (7) διαφορετικών νεογνών. Για κάθε ένα από τα νεογνά αυτά χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα (4) βίντεο. Δύο (2) βίντεο αφορούσαν υπέρηχους του δεξιού διαφράγματος και δύο (2) του αριστερού διαφράγματος. Κάθε ζεύγος βίντεο λήφθηκαν σε ξεχωριστές ημερομηνίες. Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν είκοσι τέσσερα (26) βίντεο. Η μέση διάρκεια των βίντεο αυτών ήταν 3 δευτερόλεπτα και περιλάμβανε γύρω στα 95 καρτέ.

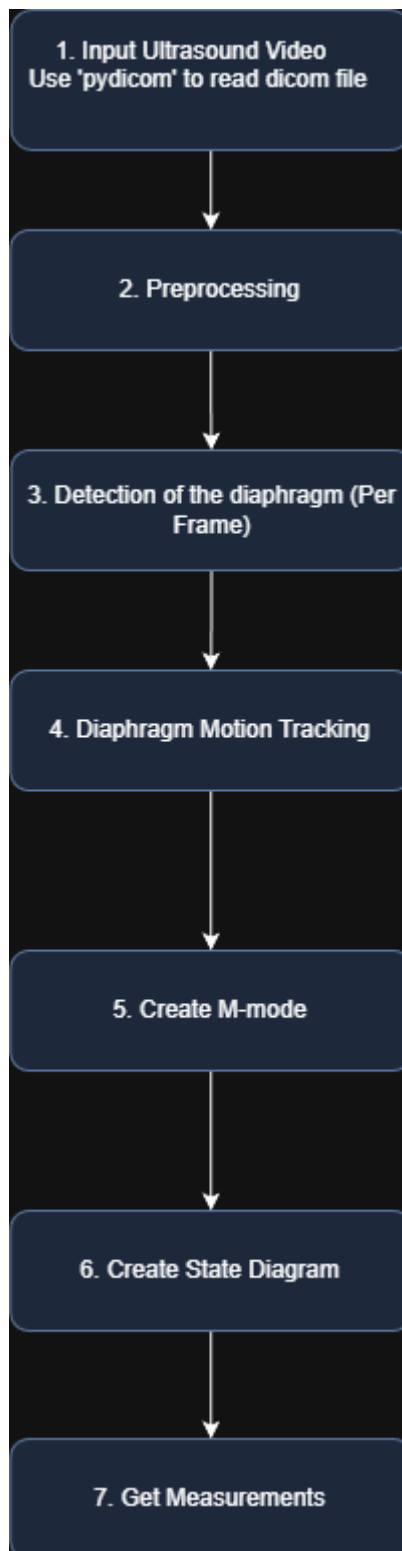
Τα πιο πάνω βίντεο λήφθηκαν από υπερογραφήματα που έγιναν στο Ιπποκράτειο Νοσοκομείο στην Θεσσαλονίκη την περίοδο μεταξύ Φεβρουαρίου – Ιουλίου 2025. Για την απεικόνιση του διαφράγματος με υπέρηχο χρησιμοποιήθηκε υποπλεύρια προσπέλαση με χρήση του συκωτιού ή της σπλήνας ως ακουστικό παράθυρο (*Εικόνα 3-1*). Στα βίντεο, το διάφραγμα διακρίνεται ως υπερηχοϊκή γραμμή που καλύπτει το συκώτι ή την σπλήνα (όπως *Εικόνα 3-2*).



Εικόνα 3-1: Υποπλεύρια προσπέλαση με χρήση του συκωτιού ή της σπλήνας ως ακουστικό παράθυρο – Εικόνα 3-2:

Εικόνα υπερήχου.

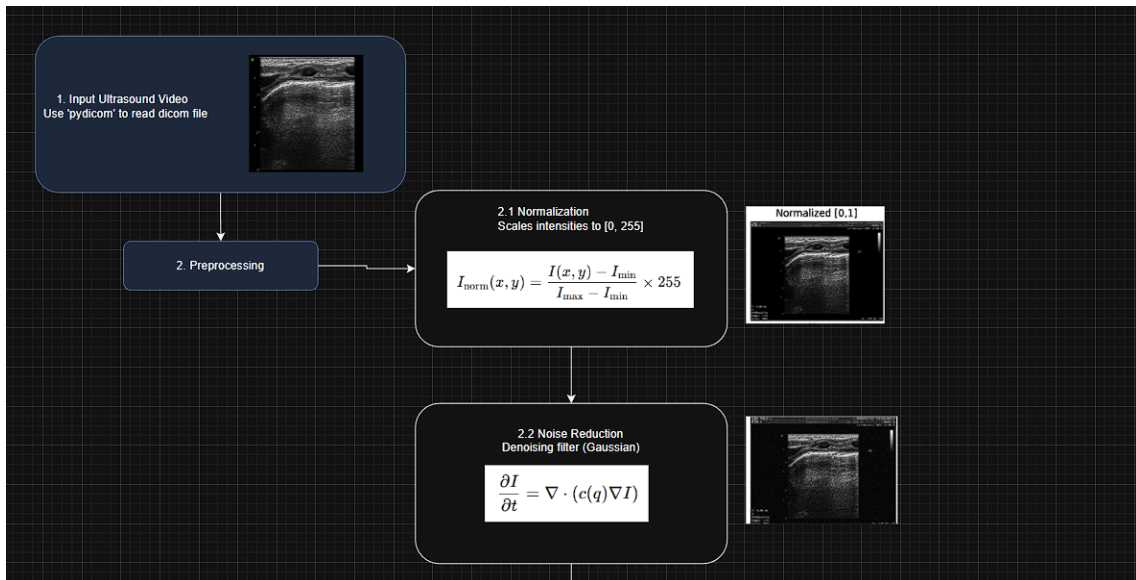
Για την επεξεργασία και αξιολόγηση των βίντεο χρησιμοποιήθηκε η ακόλουθη μεθοδολογία (βλέπε Διάγραμμα 3-1):



Διάγραμμα 3-1: Βασικά βήματα μεθόδου

Όπως φαίνεται στο διάγραμμα πιο πάνω (Διάγραμμα 3-1), στο πρώτο βήμα της μεθοδολογίας επιλέγεται το βίντεο που θα χρησιμοποιηθεί και ακολούθως στο βήμα 2 γίνεται η προ-επεξεργασία του. Η προ-επεξεργασία αφορά στην ομαλοποίηση/κανονικοποίηση του βίντεο και την αφαίρεση του θορύβου.

Περιγραφή βήματος 2: Προ-επεξεργασία βίντεο



Διάγραμμα 3-2: Διάγραμμα λειτουργιών προ-επεξεργασίας βίντεο

Η ομαλοποίηση/κανονικοποίηση (normalization) του βίντεο ως προς την ένταση και την ανάλυση του γίνεται για να προσαρμοστούν όλα τα καρέ σε παρόμοιας κλίμακα φωτεινότητας/αντίθεσης. Αυτό βοηθά την ποιότητα της εικόνας του υπερήχου αφού με την κίνηση της αναπνοής παρουσιάζει αυξομειώσεις στην φωτεινότητα ή την αντίθεση. Με τον τρόπο αυτό οι τιμές έντασης είναι συγκρίσιμες από καρέ σε καρέ. Στο Διάγραμμα 3-2 πιο πάνω φαίνονται τα στάδια της προ-επεξεργασίας βίντεο για την εργασία αυτή, όπως θα περιγράφονται ακολούθως.

Στην εργασία αυτή η ομαλοποίηση/κανονικοποίηση γίνεται με συνδυασμό τριών τεχνικών. Αυτό έγινε καθώς κατά τους ελέγχους ποιότητας του συστήματος διαπιστώθηκε αδυναμία καλής ομαλοποίησης/κανονικοποίησης των βίντεο με τη χρήση μόνο μιας τεχνικής. Αντίθετα η χρήση αυτού του συνδυασμού τεχνικών έχει δώσει πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα. Οι τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν είναι:

1. CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization). Ο αλγόριθμος χρησιμοποιείται για βελτίωση της αντίθεσης εικόνας. Χωρίζει την εικόνα σε μικρές υποπεριοχές (tiles) και εφαρμόζει σε κάθε μία από αυτές εξισορρόπηση ιστογράμματος. Σε κάθε περιοχή υπολογίζεται το ιστόγραμμα των επιπέδων φωτεινότητας, το οποίο περιορίζεται (clipping) σε μια ανώτατη τιμή. Αυτό γίνεται για να αποφεύγεται η υπερβολική ενίσχυση του θορύβου στις ομοιογενείς περιοχές ενώ παράλληλα διατηρείται η ικανότητα ανάδειξης τοπικών λεπτομερειών. Στην εργασία αυτή το clip limit=0.2.
2. Min–Max normalization. Η τεχνική Min–Max normalization χρησιμοποιείται για να κλιμακώσει τις τιμές φωτεινότητας στο εύρος 0–255. Αρχικά, εντοπίζεται η ελάχιστη (min) και η μέγιστη (max) τιμή pixel σε ένα καρέ ή σε ολόκληρο το βίντεο και στη συνέχεια κάθε τιμή τροποποιείται αναλογικά μέσα στο νέο εύρος. Με αυτόν τον τρόπο, το βίντεο αποκτά πιο ομοιόμορφη φωτεινότητα και αξιοποιείται καλύτερα το διαθέσιμο δυναμικό εύρος, χωρίς να αλλοιώνονται οι σχετικές διαφορές μεταξύ των pixels.

Η εξίσωση του Min–Max normalization ορίζεται ως:

$$x_{\text{norm}} = \frac{x - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}}$$

Όπου x είναι η αρχική τιμή (π.χ. τιμή pixel), $x_{\min}$ και $x_{\max}$ είναι η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή αντίστοιχα στο σύνολο δεδομένων (π.χ. σε ένα καρέ ή σε ολόκληρο το βίντεο), x_{norm} είναι η κανονικοποιημένη τιμή στο εύρος [0,1].

3. Gamma correction με LUT: Η τεχνική Gamma correction με χρήση LUT (Look-Up Table) εφαρμόζεται στο βίντεο για τη γρήγορη ρύθμιση της φωτεινότητας και της αντίθεσης. Αντί να υπολογίζεται κάθε φορά ο μαθηματικός τύπος της γάμμα διόρθωσης, δημιουργείται ένας πίνακας LUT που περιέχει εκ των προτέρων τις διορθωμένες τιμές για κάθε πιθανή τιμή pixel. Κατά την επεξεργασία του βίντεο, κάθε τιμή φωτεινότητας αντικαθίσταται με την αντίστοιχη τιμή του πίνακα

επιτρέποντας έτσι γρήγορη επεξεργασία σε πραγματικό χρόνο. Με αυτόν τον τρόπο, βελτιώνεται η οπτική απόδοση του βίντεο, ιδιαίτερα σε σκοτεινές ή υπερφωτισμένες περιοχές χωρίς ιδιαίτερα μεγάλο υπολογιστικό κόστος.

Η βασική εξίσωση της Gamma correction ορίζεται ως:

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}}^{\gamma}$$

όπου: I_{in} είναι η κανονικοποιημένη τιμή εισόδου του pixel $[0,1]$, I_{out} είναι η διορθωμένη τιμή εξόδου, γ είναι ο εκθέτης γάμμα που καθορίζει τον βαθμό φωτεινότητας.

Στην υλοποίηση με LUT, ο πίνακας ορίζεται ως:

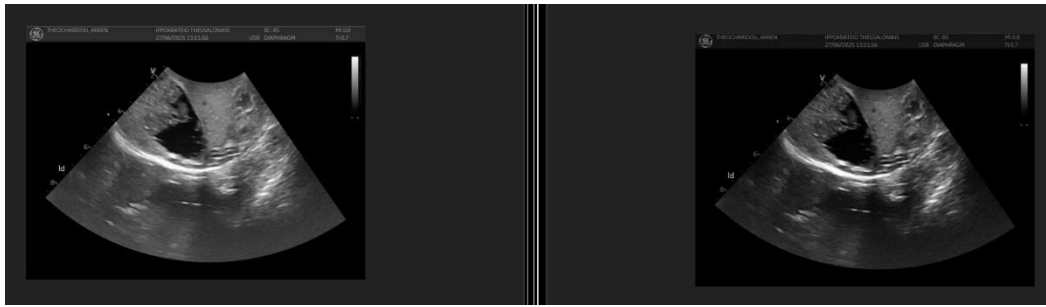
$$\text{LUT}[i] = (L - 1) \left(\frac{i}{L - 1} \right)^{\gamma}, \quad i = 0, 1, \dots, L - 1$$

και κάθε τιμή pixel I αντικαθίσταται άμεσα από την αντίστοιχη τιμή $\text{LUT}[i]$.

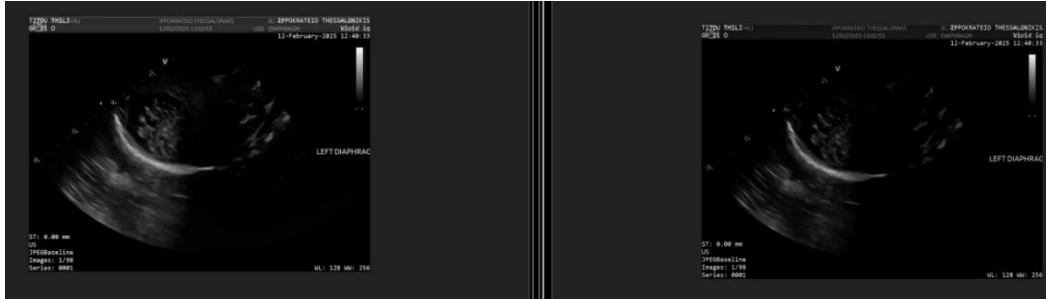
Στις εικόνες Εικόνα 3-3, Εικόνα 3-4 και Εικόνα 3-5 που ακολουθούν φαίνονται παραδείγματα της εφαρμογής της ομαλοποίησης/κανονικοποίησης (normalization) του βίντεο.



Εικόνα 3-3: Δείγμα 1 ομαλοποίησης/κανονικοποίησης



Εικόνα 3-4: Δείγμα 2 ομαλοποίησης/κανονικοποίησης



Εικόνα 3-5: Δείγμα 3 ομαλοποίησης/κανονικοποίησης

Η αφαίρεση/μείωση του θορύβου (noise reduction) στο βίντεο υπερήχων γίνεται για να “καθαρίσει” τα καρέ από τυχαίες διακυμάνσεις, για να είναι πιο σταθερές οι ακμές. Στην εργασία αυτή ο μείωση του θορύβου γίνεται με την χρήση της τεχνικής Gaussian blur σε κάθε ομοιοποιημένο/κανονικοποιημένο καρέ. Ο αλγόριθμος Gaussian blur μαλακώνει/θολώνει το καρέ του βίντεο με σκοπό τη μείωση του θορύβου και των απότομων μεταβολών έντασης. Η βασική ιδέα είναι ότι κάθε pixel αντικαθίσταται από έναν σταθμισμένο μέσο όρο των γειτονικών του pixels, όπου τα βάρη προκύπτουν από τη Gaussian κατανομή: τα κοντινότερα pixels έχουν μεγαλύτερη επίδραση από τα πιο απομακρυσμένα.

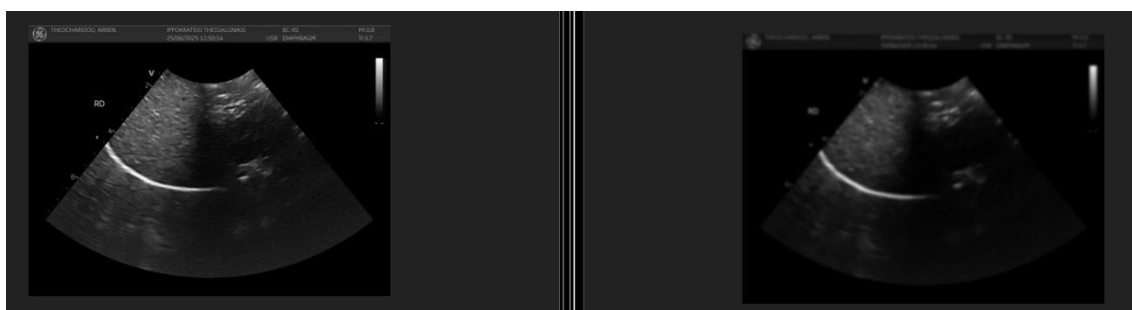
Η εξίσωση του Gaussian blur ορίζεται ως:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

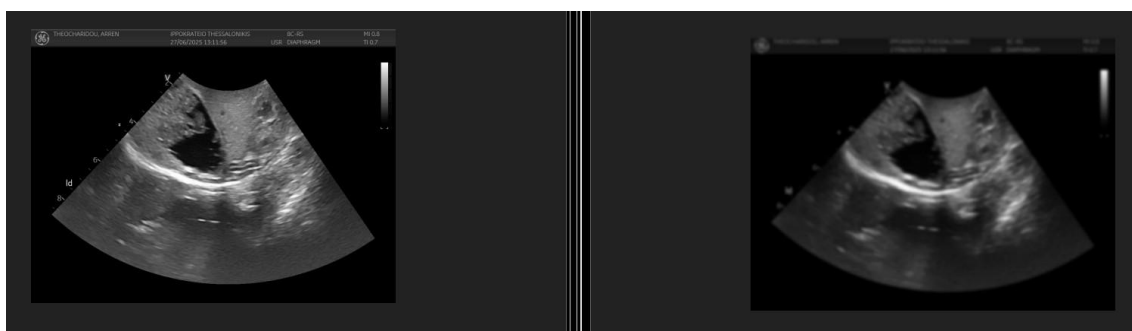
όπου x και y είναι οι αποστάσεις από το κέντρο του πυρήνα στους δύο άξονες και σ είναι η τυπική απόκλιση που καθορίζει τον βαθμό εξομάλυνσης. Το Gaussian blur προκύπτει εφαρμόζοντας συνέλιξη της εικόνας $I(x, y)$ με τη συνάρτηση $G(x, y)$, δηλαδή:

$$I_{\text{blur}}(x, y) = (I * G)(x, y)$$

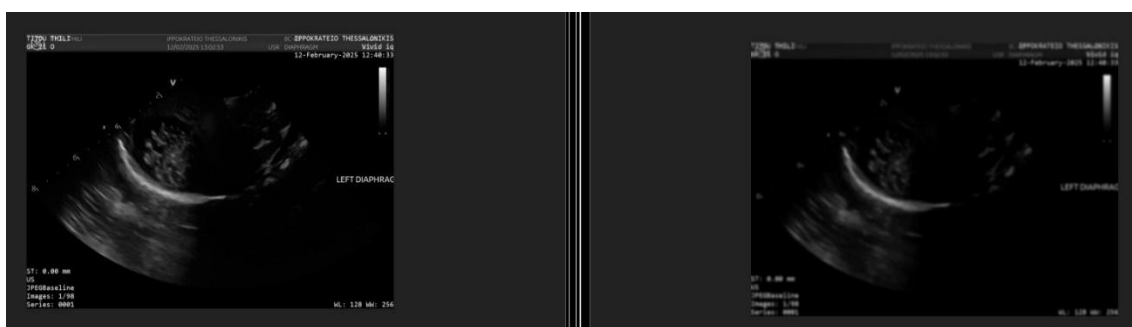
Στην εργασία αυτή χρησιμοποιείται η συνάρτηση `cv2.GaussianBlur(f, (5,5), 0)`, όπου το (5,5) ορίζει το μέγεθος της περιοχής γειτονίας που λαμβάνεται υπόψη γύρω από κάθε pixel, ενώ η τιμή 0 δηλώνει ότι η τυπική απόκλιση σ (sigma) της Gaussian κατανομής υπολογίζεται αυτόματα από την OpenCV με βάση το μέγεθος του πυρήνα. Για την επιλογή της τιμής του μεγέθους της περιοχής γειτονίας έγιναν δοκιμαστικά τρεξίματα έτσι ώστε να αποφασιστεί η καταλληλότερη τιμή. Παραδείγματα της εφαρμογής της τεχνικής αυτής φαίνεται στις εικόνες που ακολουθούν (Εικόνα 3-6, Εικόνα 3-7 και Εικόνα 3-8)



