

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΑΓΡΟΝΟΜΩΝ ΤΟΠΟΓΡΑΦΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΤΟΠΟΓΡΑΦΙΑΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Διερεύνηση δυνατότητας προσδιορισμού της υγείας εμβρύων μέσω μετρήσεων σε υπερηχογραφήματα



Σπουδαστής: Μιχάλης Μήτρου Επιβλέπων καθηγητής: Ανδρέας Γεωργόπουλος

Αθήνα, Ιούλιος 2014

Ευχαριστώ τον επιβλέποντα Καθηγητή μου Ανδρέα Γεωργόπουλο για την πολύπλευρη βοήθεια που μου προσέφερε και τον Καθηγητή Νικόλαο Μήτρου για τη στήριξη του καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας αυτής.

Πίνακας περιεχομένων

1.	Εισαγωγή	6
2.	Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική	8
	2.1 Εισαγωγή	8
	2.2 Υπέρηχος-διαγνωστική υπερηχογραφία	8
	2.2.1 Εισαγωγικά στοιχεία	8
	2.2.2 Βασικές αρχές της B-mode απεικόνισης	9
	2.3 Μελέτη των υπερηχητικών κυμάτων και διάδοσή τους	. 12
	2.3.1 Περιγραφή κύματος-χαρακτηριστικά μεγέθη	. 12
	2.3.2 Πίεση και ένταση του κύματος	. 14
	2.3.3 Ανάκλαση, σκέδαση, διάθλαση και εξασθένιση των υπερηχητικών κυμάτων	. 15
	2.3.4 Ο υπερηχητικός παλμός	. 21
	2.4 Αισθητήρες Υπερηχογραφίας και η λειτουργία τους	. 22
	2.4.1 Συνήθη χαρακτηριστικά όλων των συσκευών	. 23
	2.4.2 Μελέτη αισθητήρων γραμμικής και καμπυλόγραμμης συστοιχίας	. 26
	2.4.3 Έλεγχος του σχήματος της δημιουργούμενης δέσμης στο πεδίο σάρωσης	. 27
	2.4.4 Μελέτη των διαστάσεων της δέσμης στην διεύθυνση την κάθετη στο επίπεδο	
	σάρωσης	. 31
	2.5 Δημιουργία της εικόνας	. 32
	2.5.1 Ενίσχυση	. 32
	2.5.2 Εύρος ήχων και συμπίεση	. 34
	2.5.3 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και αποδιαμόρφωση πλάτους	. 35
	2.5.4 Σχηματισμός της εικόνας και αποθήκευσή της	. 37
	2.6 Ανάλυση και χωρικές ιδιότητες των εικόνων τύπου Β	. 40
	2.6.1 Βασικές ιδιότητες του συστήματος οπτικοποίησης	. 41
	2.6.2 Ιδιότητες του μέσου διάδοσης που προκαλούν ατέλειες	. 45
	2.7 Σύνοψη	. 45
3.	Μεθοδολογία και Εργαλεία Μετρήσεων της κίνησης του εμβρύου	. 46
	3.1 Εισαγωγή	. 46
	3.2 Καθοριστικές παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν κατά την ανάλυση της)
	κίνησης	. 47
	3.2.1 Το επίπεδο της κίνησης	. 47
	3.2.2 Η σχετική κίνηση του αισθητήρα κατά τη λήψη του βίντεο	. 48

	3.2.3 Ανάλυση της κίνησης σε μεταφορική και περιστροφική	. 48
	3.2.4 Ακαμψία του αντικειμένου κίνησης (εμβρύου)	. 49
	3.3 Μέθοδοι ανάλυσης και προσδιορισμού της κίνησης	. 50
	3.3.1 Προσδιορισμός μεταφορικής κίνησης	. 50
	3.3.2 Σύνθετη κίνηση: Μεταφορική και περιστροφική	. 52
	3.4 Ένα εργαλείο για την ημι-αυτόματη λήψη, καταχώρηση και απεικόνιση των μετρήσεων κίνησης	. 52
	3.4.1 Προ-επεξεργασία του video και λήψη εικόνων	. 53
	3.4.2 Εισαγωγή εικόνων, σημείωση περιγραμμάτων και προσδιορισμός γεωμετρικώ παραμέτρων τους	v . 53
	3.4.3. Περαιτέρω επεξεργασία και διαγράμματα	. 55
	3.4.4 Ακρίβεια της μεθόδου και στατιστική ανάλυση σφαλμάτων	. 58
	3.4.5 Η επίδραση του αριθμού των λαμβανόμενων σημείων περιγράμματος στην ακρίβεια των μετρήσεων	. 64
	3.4.6 Σύνοψη	. 67
4.	Μετρήσεις επί πραγματικών περιστατικών	. 68
	4.1 Εισαγωγή	. 68
	4.2 Περιστατικό Ε1: Περίπτωση υγιούς εμβρύου	. 68
	4.3 Περιστατικό Ε2: Περίπτωση ασθενούς εμβρύου	. 73
	4.3.1 Η προσέγγιση που ακολουθήθηκε	. 73
	4.3.2 Αποτελέσματα μετρήσεων περιστατικού Ε2	. 75
	4.4 Περιστατικό 3: Περίπτωση ασθενούς εμβρύου (2) (Ε3)	. 77
	4.4.1 Το video και η προσέγγιση που ακολουθήθηκε	. 77
	4.4.2 Αποτελέσματα μετρήσεων περιστατικού Ε3	. 78
	4.5 Παρατηρήσεις επί των αποτελεσμάτων	. 82
5.	Διερεύνηση δυνατότητας εφαρμογής αυτόματων μεθόδων	. 83
	5.1 Εισαγωγή	. 83
	5.2 Μέθοδοι αυτόματου εντοπισμού αντικειμένων	. 83
	5.2.1 Block-based αλγόριθμος	. 83
	5.2.2 Snakes-Active contours	. 86
	5.2.3 Ενεργά περιγράμματα Chan-Vese (Chan-Vese active contours)	. 94
	5.3 Σύνοψη	. 97
6.	Σύνοψη και Γενικά Συμπεράσματα	. 98
п	ηγές – Βιβλιογραφία	. 99

5 | 1. Εισαγωγή

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α	Όροι και υπολογισμοί της γεωμετρίας επιφανειών	100
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β	Κώδικας εργαλείου ημι-αυτόματης επεξεργασίας	106
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ	Κώδικες αυτόματου προσδιορισμού περιγραμμάτων	110
Γ.1 Υλοποίησ	η block-based αλγόριθμου	110
Γ.2 Υλοποίησ	η snakes active contours	111

1. Εισαγωγή

Οι ιατρικές απεικονίσεις (medical imaging) αποτελούν ισχυρά εργαλεία στα χέρια της διαγνωστικής ιατρικής, αφού δίνουν τη δυνατότητα οπτικής αναπαράστασης της εσωτερικής δομής του σώματος, επιτρέποντας διαγνώσεις για την υγεία και ορθή λειτουργία των διαφόρων οργάνων. Η Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI), η Ακτινογραφία (X-ray Radiography) και η Ιατρική Υπερηχογραφία (Medical Ultrasonography) είναι από τα χαρακτηριστικότερα παραδείγματα ιατρικών απεικονίσεων.

Η υπερηχογραφία, ειδικότερα, χρησιμοποιείται ευρέως για την απεικόνιση του εμβρύου κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης, της καρδιάς, αρτηριών και αγγείων, και πολλών άλλων οργάνων του σώματος. Αν και δεν μπορεί να δώσει τις ανατομικές λεπτομέρειες που δίνουν άλλες τεχνικές (όπως η μαγνητική τομογραφία), εν τούτοις έχει μοναδικά πλεονεκτήματα, αφού δεν χρησιμοποιεί βλαπτική ιονίζουσα ακτινοβολία (όπως είναι οι ακτίνες X) και δίνει ζωντανές απεικονίσεις. Χρησιμοποιεί ηχητικά κύματα υψηλών συχνοτήτων (στην περιοχή των MHz), τα οποία ανακλώμενα από τους ιστούς των εσωτερικών οργάνων μπορούν να δώσουν μιαν εικόνα της δομής των οργάνων αυτών, μετά από κατάλληλη επεξεργασία των λαμβανόμενων ανακλάσεων.

Η παρούσα εργασία εντάσσεται στο πλαίσιο της ιατρικής υπερηχογραφίας για την απεικόνιση του εμβρύου κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Ο απώτερος σκοπός της εργασίας είναι η παρουσίαση των δυνατοτήτων για μετρήσεις στα προϊόντα της υπερηχογραφίας και συγκεκριμένα στις δισδιάστατες εικόνες που μπορεί να παράξει, εστιάζοντας σε εικόνες που αναπαριστούν το έμβρυο εντός του περιβάλλοντος της μήτρας. Το έναυσμα για τη μελέτη αυτή είναι η θεώρηση πως η μέτρηση της ταχύτητας της κίνησης του εμβρύου, ύστερα από εξωτερική διέγερση που του επιβάλλεται, δύναται να δώσει χρήσιμες πληροφορίες γι αυτό. Αξίζει να σημειωθεί, ότι η ιατρική προσέγγιση του προβλήματος, ουδόλως θα απασχολήσει την εργασία αυτή, η οποία επικεντρώνεται στη μετρητική προσέγγιση του θέματος, χωρίς να προβαίνει σε ιατρικά συμπεράσματα.

Η μέτρηση της κίνησης του εμβρύου από το υπερηχογράφημά του δεν είναι μια τετριμμένη διαδικασία. Οι καταγραφόμενες εικόνες είναι αρκετά θορυβώδεις και με ασαφή πολλές φορές περιγράμματα, ενώ η υπό μελέτη κίνηση του εμβρύου, λόγω επιβαλλόμενης εξωτερικής διέγερσης, είναι συνήθως μικρής διάρκειας (ενός έως δύο δευτερολέπτων). Η εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων θα πρέπει να βασιστεί στην επαναληπτική εκτέλεση του «πειράματος» (πολλές διεγέρσεις), καθώς και στην εκτίμηση των στατιστικών σφαλμάτων τα οποία υπεισέρχονται κατά τη λήψη των μετρήσεων. Η παρούσα εργασία αποτελεί μια πρώτη προσέγγιση αυτού του προβλήματος, εξετάζοντας διάφορες τεχνικές μέτρησης της κίνησης του εμβρύου, διατυπώνοντας κατάλληλες παραδοχές και διερευνώντας το βαθμό αξιοπιστίας των λαμβανόμενων μετρήσεων.

Στο δεύτερο κεφάλαιο παρατίθενται οι αρχές λειτουργίας της υπερηχογραφίας, τα βασικά φυσικά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα κατά τη διαδικασία λήψης και οπτικοποίησης της πληροφορίας και οι ιδιότητες των απεικονίσεων που αυτή παράγει. Στο τέλος του κεφαλαίου γίνεται μια σύνοψη που συγκεντρώνει τα βασικά στοιχεία του κεφαλαίου και εξάγονται κάποια πορίσματα που ενδιαφέρουν τις μετρήσεις που θα πραγματοποιηθούν παρακάτω. Στο τρίτο κεφάλαιο, γίνεται μια επισκόπηση των παραμέτρων που επηρεάζουν τις μετρήσεις επί των εικόνων και στη συνέχεια προτείνονται και αναλύονται κάποιες μέθοδοι διεξαγωγής μετρήσεων. Η μια από αυτές τις μεθόδους και συγκεκριμένα η προτεινόμενη για τις ανάγκες της μελέτης, αφορά στη σημείωση των περιγραμμάτων εμβρύου και μήτρας με γειρωνακτικό τρόπο και στον εν συνεγεία προσδιορισμό της κίνησης. Η μέθοδος διατυπώθηκε αλγοριθμικά και κωδικοποιήθηκε στην πλατφόρμα MATLAB και στη συνέχεια τεκμηριώθηκε στατιστικά. Στο τέλος του κεφαλαίου γίνεται μια σύνοψη και αναλύεται η αποτελεσματικότητα των μεθόδων. Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται μετρήσεις, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν επί πραγματικών περιστατικών-video, αφού πρώτα γίνει η εξαγωγή των εικόνων από αυτό. Στο τέλος σχολιάζονται τα αποτελέσματα και εξάγονται τα σχετικά συμπεράσματα. Στο πέμπτο κεφάλαιο, παρουσιάζονται και αναλύονται μέθοδοι που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την αυτόματη παρακολούθηση και μέτρηση της κίνησης του εμβρύου. Παρουσιάζονται τρεις προσεγγίσεις αλγορίθμων αυτόματου εντοπισμού των επιθυμητών χαρακτηριστικών στις διαθέσιμες εικόνες και στο τέλος, σχολιάζεται η δυνατότητα λήψης αξιοποιήσιμης πληροφορίας με τη χρήση αυτών των αυτόματων μεθόδων μέτρησης. Στο έκτο και τελευταίο κεφάλαιο, γίνεται μια σύνοψη των όσων αναφέρθηκαν στην εν λόγω διπλωματική εργασία και διατυπώνονται ορισμένα γενικά συμπεράσματα.

Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική

2.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο θα αναφερθούν κάποια βασικά χαρακτηριστικά της διαγνωστικής υπερηχογραφίας αλλά και οι βασικές αρχές του τρόπου λειτουργίας της, του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού και της ερμηνείας των εικόνων που αυτή παράγει. Υπάρχει ένα μεγάλο εύρος συσκευών και μεθόδων για την οπτικοποίηση της πληροφορίας που συλλέγεται με τη χρήση υπερήχων. Εντούτοις, η αναφορά θα επικεντρωθεί στα πιο βασικά σημεία της υπερηχογραφίας και των συσκευών που χρησιμοποιούνται, καθώς μια ενδελεχής μελέτη του συνόλου των εφαρμογών της, ξεφεύγει από το σκοπό της παρούσας έργασίας.

Αρχικά θα δοθούν κάποια εισαγωγικά στοιχεία και θα γίνει ανασκόπηση των φυσικών φαινομένων που λαμβάνουν χώρα κατά την εφαρμογή της υπερηχογραφίας. Στη συνέχεια θα εξεταστεί ο τρόπος με τον οποίο οι υπάρχουσες συσκευές (αισθητήρες) οπτικοποιούν τη λαμβανόμενη από τον υπέρηχο πληροφορία και τέλος θα μελετηθούν τα χαρακτηριστικά της παραγόμενης εικόνας και οι υπάρχουσες δυνατότητες για την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από αυτή. Κύρια πηγή πληροφοριών για το παρόν κεφάλαιο αποτέλεσε η [1].