Εικόνα 3-6: Δείγμα 1 αφαίρεσης θορύβου



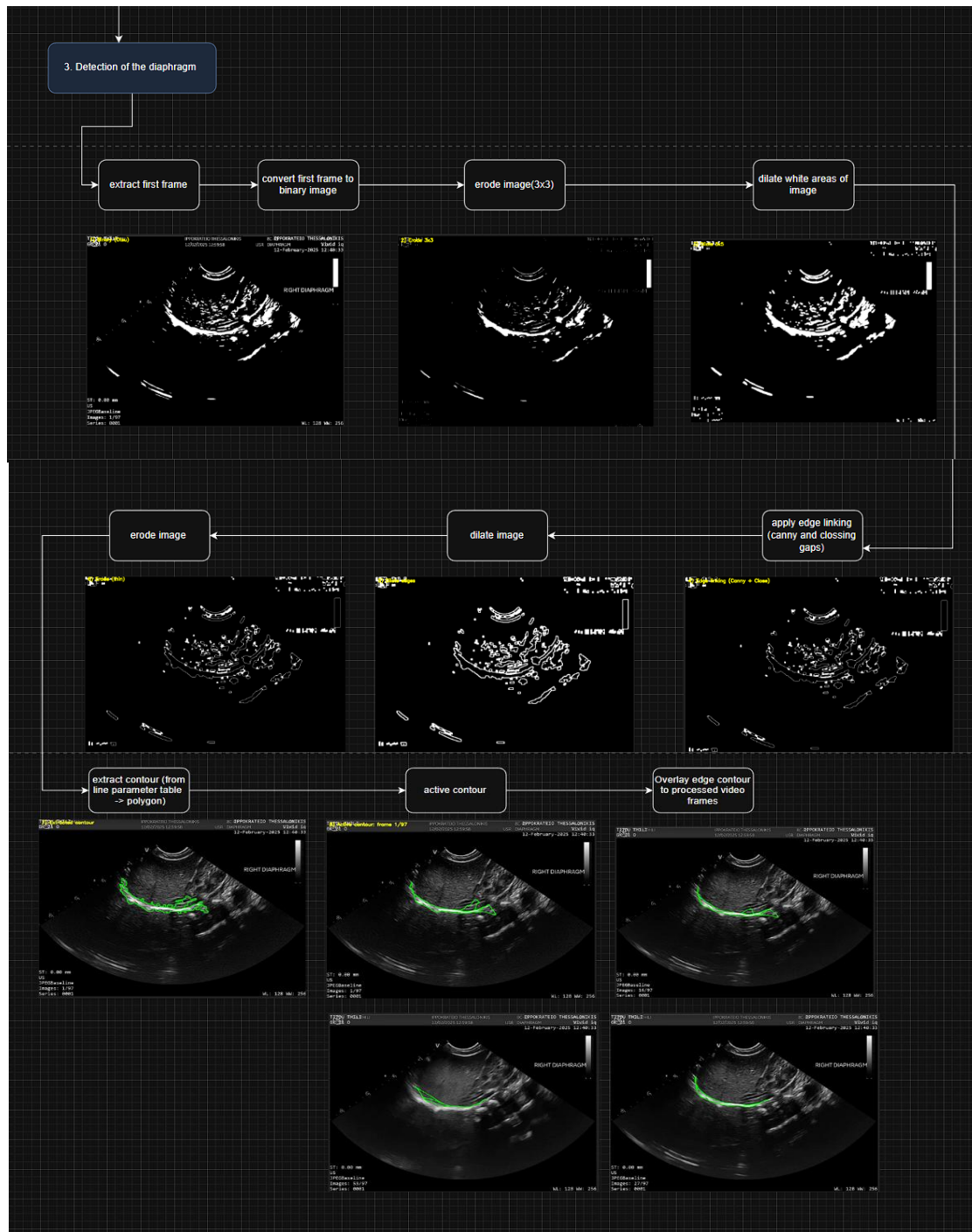
Εικόνα 3-7: Δείγμα 2 αφαίρεσης θορύβου



Εικόνα 3-8: Δείγμα 2 αφαίρεσης θορύβου

Μετά την προ-επεξεργασία του βίντεο, το βήμα 3 αφορά στην ανίχνευση του διαγράμματος. Αυτό γίνεται με τμηματοποίηση (segmentation) του πρώτου καρέ και μορφολογική του επεξεργασία έτσι ώστε να ανιχνευτεί η περιοχή ενδιαφέροντος και να δημιουργηθεί η μάσκα του διαγράμματος.

Περιγραφή βήματος 3: Ανίχνευση κίνησης διαγράμματος



Διάγραμμα 3-3: Διάγραμμα λειτουργιών ανίχνευσης κίνησης διαφράγματος

Η διαδικασία ανίχνευσης της κίνησης του διαγράμματος (βλέπε Διάγραμμα 3-3) ξεκινά αρχικά με την επεξεργασία του πρώτου καρέ του βίντεο. Συγκεκριμένα, η ακολουθία των βημάτων ξεκινά με την απομόνωση του πρώτου καρέ του προ-επεξεργασμένου βίντεο υπερήχων το οποίο χρησιμοποιείται ως καρέ αναφοράς για όλες τις υπόλοιπες διαδικασίες παρακολούθησης της κίνησης. Αυτό γίνεται γιατί το καρέ αυτό θεωρείται χρονικά ουδέτερο. Αρχικά, η εικόνα του πρώτου καρέ μετατρέπεται σε εικόνα κλίμακας γκριζού (binary image). Η μετατροπή γίνεται για να διατηρηθεί μόνο η πληροφορία της έντασης που χρειάζεται για την ανάλυση εικόνας υπερήχου. Για καλύτερη ανάλυση της εικόνας στην συνέχεια εφαρμόζεται σε αυτή κανονικοποίηση των τιμών έντασης (με χρήση του αλγορίθμου min-max), ενίσχυση των τοπικών δομικών χαρακτηριστικών του διαφράγματος με τεχνική CLAHE και αποθορυβοποίηση με την χρήση Gaussian φίλτρου.

Στη συνέχεια το επεξεργασμένο αυτό καρέ προβάλλεται στον χρήστη του συστήματος ο οποίος μπορεί να αποφασίσει να καθορίσει την περιοχή ενδιαφέροντος (είτε με ελεύθερο σχεδιασμό της μάσκας του διαφράγματος (βλέπε *Εικόνα 3-9*), είτε με καθορισμό της ευρύτερης περιοχής του διαγράμματος) ή να αφήσει το σύστημα να ανιχνεύσει από μόνο του το διάφραγμα. Κατά τις εκτελέσεις του συστήματος, έχει παρατηρηθεί ότι το σύστημα δίνει καλύτερα αποτελέσματα όταν ο χρήστης «βοηθά» στην ανίχνευση του διαγράμματος με τον ελεύθερο σχεδιασμό ενδεικτικής μάσκας του διαφράγματος.

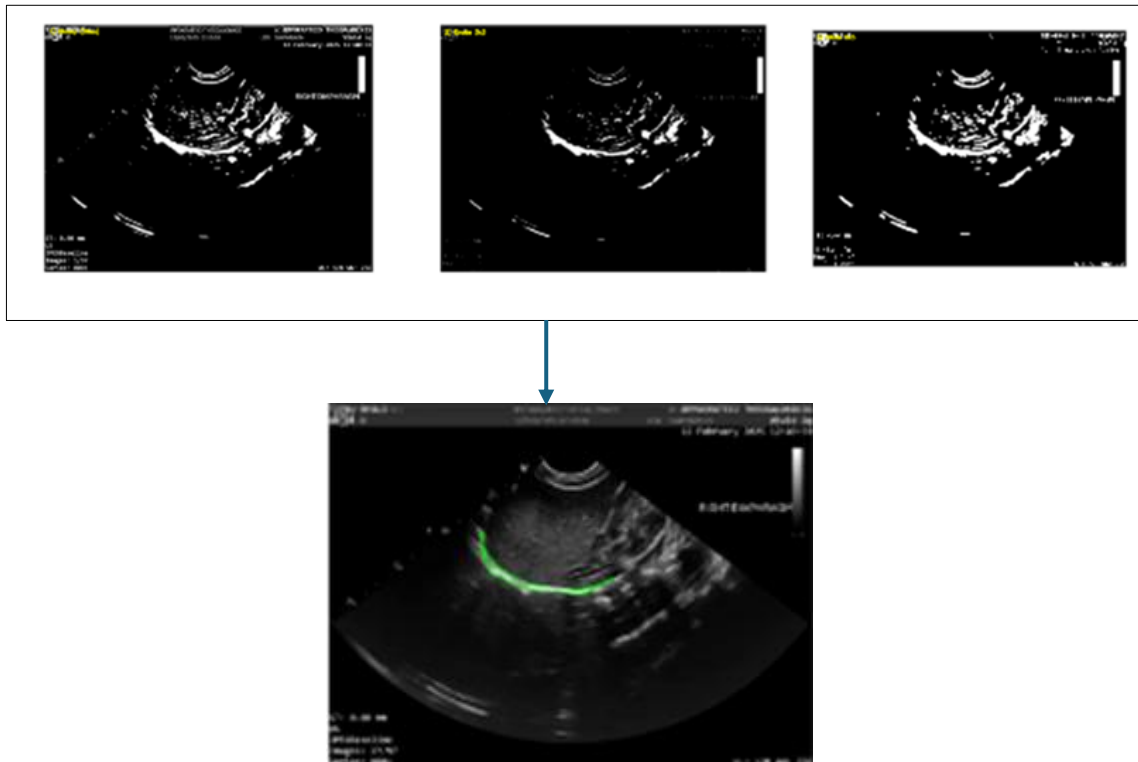


Εικόνα 3-9: Προαιρετική επιλογή ROI με ελεύθερο σχεδιασμό.

Μετά την επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος (είτε αυτόματα είτε από τον χρήστη), το σύστημα αξιοποιεί μορφολογικές πράξεις, κλασικά εργαλεία για την επεξεργασία δυαδικών εικόνων. Η πρώτη βασική πράξη είναι η διάβρωση (erosion). Με τη διάβρωση μικραίνουν οι λευκές περιοχές μιας δυαδικής εικόνας με την αφαίρεση μικρών απομονωμένων περιοχών και λεπτών προεξοχών. Αυτό βοηθά στην απομάκρυνση μικρών ανωμαλιών/θορύβου που δεν αποτελούν μέρος του διαφράγματος.

Στη συνέχεια εφαρμόζεται η διόγκωση (dilation) με την οποία μεγαλώνουν ή «φουσκώνουν» οι λευκές περιοχές της εικόνας. Αυτό γίνεται για να «γεμίσει» ο μικρός κενός χώρος και να αποκαταστήσει την συνέχεια του γεωμετρικού σχήματος του διαφράγματος.

Αυτός ο συνδυασμός διάβρωσης / διόγκωσης συχνά αναφέρεται ως άνοιγμα και κλείσιμο και βοηθά στον σχηματισμό μιας συνεχούς και γεωμετρικά σταθερής μάσκας διαφράγματος.

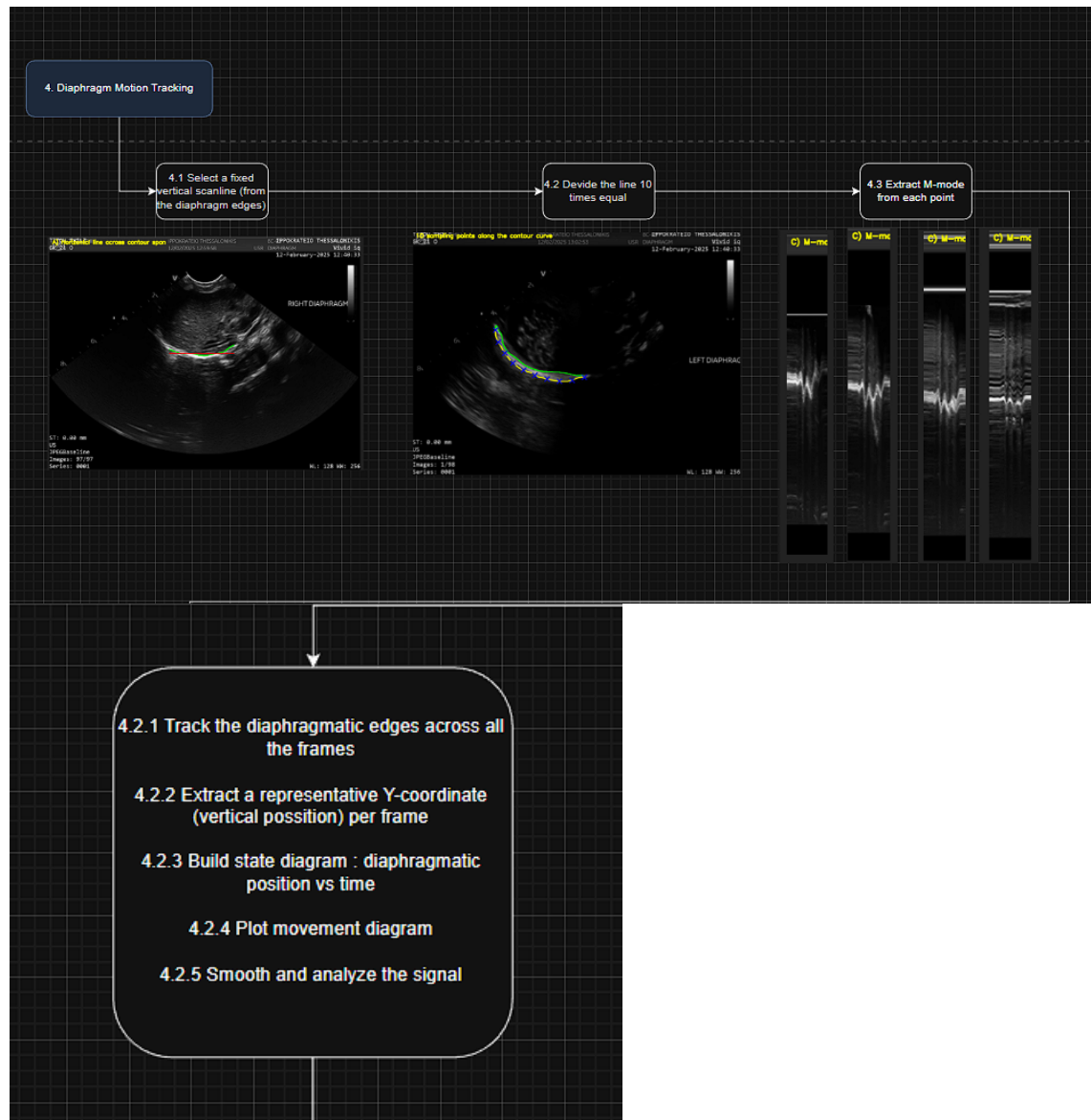


Εικόνα 3-10: Ανίχνευση αρχικού περιγράμματος

Με την χρήση του αρχικού περιγράμματος που προέκυψε πιο πάνω, το σύστημα προχωρεί στην ανίχνευση της κίνησης του διαγράμματος μέσω της μεθόδου των ενεργών περιγραμμάτων (active contour). Η εξέλιξη του περιγράμματος γίνεται επαναληπτικά μέσω της ελαχιστοποίησης μιας ενεργειακής συνάρτησης που συνδυάζει όρους εσωτερικής ομαλότητας και εξωτερικής έλξης από την εικόνα. Η διαδικασία βελτιστοποίησης εκτελείται επαναληπτικά για κάθε καρέ του βίντεο. Σε κάθε καρέ, το ενεργό περίγραμμα του προηγούμενου καρέ χρησιμοποιείται ως αρχικό περίγραμμα για το επόμενο. Με αυτό το τρόπο διασφαλίζεται η συνοχή της παρακολούθησης αφού το σύστημα δεν επανεκκινεί την ανίσχευση από την αρχή αλλά παρακολουθεί την σταδιακή μετατόπιση του διαφράγματος. Το τελικό αποτέλεσμα είναι μια σειρά ενεργών περιγραμμάτων που περιγράφουν τη θέση του διαφράγματος πάνω στο κάθε καρέ και συνολικά στο βίντεο.

Συγκεκριμένα, η δημιουργία των ενεργών περιγραμμάτων υλοποιήθηκε με edge-based snake active contour.