2.2 Υπέρηχος-διαγνωστική υπερηχογραφία

2.2.1 Εισαγωγικά στοιχεία

Η διαγνωστική υπερηχογραφία (υπερηχογράφημα) είναι μια διαγνωστική τεχνική απεικόνισης με υπερήχους που βασίζεται στην οπτικοποίηση δομών του σώματος συμπεριλαμβανομένων των τενόντων, των μυών, των αρθρώσεων και εσωτερικών οργάνων για πιθανή παθολογία ή αλλοιώσεις. Πέραν αυτού, ευρεία χρήση του υπερηχογράφου γίνεται και για την επισκόπηση και έλεγχο της εγκυμοσύνης. Κινούμενες εικόνες εμβρύων στον αμνιακό σάκο μας είναι πλέον οικείες. Εντούτοις, τα σύγχρονα συστήματα που βασίζονται στη χρήση υπερήχων, έχουν πολύ περισσότερες δυνατότητες από την απλή οπτικοποίηση εμβρύων. Καθιστούν δυνατή τη λεπτομερή μέτρηση κίνησης αιμοσφαιρίων και ιστών, την παραγωγή τρισδιάστατων μοντέλων διαφόρων δομών του σώματος, επιτρέπουν τη μέτρηση της ακαμψίας των ιστών, κ.α. Η πρόοδος στην τεχνολογία των υπερήγων ακολουθήθηκε από ευρεία χρήση της υπερηχογραφίας ως διαγνωστικό εργαλείο της ιατρικής. Οι εφαρμογές διευρύνθηκαν από απλές μετρήσεις των ανατομικών διαστάσεων, σε λεπτομερή καταγραφή εμβρυικών ανωμαλιών. Σε πολλές περιπτώσεις, ο υπέρηχος είναι η πρώτη επιλογή οπτικοποίησης με σκοπό την ιατρική διάγνωση. Ο όρος υπέρηχος εκφράζει τα ηχητικά κύματα με συχνότητες μεγαλύτερες από αυτές που αντιλαμβάνεται το ανθρώπινο αυτί. Η ευρεία χρήση της μεθόδου καταγραφής και

9 2. Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική

μελέτης υπερήχων βασίζεται σε μια σειρά πλεονεκτημάτων. Παρέχει εικόνες σε πραγματικό χρόνο (δεν απαιτείται δηλαδή να μεσολαβήσει κάποιο χρονικό διάστημα για την επεξεργασία των δεδομένων), το όργανο που χρησιμοποιείται είναι φορητό, έχει σημαντικά χαμηλότερο κόστος σε σχέση με άλλες μεθόδους, και δεν χρησιμοποιεί επιβλαβή ιονίζουσα ακτινοβολία. Μειονεκτήματα της υπερηχοτομογραφίας είναι τα όρια που επιβάλλονται στο εύρος του οπτικού πεδίου, συμπεριλαμβανομένης της δυσκολίας απεικόνισης των δομών πίσω από οστά, και η σχετική εξάρτησή της από έναν έμπειρο χειριστή. Οι βασικές μέθοδοι της διαγνωστικής υπερηχογραφίας είναι:

- Τύπος A (A-mode): Ο τύπος A είναι η απλούστερη μέθοδος καταγραφής και οπτικοποίησης της πληροφορίας χρησιμοποιώντας υπερήχους. Ένας απλός σαρωτής-αισθητήρας σαρώνει μια γραμμή διαμέσου του σώματος, με την ηχώ που παράγονται να καταγράφονται στην οθόνη σαν συνάρτηση του βάθους.
- Τύπος B (B-mode): Στη μέθοδο αυτή, μια (συνήθως) γραμμική συστοιχία από αισθητήρες σαρώνουν ένα επίπεδο στο σώμα, το οποίο μπορεί να αναπαρασταθεί σα μια διδιάστατη εικόνα σε οθόνη. Ο τύπος αυτός θα αποτελέσει το αντικείμενο αναφοράς, καθώς εμπεριέχει και εφαρμόζει όλες τις βασικές αρχές του τρόπου λειτουργίας και καταγραφής των υπερήχων.
- Τύπος C (C-mode): Μια εικόνα που παράγεται κατά τη μέθοδο αυτή, είναι ένα επίπεδο κάθετο στην εικόνα τύπου Β. Καταγράφονται δεδομένα από ένα συγκεκριμένο βάθος σε ένα διδιάστο επίπεδο.
- Τύπος M (M-mode): Στον τύπο αυτό παλμοί παράγονται και μεταδίδονται σε γρήγορη διαδοχή. Στην ουσία, σε πολύ τακτά χρονικά διαστήματα, παράγεται μια εικόνα τύπου A ή τύπου B, η πολύ γρήγορη διαδοχή των οποίων, παράγει ένα video. Καθώς τα όρια των οργάνων τα οποία παράγουν ανακλάσεις των υπερήχων, κινούνται σε σχέση με τη συσκευή καταγραφής, είναι δυνατός ο προσδιορισμός της ταχύτητας των οργάνων αυτών. Η δυνατότητα αυτή είναι και το αντικείμενο μελέτης της παρούσας διπλωματικής.
- Τύπος «Doppler»: Ο τύπος αυτός χρησιμοποιεί το φαινόμενο Doppler για την καταγραφή και οπτικοποίηση της ροής του αίματος.

http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasonography

2.2.2 Βασικές αρχές της B-mode απεικόνισης

Μια εικόνα τύπου B (B-mode) απεικονίζει μια διατομή (επίπεδο) της περιοχής μελέτης. Παράγεται από τη σύνθεση ηχών, οι οποίες παράγονται από ανάκλαση των υπερηχητικών κυμάτων, στα όρια των ιστών και από διάχυση λόγω ανωμαλιών εντός των ιστών. Κάθε ηχώ αναπαρίσταται σε κάποιο μεμονωμένο σημείο της εικόνας και αντιστοιχεί στη σχετική θέση του σημείου προελεύσεώς της εντός της διατομής, με

αποτέλεσμα η εικόνα να είναι στην ουσία μια κλιμακωτή χαρτογράφηση των ηχών που λαμβάνονται. Η φωτεινότητα της εικόνας σε κάθε σημείο σχετίζεται άμεσα με την ένταση της λαμβανόμενης ηχούς στο σημείο αυτό, εξ ου και ο όρος B-mode (brightness mode).

Συνήθως η εικόνα B-mode, παρουσιάζει ομοιότητα με την ανατομία που θα φαινόταν με γυμνό μάτι, εάν υπήρχε η δυνατότητα τομής του σώματος στο ίδιο επίπεδο με αυτό που παρουσιάζει η εικόνα (σχ. 2.0).



Σχήμα 2.0 : Το επίπεδο σάρωσης του υπερήχου είναι μια «τομή» στο ανθρώπινο σώμα

Για τη δημιουργία μιας τέτοιας εικόνας η συσκευή υπερήχων τοποθετείται σε επαφή με το δέρμα και βραχείς παλμοί στέλνονται εντός του αντικειμένου ενδιαφέροντος, διαδιδόμενοι κατά μήκος στενών διαδρομών που οριοθετούν μια ακτίνα. Καθώς οι παλμοί ταξιδεύουν εντός των ιστών του σώματος, ανακλώνται και διαχέονται, παράγοντας επιστρεφόμενους ήχους, μερικοί από τους οποίους επιστρέφουν πίσω στη συσκευή, όπου και εντοπίζονται και καταγράφονται, προκειμένου, μετά από επεξεργασία να παραχθεί η εικόνα.

Προκειμένου να αναπαρασταθεί κάθε επιστρεφόμενος ήχος στη θέση που αντιστοιχεί ανάλογα με το χαρακτηριστικό ή τη διεπαφή που προκάλεσε τη δημιουργία του, το σύστημα απεικόνισης B-mode, χρειάζεται δύο ειδών πληροφορίες:

- 1) Την απόσταση του στόχου από τη συσκευή
- Την κατεύθυνση του στόχου, σε σχέση με το επίπεδο προσανατολισμού της συσκευής, στην ουσία δηλαδή απαιτείται η θέση και ο προσανατολισμός του υπερηχητικού παλμού

11 2. Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική

Η απόσταση μεταξύ στόχου και συσκευής μετράται χρησιμοποιώντας την αρχή παλμού-επιστρεφόμενου ήχου, αντίστοιχη της αρχής λειτουργίας των sonar. Γνωρίζοντας την ταχύτητα κίνησης του παλμού στο εσωτερικό των ιστών του ανθρώπινου σώματος και μετρώντας το χρόνο από τη στιγμή αποστολής του παλμού μέχρι τη στιγμή λήψης της αντίστοιχου επιστρεφόμενου ήχου εξάγεται η επιθυμητή απόσταση. Για να γίνει η μέτρηση του χρόνου, η συσκευή αποστέλλει τον παλμό τη στιγμή που ξεκινάει ένα χρονόμετρο (t=0). Εάν η ταχύτητα του ήχου στους ιστούς του σώματος είναι *c* και η απόσταση του σημείου που καταγράφεται είναι *d*, τότε ο παλμός φτάνει στο σημείο σε χρόνο t=d/c. Κατά την επιστροφή, η ηχώ ταξιδεύει με την ίδια ταχύτητα και διανύει επίσης απόσταση *d*, χρειάζεται επομένως επίσης χρόνο t=d/c. Συνεπώς η ηχώ φτάνει πίσω στη συσκευή μετά από χρόνο t=2d/c, ή αλλιώς η απόσταση συναρτήσει του χρόνου είναι d=ct/2. Με αυτόν τον τρόπο, το σύστημα υπολογίζει την απόσταση του στόχου, μετρώντας το χρόνο λήψης της ηχούς, θεωρώντας μια ενιαία μέση τιμή για την ταχύτητα του παλμού *c*≈1540m/sec, για την κίνηση στους ανθρώπινους ιστούς.

Στην παραπάνω περιγραφή, θεωρήθηκε ότι ο παλμός φτάνει στον τελικό στόχο χωρίς να παρεμβάλλονται άλλες επιφάνειες ή ανωμαλίες κατά μήκος της διαδρομής του, οι οποίες θα δημιουργούσαν επιπρόσθετους επιστρέφοντες ήχους. Όταν ένας παλμός ταξιδεύει διαμέσου των ιστών του σώματος, συναντά πολλές διεπαφές και γενικά σκεδαστές, όλοι εκ των οποίων δημιουργούν επιστρεφόμενους ήχους. Αφότου η συσκευή αποστείλει τον παλμό, μπαίνει σε μια λειτουργία αναμονής επιστρεφόμενων ήχων, οι οποίοι επιστρέφουν σχετικά γρήγορα από σκεδαστές κοντά στη συσκευή και ακολουθούν αυτοί από μεγαλύτερες αποστάσεις (πιο βαθιά στο ανθρώπινο σώμα). Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό ως ακολουθία παλμού-επιστρεφόντων ήχων.

Η δισδιάστατη εικόνα δημιουργείται από έναν μεγάλο αριθμό γραμμών τύπου Bmode, όπου η κάθε γραμμή στην εικόνα παράγεται από μια ακολουθία παλμού-ηχών. Στη διαγνωστική υπερηχογραφία οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται ποικίλλουν από 10MHz για επιφανειακές δομές, όπως τα ερυθρά αιμοσφαίρια, μέχρι 20MHz ή και παραπάνω, για ενδοαγγειακή απεικόνιση. Στις συχνότητες αυτές, ο υπέρηχος έχει μήκος κύματος από 1,5 έως 0,08mm, γεγονός που περιορίζει τη χωρική ανάλυση της εικόνας. Όπως θα σημειωθεί αργότερα, όσο υψηλότερη είναι η χρησιμοποιούμενη συχνότητα τόσο καλύτερη ανάλυση επιτυγχάνεται. Εντούτοις αυξάνει και η εξασθένιση και άρα και η διείσδυση του παλμού στο ανθρώπινο σώμα. Για το βέλτιστο αποτέλεσμα επιλέγεται η μέγιστη δυνατή συχνότητα για την οποία μπορεί ο παλμός να διεισδύσει ο παλμός στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Ο ήχος συνίσταται από διαμήκεις ταλαντώσεις οι οποίες διαδίδονται σε ένα μέσο (π.χ. νερό) ή σε έναν ιστό, όπως ένα πύκνωμα διαδίδεται κατά μήκος ενός ελατηρίου.

2.3 Μελέτη των υπερηχητικών κυμάτων και διάδοσή τους

2.3.1 Περιγραφή κύματος-χαρακτηριστικά μεγέθη

Ο υπέρηχος είναι ένα ταλαντούμενο κύμα ηχητικής πίεσης με συχνότητα μεγαλύτερη από το ανώτερο όριο του φάσματος της ανθρώπινης ακοής. Ο υπέρηχος δεν διαχωρίζεται από το «κανονικό» ηχητικό κύμα ως προς τις φυσικές ιδιότητες, εκτός από το γεγονός ότι δεν είναι αντιληπτός από τον άνθρωπο. Παρά το γεγονός ότι το όριο αυτό διαφέρει από άτομο σε άτομο, είναι περίπου 20 kHz (20.000 Hertz) σε υγιείς, νεαρούς ενήλικες.

Ένα κύμα συνιστά μια διαταραχή με ένα κανονικά επαναλαμβανόμενο μοτίβο, το οποίο διαδίδεται από ένα σημείο σε ένα άλλο. Όπως είναι γνωστό το κύμα μεταφέρει ενέργεια και όχι την ύλη του μέσου στο οποίο διαδίδεται. Τα ηχητικά κύματα που χρησιμοποιούνται στην υπερηχογραφία είναι διαμήκη κύματα και διαδίδονται εντός ενός φυσικού μέσου (συνήθως ιστού ή υγρού). Η τοπική ταλάντωση του μέσου, εφόσον πρόκειται για διάμηκες κύμα είναι κατά τη διεύθυνση της διάδοσης του κύματος (σχ. 2.1)



Σχήμα 2.1: Η πίεση συναρτήσει της θέσης

Τα χαρακτηριστικά μεγέθη που περιγράφουν ένα κύμα είναι η συχνότητα του (f), η ταχύτητα διάδοσής του (c),το μήκος κύματος (λ) και η φάση (φ).

Η συχνότητα (f) εκφράζει τον αριθμό των ταλαντώσεων σε διάστημα ενός δευτερολέπτου και μετριέται σε Hertz (Hz). Τα ηχητικά κύματα που μπορούν να γίνουν αντιληπτά από τον άνθρωπο, έχουν συχνότητες από 20Hz έως 20kHz, ενώ ηχητικά κύματα με μεγαλύτερες συχνότητες δεν είναι αντιληπτά από το ανθρώπινο αυτί και χαρακτηρίζονται ως υπερηχητικά κύματα.

Η ταχύτητα διάδοσης (c), εξαρτάται από το υλικό μέσο στο οποίο διαδίδεται το κύμα και μετράται σε μέτρα ανά δευτερόλεπτο (m/sec). Στα αέρια, η ταγύτητα του ήχου είναι σχετικά μικρή, σε αντίθεση με τα υγρά. Για παράδειγμα, η ταχύτητα διάδοσης του ήγου στον αέρα είναι 330m/sec, ενώ στο νερό 1480m/sec. Οι ιδιότητες του μέσου που επηρεάζουν την ταχύτητα διάδοσης είναι η πυκνότητα (ρ) και η ακαμψία (Κ). Στο σχήμα 2.2 φαίνεται μια σχηματική αναπαράσταση του τρόπου επιρροής της πυκνότητας και της ακαμψίας στην ταχύτητα διάδοσης του κύματος. Οι μικρές μάζες (m), αναπαριστούν ένα υλικό μικρής πυκνότητας, ενώ οι μεγάλες μάζες (Μ), ένα υλικό μεγάλης πυκνότητας. Οι μικρές και οι μεγάλες μάζες συνδέονται μεταξύ τους με ελατήρια μεγάλης ακαμψίας (K) και μικρής ακαμψίας (k), αντίστοιχα. Καθώς το κύμα διαδίδεται και προκαλεί τη διέγερση, στην πρώτη περίπτωση, καθώς οι μάζες είναι μικρές (χαμηλή πυκνότητα), επιταχύνονται γρήγορα με το άκαμπτο ελατήριο. Στη δεύτερη περίπτωση, μια στιγμιαία κίνηση της μάζας μεταδίδεται στη δεύτερη μάζα μέσω ενός εύκαμπτου (αδύνατου) ελατηρίου, με αποτέλεσμα τη σχετικά αργή επιτάχυνση της δεύτερης μάζας. Έτσι η διέγερση αργεί περισσότερο να μεταδοθεί στη δεύτερη περίπτωση. Μαθηματικά, η σχέση πυκνότητας και ακαμψίας με την ταχύτητα μετάδοσης του κύματος περιγράφεται ως εξής:

$$c = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \tag{2.1}$$

Παρά το γεγονός ότι τα αέρια έχουν χαμηλή πυκνότητα, έχουν πολύ μεγάλη ευκαμψία (μικρή ακαμψία), κάτι που έχει ως αποτέλεσμα τις σχετικά χαμηλές ταχύτητες διάδοσης του ήχου



Σχήμα 2.2: Σχηματική αναπαράσταση της πυκνότητας και της ακαμψίας

Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται τυπικές τιμές της ταχύτητας διάδοσης των ηχητικών κυμάτων για διάφορα υλικά μέσα.

ΥΛΙΚΟ	C (m/sec)
Συκώτι	1578
Νεφρό	1560
Αμνιακό υγρό	1534
Λίπος	1430
Μέσος ιστός	1540
Νερό	1480
Κόκκαλο	3190-3406
Αέρας	333

Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι οι τιμές της ταχύτητας για τις ανθρώπινες δομές (όργανα-ιστούς) είναι παρόμοιες, γεγονός πολύ σημαντικό για την υπερηχογραφία, καθώς η υπολογιστική διαδικασία δημιουργίας της εικόνας μπορεί να θεωρήσει μια μέση ενιαία ταχύτητα διάδοσης του κύματος χωρίς κάτι τέτοιο να εισάγει σημαντικά σφάλματα ή παραμορφώσεις των αντικειμένων.

Το μήκος κύματος (λ) είναι η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών ορέων ή κοιλάδων και μετράται σε μέτρα (m).

Η θεμελιώδης εξίσωση της κυματικής συνδέει τα τρία αυτά μεγέθη ως εξής: $c = \lambda f$.

Η φάση (φ) είναι στην ουσία η αντιστοίχιση της μετατόπισης λόγω ταλάντωσης ενός σημείου στον τριγωνομετρικό κύκλο και για αυτό είναι γωνιακό μέγεθος και μετράται συνήθως σε μοίρες. Εκφράζει επί της ουσίας χρονική καθυστέρηση/μετατόπιση (σχ.2.3-2.4)



Σχήμα 2.3: Η φάση συναρτήσει του χρόνου



Σχήμα 2.4:Η διαφορά φάσης

2.3.2 Πίεση και ένταση του κύματος

Όπως προαναφέρθηκε, ένα ηχητικό κύμα που διαπερνά ένα υλικό μέσο αναγκάζει τα σωματίδια του μέσου σε ταλάντωση, μπροστά και πίσω (κατά τη διεύθυνση διάδοσης του κύματος) καθώς πρόκειται για διάμηκες κύμα. Η μέγιστη απομάκρυνση ενός σωματιδίου από τη θέση ισορροπίας κατά την ταλάντωση είναι το πλάτος του κύματος και είναι ένα μέτρο της έντασης του κύματος. Η διαμήκης κίνηση των

15 2. Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική

σωματιδίων του μέσου που δημιουργούν «πυκνώματα» και «αραιώματα» με τρόπο τέτοιο ώστε η πίεση κάθε σημείου του μέσου διάδοσης να διαφοροποιείται μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής καθώς το κύμα διαπερνά το μέσο. Η διαφορά αυτή μεταξύ της πίεσης σε κάθε χρονική στιγμή και της πίεσης στην κατάσταση ηρεμίας ονομάζεται υπερβάλλουσα πίεση (excess pressure) (p) και μετράται σε Pascal (Pa). Όταν το μέσο συμπιέζεται η πίεση αυτή είναι θετική ενώ όταν αραιώνει είναι αρνητική. Καθώς το κύμα διαδίδεται, μεταφέρει ενέργεια, από την πηγή στο υλικό μέσο, η οποία μετράται σε Joule (J), ενώ ο ρυθμός με τον οποίο παράγεται η ενέργεια

αυτή από την πηγή εκφράζει την υπερηχητική δύναμη η οποία μετράται σε Watt (W).

Ο υπέρηχος που παράγεται από την πηγή ταξιδεύει διαμέσου των ιστών, κατά μήκος μιας δέσμης και η ενέργεια που μεταφέρει κατανέμεται στη δέσμη αυτή. Η ενέργεια όμως δεν ισομοιράζεται στη δέσμη αλλά είναι κυρίως συγκεντρωμένη στο κέντρο της δέσμης. Η **ένταση** είναι ένα μέτρο της δύναμης που ρέει από μια διατομή της δέσμης και μετράται σε Watt/m². Όπως είναι αναμενόμενο η ένταση αυξάνει όσο αυξάνει το πλάτος πίεσης. Συγκεκριμένα είναι ανάλογη του τετραγώνου της πίεσης.

2.3.3 Ανάκλαση, σκέδαση, διάθλαση και εξασθένιση των υπερηχητικών κυμάτων

 <u>Ανάκλαση</u>: Η ανάκλαση δημιουργείται στα όρια των ιστών, όπου αλλάζει η ακουστική αντίσταση του υλικού μέσου διάδοσης του κύματος και οι διαστάσεις του υλικού μέσου αυτού είναι αρκετά μεγαλύτερες από το μήκος κύματος του προσπίπτοντος κύματος. Όταν ένα υπερηχητικό κύμα διαδίδεται μέσω ενός ιστού συναντήσει μια διεπαφή με έναν ιστό διαφορετικής ακουστικής αντίστασης, μέρος της ενέργειάς του ανακλάται πίσω προς την πηγή του κύματος, ενώ η υπόλοιπη ενέργεια συνεχίζει να διαδίδεται στο δεύτερο ιστό (σχ. 2.5). Η ακουστική αντίσταση (z) ενός μέσου καθορίζεται επίσης από την πυκνότητα και την ακαμψία του μέσου. Στην περίπτωση αυτή όμως η ακουστική αντίσταση είναι ανάλογη και της πυκνότητας και της ακαμψίας και δίνεται ως εξής:

$$z = \sqrt{k\rho} \tag{2.2}$$



Σχήμα 2.5: Το φαινόμενο της ανάκλασης στο όριο δύο υλικών μέσων με διαφορετικές ακουστικές αντιστάσεις

Συνδυάζοντας τη σχέση (2.2) με αυτήν της ταχύτητας του ήχου (2.1) προκύπτει ότι:

$$z = \rho c \,. \tag{2.3}$$

Όταν ένα ηχητικό (ή υπερηχητικό) κύμα διέρχεται από ένα μέσο με ακουστική αντίσταση z₁ σε ένα μέσο με ακουστική αντίσταση z₂, οι πιέσεις και οι ταχύτητες των σωματιδίων στα δύο υλικά μέσα, σε σημεία πολύ κοντινά μεταξύ τους στις δύο πλευρές του ορίου, πρέπει να είναι ίσες. Εντούτοις, η διαφοροποίηση στις ακουστικές αντιστάσεις κατά μήκος του ορίου, επιβάλλει την απότομη αλλαγή στην αναλογία της πίεσης προς την ταχύτητα των σωματιδίων. Το αποτέλεσμα των δύο αυτών αντικρουόμενων φαινομένων είναι η δημιουργία ενός επιπλέον κύματος, με κατεύθυνση προς τα πίσω, στο μέσο 1, το οποίο είναι το ανακλώμενο κύμα. Μπορεί να δειχθεί ότι:

$$\frac{p_r}{p_i} = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1},$$
(2.4)

όπου p_i και p_r τα πλάτη πιέσεων του προσπίπτοντος κύματος και του ανακλώμενου κύματος αντίστοιχα, κοντά στο όριο των δύο μέσων.

Ο λόγος αυτός των πιέσεων πολλές φορές αναφέρεται ως λόγος πλάτους ανάκλασης (R_A) και έχει ιδιαίτερη σημασία για την υπερηχογραφία, καθώς καθορίζει την ένταση των παραγόμενων επιστρεφόμενων ήχων στα όρια μεταξύ διαφορετικού τύπου ιστών.

Ο συντελεστής έντασης ανάκλασης (*R*_i), είναι ο λόγος των εντάσεων ανακλώμενου και προσπίπτοντος κύματος:

$$R_i = \frac{I_r}{I_i} = R_A^2 = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1}\right).$$
(2.5)

Καθώς η ροή ενέργειας κατά μήκος της διατομής πρέπει να είναι σταθερή, η ένταση που μεταδίδεται κατά μήκος της επιφάνειας, είναι η διαφορά μεταξύ των εντάσεων του προσπίπτοντος κύματος και του ανακλώμενου κύματος.

$$I_t = I_i - I_r \,. \tag{2.6}$$

Από την εξίσωση αυτή προκύπτει ο συντελεστής μετάδοσης:

$$T_i = 1 - R_i. (2.7)$$

Για τα περισσότερα όρια μεταξύ δύο μαλακών ιστών, ο συντελεστής έντασης ανάκλασης (R_i) είναι λιγότερο από 1%. Το γεγονός αυτό δείχνει ότι σχεδόν ολόκληρη η ενέργεια ενός παλμού που προσπίπτει στη διεπαφή των ιστών μεταδίδεται στο δεύτερο ιστό παράγοντας επιστρεφόμενους ήχους από βαθύτερες δομές. Κατά την επαφή αέρα και ιστού, όπως π.χ. στους πνεύμονες, ο συντελεστής αυτός είναι 99.9%, κάτι που σημαίνει ότι σε μια τέτοια περίπτωση δεν μπορούμε να έχουμε πληροφορία, πίσω από ένα τέτοιο όριο. Σε περιπτώσεις που το κύμα προσπίπτει σε μια λεία επιφάνεια τότε ακολουθεί το νόμο της ανάκλασης, πανομοιότυπα με το φως, οπότε η γωνία ανάκλασης ισούται με τη γωνία πρόσπιωσης (σχ. 2.6 α)).



Σχήμα 2.6: (α) Ο νόμος της ανάκλασης (β)Σκέδαση, (γ)Διάχυση

 Σκέδαση: Όπως περιγράφηκε, η ανάκλαση δημιουργείται στα όρια μεγάλων επιφανειών, όπως σε αυτά μεταξύ οργάνων, όταν υπάρχει διαφοροποίηση στην ακουστική αντίσταση. Σε πολλές περιπτώσεις, το κύμα συναντά μικρές διαφοροποιήσεις-ανωμαλίες στην ακουστική αντίσταση, ανωμαλίες που συνιστούν μικρούς μοναδιαίους ανακλαστήρες-σκεδαστές με διαστάσεις συγκρίσιμες η μικρότερες του μήκους κύματος. Οι ανακλάσεις που δημιουργούνται από αυτούς τους σκεδαστές δεν ακολουθούν το νόμο της ανάκλασης, αλλά το κύμα σκεδάζεται προς ένα μεγάλο εύρος γωνιών (σχ. 2.6 β)). Στην πραγματικότητα, για ένα στόχο αρκετά μικρότερο σε σχέση με το μήκος κύματος, το κύμα μπορεί να σκεδαστεί ομοιόμορφα προς όλες τις κατευθύνσεις. Για στόχους μεγέθους κοντά στο μήκος κύματος, η σκέδαση δεν θα είναι ομοιόμορφη προς όλες τις διευθύνσεις, αλλά θα πραγματοποιηθεί μέσα σε μια αρκετά μεγάλη γωνία. Η συνολική υπερηχητική δύναμη που σκεδάζεται από ένα πολύ μικρό στόχο, σχετίζεται με το μέγεθος d του στόχου και το μήκος κύματος λ. Για στόχους αρκετά μικρότερους του μήκους κύματος ($d << \lambda$), η σκεδαζόμενη ενέργεια είναι ανάλογη της έκτης δύναμης του μεγέθους d και αντιστρόφως ανάλογη της τέταρτης δύναμης του μήκους κύματος:

$$W_s \propto \frac{d^6}{\lambda^4} \propto d^6 f^4.$$
(2.8)

Η εξάρτηση από τη συχνότητα αναφέρεται συχνά ως σκέδαση κατά Reyleigh. Για την υπερηχογραφία είναι σημαντικό να σημειωθούν δύο πράγματα αναφορικά με τη σκέδαση. Το πρώτο είναι ότι η υπερηχητική ενέργεια που σκεδάζεται από μικρούς στόχους, είναι πολύ μικρότερη σε σχέση με την ανακλώμενη από μεγάλους στόχους. Το δεύτερο είναι ότι καθώς ο υπέρηχος σκεδάζεται σε ένα μεγάλο εύρος γωνιών από μικρούς στόχους, η απόκριση της σκέδασης αυτής, και κατ' επέκταση η εμφάνιση τους στην παραγόμενη εικόνα, δεν αλλάζει σημαντικά με τη γωνία πρόσπτωσης του κύματος. Αντίθετα, η εικόνα μεγάλων επιφανειών είναι σε άμεση εξάρτηση από τη γωνία πρόσπτωσης της υπερηχητικής δέσμης.