Περιγραφή βήματος 4: Δημιουργία M-Modes



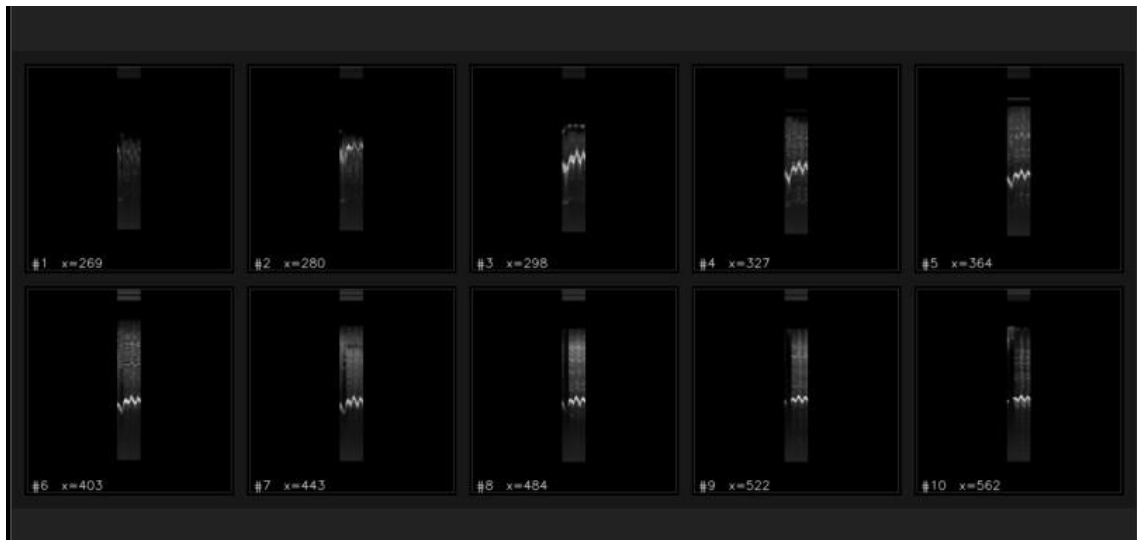
Διάγραμμα 3-4: Διάγραμμα λειτουργιών M-modes

Μετά τη δημιουργία του ενεργού περιγράμματος σε κάθε καρέ του βίντεο, προκύπτει ένα σύνολο σημείων το οποίο περιγράφει τα όρια του διαφράγματος στον χρόνο. Για την ποσοτικοποίηση της διαφραγματικής κίνησης αυτή η χωρική πληροφορία του περιγράμματος μετασχηματίζεται σε μονοδιάστατο χρονικό σήμα μετατόπισης, το οποίο αποτελεί την βάση του M-mode. Οπτικά το M-mode απεικονίζει την μεταβολή της θέσης του διαφράγματος κατά τη διάρκεια των αναπνευστικών κύκλων.

Στην εργασία αυτή και με στόχο την πιο αξιόπιστη και αντιπροσωπευτική καταγραφή της διαφραγματικής κίνησης το σύστημα εξάγει πολλαπλά M-modes (Διάγραμμα 3-4). Συγκεκριμένα εξάγονται δέκα (10) παράλληλες γραμμές M-mode κατανεμημένες ομοιόμορφα κατά μήκος του περιγράμματος. Αρχικά επιλέγονται δέκα θέσεις (σε ίσες αποστάσεις μεταξύ των άκρων του περιγράμματος) έτσι ώστε να διασφαλιστεί η όσο καλύτερη αξιολόγηση της κίνησης μειώνοντας την επίδραση τυχών ανωμαλιών. Σε κάθε μια από τις θέσεις αυτές εξάγει την αντίστοιχη τιμή για κάθε καρέ του βίντεο, σχηματίζοντας έτσι ένα M-mode όπου ο ένας άξονα αντιστοιχεί στον χρόνο και ο άλλος στον χώρο. Με αυτό τον τρόπο καταγράφεται η κίνηση του διαφράγματος σε δέκα διαφορετικά σημεία. Στην εικόνα Εικόνα 3-11 πιο κάτω δίνεται παράδειγμα της επιλογής των σημείων στο ενεργό περίγραμμα ενώ στην Εικόνα 3-12 δίνονται παραδείγματα των M-modes που δημιουργούνται.



Εικόνα 3-11: Επιλογή 10 σημείων στο ενεργό περίγραμμα για δημιουργία των M-modes.

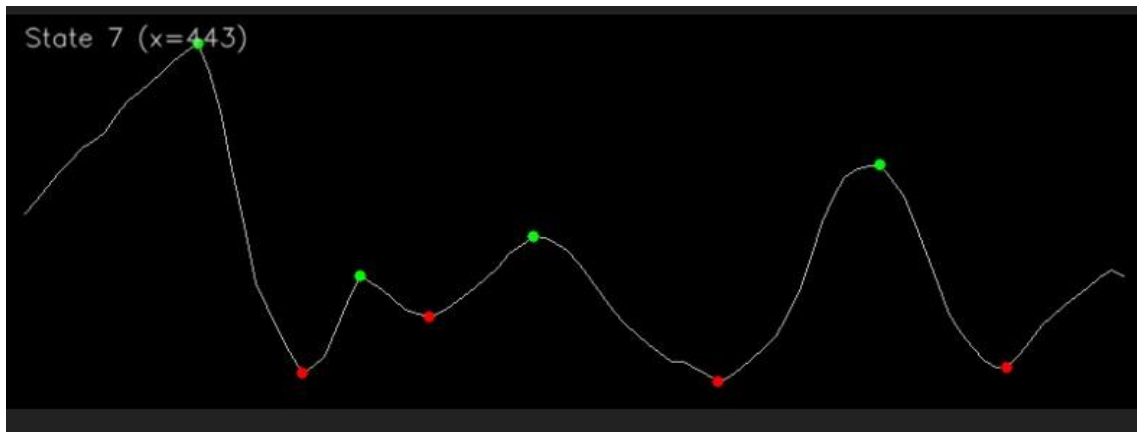


Εικόνα 3-12: M-modes

Περιγραφή βήματος 5: Δημιουργία των state diagrams

Με τις πληροφορίες των M-modes το σύστημα προχωρεί μετά στην δημιουργία των state diagrams. Η δημιουργία των state diagrams βασίζεται στην μετατροπή της μονοδιάστατης κίνησης (M-modes) σε μια διακριτή ακολουθία αναπνευστικής κίνησης.

Αρχικά από κάθε M-mode εξάγεται ένα χρονικό σήμα κατακόρυφης μετατόπισης του διαφράγματος. Το σήμα αυτό εξομαλύνεται για να μειωθεί τυχόν θόρυβος και ακολούθως υπολογίζεται η πρώτη παράγωγος του σήματος. Αυτή αντιστοιχεί στην στιγμιαία ταχύτητα κίνησης του διαφράγματος και χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό των φάσεων εισπνοής και εκπνοής. Με βάση το πρόσημο και το μέτρο της ταχύτητας και την θέση των μέγιστων και ελάχιστων σημείων μετατόπισης, ταξινομείται το κάθε σημείο σε διακριτές καταστάσεις (states). Παραδείγματα των state diagrams που δημιουργούνται δίνονται πιο κάτω στην Εικόνα 3-13.



Εικόνα 3-13: State diagram στο οποίο φαίνονται η θέση των μέγιστων και ελάχιστων σημείων μετατόπισης.

Περιγραφή βήματος 6: Μετρήσεις διαφράγματος

Το κάθε state diagram που δημιουργήθηκε στο προηγούμενο βήμα επιτρέπει την εύκολη αναγνώριση των αναπνευστικών κύκλων και κατά συνέπεια την μέτρηση παραμέτρων του διαφράγματος. Συγκεκριμένα, οι παράμετροι που μετρούνται στην εργασία αυτή είναι οι ακόλουθοι:

Μέτρηση	Αρχικά	Μονάδα Μέτρησης	Εξίσωση
Ταχύτητα σύσπασης - Contraction velocity	CV	mm/sec	$V_{\text{contract}} = \frac{DE}{T_{\text{insp}}}$
Διαφραγματική εκδρομή - Diaphragmatic Excursion	DE	mm	$DE = y_{\text{peak}} - y_{\text{trough}} \cdot \text{PixelSpacing}$
Χρόνος εισπνοής - Inspiration time	T_{insp}	sec	$T_{\text{insp}} = \frac{t_{\text{peak}} - t_{\text{trough}}}{\text{FPS}}$
Χρόνος εκπνοής - Expiration time	T_{exp}	sec	$T_{\text{exp}} = \frac{t_{\text{trough}_{\text{next}}} - t_{\text{peak}}}{\text{FPS}}$
Συνολική διάρκεια αναπνοής - Total breathing time	T_{tot}	sec	$T_{\text{tot}} = T_{\text{insp}} + T_{\text{exp}}$

Αναπνευστικός ρυθμός -Respiratory rate	RR	breaths/ minute	$RR = \frac{60}{T_{tot}}$
DP during quiet breathing	DP quiet	mm	$DE_{quiet} = y_{peak} - y_{trough} \cdot PixelSpacing$
DP during deep breathing	DP deep	mm	$DE_{deep} = \max(y_{peak} - y_{trough}) \cdot PixelSpacing$
DP (Nose breathing, sniff)	DP nose	mm	$DE_{sniff} = y_{sniff\ peak} - y_{sniff\ trough} \cdot PixelSpacing$
Καμπύλη διαφραγματικής κλίσης - Diaphragmatic slope curve	DSC	mm/sec	$DSC(t) = \frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(t + \Delta t) - y(t)}{\Delta t}$
Ρυθμός χαλάρωσης - Relaxation Rate	Relaxati on R	mm/sec	$RR_{relax} = \frac{DE}{T_{exp}}$

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων καταχωρούνται σε πίνακα (Εικόνα 3-14) για να είναι ευκολότερη η περαιτέρω στατιστική τους ανάλυση. Για κάθε βίντεο, παίρνονται συνολικά 11 σελ μετρήσεων των πιο πάνω παραμέτρων. Τα δέκα σελ προέρχονται από τα δέκα state diagrams ενώ το ενδέκατο προέρχεται από το mean state diagram που δημιουργείται από τους μέσους όρους των τιμών των 10 state diagrams.

	CV (mm/s)	DE (mm)	T_insp (sec)	T_exp (sec)	T_tot (sec)	RR (b/m)	DE_quiet (mm)	DE_deep (mm)	DE_sniff (mm)	DSC (mm/s)	RR_relax (mm/s)
state_01	5.61	2.8	0.5	0.32	0.82	72.97	2.28	4.16	1.98	15.5	8.7
state_02	4.46	2.18	0.49	0.32	0.81	73.97	1.83	3.98	0.74	17.13	6.77
state_03	8.09	8.9	1.1	0.8	1.9	31.58	8.9	8.9	8.9	20.35	11.12
state_04	5.19	5.54	1.07	0.73	1.8	33.33	5.54	5.54	5.54	12.46	7.56
state_05	4.29	5.43	1.27	0.67	1.93	31.03	5.43	5.43	5.43	17.04	8.15
state_06	3.37	4.27	1.27	0.67	1.93	31.03	4.27	4.27	4.27	10.77	6.41
state_07	3.08	3.29	1.07	0.9	1.97	30.51	3.29	3.29	3.29	12.39	3.66
state_08	2.24	2.91	1.3	0.63	1.93	31.03	2.91	2.91	2.91	10.73	4.6
state_09	3.83	2.36	0.62	0.35	0.97	62.07	2.36	2.55	2.17	18.96	6.75
state_10	3.21	4.39	1.37	0.57	1.93	31.03	4.39	4.39	4.39	17.59	7.74
state_mean	3.03	3.74	1.23	0.7	1.93	31.03	3.74	3.74	3.74	11.08	5.34

Πίνακας 3-1 :Πίνακας μετρήσεων διαφραγματικής κίνησης

Κεφάλαιο 4

Αποτελέσματα

4.1	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	44
4.2	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	45
4.3	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	48
4.4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΕΚΔΡΟΜΗΣ ΔΕΞΙΑΣ ΠΛΕΥΡΑΣ (DE-R)	50
4.5	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΕΚΔΡΟΜΗΣ ΔΕΞΙΑΣ ΠΛΕΥΡΑΣ (DE-L)	52
4.6	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΥΣΠΑΣΗΣ – ΔΕΞΙΑ ΠΛΕΥΡΑ (CV-R)	54
4.7	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΥΣΠΑΣΗΣ – ΔΕΞΙΑ ΠΛΕΥΡΑ (CV-L)	56
4.8	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ BOX PLOT ΚΑΙ VIOLIN PLOT ΓΙΑ ΟΛΕΣ ΤΙΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	58
4.9	ΠΑΡΑΘΕΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	60

4.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται και αναλύονται τα πειραματικά αποτελέσματα που προέκυψαν από την εφαρμογή του προτεινόμενου αυτοματοποιημένου συστήματος ανάλυσης διαφραγματικής κίνησης νεογνών σε βίντεο υπερήχων. Στόχος της αξιολόγησης είναι η ποσοτική εκτίμηση της ακρίβειας και της αξιοπιστίας των αυτόματων μετρήσεων, μέσω σύγκρισης με αντίστοιχες χειροκίνητες μετρήσεις αναφοράς, που έγιναν από κλινικό ιατρό.

Για την ποσοτική αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου υπολογίστηκαν οι ακόλουθες μετρήσεις αξιολόγησης μεταξύ των χειροκίνητων και των αυτοματοποιημένων

διαφραγματικών μετρήσεων: α) Το μέσο απόλυτο σφάλμα (MAE) και β) Το μέσο σχετικό σφάλμα (MARE). Πρόσθετα, η αξιολόγηση κάνει χρήση και άλλων καθιερωμένων στατιστικών μεθόδων, οι οποίες περιλαμβάνουν την ανάλυση Bland–Altman για την εκτίμηση της συμφωνίας μεταξύ των δύο μεθόδων, καθώς και την ανάλυση συσχέτισης (Pearson και Spearman) για τη διερεύνηση της σχέσης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται γραφικές απεικονίσεις, όπως box plots και violin plots, με σκοπό τη διερεύνηση της κατανομής των μετρήσεων, της διασποράς και της παρουσίας ακραίων τιμών.

Το κεφάλαιο οργανώνεται ως εξής: αρχικά περιγράφεται η πειραματική διαδικασία και το σύνολο δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση, ακολουθεί η παρουσίαση των στατιστικών μεθόδων, και στη συνέχεια παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα για τη δεξιά και την αριστερή διαφραγματική εκδρομή. Τέλος, τα αποτελέσματα συζητούνται συγκριτικά, με στόχο την ερμηνεία των διαφορών που παρατηρούνται και τη σύνδεσή τους με τη σχετική βιβλιογραφία.

4.2 Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα

Όπως αναφέρεται και πιο πάνω, στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκαν επεξεργασμένα βίντεο υπερήχων επτά (7) διαφορετικών νεογνών. Για κάθε ένα από τα νεογνά αυτά χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα (4) βίντεο. Δύο (2) βίντεο αφορούσαν υπέρηχους του δεξιού διαφράγματος και δύο (2) του αριστερού διαφράγματος. Κάθε ζεύγος βίντεο λήφθηκαν σε ξεχωριστές ημερομηνίες. Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν είκοσι τέσσερα (26) βίντεο. Η μέση διάρκεια των βίντεο αυτών ήταν 3 δευτερόλεπτα και περιλάμβανε γύρω στα 95 καρτέ.

Τα πιο πάνω βίντεο λήφθηκαν από υπερογραφήματα που έγιναν στο Ιπποκράτειο Νοσοκομείο στην Θεσσαλονίκη την περίοδο μεταξύ Φεβρουαρίου – Ιουλίου 2025. Για την απεικόνιση του διαφράγματος με υπέρηχο χρησιμοποιήθηκε υποπλεύρια προσπέλαση με χρήση του συκωτιού ή της σπλήνας ως ακουστικό παράθυρο. Στα

βίντεο, το διάφραγμα διακρίνεται ως υπερηχοϊκή γραμμή που καλύπτει το συκώτι ή την σπλήνα.

Μετά την ολοκλήρωση του συστήματος έγιναν πάρα πολλά “τρεξίματα” αρχικά για να επιβεβαιώσουμε την ορθότητα των αποτελεσμάτων και μετά για να εξάξουμε τα αποτελέσματα τα οποία θα χρησιμοποιούσαμε στην σύγκριση.

Για τις εξαγωγή μετρήσεων που χρησιμοποιήθηκαν στην σύγκριση με τις χειροκίνητες μετρήσεις, τα “τρεξίματα” έγιναν στους πιο κάτω ασθενείς με τα ακόλουθα βίντεο.

A/A	ΑΣΘΕΝΗΣ*	ΒΙΝΤΕΟ
1	ΠΟΛ	P45FLB82, P47DQ382, P45FLB82, P47DP982
2	TRA	P58E5L82, P5ADAKO2, P58E4AG2, P5AD9P02
3	TIT	P2CD1DG2, P2CCTUG2
4	ZUM	P6PC7KO2, P6PC6IO2, P6RDLOG2, P6RDN182
5	ΘΕΟ	P6PCQ3O2, P6RD5U82, P6PCP3O2, P6RD5802
6	KAK	P7MBJN02, P7OENG02, P7MBIUO2, P7O3M2G2
7	ZYK	P7MD2AG2, P7MD47O2, P7OD23G2, P7OD3082

Πίνακας 4-1: Πίνακας των βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν

* Σημειώνεται ότι για σκοπούς διατήρησης της ανωνυμίας των ασθενών χρησιμοποιούνται στην εργασία αυτή μόνο τα πρώτα τρία γράμματα του επιθέτου τους.

Τα αποτελέσματα από την εκτέλεση του συστήματος για τα πιο πάνω βίντεο φαίνονται στον Πίνακα 4-2:Αποτελέσματα εκτέλεσης συστήματος με τα διαθέσιμα βίντεο – Αυτόματες Μετρήσεις που ακολουθεί. Σημειώνεται ότι, παρόλο που το σύστημα δίνει περισσότερες μετρήσεις, στο πίνακα που ακολουθεί εμφανίζονται μόνο οι τιμές των παραμέτρων που έχουμε αντίστοιχες χειροκίνητες.

A/A	ΟΝΟΜΑ	ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ	DE R mm	DE L mm	CV R mm/sec	CV L mm/sec
1	ΠΟΛ	5/4/2025	4.08	4.45	11.87	13.9
2	TRA	8/5/2025	2.84	4.02	7.45	8.27
3	TIT	12/2/2025	3.54	3.75	9.87	11.17
4	ZUM	25/6/2025	4.20	4.36	7.13	10.40
5	ΘΕΟ	25/6/2025	3.45	2.69	11.67	7.91
6	KAK	22/7/2025	6.79	7.10	12.78	15.10
7	ZYK	22/7/2025	5.59	5.51	9.64	13.12
8	ΠΟΛ	7/4/2025	3.84	3.55	9.18	10.11
9	TRA	10/5/2025	5.23	3.97	8.74	12.28
10	TIT	14/2/2025				
11	ZUM	27/6/2025	2.23	3.04	3.10	5.34
12	ΘΕΟ	27/6/2025	5.27	3.13	12.49	10.90
13	KAK	24/7/2025	5.11	4.60	12.15	12.49
14	ZYK	24/7/2025	4.10	3.60	8.03	5.90

Πίνακα 4-2:Αποτελέσματα εκτέλεσης συστήματος με τα διαθέσιμα βίντεο – Αυτόματες Μετρήσεις

Οι χειροκίνητες μετρήσεις των αντίστοιχων βίντεο όπως αυτές δώθηκαν από τον κλινικό ιατρό έχουν ως ακολούθως:

A/A	ΟΝΟΜΑ	ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ	DE R mm	DE L mm	CV R mm/sec	CV L mm/sec
1	ΠΟΛ	5/4/2025	3.92	3.27	13.59	14.13
2	TRA	8/5/2025	3.41	3.54	9.18	9.93
3	TIT	12/2/2025	3.39	5.21	10.85	23.75
4	ZUM	25/6/2025	4.47	4.88	8.12	12.23
5	ΘΕΟ	25/6/2025	3.35	2.81	8.50	7.36
6	KAK	22/7/2025	6.49	4.63	10.98	9.22

7	ZYK	22/7/2025	4.45	4.76	9.30	11.84
8	ΠΟΛ	7/4/2025	3.69	9.20	9.78	21.73
9	TRA	10/5/2025	3.97	3.35	10.07	11.97
10	ΤΙΤ	14/2/2025	4.20	5.45	12.34	15.69
11	ZUM	27/6/2025	2.77	4.73	7.04	8.40
12	ΘΕΟ	27/6/2025	3.47	2.55	8.15	4.98
13	ΚΑΚ	24/7/2025	5.29	3.63	9.96	9.59
14	ZYK	24/7/2025	4.52	2.53	11.82	8.83

Πίνακα 4-3: Αποτελέσματα χειροκίνητων μετρήσεων

4.3 Στατιστικές μέθοδοι αξιολόγησης

Για την σύγκριση των χειροκίνητων και των αυτόματων μετρήσεων διαφραγματικής κίνησης εφαρμόστηκε συνδυασμός στατιστικών μεθόδων, με στόχο την ολοκληρωμένη ποσοτική και ποιοτική αποτίμηση της απόδοσης του προτεινόμενου συστήματος. Οι μέθοδοι αυτές επιλέχθηκαν ώστε να καλύπτουν τόσο τη μέση συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων όσο και τη μεταβλητότητα και τη σχέση των τιμών σε επίπεδο μεμονωμένων περιπτώσεων. Επιπλέον, υπολογίστηκαν το μέσο απόλυτο σφάλμα (MAE) και το μέσο σχετικό απόλυτο σφάλμα (MARE), προκειμένου να ποσοτικοποιηθεί η μέση απόκλιση των αυτόματων μετρήσεων από τις χειροκίνητες.