- 3. Διάχυση: Σε αντίθεση με την ανάκλαση που περιγράφηκε παραπάνω, στην περίπτωση που το κύμα συναντήσει μια επίπεδη, λεία επιφάνεια, όταν ο παλμός (ή το κύμα) έρθει σε επαφή με μια τραχεία επιφάνεια, ανακλάται προς ένα εύρος γωνιών. Το φαινόμενο αυτό είναι παρόμοιο με το φαινόμενο της σκέδασης. Αυτού του είδους η ανάκλαση είναι γνωστή ως διάχυση (σχ.2.6 γ)).
- 4. <u>Διάθλαση:</u> Όταν οι ακουστικές αντιστάσεις δύο μέσων με μεγάλη διεπαφή διαφέρουν, τότε ένα μέρος του κύματος ανακλάται πίσω σύμφωνα με τα όσα

περιγράφηκαν παραπάνω, ενώ το υπόλοιπο μεταδίδεται στο δεύτερο μέσο. Όταν η ταχύτητα διάδοσης του ήχου στα δύο υλικά μέσα διαφέρει, τότε έχουμε το φαινόμενο της διάθλασης. Όπως φαίνεται και στο σχήμα 2.7, ένα μέτωπο κύματος ταξιδεύει στο μέσο 1, φτάνει στη διεπαφή του μέσου 1 με το μέσο 2, όπου $c_2 > c_1$. Η άκρη του κύματος στο σημείο A, περνά στο μέσο 2, όπου και ταξιδεύει πιο γρήγορα σε σχέση με την άκρη στο Β, όπου συνεχίζει να βρίσκεται στο μέσο 1. Τη στιγμή όπου η άκρη του κύματος στο Β φτάνει στο όριο των δύο μέσων(σημείο Δ), το μέτωπο του κύματος από το σημείο Α έχει διασχίσει μεγαλύτερη απόσταση (σημείο Γ). Έτσι το μέτωπο του κύματος ΓΔ, παρέκλινε από τη γωνία πρόσπτωσης θ_i . Όταν το κύμα διαπερνά ένα όριο, όπου η ταχύτητα διάδοσης του ήχου αυξάνει στο δεύτερο μέσο, η γωνία μεταξύ της διεύθυνσης διάδοσης και της κάθετης στο όριο των δύο μέσων επίσης αυξάνει. Αντίθετα στην επαφή δύο μέσων όπου η ταχύτητα διάδοσης του ήχου στο δεύτερο μέσο μειώνεται, μειώνεται αντίστοιχα και η γωνία αυτή. Η σχέση μεταξύ των γωνιών θ_i , θ_t , c_1 και c_2 περιγράφεται από το νόμο του Snell:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_i} = \frac{c_1}{c_2}.$$
(2.9)



Σχήμα 2.7: Διάθλαση

5. <u>Εξασθένιση</u>: Όταν ένα υπερηχητικό κύμα διαδίδεται σε ένα μαλακό ιστό, η ενέργεια που σχετίζεται με το κύμα σταδιακά χάνεται, ένα φαινόμενο γνωστό ως εξασθένιση. Ο τρόπος με τον οποίο η ένταση μειώνεται καθώς η απόσταση αυξάνεται παρουσιάζεται στο σχήμα 2.8. Παρατηρούμε ότι η καμπύλη προσομοιάζει μια φθίνουσα εκθετική συνάρτηση, όπου ο ρυθμός μείωσης της ενέργειας είναι μεγάλος αρχικά και σταδιακά μειώνεται. Στην ουσία

παραμένει σταθερή η ποσοστιαία μεταβολή της έντασης για κάθε μοναδιαία μεταβολή της απόστασης. Ένα υπερηχητικό κύμα η ένας υπερηχητικός παλμός μπορεί να εξασθενίσει εξαιτίας διαφόρων διαδικασιών, η κυριότερη των οποίων είναι η απορρόφηση. Κατά την απορρόφηση, όταν ένα υπερηχητικό κύμα διαδίδεται σε ένα μέσο, τα σωματίδιά του κινούνται μπροστά και πίσω εξαιτίας της πίεσης που εφαρμόζει το κύμα. Στην περίπτωση χαμηλών συχνοτήτων, τα σωματίδια μπορούν και κινούνται σε αρμονία με το διερχόμενο κύμα και η ενέργεια που σχετίζεται με την κίνηση των σωματιδίων «μεταφέρεται» αποτελεσματικά προς τα πίσω. Όμως τα σωματίδια του μέσου δεν μπορούν να επιταχυνθούν και να κινηθούν ακαριαία και σε υψηλότερες συχνότητες είναι ανέφικτη η αρμονία μεταξύ της κίνησης των σωματιδίων του μέσου και της διακύμανσης στην πίεση του κύματος. Έτσι η ενέργεια είναι αδύνατο να «μεταφερθεί» προς τα πίσω όλη η ενέργεια που φέρει το κύμα και διατηρείται στο μέσο, όπου εμφανίζεται σαν θερμότητα.



Σχήμα 2.8: Η εξασθένιση συναρτήσει του βάθους

Η εξασθένιση είναι σε άμεση συνάρτηση τόσο με τις ιδιότητες του εκάστοτε μέσου (π.χ. για τους ιστούς συγκέντρωση κολλαγόνου) όσο και με τη συχνότητα. Ο συντελεστής εξασθένισης, όταν εκφράζεται σε dB/cm, αυξάνει σχεδόν γραμμικά με την αύξηση της συχνότητας. Για παράδειγμα, αν διπλασιάσουμε τη συχνότητα, η εξασθένιση θα αυξηθεί κατά ένα συντελεστή περίπου ίσο με δύο. Πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι το φαινόμενο της εξασθένισης συντελείται τόσο στη διάδοση του κύματος όσο και κατά την επιστροφή των επιστρεφόμενων ήχων που παράγονται από ανάκλαση/ σκέδαση/διάχυση.

2.3.4 Ο υπερηχητικός παλμός

Όπως αναλυτικότερα θα εκτεθεί παρακάτω, μια εικόνα B-mode παράγεται από ήχους που προέρχονται από ανάκλαση ή σκέδαση. Για να παραχθεί μια συγκεκριμένη ηχώ που θα αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη επιφάνεια, ο υπέρηχος πρέπει να σταλεί στη μορφή ενός βραχέος παλμού (διέγερσης), ώστε να είναι δυνατός ο διαχωρισμός ήχων από όρια επιφανειών που κείνται κοντά μεταξύ τους. Όπως φαίνεται στον σχήμα 2.9, ένας τυπικός υπερηχητικός παλμός συνίσταται από μερικούς κύκλους ταλάντωσης γύρω από μια βασική συχνότητα. Το πλάτος του κύματος αυξάνει ραγδαία, φτάνει σε ένα σημείο αιχμής και στη συνέχεια μειώνεται πιο αργά για να φτάσει στο ναδίρ.



Σχήμα 2.9: Η πίεση συναρτήσει του χρόνου

Όταν μια πηγή διεγείρεται συνεχώς ώστε να παραγάγει ένα συνεχές κύμα του οποίου η πίεση μεταβάλλεται κατά τη μορφή μιας απλής ημιτονοειδούς συνάρτησης, το κύμα αυτό έχει μια συγκεκριμένη συχνότητα. Ένας παλμός παράγεται από ένα εύρος συχνοτήτων οι οποίες βρίσκονται γύρω από μια βασική συχνότητα. Η συμβολή των συνιστωσών των διαφορετικών συχνοτήτων δημιουργεί τον παλμό. Η γραφική παράσταση του πλάτους συναρτήσει της συχνότητας, για έναν παλμό, δείχνει μια κατανομή των συνιστωσών της συχνότητας με κέντρο τη βασική συχνότητα (σχ. 2.10). Ένας βραχύς παλμός συνίσταται από ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων και δίνει ακριβή χρονική ανάλυση η οποία μεταφράζεται σε χωρική ανάλυση, ενώ οι ήχοι που παράγονται από έναν τέτοιο παλμό περιέχουν πληροφορίες σε ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων.



Σχήμα 2.10: Η ένταση(πλάτος) συναρτήσει της πυκνότητας

2.4 Αισθητήρες Υπερηχογραφίας και η λειτουργία τους.

Στην υπερηχογραφία, η βασική συσκευή που χρησιμοποιείται, είναι ένας αισθητήρας, ο οποίος μετατρέπει ηλεκτρικό σήμα (ηλεκτρικούς παλμούς) σε υπερηχητικούς παλμούς και αντίστροφα υπερηχητικούς παλμούς σε ηλεκτρικές διεγέρσεις από τους παραγόμενους επιστρεφόμενους ήχους. Ο απλούστερος τρόπος ώστε να προσπελαστούν όλες οι γραμμές σάρωσης που συνιστούν μια εικόνα Β-τύπου (θα εκτεθεί αναλυτικά στη συνέχεια) είναι η φυσική μετακίνηση της συσκευής ώστε η δέσμη να σαρώσει όλη την περιοχή ενδιαφέροντος, καθώς ο κύκλος παλμού-ηχού επαναλαμβάνεται. Ο όρος δέσμη η αλλιώς **δέσμη μετάδοσης** αναφερεται στο «διάδρομο» κατά μήκος του οποίου ταξιδεύει ο παλμός που αποστέλλεται από τη συσκευή. Η πλευρική έκταση του παλμού καθορίζεται από το πλάτος της δέσμης σε κάθε σημείο (σχ. 2.11).



Σχήμα 2.11: Σχηματική αναπαράσταση της δέσμης μετάδοσης στο χώρο

2.4.1 Συνήθη χαρακτηριστικά όλων των συσκευών

Όλοι οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στην υπερηχογραφία, έχουν κάποια βασικά κοινά χαρακτηριστικά. Αυτά είναι:

- Μία πιεζοηλεκτρική πλάκα, η οποία είναι και ο κύριος μηγανισμός της • συσκευής, καθώς είναι υπεύθυνη για την παραγωγή αλλά και ανίχνευση του ήχου (υπερηχητικών παλμών). Τα πιεζοηλεκτρικά υλικά, έχουν την ιδιαίτερη ιδιότητα να εκτείνονται ή να συρρικνώνονται όταν εφαρμόζεται σε αυτά θετική ή αρνητική τάση. Επίσης, κατά την αντίστροφη διαδικασία, παράγουν θετική ή αρνητική τάση όταν τεντώνονται ή συμπιέζονται από μια εξωτερική δύναμη. Κάποια πιεζοηλεκτρικά υλικά υπάρχουν στη φύση αυτοτελή, αλλά τα υλικά που συνήθως χρησιμοποιούνται στις συσκευές της υπερηχογραφίας, είναι ένα συνθετικό κεραμικό υλικό. Η λεπτή πιεζοηλεκτρική πλάκα επιστρώνεται και στις δύο πλευρές με αγώγιμη βαφή, σχηματίζοντας ηλεκτρόδια, στα οποία εφάπτονται ηλεκτρικές συνδέσεις. Προκειμένου να μεταδοθεί ένας υπερηγητικός παλμός, εφαρμόζεται μια αντίστοιχη ταλαντούμενη τάση στα ηλεκτρόδια, αναγκάζοντας το πιεζοηλεκτρικό στοιχείο να διαστέλλονται και να συστέλλεται με την απαιτούμενη συχνότητα. Οι παλινδρομικές κινήσεις της πρόσοψης αποστέλλουν ένα υπερηχητικό κύμα στους ιστούς του ασθενούς. Αντίστροφα, οι διακυμάνσεις της πίεσης της επιστρεφόμενης ηχούς που παράγεται σύμφωνα με αυτά που περιγράφηκαν στην προηγούμενη ενότητα, προκαλούν στην πλάκα συστολή και διαστολή. Η τάση που παράγεται στα ηλεκτρόδια είναι ευθέως ανάλογη με τις διακυμάνσεις της πίεσης, μεταφράζοντας την ηχώ σε ένα αντίστοιχο ηλεκτρικό σήμα.
- Ένα στρώμα πίσω από την πιεζοηλεκτρική πλάκα. Το πιεζοηλεκτρικό υλικό • έχει ένα βασικό μειονέκτημα. Το μειονέκτημα αυτό έγκειται στη χαρακτηριστική ακουστική του αντίσταση, η οποία είναι είκοσι φορές μεγαλύτερη από αυτή των μαλακών ιστών του ανθρώπινου σώματος. Εάν η πρόσοψη του πιεζοηλεκτρικού υλικού που χρησιμοποιείται ήταν σε άμεση επαφή με τον ασθενή, ένα μεγάλο μέρος (περίπου το 80%) της ενέργειας του υπερηγητικού κύματος θα υφίστατο ανάκλαση στη διεπαφή ιστού-συσκευής σύμφωνα με τα όσο προαναφέρθηκαν για το νόμο της ανάκλασης. Κάτι τέτοιο θα δημιουργούσε πολύ ισχυρές εσωτερικές αντηχήσεις, οι οποίες θα συνέχιζαν για μεγάλο χρονικό διάστημα και μετά την πάροδο της εφαρμοζόμενης τάσης που στην ουσία είναι και το φαινόμενο που ενδιαφέρει. Κάτι τέτοιο μπορεί να αποφευχθεί χρησιμοποιώντας ένα ειδικό στρώμα πίσω από την πιεζοηλεκτρική επιφάνεια, κατασκευασμένο από υλικό με λίγο μικρότερη ακουστική αντίσταση από αυτή της πιεζοηλεκτρικής επιφάνειας και με την ιδιότητα να απορροφά τον υπέρηχο.

<u>Ένα στρώμα μπροστά από αυτήν</u>. Εκτός από το φαινόμενο της εσωτερικής αντήχησης που αναφέρθηκε, το γεγονός ότι μόνο το 20% της δύναμης του κύματος θα μεταδιδόταν διαμέσου του ορίου ασθενούς-πιεζοηλεκτρικής επιφάνειας, θα δημιουργούσε πρόβλημα μικρής ευαισθησίας (ασθενές σήμα). Ένα απλό πρόσθιο στρώμα, μπορεί να αυξήσει τη μετάδοση μέσα από αυτό το όριο κατά 100%, στην περίπτωση που πληρούνται δύο συνθήκες. Η πρώτη είναι ότι το στρώμα αυτό πρέπει να έχει πάχος ίσο με ένα τέταρτο (1/4) του μήκους κύματος. Δεύτερον, πρέπει να έχει ακουστική αντίσταση ίση με:

$$z_{ML} = \sqrt{(z_{PZT} \, z_T)},$$
 (2.10)

όπου z_{PZT} η ακουστική αντίσταση της πιεζοηλεκτρικής επιφάνειας και z_T η ακουστική αντίσταση του μαλακού ιστού.

Αυτό οφείλεται στο ότι ο ήχος αντηχεί μπροστά και πίσω επαναλαμβανόμενα, μέσα στο πρόσθιο αυτό στρώμα, παράγοντας μια σειρά από συμβαλλόμενα κύματα, τα οποία βρίσκονται σε φάση, οπότε συμβάλλοντας δίνουν ένα μεγαλύτερου πλάτους (και άρα και ενέργειας) κύμα. Την ίδια στιγμή, μια άλλη σειρά κυμάτων μεταδίδεται πίσω στο πιεζοηλεκτρικό υλικό, τα οποία κύματα σε συνδυασμό ακυρώνουν το κύμα που αρχικά ανακλάστηκε από τη διεπαφή του πιεζοηλεκτρικού υλικού με το πρόσθιο στρώμα.