4.3.1 Ανάλυση Bland–Altman

Η ανάλυση Bland–Altman χρησιμοποιήθηκε για την σύγκριση μεταξύ των χειροκίνητων και των αυτόματων μετρήσεων. Η συγκεκριμένη μέθοδος επιτρέπει την αξιολόγηση της συστηματικής απόκλισης (bias) μεταξύ δύο μεθόδων μέτρησης, καθώς και τον υπολογισμό των ορίων συμφωνίας (limits of agreement), τα οποία ορίζουν το εύρος εντός του οποίου αναμένεται να βρίσκεται η διαφορά των μετρήσεων για το μεγαλύτερο ποσοστό των παρατηρήσεων.

Η ανάλυση βασίζεται στη γραφική απεικόνιση της διαφοράς μεταξύ των δύο μεθόδων ως συνάρτηση του μέσου όρου τους, επιτρέποντας την ανίχνευση πιθανών τάσεων

εξάρτησης της διαφοράς από το μέγεθος της μέτρησης, καθώς και την αναγνώριση ακραίων τιμών. Η μέθοδος Bland–Altman θεωρείται κατάλληλη για τη σύγκριση βιοϊατρικών μετρήσεων και χρησιμοποιείται ευρέως σε μελέτες αξιολόγησης νέων μεθόδων έναντι μετρήσεων αναφοράς.

4.3.2 Ανάλυση συσχέτισης (Pearson και Spearman)

Πέραν της σύγκρισης τιμών, υπολογίστηκαν οι συντελεστές συσχέτισης Pearson και Spearman, με σκοπό τη διερεύνηση της σχέσης μεταξύ των χειροκίνητων και των αυτόματων μετρήσεων. Ο συντελεστής Pearson χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση της γραμμικής συσχέτισης μεταξύ των δύο μεταβλητών, ενώ ο συντελεστής Spearman εφαρμόστηκε για την αξιολόγηση της μονοτονικής σχέσης, ανεξάρτητα από την κατανομή των δεδομένων.

Η χρήση και των δύο συντελεστών επιτρέπει μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της σχέσης μεταξύ των μετρήσεων, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου τα δεδομένα ενδέχεται να μην ακολουθούν κανονική κατανομή ή να περιλαμβάνουν ακραίες τιμές. Η ανάλυση συσχέτισης χρησιμοποιείται συμπληρωματικά προς την ανάλυση Bland–Altman, καθώς υψηλή συσχέτιση δεν συνεπάγεται απαραίτητα καλή συμφωνία μεταξύ δύο μεθόδων μέτρησης.

4.3.3 Γραφικές απεικονίσεις κατανομής (Box plots και Violin plots)

Για τη διερεύνηση της κατανομής των μετρήσεων και της μεταβλητότητάς τους, χρησιμοποιήθηκαν box plots και violin plots. Τα box plots παρέχουν συνοπτική απεικόνιση της κεντρικής τάσης, της ενδοτεταρτημοριακής απόστασης και της παρουσίας ακραίων τιμών, επιτρέποντας την άμεση σύγκριση των κατανομών μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων.

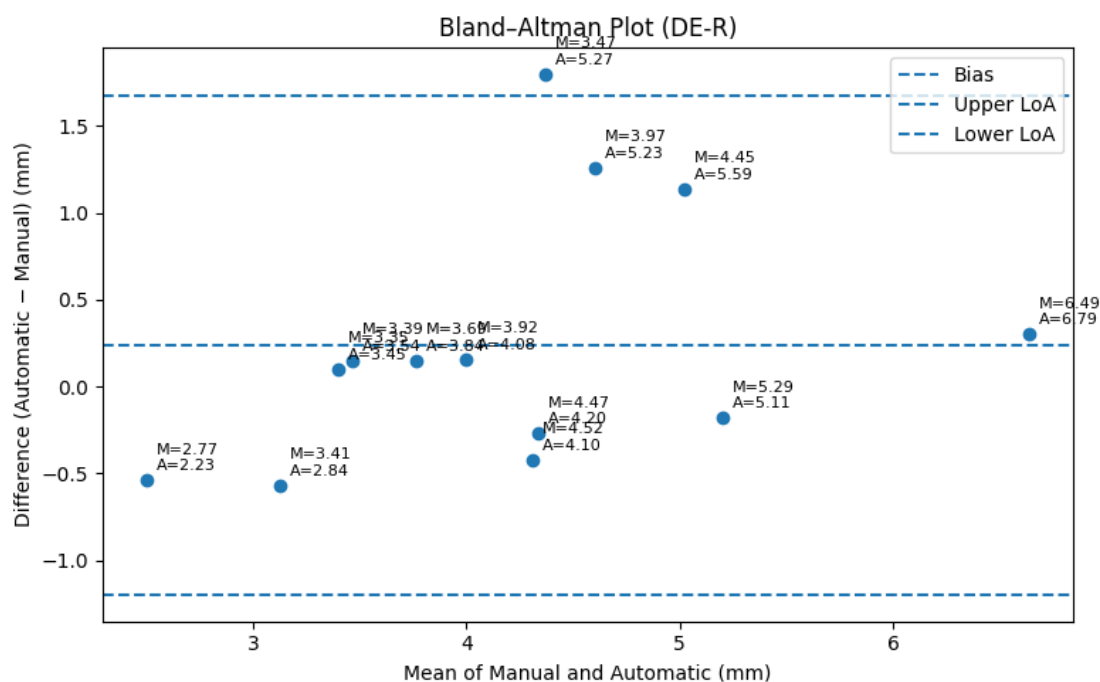
Τα violin plots επεκτείνουν την ανάλυση αυτή, παρουσιάζοντας την εκτιμώμενη πυκνότητα κατανομής των δεδομένων, και επιτρέπουν την ανάδειξη ασυμμετριών ή

διαφορών στο εύρος των τιμών που δεν είναι εμφανείς στα box plots. Οι γραφικές αυτές απεικονίσεις χρησιμοποιήθηκαν συμπληρωματικά, με στόχο την πληρέστερη κατανόηση της συμπεριφοράς των μετρήσεων και την υποστήριξη των ποσοτικών αποτελεσμάτων.

4.4 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης μετρήσεων διαφραγματικής εκδρομής δεξιάς πλευράς (DE-R)

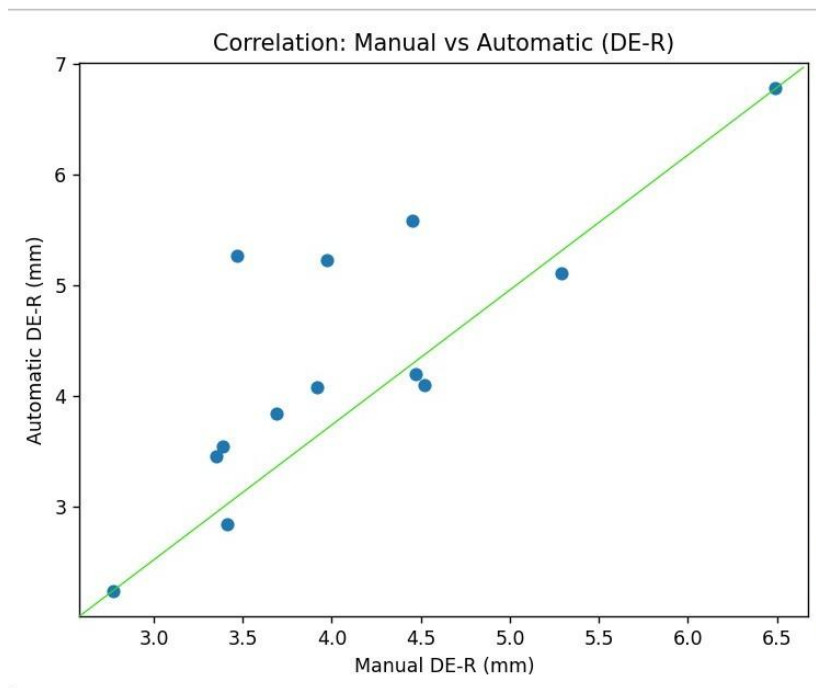
Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων για τη δεξιά διαφραγματική εκδρομή (DE-R).

Το διάγραμμα Bland–Altman για το DE-R παρουσιάζεται στην Εικόνα 4-1: Bland-Altman Plot (DE – R). Παρατηρείται μικρό μέσο σφάλμα μεταξύ των δύο μεθόδων ($\text{bias} = 0.24 \text{ mm}$), γεγονός που υποδηλώνει ότι η αυτόματη μέθοδος εμφανίζει ελάχιστη συστηματική απόκλιση σε σχέση με τις χειροκίνητες μετρήσεις. Τα όρια συμφωνίας (-1.20 έως $+1.68 \text{ mm}$) είναι σχετικά στενά, λαμβάνοντας υπόψη το εύρος των μετρήσεων, ενώ η πλειονότητα των σημείων βρίσκεται εντός αυτών. Δεν παρατηρείται σαφής τάση εξάρτησης της διαφοράς από το μέγεθος της μέτρησης, στοιχείο που υποδηλώνει σταθερή συμπεριφορά της αυτόματης μεθόδου.



Εικόνα 4-1: Bland-Altman Plot (DE – R)

Η σχέση μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων απεικονίζεται στο διάγραμμα συσχέτισης της Εικόνα 4-2: Correlation (DE -R). Οι τιμές του συντελεστή Pearson ($r = 0.805$, $p < 0.001$) και του συντελεστή Spearman ($\rho = 0.764$, $p < 0.01$) υποδεικνύουν ισχυρή και στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων. Το εύρημα αυτό δείχνει ότι η αυτόματη μέθοδος ακολουθεί με συνέπεια τις μεταβολές που παρατηρούνται στις χειροκίνητες μετρήσεις.



Εικόνα 4-2: Correlation (DE -R)

Για το DE-R, το MAE ήταν 0.54 mm και το MARE 14%, υποδεικνύοντας χαμηλή μέση απόκλιση και καλή ακρίβεια της αυτόματης μεθόδου.

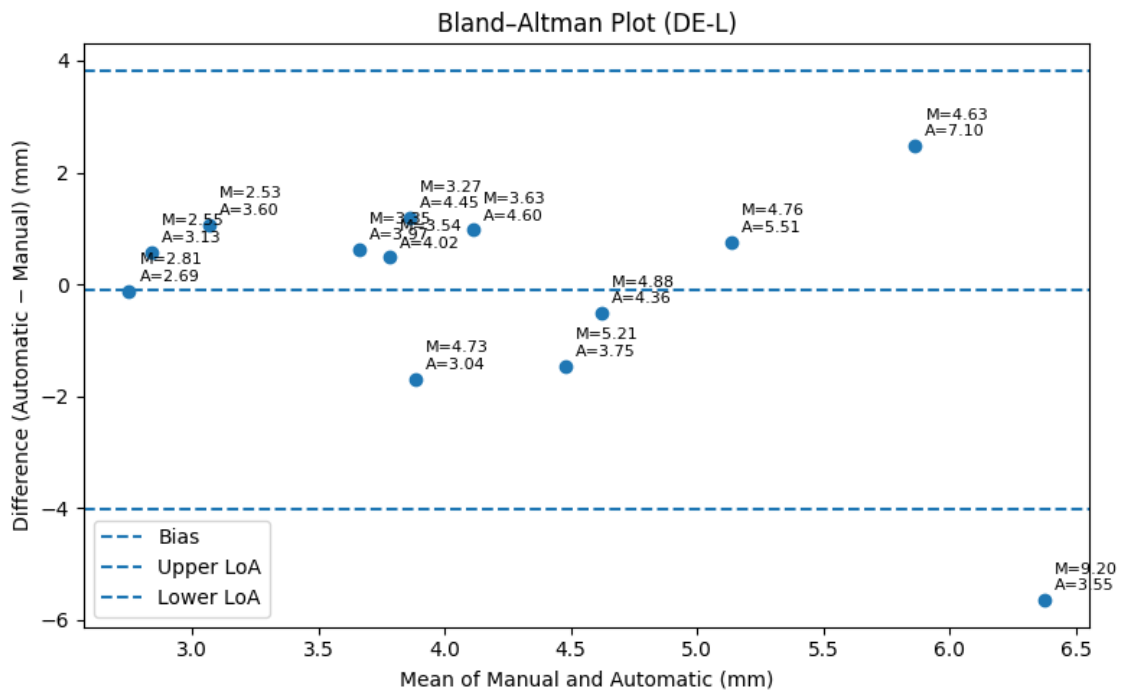
Συνολικά, τα αποτελέσματα για το DE-R δείχνουν ότι η προτεινόμενη αυτόματη μέθοδος παρουσιάζει καλή συμφωνία και ισχυρή συσχέτιση με τις χειροκίνητες μετρήσεις, γεγονός που υποδηλώνει ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί αξιόπιστα για την εκτίμηση της δεξιάς διαφραγματικής εκδρομής.

4.5 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης μετρήσεων διαφραγματικής εκδρομής αριστεράς πλευράς (DE-L)

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων για την αριστερή πλευρά του διαφράγματος (DE-L).

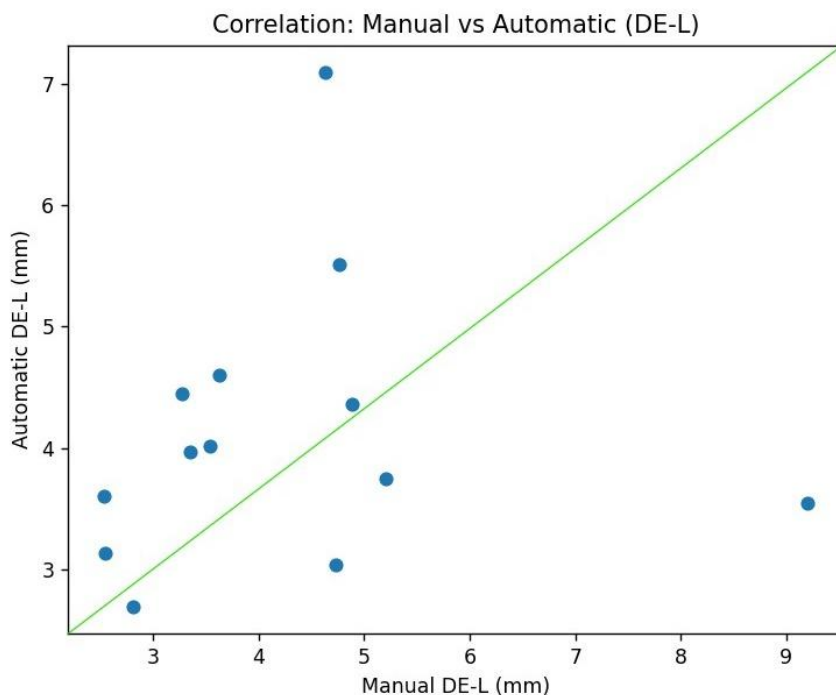
Το διάγραμμα Bland–Altman για το DE-L παρουσιάζεται στην Εικόνα 4-3: Bland-Altman Plot (DE - L). Το μέσο σφάλμα μεταξύ των δύο μεθόδων είναι μικρό (bias =

-0.10 mm), γεγονός που υποδηλώνει απουσία συστηματικής απόκλισης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων. Ωστόσο, τα όρια συμφωνίας είναι ιδιαίτερα ευρεία (-4.03 έως +3.83 mm), υποδεικνύοντας αυξημένη μεταβλητότητα σε επίπεδο μεμονωμένων μετρήσεων. Επιπλέον, παρατηρούνται ακραίες τιμές, οι οποίες επηρεάζουν σημαντικά το εύρος των ορίων συμφωνίας και υποδηλώνουν πιθανές αστοχίες της αυτόματης μεθόδου σε συγκεκριμένες περιπτώσεις.



Εικόνα 4-3: Bland-Altman Plot (DE - L)

Η σχέση μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων απεικονίζεται στο διάγραμμα συσχέτισης της Εικόνα 4-4: Correlation (DE - L). Οι τιμές των συντελεστών Pearson ($r = 0.103$, $p = 0.738$) και Spearman ($\rho = 0.231$, $p = 0.448$) δείχνουν πολύ ασθενή και μη στατιστικά σημαντική συσχέτιση. Το εύρημα αυτό υποδηλώνει ότι οι αυτόματες μετρήσεις δεν ακολουθούν συστηματικά τις μεταβολές που παρατηρούνται στις χειροκίνητες εκτιμήσεις της αριστερής διαφραγματικής εκδρομής.



Εικόνα 4-4: Correlation (DE - L)

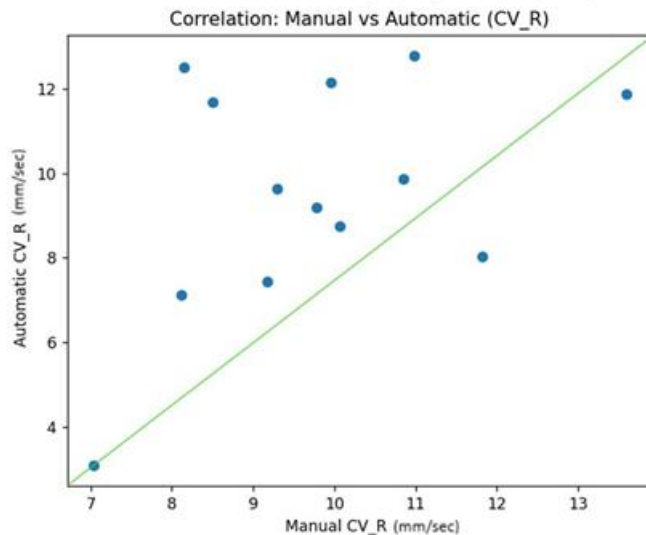
Για το DE-L, παρατηρήθηκε αυξημένο MAE (0.94 mm) και MARE (24%), γεγονός που υποδηλώνει μεγαλύτερη μεταβλητότητα των αυτόματων μετρήσεων.