Συνήθως ένας φακός. Ο φακός συνήθως ενσωματώνεται, μετά το πρόσθιο στρώμα. Κοντά στο σημείο εστίασης του φακού το πάχος της δέσμης είναι ελάχιστο και το μεταδιδόμενο πλάτος, ή η ευαισθησία λήψης μέγιστη. Στους αισθητήρες γραμμικής διάταξης η εστίαση στο επίπεδο σάρωσης επιτυγχάνεται αποκλειστικά με ηλεκτρονικά μέσα, οπότε χρησιμοποιείται ένας κυλινδρικός φακός, που δημιουργεί εστίαση μόνο στο επίπεδο που είναι κάθετο στο επίπεδο σάρωσης.



Σχήμα 2.12: Τα συστατικά στοιχεία του αισθητήρα

Τα βασικά αυτά χαρακτηριστικά ποικίλλουν σε αριθμό, μέγεθος και σχήμα, ανάλογα με τον τύπο της συσκευής, καθώς έχουν αναπτυχθεί πολλά είδη αισθητήρων, και ανάλογα με την εφαρμογή. Οι πιο διαδεδομένοι τύποι αισθητήρων είναι οι αισθητήρες γραμμικής συστοιχίας και καμπυλόγραμμης συστοιχίας, όπως φαίνονται στο σχήμα 2.13.



Σχήμα 2.13: Αισθητήρες γραμμικής και καμπυλόγραμμης συστοιχίας

2.4.2 Μελέτη αισθητήρων γραμμικής και καμπυλόγραμμης συστοιχίας

Ένας αισθητήρας γραμμικής συστοιχίας προσφέρει ένα ορθογώνιο πεδίο όρασης που διατηρεί το πλάτος του σταθερό, κοντά στην πρόσοψη της συσκευής. Οι αισθητήρες καμπυλόγραμμης συστοιχίας ενεργούν κατά τον ίδιο τρόπο, με τη διαφορά ότι οι συστοιχία των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων τους έχει καμπύλη μορφή. Το πλεονέκτημα της καμπυλόγραμμης συστοιχίας είναι ότι το πεδίο όρασης αυξάνει με το βάθος. Εντούτοις, για να επιτευχθεί πλήρης επαφή, είναι ανάγκη η κυρτή πρόσοψη της συσκευές γραμμικής συστοιχίας καταλληλότερες για περιπτώσεις, όπου οι δομές του σώματος δεν πρέπει να παραμορφωθούν (π.χ. αρτηρίες, φλέβες, κ.α.).

Μια συσκευή γραμμικής συστοιχίας, συνήθως αποτελείται από 128 κανονικά διατεταγμένα στενά ορθογώνια πιεζοηλεκτρικά στοιχεία(σχ. 1.14). Μερικοί αισθητήρες αυτού του είδους, αποτελούνται από 256 τέτοια στοιχεία, αλλά ο αριθμός των 128 είναι πιο συνήθης. Σημειώνεται ότι οι αριθμοί 128 και 256 (2⁷ και 2⁸) είναι πιο βολικοί στον ψηφιακό έλεγχο και στην ψηφιακή επεξεργασία. Το πλάτος κάθε στοιχείου της συστοιχίας είναι συνήθως 1.3 του μήκους κύματος, με αποτέλεσμα ένα σχετικά μεγάλο πλάτος πρόσοψης του αισθητήρα και κατ' επέκταση μεγάλο πεδίο όρασης, ενώ παράλληλα επιτρέπεται στα επιμέρους στοιχεία να είναι αρκετά στενά ώστε να ακτινοβολούν γύρω από ένα μεγάλο εύρος γωνιών στο επίπεδο σάρωσης. Η μεγάλη διάσταση των στοιχείων καθορίζει το πλάτος της εκπεμπόμενης δέσμης στο επίπεδο κάθετο σε αυτό της σάρωσης. Το ηλεκτρικής σύνδεσης, επιτρέποντας το σήμα από και προς κάθε στοιχείο να υφίσταται ξεχωριστή επεξεργασία.



Σχήμα 2.14: Συσκευή γραμμικής συστοιχίας

Με σκοπό τη σάρωση μιας συγκεκριμένης γραμμής, ένα «ενεργό» μέρος των στοιχείων τίθεται σε χρήση. Καθώς σαρώνεται η συγκεκριμένη γραμμή, όλα τα

27 2. Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική

στοιχεία, εκτός των ενεργών, βρίσκονται σε αδράνεια. Αρχικά, ένας παλμός αποστέλλεται (ας θεωρήσουμε χρησιμοποιώντας τα είκοσι κεντρικά στοιχεία του αισθητήρα). Ο παλμός αυτός στέλνεται κατά μήκος της προκαθορισμένης δέσμης με κέντρο τη γραμμή σάρωσης. Μόλις ο παλμός σταλεί, ένας διαφορετικός συνδυασμός στοιχείων, επίσης με κέντρο τη γραμμή σάρωσης, ενεργούν σε συνδυασμό, ως αισθητήρας λήψης, ορίζοντας τη δέσμη λήψης. Ο αριθμός των στοιχείων που χρησιμοποιήθηκαν για τη λήψη είναι αρχικά μικρότερος από αυτόν για την αποστολή του παλμού, αλλά αυξάνει καθώς φτάνουν στη συσκευή επιστρέφοντες ήχοι από ολοένα και μεγαλύτερα βάθη στο ανθρώπινο σώμα, μέχρι που φτάνει τον αριθμό των στοιχείων που χρησιμοποιήθηκαν για αποστολή. Τόσο η δέσμη λήψης, όσο και η δέσμη αποστολής μπορούν (και πρέπει) να εστιαστούν, ελέγγοντας τα σήματα από και προς κάθε στοιχείο. Μόλις ληφθούν όλοι οι επιστρεφόμενοι ήχοι από μια σάρωση, ένα άλλο ενεργό μέρος πιεζοηλεκτρικών στοιχείων, με κέντρο την επόμενη γραμμή σάρωσης τίθεται σε λειτουργία. Αυτό επιτυγγάνεται απενεργοποιώντας ένα στοιχείο από τη μια μεριά του προηγούμενου ενεργού μέρους των στοιχείων και ενεργοποιώντας το επόμενο σε σειρά στοιχείο από την άλλη μεριά (σχ 2.15). Η διαδικασία αυτή μεταθέτει το κέντρο των ενεργών στοιχείων, άρα και τη δέσμη, κατά ένα στοιχείο κάθε φορά. Η νέα δέσμη ορίζεται πλέον από τη νέα γραμμή σάρωσης και λήψης και η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρις ότου να υλοποιηθούν όλες οι γραμμές σάρωσης στο πεδίο όρασης.



Σχήμα 2.15: Το ενεργό μέρος αλλάζει προσθέτοντας ένα στοιχείο από τη μια μεριά και αφαιρώντας ένα από την άλλη

2.4.3 Έλεγχος του σχήματος της δημιουργούμενης δέσμης στο πεδίο σάρωσης

Καθώς όπως προαναφέρθηκε ο κυλινδρικός φακός/οί δεν μπορούν να περιορίσουν το πλάτος της δέσμης στο επίπεδο σάρωσης, μια ηλεκτρονική μέθοδος εστίασης είναι απαραίτητη, έτσι ώστε η δέσμη που οριοθετεί το «διάδρομο» μετάδοσης των παλμών να είναι όσο το δυνατόν στενότερη. Όπως θα φανεί παρακάτω, κάτι τέτοιο είναι

απαραίτητο ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη δυνατή ανάλυση κατά την κάθετη στη μετάδοση των παλμών διεύθυνση, η οποία από τώρα και στο εξής θα καλείται πλευρική ανάλυση. Η μέθοδος αυτή ελέγχεται από το χειριστή, ο οποίος ορίζει την εστίαση της δέσμης μετάδοσης στο βάθος στο οποίο απαιτείται βέλτιστη πλευρική ανάλυση. Η εστίαση, ουσιαστικά, συνίσταται στην ταυτόχρονη έλευση όλων των παλμών από τα επιμέρους ενεργά πιεζοηλεκτρικά στοιχεία στο επιθυμητό σημείο (σημείο εστίασης), ώστε να συγκεντρωθεί όλη η ηχητική δύναμη σε μια στενή ζώνη. Παρ' όλα αυτά, η απόσταση ανάμεσα σε ένα στοιχείο και το σημείο εστίασης που βρίσκεται στον άξονα της δέσμης, είναι ελαφρώς, αλλά όχι αμελητέα, διαφορετική. Συγκεκριμένα, για τα ενεργά στοιχεία που βρίσκονται πιο μακριά από το κεντρικό στοιχείο, είναι μεγαλύτερη. Έτσι, οι παλμοί από τα στοιχεία τα οποία είναι πιο απομακρυσμένα από το κεντρικό, είναι απαραίτητο να μεταδοθούν ελαφρώς νωρίτερα σε σχέση με τα πιο κεντρικά, ώστε να επιτευχθεί η ταυτόχρονη έλευσή των παλμών στο σημείο εστίασης (σχ 2.16).



Σχήμα 2.16: Ταυτόχρονη έλευση των παλμών στο σημείο εστίασης

Ο κατασκευαστής σχεδιάζει έναν πίνακα, στον οποίο μπορεί να ανατρέξει ο χειριστής, με τις διαθέσιμες επιλογές βαθών εστίασης της δέσμης μετάδοσης. Οι επιλογές αυτές κατευθύνουν το σύστημα να επιλέξει την κατάλληλη χρονική διαφοροποίηση μεταξύ των παλμών ώστε να φτάνουν ταυτόχρονα στο επιθυμητό βάθος. Στα σημεία εκτός της ζώνης εστίασης, ο παλμός από κάθε επιμέρους στοιχείο φτάνει σε διαφορετικό χρόνο, με αποτέλεσμα την παραγωγή αδύναμου ακουστικού θορύβου.

Στον αντίποδα, εστίαση κατά τη λήψη σημαίνει ότι για κάθε γραμμή σάρωσης ο αισθητήρας γίνεται επιλεκτικά ευαίσθητος σε επιστρεφόμενους ήχους από ένα ορισμένο βάθος πάνω στη γραμμή σάρωσης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, η δέσμη λήψης επίσης να στενεύει, βελτιώνοντας περαιτέρω την πλευρική ανάλυση. Για να αυξηθεί η ευαισθησία για μια ηχώ που προέρχεται από ή κοντά στο σημείο εστίασης λήψης, τα σήματα από τους επιστρεφόμενους ήχους που παράγονται από τα ενεργά πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, θα πρέπει να συμβάλλουν ταυτόχρονα δημιουργώντας ένα συμβάλλον σήμα επιστρεφόμενων ήχων. Όπως και στην περίπτωση της εστίασης της δέσμης μετάδοσης, πρέπει να ληφθεί υπ' όψιν ότι η απόσταση μεταξύ του σημείου (ζώνης) εστίασης και ενός ενεργού στοιχείου που θα λάβει τελικά την ηχώ, είναι μεγαλύτερη για στοιχεία που βρίσκονται πιο απομακρυσμένα από το κεντρικό. Κάτι τέτοιο, επιτυγχάνεται με ηλεκτρονική καθυστέρηση των σημάτων παραγόμενων από τα κεντρικά στοιχεία. Η καθυστέρηση αυτή γίνεται έτσι ώστε, το άθροισμα του χρόνου μετάβασης μιας ηχούς από το σημείο εστίασης και της καθυστέρησης να είναι το ίδιο για όλα τα παραγόμενα σήματα από τα επιμέρους στοιχεία (σχ. 2.14). Η διαδικασία αυτή, έχει ως αποτέλεσμα, όλα τα σήματα προερχόμενα από το επιθυμητό βάθος να καταγράφονται «σε φάση», ενώ σήματα από περιοχές εκτός της ζώνης εστίασης, συμβαλλόμενα, να παράγουν ένα αδύνατο ηλεκτρικό σήμα (ακουστικός θόρυβος).



Σχήμα 2.17: Εφαρμοζόμενη καθυστέρηση στα επιμέρους σήματα

Στην πράξη η εστίαση κατά τη λήψη επιτυγχάνεται αυτόματα, χωρίς να μπορεί να ελεγχθεί από το χειριστή όπως στην εστίαση κατά τη μετάδοση. Αυτό συμβαίνει καθώς το ιδανικό βάθος εστίασης της λήψης, για κάθε χρόνο, είναι το βάθος από το οποίο προέρχονται οι επιστρεφόμενοι ήχοι στο χρόνο αυτό. Μετά την αποστολή των παλμών, αυτό μηδενίζεται και αυξάνει σταδιακά καθώς επιστρεφόμενοι ήχοι από ολοένα και «βαθύτερους» στόχους καταφτάνουν στα στοιχεία. Καθώς ο χρόνος που απαιτείται για μετάβαση-επιστροφή αυξάνει κατά 13 με για ένα επιπλέον εκατοστό, ο επεξεργαστής της συσκευής, αυξάνει το βάθος εστίασης για τη λήψη κατά 1cm κάθε 13με. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται «Δυναμικά αυξανόμενη εστίαση κατά τη λήψη» (Dynamic focusing in reception).



Σχήμα 1.18: Εστίαση στα διάφορα βάθη

Σε πολλές περιπτώσεις, κατά τη μετάδοση τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία διεγείρονται ανομοιόμορφα, ώστε να παραχθεί ένα ελεγχόμενο προφίλ έντασης κατά μήκος της δέσμης. Για παράδειγμα εάν τα εσωτερικά στοιχεία του ενεργού μέρους διεγερθούν περισσότερο από τα εξωτερικά (τα πιο απομακρυσμένα σε σχέση με το κέντρο της δέσμης μετάδοσης), μπορεί να μειωθεί η ένταση στους πλευρικούς λοβούς της δέσης και να επεκταθεί η ζώνη εστίασης. Μη ομοιόμορφη ενίσχυση των επιστρεφόντων ήχων από τα επιμέρους στοιχεία, μπορεί να πετύχει παρόμοιες μεταβολές στη δέσμη επιστροφής(λήψης). Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή με τον αγγλικό όρο «apodization» (αποδισμός).