Συνολικά, τα αποτελέσματα για το DE-L δείχνουν ότι, παρά τη μικρή μέση απόκλιση μεταξύ των δύο μεθόδων, η αυτόματη προσέγγιση παρουσιάζει αυξημένη μεταβλητότητα, ασθενή συσχέτιση και μειωμένη αξιοπιστία σε ατομικό επίπεδο για την αριστερή διαφραγματική εκδρομή.

4.6 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης μετρήσεων ταχύτητας σύσπασης – δεξιά πλευρά (CV-R)

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων της ταχύτητας σύσπασης του διαφράγματος στη δεξιά πλευρά (CV-R). Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε με τις ίδιες στατιστικές και γραφικές μεθόδους που εφαρμόστηκαν για τη διαφραγματική εκδρομή, επιτρέποντας τη συνεπή και άμεση σύγκριση των αποτελεσμάτων.





Εικόνα 4-6: Correlation (CV-R)

Για το CV-R, το MAE ανήλθε σε 2.07 mm/sec και το MARE σε 22.5%, δείχνοντας αυξημένο σφάλμα σε σύγκριση με τη διαφραγματική εκδρομή.

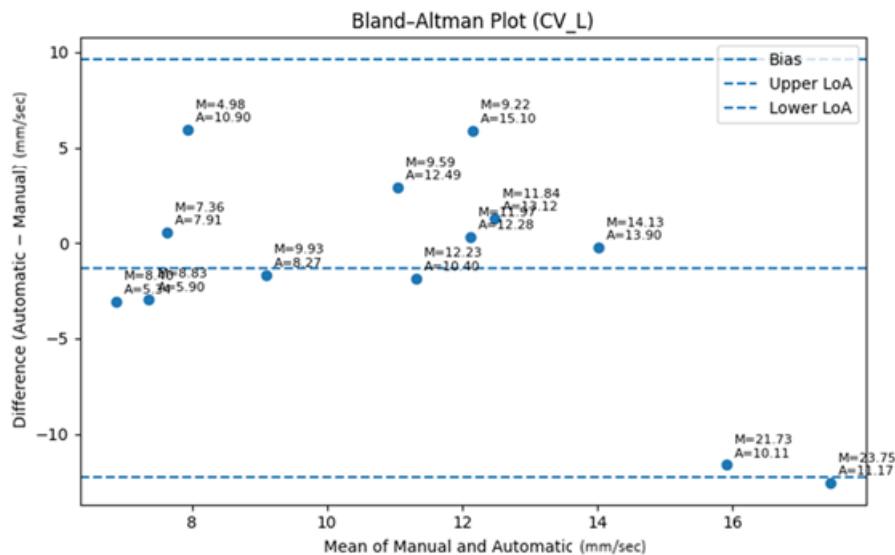
Συνολικά, τα αποτελέσματα για το CV-R δείχνουν ότι, παρά τη μικρή μέση απόκλιση μεταξύ των δύο μεθόδων, η αυτόματη προσέγγιση εμφανίζει αυξημένη μεταβλητότητα και περιορισμένη συσχέτιση με τις χειροκίνητες μετρήσεις, γεγονός που περιορίζει την αξιοπιστία της για την εκτίμηση της ταχύτητας σύσπασης στη δεξιά πλευρά.

4.7 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης μετρήσεων ταχύτητας σύσπασης – αριστερά πλευρά (CV-L)

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων της ταχύτητας σύσπασης του διαφράγματος στην αριστερή πλευρά (CV-L). Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε με τις ίδιες στατιστικές και γραφικές μεθόδους που εφαρμόστηκαν στις προηγούμενες ενότητες, ώστε να διασφαλιστεί η συγκρισιμότητα των αποτελεσμάτων.

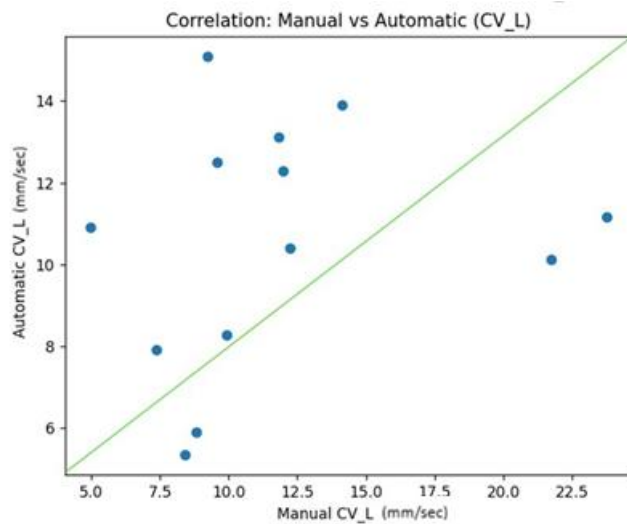
Το διάγραμμα Bland–Altman για το CV-L παρουσιάζεται στην Εικόνα 4-7: Bland-Altman Plot (CV-L). Το μέσο σφάλμα μεταξύ των δύο μεθόδων είναι αρνητικό (bias =

-1.31 mm/sec), γεγονός που υποδηλώνει ότι η αυτόματη μέθοδος τείνει να υποεκτιμά την ταχύτητα σύσπασης σε σχέση με τις χειροκίνητες μετρήσεις. Τα όρια συμφωνίας είναι ιδιαίτερα ευρεία (-12.27 έως +9.64 mm/sec), υποδεικνύοντας πολύ υψηλή μεταβλητότητα και σημαντικές αποκλίσεις σε επίπεδο μεμονωμένων περιπτώσεων. Επιπλέον, παρατηρούνται έντονες ακραίες τιμές, οι οποίες επηρεάζουν σημαντικά το εύρος των ορίων συμφωνίας.



Εικόνα 4-7: Bland-Altman Plot (CV-L)

Η σχέση μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων απεικονίζεται στο διάγραμμα συσχέτισης της Εικόνα 4-8: Correlation (CV-L). Οι συντελεστές Pearson ($r = 0.209$, $p = 0.494$) και Spearman ($\rho = 0.357$, $p = 0.231$) δείχνουν ασθενή και μη στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων. Το εύρημα αυτό υποδηλώνει ότι οι αυτόματες μετρήσεις δεν ακολουθούν με συνέπεια τις μεταβολές που παρατηρούνται στις χειροκίνητες εκτιμήσεις της ταχύτητας σύσπασης στην αριστερή πλευρά.

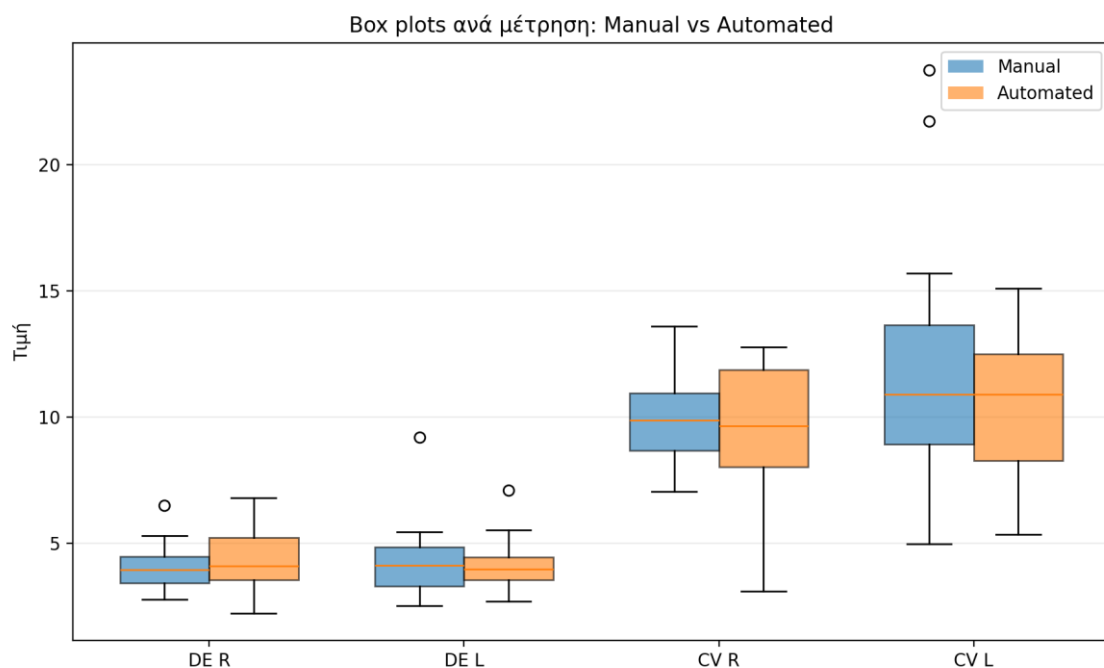


Εικόνα 4-8: Correlation (CV-L)

Το CV-L παρουσίασε το υψηλότερο σφάλμα, με MAE 3.90 mm/sec και MARE 34.1%, υποδεικνύοντας περιορισμένη αξιοπιστία της αυτόματης μεθόδου.

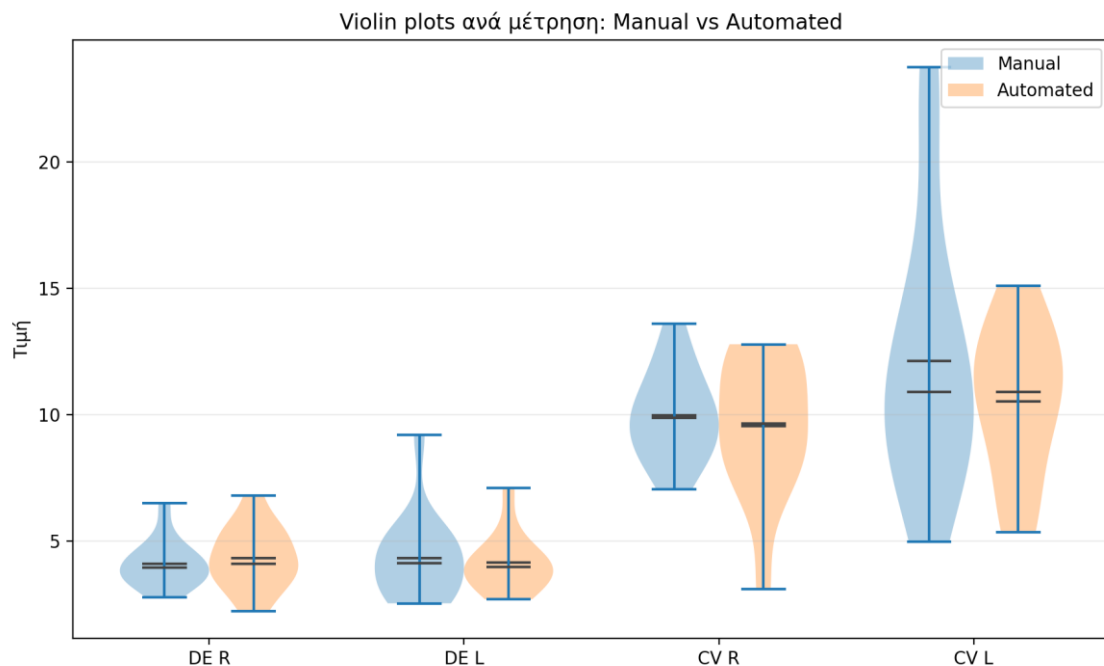
4.8 Στατιστικής ανάλυσης με τη χρήση Box plot και Violin plot για όλες τις μετρήσεις

Η κατανομή των τιμών για όλες τις μετρήσεις εξετάστηκε περαιτέρω μέσω box plots και violin plots (Εικόνα 4-9 και Εικόνα 4-10).



Εικόνα 4-9: Box Plot Διαφραγματικής εκδρομής δεξιάς (DE R) και αριστερής πλευράς (DE L) και ταχύτητας σύσπασης δεξιάς (CV R) και αριστερή πλευράς (CV L)

Το box plot απεικονίζει συνοπτικά την κατανομή και τη διασπορά των τιμών για κάθε μέτρηση (DE R, DE L, CV R, CV L), συγκρίνοντας χειρωνακτικές και αυτοματοποιημένες μετρήσεις πλάι-πλάι. Στις περισσότερες μετρήσεις, τα κουτιά των δύο μεθόδων επικαλύπτονται, δείχνοντας συγκρίσιμες κατανομές, με πιο εμφανή σύγκλιση στη DE R (όπου είχαμε και ισχυρή συσχέτιση). Αντίθετα, στη CV L παρατηρείται μεγαλύτερη διασπορά και ελαφρά μετατόπιση της διάμεσου μεταξύ των μεθόδων, κάτι που συνάδει με τη μεγαλύτερη MARE και υποδηλώνει περιορισμένη συμφωνία σε αυτή τη μέτρηση. Συνολικά, το box plot επιβεβαιώνει ότι η αυτοματοποιημένη διαδικασία αντανακλά ικανοποιητικά τη χειρωνακτική για τις DE μετρήσεις, ενώ στις CV —ιδίως αριστερά (L)— υπάρχουν εντονότερες αποκλίσεις που χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης.



Εικόνα 4-10: Violin Plot Διαφραγματικής εκδρομής δεξιάς (DE R) και αριστερής πλευράς (DE L) και ταχύτητας σύσπασης δεξιάς (CV R) και αριστερή πλευράς (CV L)

Το violin plot επεκτείνει την ανάγνωση του box plot παρουσιάζοντας την πυκνότητα των τιμών σε όλο το εύρος τους. Οι βιολιές των DE R εμφανίζουν συμπαγή πυρήνα γύρω

από κοινή διάμεσο, υποδηλώνοντας ισχυρή συμφωνία και ομοιογενή κατανομή μεταξύ των μεθόδων. Αντίθετα, στις CV, και ειδικά στη CV L, παρατηρείται πλατύτερη και πιο ασύμμετρη κατανομή για μία ή και τις δύο μεθόδους, στοιχείο που εξηγεί τη μέτρια/ασθενή συσχέτιση και την υψηλότερη MARE.

4.9 Παράθεση συνολικών αποτελεσμάτων

Ακολούθως δίνονται συνολικές αναλύσεις αποτελεσμάτων.

Μέτρηση	n	pearson_r	pearson_p	spearman_rho	spearman_p
DE R	13	0.805	0.0009	0.764	0.0024
DE L	13	0.103	0.738	0.231	0.448
CV R	13	0.444	0.128	0.401	0.174
CV L	13	0.209	0.494	0.357	0.231

Πίνακας 5-4: Συνοπτικά αποτελέσματα σύγκρισης Pearson – Spearman

Στον Πίνακα 5-4 πιο πάνω παρατηρείται ότι για τη δεξιά διαφραγματική εκδρομή (DE R) υπάρχει ισχυρή και στατιστικά σημαντική συσχέτιση τόσο με τον συντελεστή Pearson ($r = 0.805$, $p < 0.001$) όσο και με τον Spearman ($\rho = 0.764$, $p < 0.01$). Αυτό δηλώνει καλή συμφωνία και σταθερή σχέση μεταξύ των δύο μεθόδων μέτρησης. Για την αριστερή πλευρά η διαφραγματική εκδρομή (DE L) δεν φανερώνει στατιστικά σημαντική συσχέτιση. Όσον αφορά τις παραμέτρους ταχύτητας σύσπασης (CV R και CV L), οι συσχετίσεις ήταν ασθενείς έως μέτριες και μη στατιστικά σημαντικές.

Χρησιμοποιώντας τους πίνακες χειρωνακτικών (Πίνακας 4-3) και αυτόματων (Πίνακας 4-2) μετρήσεων γίνεται ακολούθως πρόσθετη ανάλυση τους με στόχο την εξαγωγή όσο το δυνατότερο καλύτερων συμπερασμάτων που αφορούν στην σύγκριση των χειρωνακτικών (M) και αυτόματων (A) τιμών.

Επεξεργασία Μετρήσεων	DE R (M) mm	DE L (M) mm	CV R (M) mm/sec	CV L (M) mm/sec	DE R (A) mm	DE L (A) mm	CV R (A) mm/sec	CV L (A) mm/sec
median	3.92	3.63	9.78	9.93	4.10	3.97	9.64	10.90
iqr	1.06	1.46	2.35	3.40	1.69	0.90	3.84	4.22
mean	4.09	3.83	9.80	11.84	4.33	4.14	9.55	10.53
stdev	0.94	0.89	1.68	5.18	1.19	1.12	2.64	2.87
max	6.49	5.21	13.59	23.75	6.79	7.10	12.78	15.10
min	2.77	2.53	7.04	4.98	2.23	2.69	3.10	5.34
MAE	0.54	0.94	2.07	3.90				
MARE	0.14	24.37	22.51	34.09				
MARE (on average)	0.06	0.08	0.03	0.11				
MAE (on median)	0.18	0.34	0.14	0.97				
MARE (on median)	0.05	0.09	0.01	0.10				

Πίνακας 5-5: Σύγκριση Χειρωνακτικών και Αυτόματων Μετρήσεων

Στο πιο πάνω πίνακα (Πίνακας 5-5) φαίνεται συνολικά η συγκριτική ανάλυση των μετρήσεων διαφραγματικής εκδρομής (DE R, DE L) και ταχύτητας σύσπασης (CV R, CV L). Υπολογίστηκαν βασικά στατιστικά μέτρα κεντρικής τάσης και διασποράς, καθώς και δείκτες σφάλματος μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων. Οι διάμεσες τιμές (median) χρησιμοποιήθηκαν ως βασικό μέτρο αναφοράς, λόγω της ανθεκτικότητάς τους σε ακραίες τιμές, ενώ τα αντίστοιχα εύρη τεταρτημορίων (IQR) αποτυπώνουν τη διασπορά των δεδομένων. Παράλληλα, υπολογίστηκαν ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση, οι οποίες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευαισθησία σε outliers, ιδιαίτερα στις μετρήσεις CV.