Περαιτέρω βελτίωση στην πλευρική ανάλυση μπορεί να επιτευχθεί «σε βάρος» του χρονικού κόστους, υποδιαιρώντας κάθε γραμμή σάρωσης σε δύο οι περισσότερες ζώνες βάθους, και σαρώνοντας κάθε ζώνη με έναν ξεχωριστό μεταδιόμενο παλμό, εστιασμένο τον καθένα στο κέντρο του (σχ. 2.15). Παραδείγματος χάριν, ο χειριστής μπορεί να επιλέξει εστιασμένη μετάδοση σε δύο διαφορετικά βάθη F_1 και F_2 . Ο ένας παλμός θα μεταδοθεί με εστιακό βάθος F_1 και επιστρεφόμενους ήχους που θα λαμβάνονται από βάθη που ορίζονται από το σημείο F_1 μέχρι το μισό της απόστασης F_1 - F_2 . Στη συνέχεια θα μεταδοθεί ένας δεύτερος παλμός με εστιακό βάθος το F_2 και ήχοι που επιστρέφουν από όλα τα μεγαλύτερα βάθη θα καταγραφούν. Όσο περισσότερες οι ζώνες εστίασης κατά τη μετάδοση, τόσο μεγαλύτερο το εύρος βαθών για τα οποία η δέσμη μετάδοσης είναι στενή(υψηλή πλευρική ανάλυση). Όμως, όσο περισσότερες είναι οι ζώνες εστίασης, τόσο μεγαλύτερο το χρονικό διάστημα που απαιτείται για κάθε γραμμή σάρωσης, με αποτέλεσμα τη μείωση της χρονικής ανάλυσης (frame rate).

31 2. Η λειτουργία και χρήση του υπερήχου στη διαγνωστική ιατρική



Σχήμα 2.19: Δυναμική εστίαση

2.4.4 Μελέτη των διαστάσεων της δέσμης στην διεύθυνση την κάθετη στο επίπεδο σάρωσης

Εφόσον οι δέσμες μετάδοσης και λήψης έχουν συγκεκριμένο πάχος πάνω στην διεύθυνση που είναι κάθετη στο επίπεδο σάρωσης, είναι δυνατή η λήψη ηχούς από στόχους που βρίσκονται κοντά αλλά όχι ακριβώς πάνω στο επιθυμητό επίπεδο σάρωσης. Η ηχώ αυτή, παράγει ακουστικό θόρυβο, περιορίζει τη διείσδυση του οπτικού πεδίου και υποβαθμίζει την ανάλυση της εικόνας. Ουσιαστικά δηλαδή, η παραγόμενη από υπέρηχους εικόνα αποτελεί μια «φέτα» σάρωσης των δομών που καταγράφονται και όχι μια τομή με μηδενικό πάχος. Το πάχος αυτό είναι ελάχιστο σε βάθη στα οποία είναι εστιασμένος ο φακός του αισθητήρα, όπου και αναμένεται ο ελάχιστος ακουστικός θόρυβος που οφείλεται στο φαινόμενο αυτό. Τα βάθη αυτά αποτελούν και τις περιοχές όπου η ευαισθησία είναι μέγιστη. Η διακύμανση της ευαισθησίας σε σχέση με το βάθος, εξαρτάται από το βάθος εστίαση στην κάθετη στο επίπεδο σάρωσης διεύθυνση, τότε η δέσμη θα είναι η στενότερη δυνατή και στις δύο διαστάσεις, οπότε και η ευαισθησία που θα επιτυγχάνεται θα είναι ιδιαίτερα υψηλή.

Οι παραπάνω διαδικασίες για τη δημιουργία και έλεγχο της δέσμης σάρωσης (μετάδοσης και λήψης) αποτελούν τις βασικές αρχές στις οποίες βασίζεται η λειτουργία του συνόλου των αισθητήρων. Ανάλογα με τον τύπο του κάθε αισθητήρα και την εκάστοτε εφαρμογή μπορεί να εφαρμόζονται επιπρόσθετες μέθοδοι και επεξεργασίες για βέλτιστο αποτέλεσμα.

2.5 Δημιουργία της εικόνας

Οι τεχνικές σχηματισμού της δέσμης που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, χρησιμοποιούνται για την εξαγωγή πληροφορίας από επιστρεφόμενους ήχους που λαμβάνονται από ένα καθορισμένο επίπεδο με βασικό μέγεθος μέτρησης τους σχετικούς χρόνους μετάδοσης και λήψης των σημάτων. Οι χρονικές αυτές αλληλουχίες σημάτων αποδίδονται στις γραμμές μιας εικόνας τύπου B και καθορίζουν τις χωρικές ιδιότητες της εικόνας. Η φωτεινότητα της εικόνας σε κάθε σημείο καθορίζεται από την ένταση του σήματος της επιμέρους ηχούς που λαμβάνεται από τη συσκευή υπερήχων. Τα σήματα αυτά πρέπει να υποστούν επεξεργασία ώστε να παράξουν την τελική εικόνα. Οι μέθοδοι αυτής της επεξεργασίας περιγράφονται συνοπτικά παρακάτω.

2.5.1 Ενίσχυση

Τα σήματα των επιστρεφόμενων ήχων που παράγονται από τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία κατά τη λήψη, είναι γενικά μικρής έντασης για να χρησιμοποιηθούν και να αναπαρασταθούν κατευθείαν, οπότε και χρειάζονται ενίσχυση. Ένας ηλεκτρονικός ενισχυτής αποτελείται από αρκετούς πομπούς και άλλα ηλεκτρονικά εξαρτήματα, αλλά μπορεί να θεωρηθεί σα μια ενιαία συσκευή με έναν ακροδέκτη εισόδου και έναν εξόδου. Ο ακροδέκτης εισόδου δέχεται σαν είσοδο το σήμα τάσης που πρόκειται να ενισχυθεί $V_{\rm in}$, ενώ ο ακροδέκτης εξόδου δίνει σαν έξοδο το ενισχυμένο σήμα $V_{\rm out}$. Ο λόγος $V_{\rm out}/V_{\rm in}$, είναι το κέρδος τάσης («Voltage gain»). Ένας γραμμικός ενισχυτής, ενισχύει όλα τα σήματα ομοιοτρόπως(σχ. 2.20), με αποτέλεσμα όλοι οι επιστρέφοντες ήχοι να ενισχύονται (και άρα να παρουσιάζονται τελικά φωτεινότερες), ανεξάρτητα από το βάθος από το οποίο προέρχονται.



Σχήμα 2.20: Τρόπος λειτουργίας του ενισχυτή

Όπως αναφέρθηκε στην πρώτη ενότητα, καθώς ένας παλμός μεταδίδεται διαμέσου των ιστών, εξασθενεί. Έτσι, μια ηχώ που παράγεται από ανάκλαση σε έναν ιστό που βρίσκεται σε μεγάλο βάθος θα είναι σαφώς ασθενέστερη από μια αντίστοιχη ηχώ που παράγεται από έναν στόχο κοντά στην επιφάνεια του σώματος και άρα κοντά στον αισθητήρα(σχ. 2.17).



Σχήμα 1.21: Η ένταση των επιστρεφόμενων ήχων ανάλογα με το βάθος

Σε μια εικόνα τύπου Β, ο βασικός σκοπός είναι η αντιστοίχιση της φωτεινότητας κάθε σημείου με την ένταση της ανάκλασης στο σημείο αυτό ανεξαρτήτως του βάθους. Όμως, όπως αναφέρθηκε, επιστρεφόμενοι ήχοι από μεγάλα βάθη είναι πιο εξασθενημένοι σε σχέση με αυτές από μικρότερα βάθη. Επομένως, είναι απαραίτητη η μη γραμμική ενίσχυση των επιστρεφόμενων ήγων, ενισγύοντας περισσότερο τους πιο απομακρυσμένους ήχους, με σκοπό ένα ομοιόμορφο αποτέλεσμα. Εφόσον επιστρεφόμενοι ήχοι από όρια βαθύτερων δομών του σώματος λαμβάνονται σε μετέπειτα χρόνο σε σχέση με αυτές που προέρχονται από πιο επιφανειακές δομές, είναι απαραίτητη η ενίσχυση τους αναλογικά με το χρόνο. Η τεχνική αυτή είναι ως αντιστάθμιση κέρδους-γρόνου («time-gain compensation»). γνωστή Εφαρμόζεται χρησιμοποιώντας έναν ενισχυτή, του οποίου το κέρδος τάσης ελέγχεται ηλεκτρονικά, ώστε να αλλάζει με την πάροδο του χρόνου. Στην αρχή μιας σειράς παλμών-επιστρεφόμενων ήχων, οπότε και φτάνουν ήχοι από επιφανειακές δομές, η ενίσχυση που χρησιμοποιείται τίθεται σε χαμηλή τιμή. Αντίθετα, αυξάνεται με το χρόνο ώστε η εφαρμοζόμενη ενίσχυση να είναι μεγαλύτερη σε ήχους που προέργονται από μεγαλύτερα βάθη (σγ. 2.22).



Σχήμα 2.22: Λειτουργία μη γραμμικού ενισχυτή

2.5.2 Εύρος ήχων και συμπίεση

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η ένταση του επιστρεφόμενου ήχου που προκύπτει από ανάκλαση ή σκέδαση, εξαρτάται από τη διαφορά στην ακουστική αντίσταση δύο μέσων. Η ένταση του παραγόμενου ήχου ποικίλλει από 1% της έντασης του παλμού και φτάνει μέχρι το 100% αυτής. Επομένως, το εύρος των εντάσεων είναι πολύ μεγάλο.

Η παρακάτω εικόνα παρουσιάζει τα σχετικά μεγέθη σε τάση (Volt) που παράγονται στη συσκευή από τους επιμέρους επιστρεφόμενους ήχους (σχ. 2.23). Το σημείο αναφοράς για την ένταση των ήχων, είναι αυτή που παράγεται στο όριο αέρα ιστού. Σημειώνεται ότι επειδή όλες οι παραγόμενοι ήχοι είναι μικρότερες από την ηχώ αναφοράς, παίρνουν αρνητικές τιμές.



Σχήμα 2.23: Τάση επιστρεφόμενων σημάτων από διάφορες πηγές

2.5.3 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και αποδιαμόρφωση πλάτους

Τα σήματα των επιστρεφόντων ήχων που καταγράφονται είναι αρχικά αναλογικά σήματα, αφού οι τιμές των εντάσεων τους παίρνουν τιμές στο συνεχές φάσμα. Οι τεχνικές σχηματισμού της δέσμης που αναφέρθηκαν στην προηγούμενη ενότητα εφαρμόζονται χρησιμοποιώντας ψηφιακές τεχνικές. Επίσης, η παραγόμενη πληροφορία(στην περίπτωση που εξετάζουμε η εικόνα) παράγεται και αποθηκεύεται επίσης σε ψηφιακή μορφή (στην ουσία ένα πλήθος ψηφιακών τιμών). Το αναλογικό σήμα εκτός αυτού, είναι ευάλωτο στον ηλεκτρικό θόρυβο και σε παρεμβολές από παρακείμενο ηλεκτρικό εξοπλισμό του συστήματος. Επομένως καθίσταται αναγκαία η μετατροπή του αναλογικού σήματος που καταγράφεται σε ψηφιακό. Το ψηφιακό σήμα αποτελείται από μια σειρά αριθμών και είναι ανεπηρέαστο από το θόρυβο.

Για τη μετατροπή αυτή, ανά τακτά χρονικά διαστήματα, μετράται το μέγεθος της έντασης του σήματος του επιστρεφόμενου ήχου, παράγοντας έτσι μια αλληλουχία αριθμών που ανταποκρίνεται στις τιμές έντασης των δειγμάτων. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως δειγματοληψία (sampling) στην ορολογία των ψηφιακών σημάτων. Εάν οι διακριτές πλέον αυτές τιμές των εντάσεων και του χρονικού βήματος μεταξύ αυτών καταγραφούν είναι δυνατή η αναπαραγωγή του σήματος σε μετέπειτα χρόνο. Στην ψηφιακή μορφή το σήμα ποσοτικοποιείται και λαμβάνει περιορισμένο αριθμό τιμών (διακριτό φάσμα) (σχ. 2.19). Όσο πιο πυκνή είναι η δειγματοληψία, τόσο πιο πιστή είναι η αναπαράσταση του αρχικού αναλογικού σήματος. Η καταγραφή των τιμών γίνεται στο δυαδικό σύστημα (ακολουθία 0-1), οπότε ένας αποθηκευτικός χώρος τεσσάρων bit, σημαίνει καταγραφή του αναλογικού εύρους σε 16 διακριτές

τιμές (2⁴). Κάποια μοντέρνα συστήματα τύπου Β μπορούν να ψηφιοποιήσουν τιμές σε 12 bits (4096 διαφορετικές τιμές).



Σχήμα 2.24: Δειγματοληψία αναλογικού σήματος για τη μετατροπή του σε ψηφιακό

Ο υπερηχητικός παλμός που μεταδίδεται από ένα σύστημα υπερηχογραφίας, αποτελείται από μια σειρά ταλαντώσεων γύρω από μια βασική συχνότητα. Οι ανακλώμενοι από τις επιφάνειες ήχοι έχουν την ίδια μορφή. Ένα τυπικό σήμα ήχου που παράγεται από ανάκλαση σε μια επιφάνεια αποτελείται επίσης από μια σειρά ταλαντώσεων πάνω και κάτω από τη μηδενική στάθμη. Η περιβάλλουσα, όπως καλείται, του σήματος, περιγράφεται από ένα ζεύγος καμπυλών που διέρχονται από τις κορυφές του σήματος, πάνω και κάτω από τη μηδενική στάθμη. Η δύναμη της ανάκλασης καθορίζει το πλάτος της ταλάντωσης του παραγόμενου ήχου και άρα το πλάτος (ύψος) της περιβάλλουσας. Αυτή είναι και η πληροφορία που καθορίζει τη φωτεινότητα κάθε σημείου στην τελική εικόνα. Η εξαγωγή της μιας από τις δύο περιβάλλουσες καμπύλες καλείται αποδιαμόρφωση έντασης (πλάτους) (σχ. 2.25).



Σχήμα 2.25:Η περιβάλλουσα
2.5.4 Σχηματισμός της εικόνας και αποθήκευσή της

Η παραγόμενη εικόνα «συναρμολογείται» στη μνήμη, χρησιμοποιώντας το αποδιαμορφωμένο πλάτος του σήματος και πληροφορίες από το τμήμα το υπεύθυνο για το σχηματισμό της δέσμης, σχετικά με το χρόνο από τη στιγμή της εκπομπής του παλμού και σχετικά με τη θέση και την κατεύθυνση της υπερηχητικής δέσμης (γραμμής σάρωσης). Από τη μνήμη της εικόνας διαβάζει την αποθηκευμένη πληροφορία η συσκευή αναπαραγωγής (οθόνη) και την οπτικοποιεί. Η μνήμη της εικόνας είναι μια ψηφιακή μνήμη παρόμοια με αυτή που χρησιμοποιείται από έναν προσωπικό υπολογιστή. Όπως η φωτεινότητα πρέπει να ποσοτικοποιηθεί και να μετατραπεί σε ψηφιακή μορφή πριν την αποθήκευση, η πληροφορία που περιγράφει τη θέση των επιστρεφόντων ήχων στην εικόνα, πρέπει επίσης να διαχωριστεί σε διακριτές θέσεις για να αποθηκευτεί. Η μνήμη της εικόνας τη διασπά σε έναν δισδιάστατο πίνακα από εικονοστοιχεία (pixels) (σχ. 2.26). Κάθε εικονοστοιχείο έχει συγκεκριμένη θέση στο χώρο που ορίζεται από τις συντεταμένες του, οι οποίες ορίζονται από τον αριθμό της στήλης και της σειράς που ανήκει ως προς το σύστημα αναφοράς ης εικόνας (π.χ. πάνω αριστερή άκρη). Κάθε θέση μνήμης που αντιστοιχεί σε ένα εικονοστοιχείο «αναλαμβάνει» έναν αριθμό στο δυαδικό σύστημα και αντιπροσωπεύει τη φωτεινότητα του αντίστοιχου εικονοστοιχείου.



Σχήμα 2.26: Η εικόνα αποθηκεύεται ως ένας διαδιάστατος πίνακας εικονοστοιχείων

Η διαδικασία κατά την οποία η πληροφορία της φωτεινότητας καταγράφεται στη μνήμη ονομάζεται «εγγραφή στη μνήμη». Η τεχνική εγγραφής για κάθε γραμμή της εικόνας ξεκινάει σε ένα σημείο της εικόνας που αντιστοιχεί στο ενεργό μέρος της συσκευής υπερήχων και προχωράει κατά μήκος της δισδιάστατης μνήμης στην κατεύθυνση παράλληλη σε αυτήν της υπερηχητικής δέσμης (σχ. 2.27). Αμέσως μετά τη μετάδοση του παλμού, το σύστημα αντιστοιχίζει το εικονοστοιχείο σε μια θέση ακριβώς κάτω από το κέντρο του ενεργού μέρους του αισθητήρα. Ο δυαδικός αριθμός που αντιπροσωπεύει την ένταση του επιστρεφόμενου ήχου από το σημείο αυτό,

καταγράφεται στη θέση αυτή της μνήμης. Το σύστημα στη συνέχεια, αντιστοιχίζει το επόμενο εικονοστοιχείο κατά μήκος της προβαλλόμενης διεύθυνσης της γραμμής της εικόνας, καταγράφει την αντιπροσωπευτική τιμή της έντασης στη θέση αυτή και πηγαίνει στην επόμενη θέση μνήμης για καταγραφή ακολουθώντας την ίδια διαδικασία. Ο ρυθμός με τον οποίο η αλληλουχία αυτή καταγραφής «προχωράει» προς τα κάτω, σε επόμενες γραμμές καθορίζεται από το οπτικό πεδίο που επιλέγεται από το χειριστή.



Σχήμα 1.27:Σάρωη των γραμμών της μνήμης για τη αναπαράσταση της εικόνας

Όπως αναφέρθηκε και στην δεύτερη ενότητα ο χρόνος t που διαρκεί η αποστολή του παλμού σε κάποιο όριο στο οποίο υφίσταται ανάκλαση και η επιστροφή της παραγόμενης ηχού, δίνεται από την εξίσωση:

$$t = \frac{2d}{c} \quad , \tag{2.11}$$

όπου c είναι η ταχύτητα του ήχου. Θεωρώντας μια μέση ταχύτητα διάδοσης του ήχου στους ιστούς (1540m/sec), για κάθε εκατοστό απομάκρυνσης από τη συσκευή μεσολαβεί χρόνος 13μsec. Έτσι, εάν επιλεχθεί ένα μέγιστο απεικονιζόμενο βάθος ίσο με 10cm, κάθε γραμμή της εικόνας πρέπει να αντιστοιχιστεί σε έναν συνολικό χρόνο 130μsec. Η απόσταση μεταξύ των γειτονικών γραμμών της εικόνας επιλέγεται έτσι ώστε να διατηρηθεί ο συντελεστής κλίμακας κατά την οριζόντια διεύθυνση. Στην περίπτωση συσκευής γραμμικής συστοιχίας μια γραμμή σάρωσης είναι ευθυγραμμισμένη με μια στήλη της εικόνας και το σύστημα χρειάζεται μόνο να αλλάζει τη καταγράφει τη γραμμή ώστε να γίνει η καταγραφή της φωτεινότητας στη σωστή θέση μνήμης. Στην περίπτωση των καμπυλόγραμμων συστοιχιών, οι

περισσότερες γραμμές σάρωσης διασχίζουν την συστοιχία μνήμης με μία γωνία θως προς τις στήλες της εικόνας και οι διευθύνσεις γραμμών και στηλών πρέπει να αλλάξουν ταυτόχρονα ώστε να προχωρήσουν μαζί στη σωστή τροχιά (σχ. 2.28).



Σχήμα 1.28: Στην περίπτωση των καμπυλόγραμμων συστοιχιών, οι περισσότερες γραμμές σάρωσης διασχίζουν την συστοιχία μνήμης με μία γωνία θ ως προς τις στήλες της εικόνας

Στις συσκευές γραμμικής συστοιχίας οι γραμμές της εικόνας μπορεί να μην αποθηκεύοντα πάντα ως εικονοστοιχεία γειτονικών στηλών στη μνήμη της εικόνας. μεταξύ των αποθηκευόμενων Τα εικονοστοιγεία στηλών, «γεμίζονται» χρησιμοποιώντας παρεμβολή μεταξύ των τιμών της προηγούμενης και επόμενης αποθηκευμένης στήλης. Στην περίπτωση της γραμμικής παρεμβολής, εάν δύο γειτονικές στήλες απέχουν μεταξύ τους 5 εικονοστοιχεία και έχουν τιμές φωτεινότητας 5 και 10 σε ένα συγκεκριμένο βάθος, στα ενδιάμεσα 4 εικονοστοιχεία θα δοθούν τιμές οι οποίες θα προκύψουν με γραμμική αναλογία (6,7,8,9) (σχ. 2.29). Στα πραγματικά συστήματα η παρεμβολή είναι περισσότερο περίπλοκη. Λαμβάνει υπ' όψιν τις τιμές των γειτονικών εικονοστοιχείων σε δύο διαστάσεις και δεν είναι απαραίτητα γραμμική.



Σχήμα 2.29: Παρεμβολή

Όταν η πληροφορία της φωτεινότητας εγγραφεί στη μνήμη της εικόνας, η αλληλουχία των εικονοστοιχείων αυτής, ακολουθούν την πορεία της υπερηχητικής δέσμης στον απεικονιζόμενο ιστό. Για να παραχθεί η απεικόνιση, πρέπει οι αποθηκευμένες φωτεινότητες να «διαβαστούν» σε μια σειρά από μια συσκευή απεικόνισης (οθόνη). Η οθόνη αποτελείται όπως και η μνήμη από έναν δισδιάστατο πίνακα εικονοστοιχείων, κάθε ένα από τα οποία εκπέμπει φως όταν ενεργοποιηθεί. Αυτά τα στοιχεία αντιστοιχίζονται, ένα κάθε φορά, με τα στοιχεία της μνήμης σε μια αλληλουχία οριζοντίων γραμμών ξεκινώντας από την πάνω αριστερή άκρη της οθόνης και τελειώνοντας στην κάτω δεξιά άκρη (σχ. 2.30).



Σχήμα 2.30: Η οθόνη διαβάζει τη μνήμη

2.6 Ανάλυση και χωρικές ιδιότητες των εικόνων τύπου Β

Στις διαδικασίες σχηματισμού μιας εικόνας τύπου B, που περιγράφηκαν παραπάνω, θεωρήθηκε ένα ιδεατό σύστημα απεικόνισης που λειτουργεί σε ένα ιδεατό μέσο. Όπως περιγράφηκε σε προηγούμενη ενότητα, οι πραγματικές υπερηχητικές δέσμες έχουν ένα μη αμελητέο πάχος και δομή, που αλλάζουν συναρτήσει της απόστασης από τον αισθητήρα-συσκευή, ενώ ο υπερηχητικός παλμός έχει συγκεκριμένο μήκος. Η ταχύτητα του ήχου και ο συντελεστής εξασθένισης δεν είναι κοινά για όλους τους ιστούς. Οι πραγματικές αυτές ιδιότητες δημιουργούν ατέλειες στην τελική απεικόνιση. Οι ατέλειες αυτές, είτε έχουν να κάνουν με το σύστημα οπτικοποίησης της πληροφορίας (πάχος της δέσμης, μήκος του παλμού, κ.α.) και αναφέρονται ως περιορισμοί του συστήματος, είτε οφείλονται στις φυσικές ιδιότητες του μέσου διάδοσης και αναφέρονται ως ατέλειες της διάδοσης του υπερήχου. Παρακάτω θα αναφερθούμε στις πλέον σημαντικές ατέλειες των δύο αυτών κατηγοριών που επηρεάζουν την απεικόνιση και δυσχεραίνουν την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας.

2.6.1 Βασικές ιδιότητες του συστήματος οπτικοποίησης

Α. Πλευρική ανάλυση. Ένα ιδεατό σύστημα οπτικοποίησης θα αναπαριστούσε ένα σημειακό στόχο ως ένα σημείο στην παραγόμενη εικόνα. Η εικόνα ενός σημειακού στόχου, σε ένα πραγματικό σύστημα απεικόνισης, εκτείνεται σε συγκεκριμένες διαστάσεις, εξαιτίας του πεπερασμένου πλάτους της υπερηγητικής δέσμης και του μήκους του παλμού. Στην εικόνα 2.31 φαίνεται η επίδραση του πλάτους της δέσμης στην πλευρική ανάλυση. Ένας σημειακός στόχος απεικονίζεται με μια συσκευή γραμμικής συστοιχίας, η οποία έχει ένα συγκεκριμένο πλάτος δέσμης. Οι επιστρεφόμενοι ήχοι από το σημειακό στόχο επιστρέφουν για κάθε θέση της δέσμης, για την οποία υπάρχει επικάλυψη με το στόχο. Εντούτοις το σύστημα απεικόνισης υποθέτει μηδενικό πάχος για τη δέσμη, οπότε και απεικονίζει ξεχωριστά κάθε ηχώ στη γραμμή της εικόνας για κάθε διαφορετική θέση της δέσμης. Όπως φαίνεται και στο σχήμα η ενέργεια κατά το πλάτος της δέσμης είναι διαφορετική από σημείο σε σημείο. Όπως έχει σημειωθεί σε προηγούμενη ενότητα, η ενέργεια είναι κυρίως συγκεντρωμένη γύρω από τον άξονα της δέσμης. Συνεπώς ανάλογα με το που βρίσκεται ο στόχος σε σχέση με τον άξονα αυτόν, παράγονται επιστρέφοντες ήχοι διαφορετικών εντάσεων, οπότε και απεικονίζεται ο στόχος με την ανάλογη φωτεινότητα. Επίσης όπως είδαμε, το πάχος της δέσμης ποικίλλει σε σχέση με την απόσταση από τη συσκευή: είναι στενή στη ζώνη εστίασης και πλαταίνει μακριά από αυτήν, οπότε και η ανάλυση διαφέρει σε μια εικόνα ανάλογα με την απόσταση από το βάθος εστίασης.



Σχήμα 1.31:Η επίδραση του πλάτους της δέσμης στην πλευρική ανάλυση

Η πλευρική ανάλυση της εικόνας ορίζεται ως η μικρότερη απόσταση μεταξύ δύο γειτονικών στόχων, που βρίσκονται στο ίδιο βάθος (άρα και στην ίδια γραμμή στην παραγόμενη εικόνα), για την οποία οι στόχοι απεικονίζονται ως διαφορετικά αντικείμενα στην εικόνα. Η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο στόχων για την οποία οι στόχοι μπορούν να διακριθούν μεταξύ τους είναι ίση με το μισό του πάχους της δέσμης, οπότε και η καλύτερη ανάλυση που μπορεί να επιτευχθεί είναι ίση με την απόστασης αυτή (σχ. 2.25). Εντούτοις μπορεί να χειροτερέψει εξαιτίας άλλων παραγόντων.



Σχήμα 2.32: Η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο στόχων για την οποία οι στόχοι μπορούν να διακριθούν μεταξύ τους είναι ίση με το μισό του πάχους της δέσμης

<u>Β. Πάχος της δέσμης</u>. Η πλευρική ανάλυση, που μόλις περιγράφηκε, αναφέρεται σε στόχους εντός του επιπέδου σάρωσης. Όπως έχουμε ήδη σημειώσει, η υπερηχητική δέσμη έχει συγκεκριμένη διάσταση και στο επίπεδο το κάθετο σε αυτό της σάρωσης(σχ. 2.33). Οι συνηθισμένες συσκευές παραγωγής υπερήχου έχουν συγκεκριμένη εστίαση σε αυτή τη διεύθυνση χρησιμοποιώντας κυλινδρικούς ακουστικούς φακούς ενσωματωμένους στην πρόσοψη του αισθητήρα.



Σχήμα 2.33:Το πάχος της υπερηχητικής δέσμης

Η επίδραση του πάχους της δέσμης στη διεύθυνση αυτή είναι κυρίως αισθητή σε απεικόνιση μικρών υγρών περιοχών, όπως οι κύστες και διαμήκη τμήματα αιμοφόρων αγγείων. Το υγρό σε μια απλή κύστη είναι ομογενές και δεν έχει χαρακτηριστικά που θα μπορούσαν να προκαλέσουν ανάκλαση ή σκέδαση του υπερήχου. Έτσι θα έπρεπε να παρουσιάζεται μαύρο σε μια υπερηχητική απεικόνιση. Εντούτοις οι περιβάλλοντες ιστοί περιέχουν αρκετά μικρά χαρακτηριστικά και όρια που δημιουργούν επιστρεφόμενους ήχους. Εάν η διάμετρος της απεικονιζόμενης κύστης είναι μικρότερη του πάχους της δέσμης στο επίπεδο που είναι κάθετο σε αυτό της σάρωσης τότε η δέσμη θα έχει επικάλυψη με δομές που δημιουργούν ανάκλαση ή σκέδαση κάτι που θα δημιουργήσει ήχους οι οποίοι θα καταγραφούν από τον αισθητήρα και θα αποδοθούν εικονικά, με αποτέλεσμα η εικόνα μιας τέτοιας κύστης να μην είναι μαύρη όπως θα έπρεπε, αλλά να παρουσιάζει στο εσωτερικό της διάφορους τόνους του γκρι.