Η σύγκριση χειροκίνητων και αυτόματων αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε τόσο σε επίπεδο μεμονωμένων μετρήσεων μέσω των δεικτών MAE και MARE, όσο και σε επίπεδο διαμέσων τιμών μέσω των median-based MAE και MARE, προκειμένου να περιοριστεί η επίδραση ακραίων αποκλίσεων. Τα αποτελέσματα δείχνουν χαμηλά σφάλματα για τη διαφραγματική εκδρομή, γεγονός που υποδηλώνει καλή συμφωνία μεταξύ των δύο μεθόδων, ενώ μεγαλύτερες αποκλίσεις παρατηρούνται στις παραμέτρους ταχύτητας σύσπασης, κάτι που αποδίδεται στη μεγαλύτερη μεταβλητότητα και ευαισθησία της συγκεκριμένης μέτρησης στον θόρυβο και στη χρονική ανάλυση.

Κεφάλαιο 5

Συζήτηση αποτελεσμάτων και μελλοντική εργασία

5.1	ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	63
5.2	ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	66

5.1 Συζήτηση αποτελεσμάτων

Η συζήτηση βασίζεται στη συγκριτική ανάλυση των μετρήσεων της διαφραγματικής εκδρομής (DE) και ταχύτητας σύσπασης (CV), τόσο για τη δεξιά όσο και για την αριστερή πλευρά του διαφράγματος.

Τα αποτελέσματα δείχνουν σαφή διαφοροποίηση στην απόδοση της αυτόματης μεθόδου μεταξύ των μετρήσεων διαφραγματικής εκδρομής και ταχύτητας σύσπασης. Η διαφραγματική εκδρομή, ιδιαίτερα στη δεξιά πλευρά (DE-R), παρουσιάζει καλή συμφωνία και ισχυρή συσχέτιση μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων, γεγονός που υποδηλώνει ότι η συγκεκριμένη παράμετρος μπορεί να εκτιμηθεί με σχετική αξιοπιστία μέσω αυτοματοποιημένης ανάλυσης.

Αντίθετα, οι μετρήσεις ταχύτητας σύσπασης (CV), τόσο στη δεξιά όσο και στην αριστερή πλευρά, εμφανίζουν αυξημένη μεταβλητότητα, ευρεία όρια συμφωνίας και ασθενή συσχέτιση. Η διαφοροποίηση αυτή μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι η CV αποτελεί παράγωγη μετρική, η οποία εξαρτάται άμεσα από τη χρονική ακρίβεια και τη σταθερότητα της ανίχνευσης του διαφραγματικού περιγράμματος. Μικρά σφάλματα στον εντοπισμό του περιγράμματος ή στον χρονικό συγχρονισμό των καρέ μπορούν να οδηγήσουν σε δυσανάλογα μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές της ταχύτητας.

Η σύγκριση μεταξύ δεξιάς και αριστερής πλευράς αποκαλύπτει σημαντικές διαφορές στην απόδοση της αυτόματης μεθόδου. Η δεξιά πλευρά του διαφράγματος παρουσιάζει γενικά καλύτερη συμφωνία και σταθερότερη συμπεριφορά τόσο για τη διαφραγματική εκδρομή όσο και για την ταχύτητα σύσπασης. Το εύρημα αυτό είναι σύμφωνο με τη βιβλιογραφία και μπορεί να αποδοθεί στην παρουσία του συκωτιού, το οποίο λειτουργεί ως σταθερό ακουστικό παράθυρο και διευκολύνει την απεικόνιση του διαφράγματος.

Αντίθετα, η αριστερή πλευρά επηρεάζεται συχνά από σκιάσεις, μειωμένη αντίθεση και περιορισμένη ορατότητα λόγω της παρουσίας αέρα στο στομάχι και την σπλήνα. Οι παράγοντες αυτοί δυσχεραίνουν την αξιόπιστη τμηματοποίηση και παρακολούθηση του διαφραγματικού περιγράμματος, γεγονός που εξηγεί τη μειωμένη συσχέτιση και την αυξημένη μεταβλητότητα που παρατηρείται στα αποτελέσματα DE-L και, ιδιαίτερα, CV-L.

Ένας επιπλέον παράγοντας που επηρεάζει σημαντικά την απόδοση της αυτόματης μεθόδου είναι η ποιότητα των υπερηχογραφικών βίντεο. Σε περιπτώσεις έντονου speckle θορύβου, χαμηλής αντίθεσης ή ασαφούς οριοθέτησης του διαφράγματος, η αυτόματη ανίχνευση του περιγράμματος καθίσταται λιγότερο αξιόπιστη. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση ακραίων τιμών και αυξημένων αποκλίσεων μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων, όπως αποτυπώνεται στα διαγράμματα Bland–Altman.

Ιδιαίτερα στις μετρήσεις ταχύτητας σύσπασης, οι επιδράσεις αυτές ενισχύονται, καθώς η CV εξαρτάται από μικρές μεταβολές στη θέση του διαφράγματος μεταξύ διαδοχικών καρτέ. Ακόμη και μικρές αστοχίες στην ανίχνευση μπορούν να οδηγήσουν σε σημαντικές διαφορές στις τελικές τιμές.

Συνοψίζοντας, τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δείχνουν ότι η προτεινόμενη αυτόματη μέθοδος παρουσιάζει διαφοροποιημένη απόδοση ανάλογα με τις μετρήσεις

και την πλευρά του διαφράγματος. Η μέτρηση της διαφραγματικής εκδρομής στη δεξιά πλευρά (DE-R) εμφανίζει την καλύτερη συνολική συμπεριφορά, με χαμηλό μέσο απόλυτο σφάλμα ($MAE = 0.54 \text{ mm}$), σχετικά μικρό μέσο σχετικό σφάλμα ($MARE = 14\%$), καλή συμφωνία στα διαγράμματα Bland–Altman και ισχυρή συσχέτιση μεταξύ χειροκίνητων και αυτόματων μετρήσεων. Τα ευρήματα αυτά υποδηλώνουν ότι η συγκεκριμένη παράμετρος μπορεί να εκτιμηθεί με ικανοποιητική ακρίβεια μέσω αυτοματοποιημένης ανάλυσης.

Αντίθετα, για τη διαφραγματική εκδρομή στην αριστερή πλευρά (DE-L) παρατηρείται αυξημένο σφάλμα ($MAE = 0.94 \text{ mm}$, $MARE = 24\%$) και μεγαλύτερη μεταβλητότητα, γεγονός που περιορίζει την αξιοπιστία της αυτόματης μεθόδου σε ατομικό επίπεδο. Η συμπεριφορά αυτή είναι συνεπής με τα ευρύτερα όρια συμφωνίας και την ασθενέστερη συσχέτιση που καταγράφηκαν στα αντίστοιχα στατιστικά και γραφικά αποτελέσματα.

Η απόδοση της αυτόματης μεθόδου είναι ακόμη πιο περιορισμένη για τις μετρήσεις ταχύτητας σύσπασης. Τόσο στη δεξιά (CV-R) όσο και στην αριστερή πλευρά (CV-L), τα αυξημένα MAE και $MARE$ ($MAE = 2.07 \text{ mm/sec}$ και 3.90 mm/sec , αντίστοιχα) σε συνδυασμό με τη χαμηλή συσχέτιση και τα ιδιαίτερα ευρεία όρια συμφωνίας υποδεικνύουν ότι η αυτόματη εκτίμηση της ταχύτητας σύσπασης είναι πιο ευαίσθητη σε σφάλματα. Το εύρημα αυτό ενισχύει την παρατήρηση ότι η CV αποτελεί πιο απαιτητική μετρική, καθώς εξαρτάται άμεσα από τη χρονική ακρίβεια και τη σταθερότητα της ανίχνευσης του διαφραγματικού περιγράμματος σε διαδοχικά καρέ.

Παρά τους παραπάνω περιορισμούς, τα συνολικά αποτελέσματα αναδεικνύουν τη δυναμική της αυτοματοποιημένης ανάλυσης υπερηχογραφικών βίντεο διαφράγματος, ιδιαίτερα για τη διαφραγματική εκδρομή στη δεξιά πλευρά. Παράλληλα, καταδεικνύουν με σαφήνεια τα σημεία που απαιτούν περαιτέρω βελτίωση, όπως η αντιμετώπιση του θορύβου και η ενίσχυση της ανίχνευσης σε χαμηλής ποιότητας δεδομένα.

5.2 Μελλοντική εργασία

Περαιτέρω έρευνα σχετικά με την ανάλυση βίντεο υπερήχων διαφραγματικής κίνησης νεογνών, όπως προτείνεται σε αυτή τη εργασία, μπορεί να διεξαχθεί στο μέλλον. Τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής παρέχουν σαφή κατεύθυνση για μελλοντική εξέλιξη της μεθοδολογίας και υποστηρίζουν τη χρησιμότητα της προτεινόμενης προσέγγισης ως βάση για περαιτέρω έρευνα και βελτιστοποίηση.

Αρχικά, θα ήταν ωφέλιμη μια νέα εργασία η οποία θα δοκίμαζε περαιτέρω την αξιοπιστία του συστήματος της εργασίας αυτής. Μια εκτεταμένη δοκιμή του συστήματος με τουλάχιστο 50 βίντεο υπερήχων, σε διαφορετικές ηλικιακές ομάδες και κλινικές καταστάσεις θα αποδείκνυε την αξιοπιστία του συστήματος ή θα ανάδειχνε τυχόν προβλήματα. Στην περίπτωση απόδειξης της αξιοπιστίας του συστήματος θα άνοιγε δρόμο για την ανάπτυξη μιας διαδικτυακής εφαρμογής για ευρεία χρήση ή ενός συστήματος αξιολόγησης της διαφραγματικής λειτουργίας σε πραγματικό χρόνο.

Μια άλλη μελλοντική μελέτη θα μπορεί να αυτοματοποιήσει την σύγκριση των τιμών των παραμέτρων διαφραγματικής κίνησης με τις φυσιολογικές τιμές αναφοράς έτσι ώστε να δίνει αυτόματη διάγνωση της διαφραγματικής λειτουργίας. Κάτι τέτοιο εξυπακούει τη συμφωνία των ειδικών σε φυσιολογικές τιμές σε κάθε ηλικιακή ομάδα νεογνών, καθώς η παράμετρος φαίνεται να είναι απαραίτητη για την σωστή εξαγωγή συμπερασμάτων.

Μια ενδιαφέρουσα νέα εργασία θα μπορούσε να μελετήσει την σύγκλιση των τιμών των αυτοματοποιημένων μετρήσεων της μεθόδου που χρησιμοποιείται στην εργασία αυτή με αυτοματοποιημένες μετρήσεις που παράγονται από συστήματα που χρησιμοποιούν βαθιά μάθηση (MDRU-Net, U-Net variants).

Τέλος, μια νέα έρευνα μπορεί να διερευνήσει τρόπους υπερπήδησης των εμποδίων που εμφανίζονται με τον υπερήχο της αριστερής πλευράς του διαφράγματος.

Βιβλιογραφία

- [1] Andreazza, C. *et al.* (2024) 'Diaphragmatic and excursion thickness in newborns using diaphragmatic kinesiology ultrasound: an observational study', *Fisioterapia em Movimento*, 37, e37107. doi:10.1590/fm.2024.37107.
- [2] Barrois, G., Coron, A., Lucidarme, O. *et al.* (2015) 'Automatic motion estimation using flow parameters for dynamic contrast-enhanced ultrasound', *Physics in Medicine & Biology*, 60(6), pp. 2117–2133. doi:10.1088/0031-9155/60/6/2117.
- [3] Bhogal, R.K. and Devendran, V. (2023) 'Motion estimating optical flow for action recognition (Farnebäck, Horn–Schunck, Lucas–Kanade and Lucas–Kanade derivative of Gaussian)', in *2023 International Conference on Intelligent Data Communication Technologies and Internet of Things (IDCIoT)*. Bengaluru, India, 5–7 January 2023. IEEE, pp. 675–682. doi:10.1109/IDCIoT56793.2023.10053515.
- [4] Bohr, N. and Wheeler, J.A. (1939) 'The mechanism of nuclear fission', *Physical Review*, 56(5), pp. 426–450. doi:10.1103/PhysRev.56.426.
- [5] Boussuges, A., Rives, S., Finance, J. and Brégeon, F. (2020) 'Assessment of diaphragmatic function by ultrasonography: current approach and perspectives', *World Journal of Clinical Cases*, 8(12), pp. 2408–2423. doi:10.12998/wjcc.v8.i12.2408.
- [6] Buonsenso, D. *et al.* (2023) 'Ultrasound imaging for diaphragm function in a population of healthy infants: a short observational report', *Diagnostics*, 13(6), 1095. doi:10.3390/diagnostics13061095.
- [7] Chioma, R., *et al.* (2023). Applications of Artificial Intelligence in Neonatology. *Applied Sciences*, 13 (5), Article 3211. <https://doi.org/10.3390/app13053211>
- [8] Dres, M., Doorduyn, J., Boussouar, S. *et al.* (2025) 'Advancements in imaging techniques for monitoring the respiratory muscles', *Critical Care*.
- [9] Fritsch, K. *et al.* (2022) 'Speckle tracking ultrasonography as a new tool to assess diaphragmatic function: a feasibility study', *Ultrasonography*, 41(2), pp. 403–415. doi:10.14366/usg.21044.

- [10] Goutman, S.A. *et al.* (2017) 'Speckle tracking as a method to measure hemidiaphragm excursion', *Muscle & Nerve*, 55(1), pp. 125–127. doi:10.1002/mus.25380.
- [11] Guo, Y., Duan, X., Wang, C. and Guo, H. (2021) 'Segmentation and recognition of breast ultrasound images based on an expanded U-Net', *PLOS ONE*, 16(6), e0253202. doi:10.1371/journal.pone.0253202.
- [12] Gupta, P.K., Singh, A.K., Tyagi, V. and Ghrera, S.P. (eds.) (2017) *2017 Fourth International Conference on Image Information Processing (ICIIP 2017): Proceedings*. Shimla, India, 21–23 December 2017. IEEE. ISBN 978-1-5090-6735-0.
- [13] Hao, Y. *et al.* (2025) 'Quantifying normal diaphragmatic motion and shape and their developmental changes via dynamic MRI', *CHEST Pulmonary*, 3(1), 100115. doi:10.1016/j.chpulm.2024.100115.
- [14] Huang, D., Song, F., Luo, B. *et al.* (2023) 'Using automatic speckle tracking imaging to measure diaphragm excursion and predict the outcome of mechanical ventilation weaning', *Critical Care*, 27, 18. doi:10.1186/s13054-022-04288-3.
- [15] Kuo, C.-Y., *et al.* (2018). Application of Ultrasound Image Tracking Algorithm for Real-Time Diaphragmatic Excursion Measurement. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 38(5), 678–684. <https://doi.org/10.1007/s40846-017-0339-9>
- [16] Li, R., *et al.* (2024). Speckle tracking ultrasound as a new tool to predict the weaning out come of mechanical ventilation patients: a prospective observational study. *Frontiers in Medicine*, 11. <https://doi.org/10.3389/fmed.2024.1449938>
- [17] Li, Z., *et al.* (2025) 'Open-access ultrasonic diaphragm dataset and an automatic diaphragm measurement using deep learning network', *BMC Respiratory Research*, 26, 253. doi:10.1186/s12931-025-03170-x.
- [18] Loizou, C.P. *et al.* (2018) 'A new method for diaphragmatic maximum relaxation rate ultrasonographic measurement in the assessment of patients with diaphragmatic dysfunction', *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 6, 2700710. doi:10.1109/JTEHM.2018.2875537.
- [19] Loizou, C.P. *et al.* (2020) 'Ultrasound diaphragmatic manual and semi-automated motion measurements: application in simulated and in-vivo data of critically ill

- subjects', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 200, 105525. doi:10.1016/j.cmpb.2020.105525.
- [20] Loizou, C.P. *et al.* (2025) 'Diaphragmatic motion analysis in neonates using ultrasound simulated videos', in *Artificial Intelligence Applications and Innovations (AIAI 2025)*. Communications in Computer and Information Science. Springer, pp. 98–111. doi:10.1007/978-3-031-96235-6_8.
- [21] May, L.A., Epelman, M. and Navarro, O.M. (2022) 'Ultrasound imaging of diaphragmatic motion', *Pediatric Radiology*, 52(10). doi:10.1007/s00247-022-05430-7.
- [22] Orde, S. *et al.* (2016) 'Use of angle-independent M-mode sonography for assessment of diaphragm displacement', *Journal of Ultrasound in Medicine*, 35(12), pp. 2629–2636. doi:10.7863/ultra.15.12099.
- [23] Vetrugno, L. *et al.* (2019) 'Ultrasound imaging for diaphragm dysfunction: a narrative literature review', *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 33(9), pp. 2525–2536. doi:10.1053/j.jvca.2019.01.003.
- [24] Wang, J., Wei, H., Chen, H. *et al.* (2022) 'Application of ultrasonography in neonatal lung disease: an updated review', *Frontiers in Pediatrics*, 10, 1020437. doi:10.3389/fped.2022.1020437.
- [25] Xu, Q., & Hamilton, R. J. (2006). A novel respiratory detection method based on automated analysis of ultrasound diaphragm video. *Medical Physics*, 33(4), 916–921. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.2178451>
- [26] Xu, Qiancheng, *et al.* (2022). Comparison of assessment of diaphragm function using speckle tracking between patients with successful and failed weaning. *BMC Pulmonary Medicine*, 22, 459. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36456940/>
- [27] Ye, X., Liu, Z., Ma, Y. *et al.* (2021) 'A novel normalized cross-correlation speckle-tracking ultrasound algorithm for the evaluation of diaphragm deformation', *Frontiers in Medicine*, 8, 619406. doi:10.3389/fmed.2021.619406.
- [28] Yeung, Y. *et al.* (2025) 'Functional assessment of the neonatal diaphragm using point-of-care ultrasound: a review of techniques, clinical applications, and challenges', *CHEST Pulmonary*, 100191. doi:10.1016/j.chpulm.2025.100191.

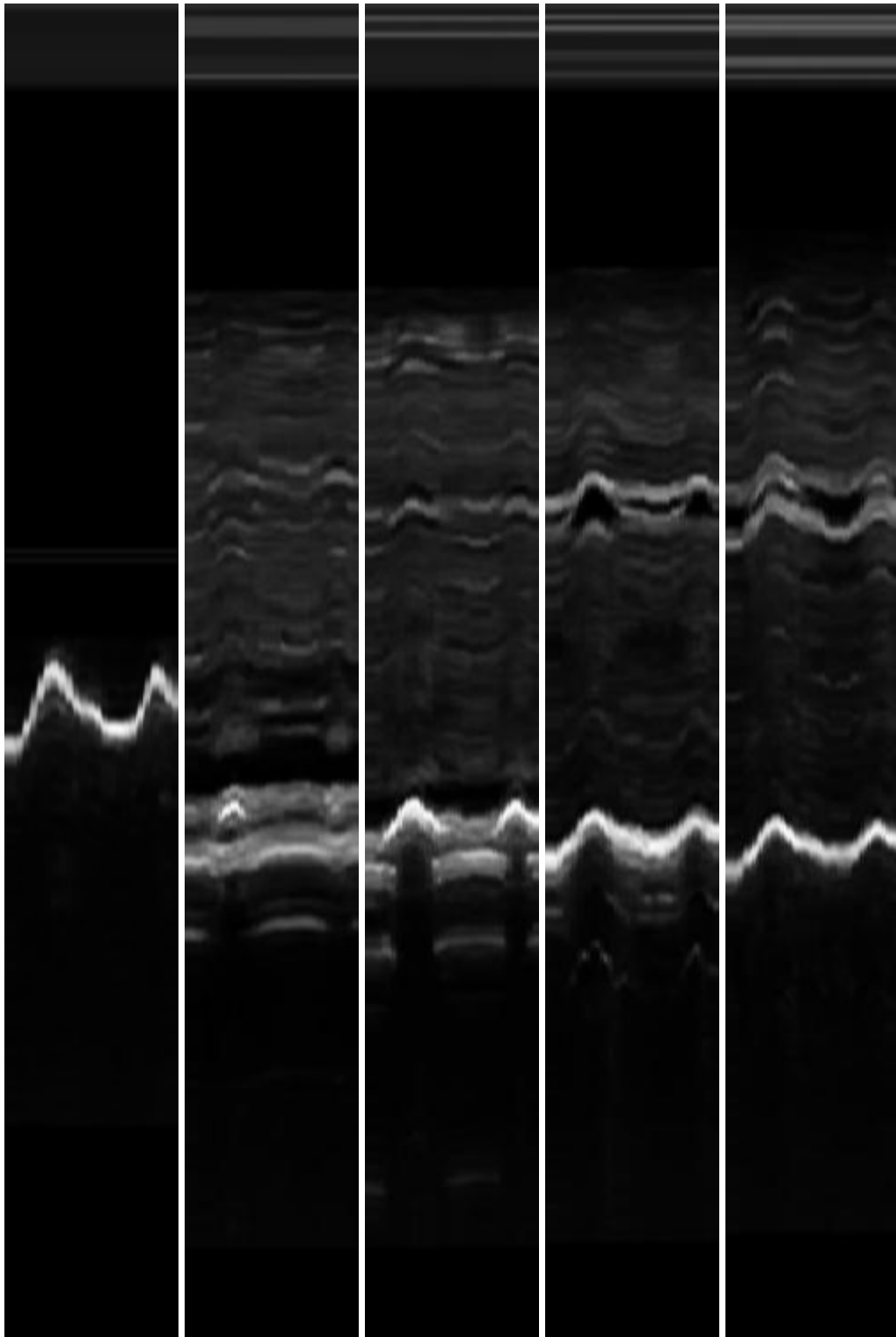
- [29] Zhang, Q. et al. (2023), 'An optimized optical-flow-based method for quantitative tracking of ultrasound-guided right diaphragm deformation', BMC Medical Imaging, 23, 180, doi:10.1186/s12880-023-01066-7

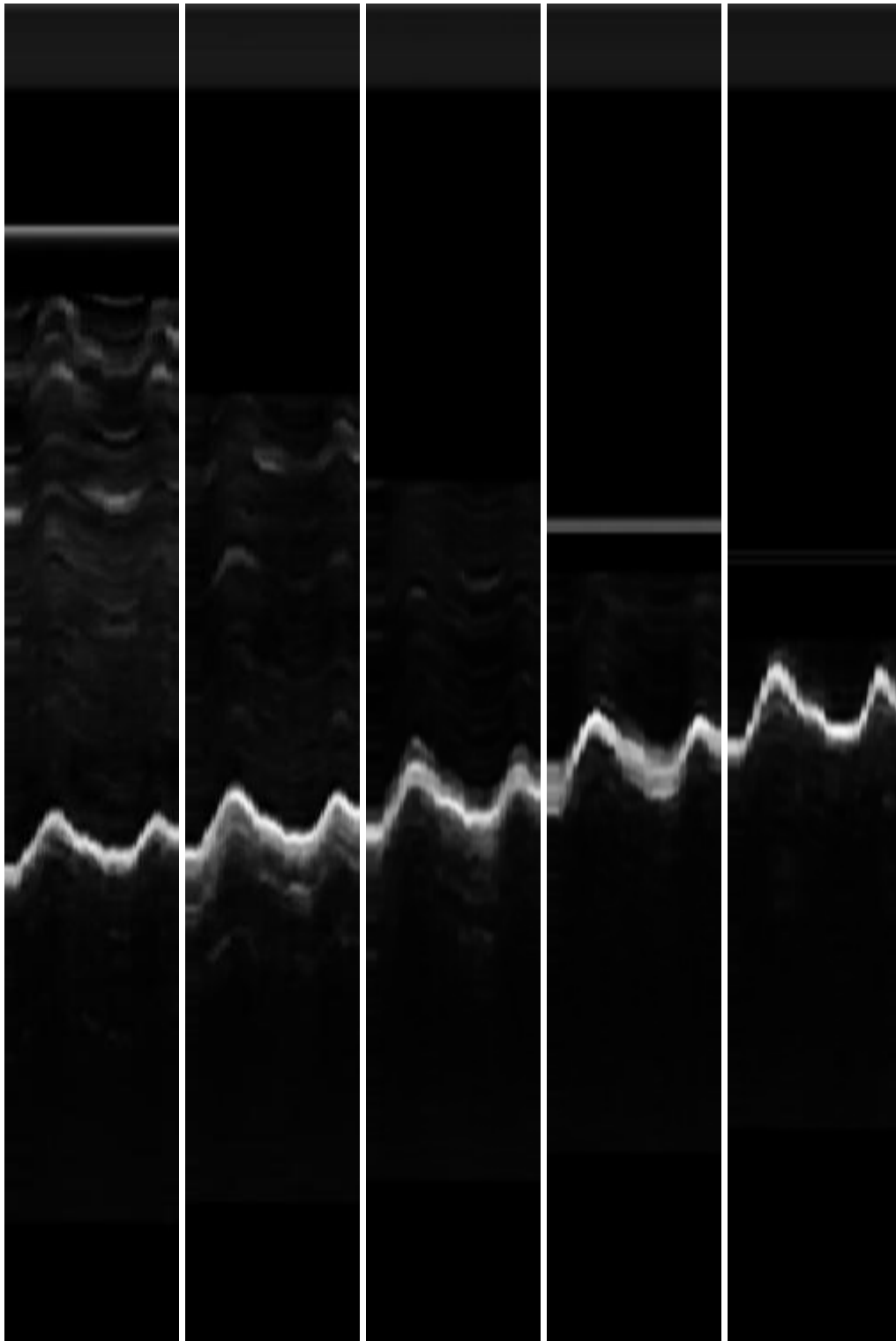
Παράρτημα Α

Ασθενής: ZUM

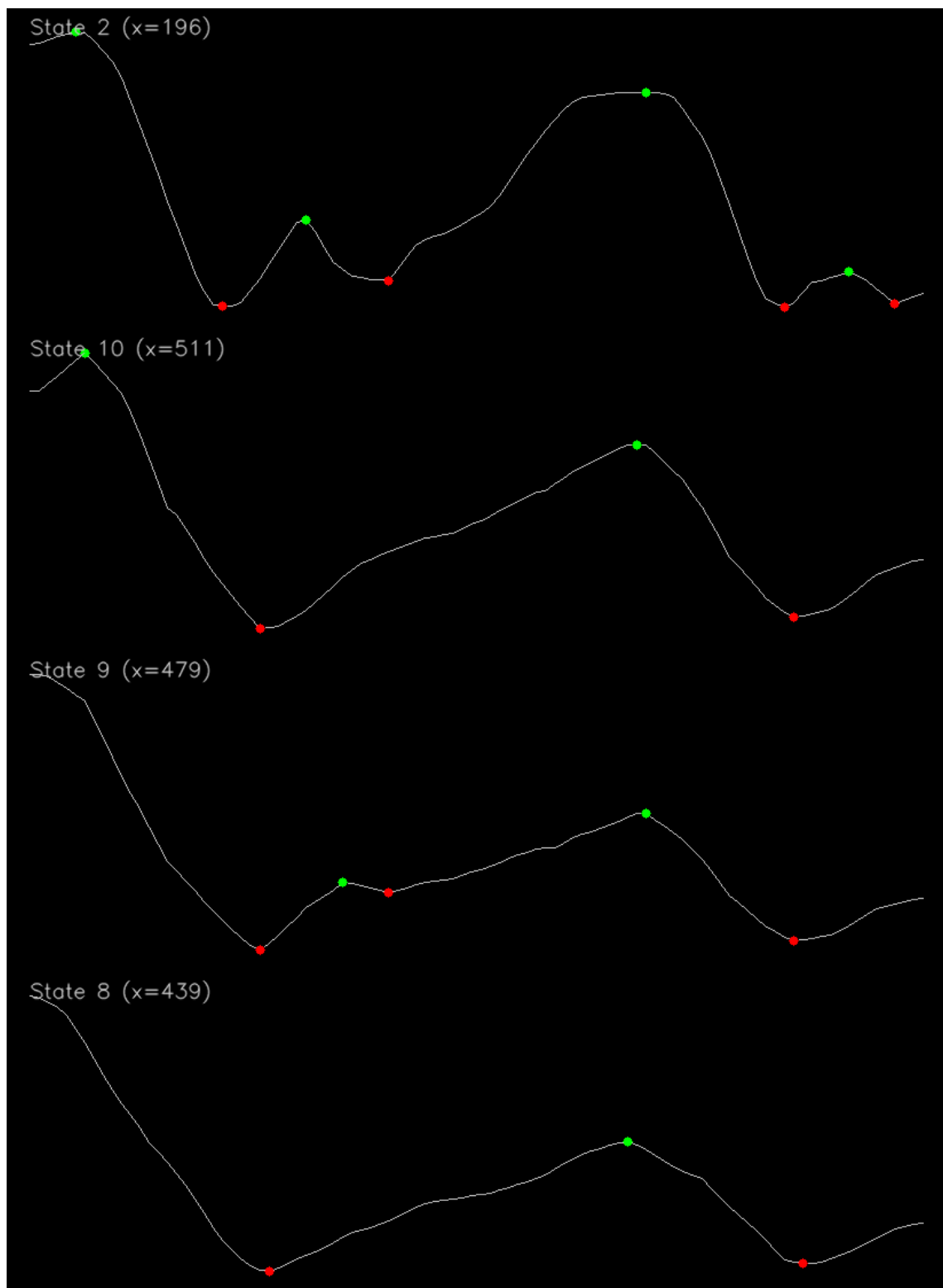
Βίντεο: 6PC6IO2

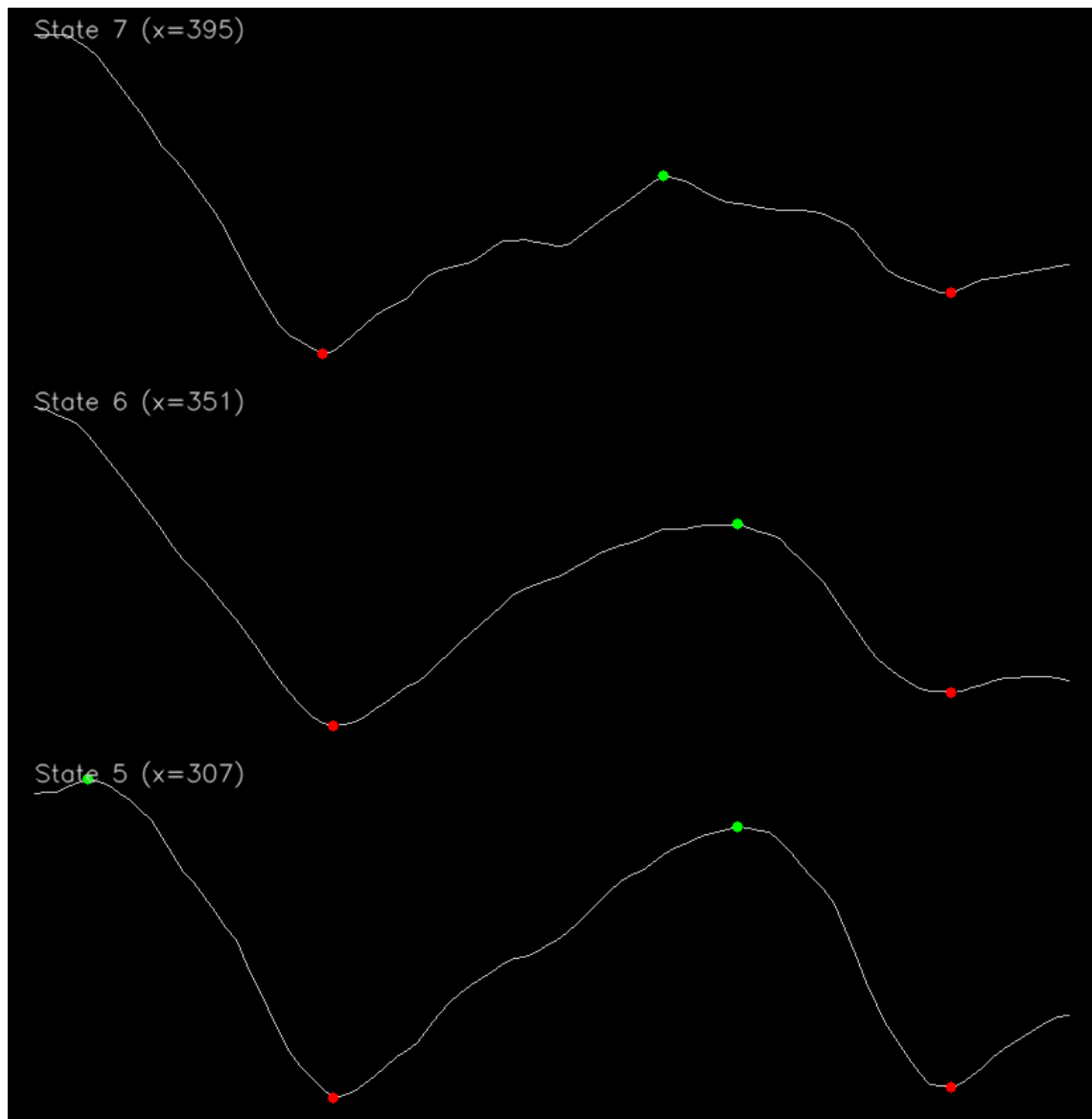
M-modes

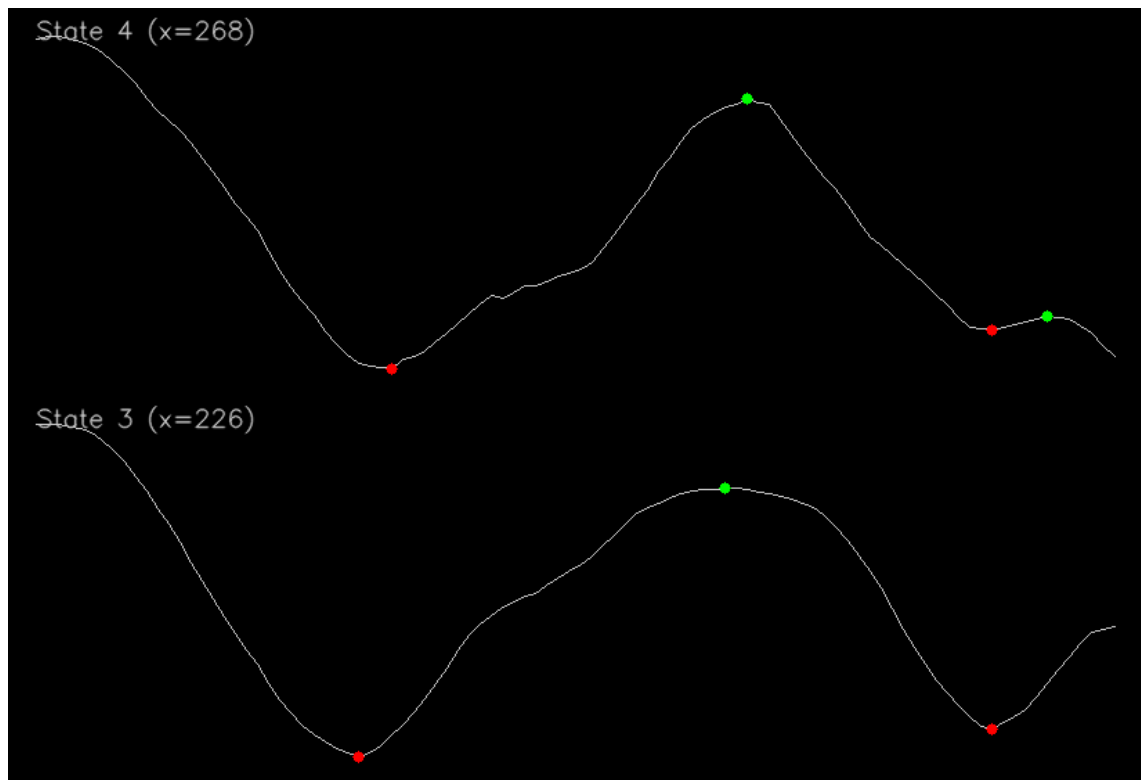




State diagrams







State diagrams

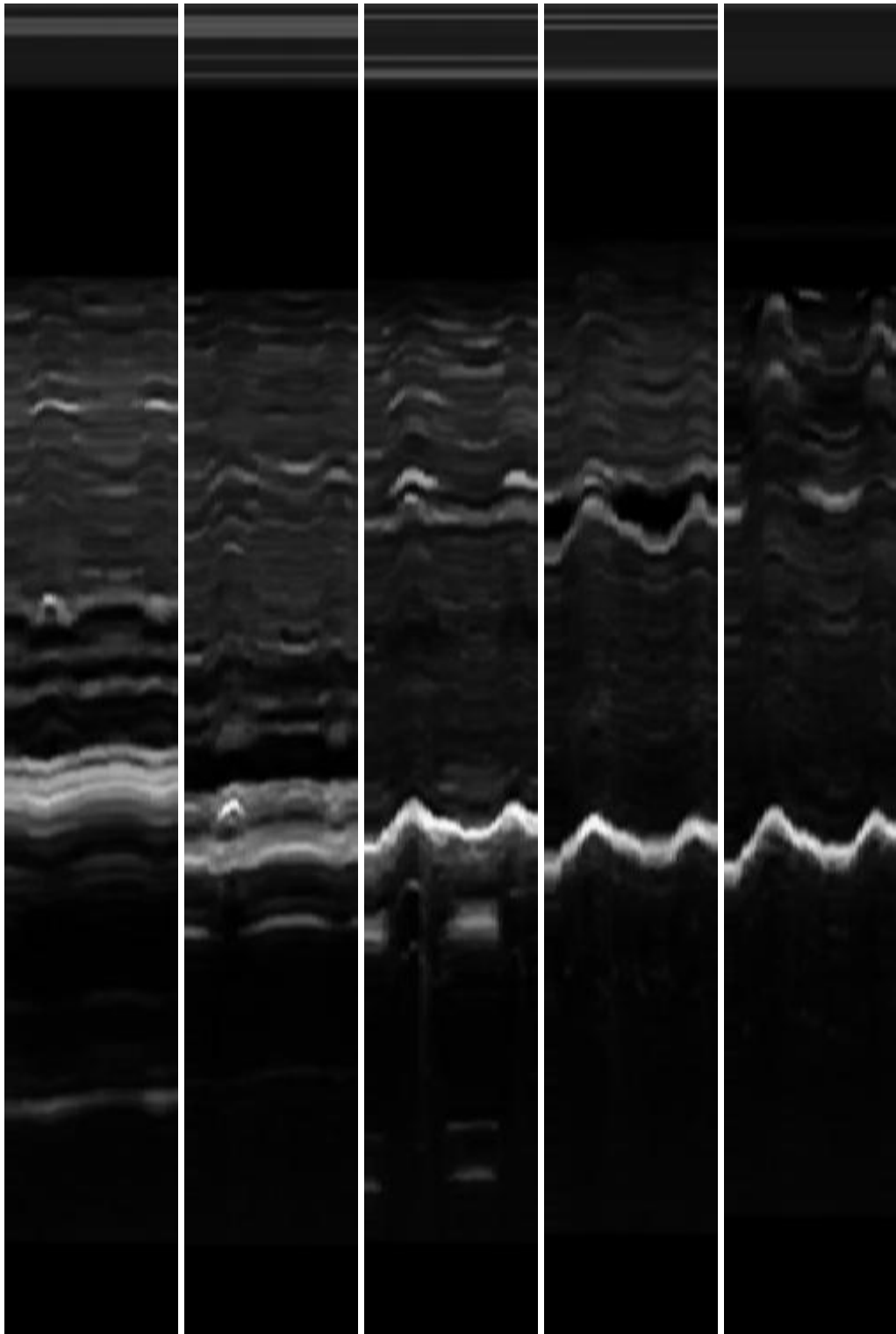
Πίνακας μετρήσεων διαφραγματικής κίνησης:

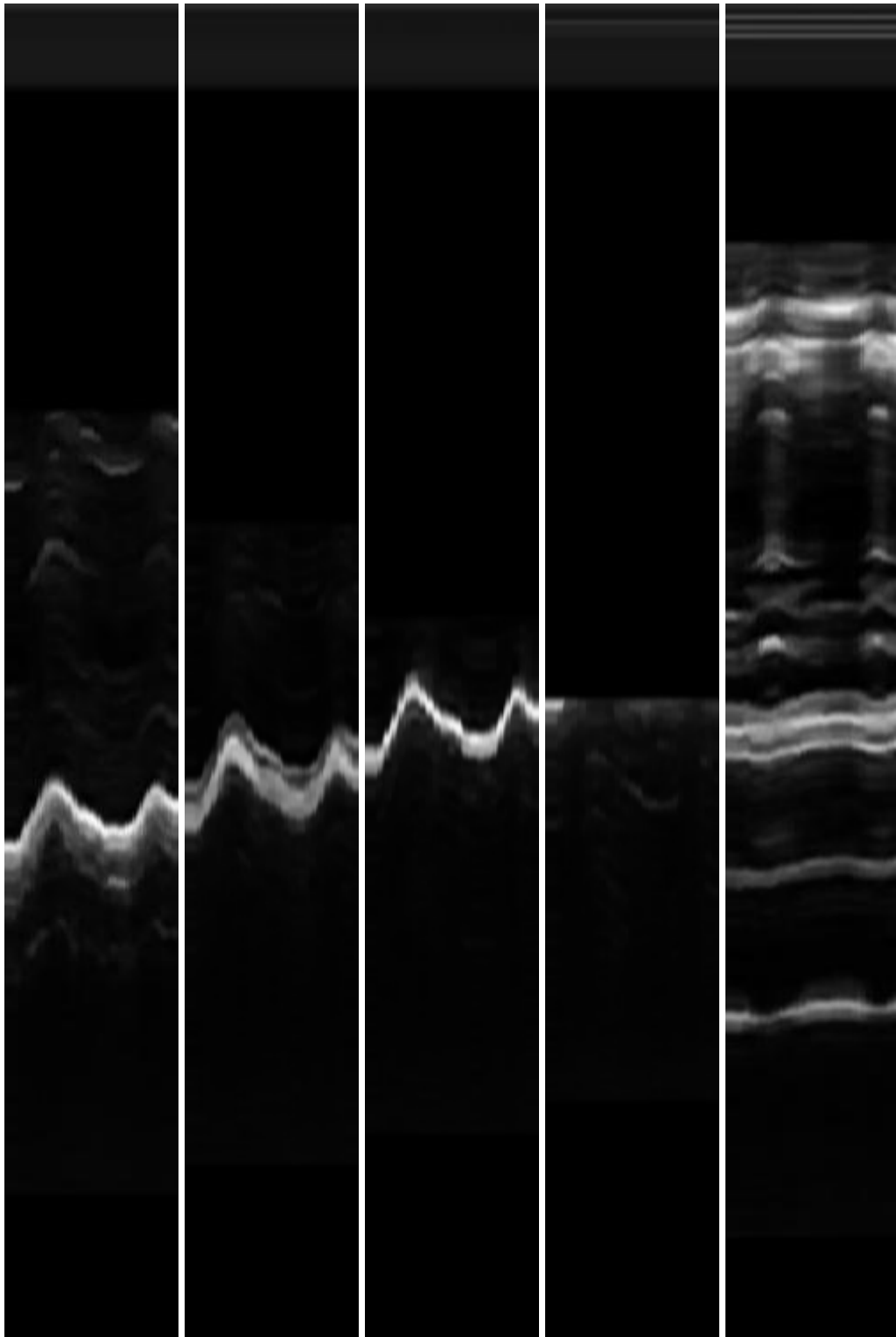
	CV (mm/s)	DE (mm)	T_insp (sec)	T_exp (sec)	T_tot (sec)	RR (b/m)	DE_quiet (mm)	DE_deep (mm)	DE_sniff (mm)	DSC (mm/s)	RR_relax (mm/s)
state_01	5.61	2.8	0.5	0.32	0.82	72.97	2.28	4.16	1.98	15.5	8.7
state_02	4.46	2.18	0.49	0.32	0.81	73.97	1.83	3.98	0.74	17.13	6.77
state_03	8.09	8.9	1.1	0.8	1.9	31.58	8.9	8.9	8.9	20.35	11.12
state_04	5.19	5.54	1.07	0.73	1.8	33.33	5.54	5.54	5.54	12.46	7.56
state_05	4.29	5.43	1.27	0.67	1.93	31.03	5.43	5.43	5.43	17.04	8.15
state_06	3.37	4.27	1.27	0.67	1.93	31.03	4.27	4.27	4.27	10.77	6.41
state_07	3.08	3.29	1.07	0.9	1.97	30.51	3.29	3.29	3.29	12.39	3.66
state_08	2.24	2.91	1.3	0.63	1.93	31.03	2.91	2.91	2.91	10.73	4.6
state_09	3.83	2.36	0.62	0.35	0.97	62.07	2.36	2.55	2.17	18.96	6.75
state_10	3.21	4.39	1.37	0.57	1.93	31.03	4.39	4.39	4.39	17.59	7.74
state_mean	3.03	3.74	1.23	0.7	1.93	31.03	3.74	3.74	3.74	11.08	5.34
Median	4.06	3.78									
Average	4.337	4.207									

Ασθενής: ZUM

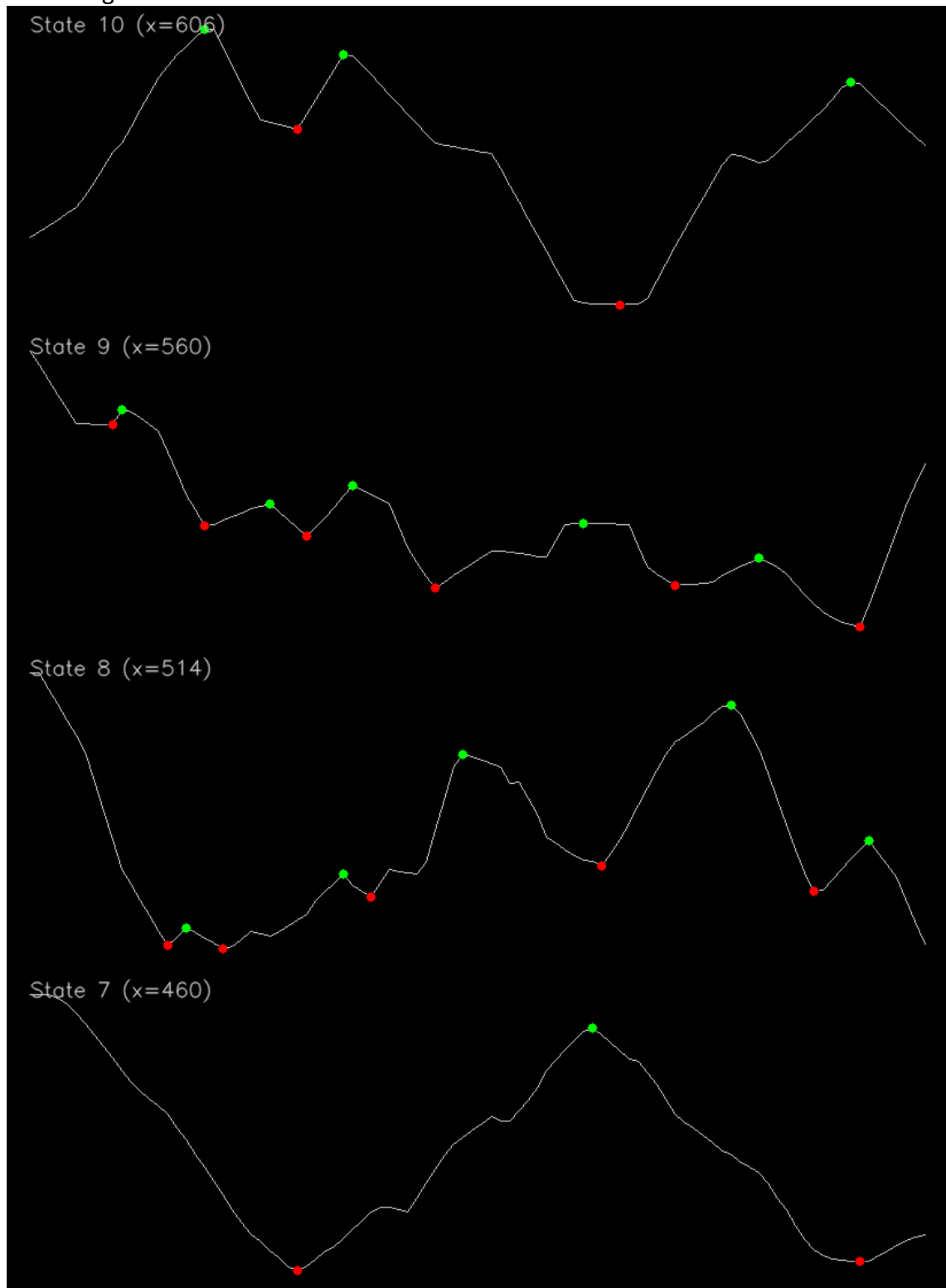
Βίντεο: P6PC7K02

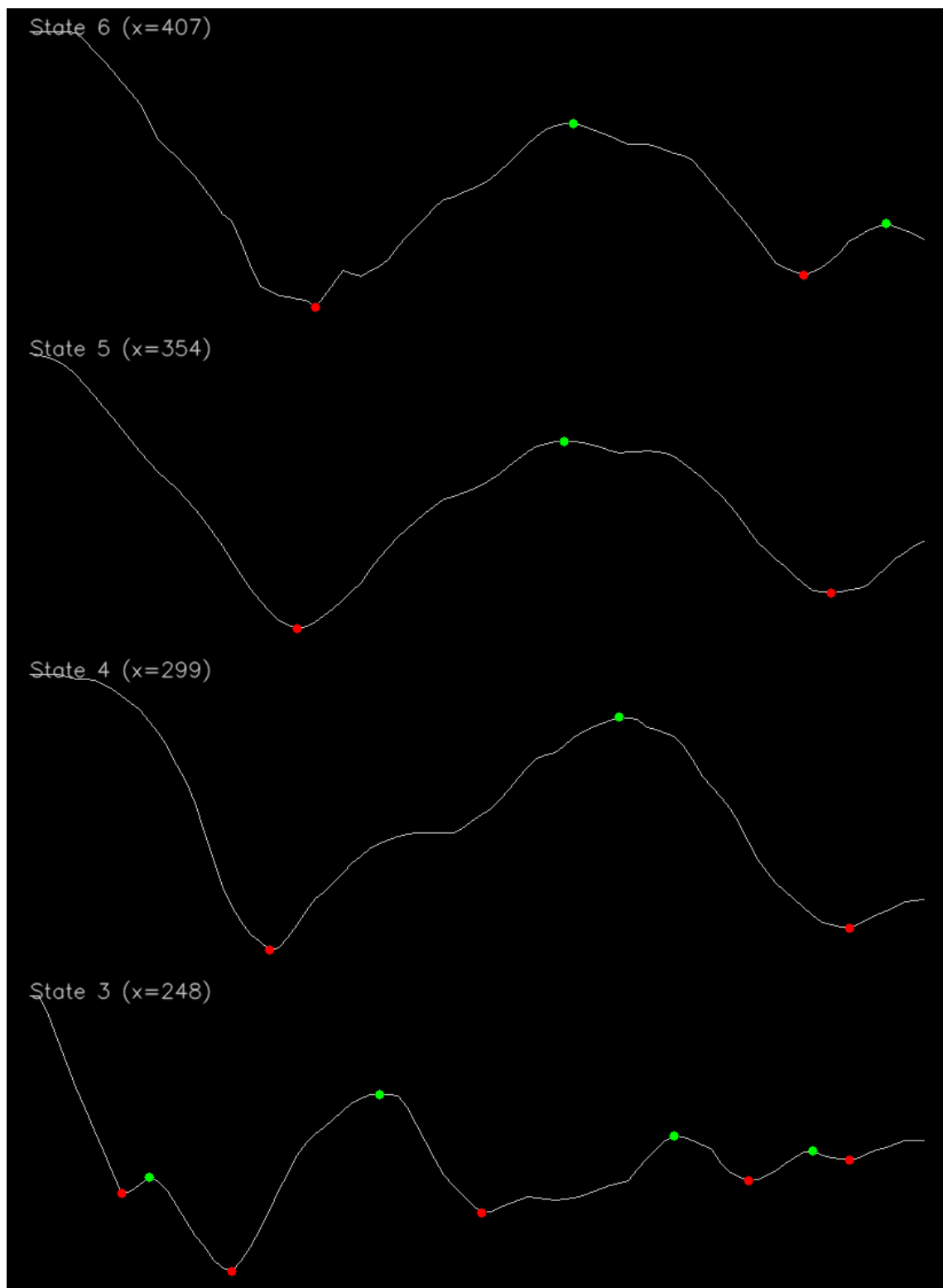
M-modes

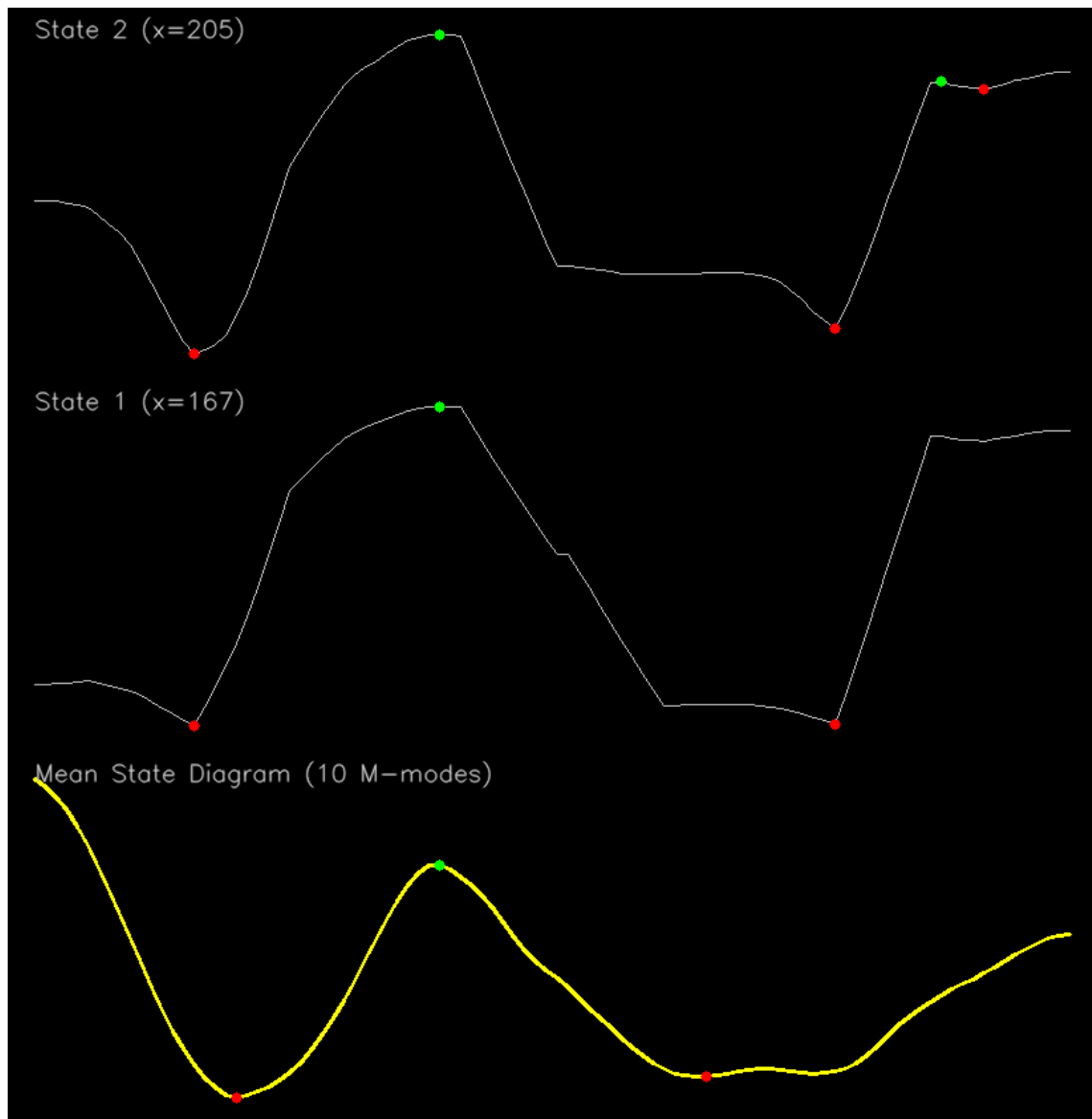




State diagrams







Παράρτημα Β

Οθόνη συστήματος



Οθόνη συστήματος με παράδειγμα βίντεο