<u>Γ. Ανάλυση κατά τη διεύθυνση διάδοσης της δέσμης.</u> Η ανάλυση της εικόνας κατά τη διεύθυνση αυτή εξαρτάται από το μήκος κύματος του παλμού και κατ΄ επέκταση από το μήκος της περιβάλλουσας αυτού (σχ. 2.26). Όταν ένας παλμός προσπέσει σε μια επιφάνεια, η ηχώ που παράγεται είναι μικρότερη σε ένταση αλλά ίδιου σχήματος (μήκους). Έτσι το απεικονιζόμενο προφίλ φωτεινότητας έχει τη μορφή της περιβάλλουσας του χρησιμοποιούμενου από τη συσκευή παλμού. Όπως και η πλευρική ανάλυση, η κατά μήκος ανάλυση ορίζεται ως η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο στόχων, στη διεύθυνση όμως της μετάδοσης του παλμού, για την οποία οι στόχοι απόσταση μεταξύ δύο στόχων ώστε οι στόχοι αυτοί να είναι οριακά διαχωρίσιμοι, είναι L/2, όπου L το μήκος της περιβάλλουσας (σχ. 2.34).



Σχήμα 2.34: Η ελάχιστη απόσταση δύο στόχων ώστε αυτοί να είναι διαχωρίσιμοι

Δ. Χρονική ανάλυση. Η απεικόνιση ταγέως κινούμενων δομών στο ανθρώπινο σώμα (π.χ. βαλβίδες της καρδιάς), απαιτεί υψηλή χρονική ανάλυση, δηλαδή ο ρυθμός διαδογής των επιμέρους εικόνων (η αλληλουγία των οποίων δημιουργεί το βίντεο) να είναι υψηλός («high frame rate»). Για παράδειγμα, για την απεικόνιση της κίνησης μιας βαλβίδας της καρδιάς το σύστημα πρέπει να την καταγράψει και οπτικοποιήσει σε αρκετές θέσεις (ας θεωρήσουμε 5 μεταξύ των θέσεων κλειστή και ανοιχτή). Καθώς η βαλβίδα χρειάζεται περίπου 0,1 sec για να ανοίξει όταν είναι πλήρως κλειστή, πρέπει να καταγραφούν 5 εικόνες σε διάστημα 0,1 sec, κάτι που σημαίνει ότι χρειάζεται συχνότητα διαδοχής των εικόνων 50Hz. Ιστοί όπως το ήπαρ και άλλα κοιλιακά όργανα μπορούν να απεικονιστούν επιτυχώς με αρκετά μικρότερες συχνότητες, καθώς η ενδεχόμενη κίνηση προκαλείται από την αναπνοή του ασθενούς ή κινήσεις του γειριστή της συσκευής υπερήγων, επιβάλλοντας μια πολύ πιο αργή κίνηση, οπότε συχνότητες έως και λιγότερο από 10 Hz μπορούν να παράξουν το επιθυμητό αποτέλεσμα. Ένας παράγοντας που επηρεάζει τη συγνότητα διαδοχής των εικόνων, δηλαδή το «frame rate», είναι το βάθος της απεικόνισης. Καθώς για την παραγωγή της εικόνας πρέπει απαραίτητα να μεσολαβήσει ένα χρονικό διάστημα που είναι ο χρόνος μετάβασης του υπερήχου στο στόχο και ο χρόνος για την επιστροφή της ηχούς (ο χρόνος της επεξεργασίας είναι αμελητέος), είναι προφανές ότι όσο μεγαλύτερο είναι το βάθος του απεικονιζόμενου στόχου, τόσο μικρότερη θα είναι η συχνότητα που μπορεί να επιτευχθεί (μικρότερη χρονική ανάλυση).

2.6.2 Ιδιότητες του μέσου διάδοσης που προκαλούν ατέλειες

Όπως έχουμε δει, μια εικόνα τύπου B είναι στην ουσία ένας κλιμακούμενος χάρτης ορίων, επιφανειών και σκεδαστών εντός ενός επιπέδου σάρωσης που παράγουν επιστρέφοντες ήχους. Η πηγή της κάθε ηχούς που καταγράφεται καθορίζεται από τη θέση και τον προσανατολισμό της υπερηχητικής δέσμης και την απόστασή της από τον αισθητήρα. Η απόσταση από τον αισθητήρα υπολογίζεται μετρώντας τον χρόνο μετάβασης και επιστροφής του παλμού και της ηχούς αντίστοιχα και στη συνέχεια η απόσταση προσδιορίζεται, όπως προαναφέρθηκε ως

$$t = \frac{d}{2c}, \qquad (2.12)$$

όπου η ταχύτητα του ήχου c θεωρείται σταθερή και ίση με 1540m/sec. Στην πραγματικότητα όμως, όπως είδαμε, η ταχύτητα του ήχου μεταβάλλεται ανάλογα με τις ιδιότητες του μέσου στο οποίο διαδίδεται. Το γεγονός αυτό εισάγει κάποια σφάλματα στους υπολογισμούς των αποστάσεων που εν γένει είναι μικρά, αλλά για κάποιες εφαρμογές μη αμελητέα. Έτσι, εάν η ταχύτητα του ήχου θεωρηθεί $c_1=1540$ m/sec, ενώ στην πραγματικότητα είναι $c_2 < c_1$, η ηχώ από ένα στόχο σε απόσταση d_1 , θα ληφθεί σχετικά αργότερα από ότι θα έπρεπε, σαν να προερχόταν από μια απόσταση $d_2 > d_1$ και θα απεικονιστεί σε μεγαλύτερη απόσταση από την πραγματικότητα. Τέτοια λάθη στις αποστάσεις δημιουργούν αλλοιώσεις στην πραγματική πληροφορία οι οποίες μπορεί να είναι:

- Μη σωστή απόδοση της θέσης των στόχων
- Διαστροφή του σχήματος των ορίων
- Λάθη στο μέγεθος των αντικειμένων
- Αποεστίαση της υπερηχητικής δέσμης

Εν γένει, τα λάθη αυτά καθώς προέρχονται από αλγεβρικούς υπολογισμούς και δεν ακολουθούν μια γεωμετρία ενιαία για όλη την εικόνα είναι σχετικά δύσκολο να διορθωθούν εκ των υστέρων και για τις περισσότερες εφαρμογές θεωρούνται αμελητέα.

2.7 Σύνοψη

Όπως αναπτύχθηκε στο παρόν κεφάλαιο, ο υπέρηχος είναι μια διαδικασία αποστολής υπερηχητικών παλμών σε ένα επίπεδο (όπως είδαμε στην πραγματικότητα δεν είναι επίπεδο αλλά μπορεί να θεωρηθεί ως τέτοιο) και καταγραφής του χρόνου επιστροφής των ανακλώμενων/σκεδαζόμενων ηχητικών σημάτων, και της διεύθυνσης από την

οποία προήλθαν. Οι ανακλάσεις και οι σκεδάσεις δημιουργούνται σε περιοχές αλλαγής της ακουστικής αντίστασης του μέσου διάδοσης του υπερηγητικού παλμού. Στην ουσία δηλαδή το επιστρεφόμενο σήμα υποδηλώνει την αλλαγή της ακουστικής αντίστασης στο επίπεδο σάρωσης. Οι συσκευές υπερήχων διαθέτουν σειρές από πιεζοηλεκτρικά στοιχεία τα οποία ταλαντούμενα δημιουργούν τους υπερήχους. Κατά την αντίστροφη διαδικασία, στα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία που δέχονται τους επιστρεφόμενους ήχους, δημιουργείται μια τάση ανάλογη της ισχύος του επιστρεφόμενου σήματος, η οποία μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, το οποίο στη συνέχεια μεταφράζεται σε φωτεινότητα στην αντίστοιχη θέση που αντιπροσωπεύει την πηγή του επιστρεφόμενου σήματος. Η πληροφορία αυτή καταγράφεται για όλα τα επιστρεφόμενα σήματα και δημιουργείται η τελική εικόνα. Η πλευρική ανάλυση της εικόνας εξαρτάται από το πάχος της υπερηχητικής δέσμης, ενώ η ανάλυση κατά τη διεύθυνση διάδοσης του υπερήγου εξαρτάται από το μήκος κύματος του παλμού. Από τα παραπάνω γίνεται κατανοητό πως η γεωμετρία της παραγόμενης εικόνας μιας περιοχής καταγραφής είναι σχεδόν αναλλοίωτη σε σχέση με την πραγματική γεωμετρία της περιοχής προς απεικόνιση. Πρακτικά, αν και καταχρηστικά, θα μπορούσαμε να πούμε ότι η περιοχή που σαρώνεται από μια συσκευή υπερήχων προβάλλεται ορθά στην εικόνα, γεγονός ιδιαίτερα σημαντικό για την περαιτέρω μελέτη, καθώς οποιεσδήποτε μετρήσεις επί της εικόνας δεν χρήζουν γεωμετρικής διόρθωσης.

3. Μεθοδολογία και Εργαλεία Μετρήσεων της κίνησης του εμβρύου

3.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο θα αναλυθεί η κίνηση εμβρύου και θα μετρηθούν βασικά μεγέθη της (συμπεριλαμβανόμενης της ταχύτητας) στο περιβάλλον της μήτρας, ως αποτέλεσμα εξωτερικής διέγερσης. Η ανάλυση αυτή θα βασιστεί σε μια σειρά από βίντεο-αλληλουχία εικόνων τύπου B, οι αρχές παραγωγής των οποίων περιγράφηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αρχικά θα εξεταστούν οι παράμετροι που επηρεάζουν τη μελέτη της κίνησης και εισάγουν αβεβαιότητες και περιορισμούς στην ακρίβεια της ποσοτικοποίησης της και θα τεθούν παραδοχές όσον αφορά στη φύση της κίνησης. Στη συνέχεια θα περιγραφούν τεχνικές μέτρησης της ταχύτητας και τά μειονεκτήματα της κάθε μίας και τέλος θα εξαχθούν συμπεράσματα για το ποιά από αυτές ενδείκνυται για το σκοπό της παρούσας μελέτης.

3.2 Καθοριστικές παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν κατά την ανάλυση της κίνησης

3.2.1 Το επίπεδο της κίνησης

Όπως είδαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο, μια εικόνα τύπου B είναι μια τομή (επίπεδο) στο εσωτερικό του ασθενή. Στην ουσία, πρόκειται για μια «φέτα» με υπαρκτή την τρίτη διάσταση που όμως για το σκοπό της μελέτης μας θεωρείται ότι προσομοιάζει ικανοποιητικά το επίπεδο (βλ. σχ. 2.0). Η θέση και ο προσανατολισμός του επιπέδου αυτού μας είναι άγνωστος.

Η κίνηση του εμβρύου που προκαλείται από εξωτερική διέγερση γίνεται στο χώρο και το διάνυσμα της ταχύτητας της κίνησης αυτής μας είναι επίσης άγνωστο. Η καταγραφόμενη κίνηση από την αλληλουχία των εικόνων- επιπέδων σάρωσης, η θέση και ο προσανατολισμός των οποίων θεωρούνται σταθερά, είναι η προβολή της συνολικής κίνησης στο επίπεδο αυτό (σχ. 3.1). Για την πλήρη καταγραφή της κίνησης με μια αλληλουχία δισδιάστατων εικόνων είναι απαραίτητο το διάνυσμα της ταχύτητας του εμβρύου κατά την κίνησή του να βρίσκεται πάνω στο επίπεδο σάρωσης.



Σχήμα 3.1: Προβολή της κίνησης στο επίπεδο σάρωσης

Η θέση και ο προσανατολισμός των εικόνων, όσο και το διάνυσμα της κίνησης μας είναι άγνωστα. (Σε πολλές εφαρμογές, υπάρχει η δυνατότητα ενσωμάτωσης στον αισθητήρα ενός συστήματος υπολογισμού της θέσης και του προσανατολισμού του,

κυρίως σε εφαρμογές παραγωγής τρισδιάστατου μοντέλου, με λήψη πολλών εικόνων από διαφορετικές θέσεις). Έτσι μπορούμε να εξάγουμε πληροφορία μόνο για την προβολή της ταχύτητας στο καταγραφόμενο επίπεδο.

3.2.2 Η σχετική κίνηση του αισθητήρα κατά τη λήψη του βίντεο

Μια άλλη σημαντική παράμετρος που πρέπει να ληφθεί υπ' όψιν κατά τη μελέτη και ανάλυση της κίνησης είναι η σχετική θέση της συσκευής-αισθητήρα σε σχέση με την περιοχή ενδιαφέροντος. Για την εξαγωγή ακριβούς πληροφορίας σε σχέση με την ταχύτητα κίνησης του εμβρύου, πρέπει τόσο η θέση όσο και ο προσανατολισμός της συσκευής υπερήχου να παραμένουν σταθερά κατά την παραγωγή των διαδοχικών εικόνων (frames). Πιθανή μετατόπιση της θέσης του αισθητήρα η αλλαγής του προσανατολισμού του, δηλαδή μετατόπιση ή στροφή του επιπέδου σάρωσης οδηγεί σε μετατόπιση των αντικειμένων ως προς το σύστημα αναφοράς της εικόνας (σχ. 3.2).



Σχήμα 3.2: Φαινομενική μετατόπιση ενός ακίνητου σημείου λόγω μετατόπισης του αισθητήρα

3.2.3 Ανάλυση της κίνησης σε μεταφορική και περιστροφική

Η κίνηση του εμβρύου είναι εν γένει σύνθετη, καθώς αυτό μπορεί να εκτελεί μεταφορική κίνηση, με ενιαία μετατόπιση ολόκληρης της μάζας του, περιστροφική κίνηση, ως προς έναν τυχαίο άξονα, ενώ είναι πιθανόν να εκτελεί και κινήσεις σύμπτυξης ή ανάπτυξης που αλλάζουν τη μορφή του (κινήσεις «παραμόρφωσης», βλ. επόμενη παράγραφο). Στις περισσότερες περιπτώσεις που μελετήθηκαν, τόσο η περιστροφική κίνηση, όσο και οι κινήσεις «παραμόρφωσης», ήταν μικρές έως και αμελητέες κατά το μικρό χρονικό διάστημα που ακολουθεί μια εξωτερική διέγερση

49 3. Μεθοδολογία και Εργαλεία Μετρήσεων της κίνησης του εμβρύου

(1-3sec). Εντούτοις, για την πλήρη εποπτεία της εκτελούμενης κίνησης είναι απαραίτητο να ληφθεί υπ' όψιν τουλάχιστον η περιστροφική κίνηση, αφού μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένα συμπεράσματα, ιδιαίτερα όταν μελετάται η ταχύτητα μεμονωμένων χαρακτηριστικών σημείων, όπως θα εκτεθεί παρακάτω (εικ.. 3.1).



Εικόνα 3.1: Μεταφορική και περιστροφική κίνηση εμβρύου

3.2.4 Ακαμψία του αντικειμένου κίνησης (εμβρύου)

Το αντικείμενο που μελετάται, το έμβρυο, θεωρείται σαν ένα στερεό σώμα που δεν υφίσταται κάμψη ή παραμόρφωση. Σε αντίθετη περίπτωση, κάποια σημεία του εμβρύου, θα υπόκεινται σε σχετική μετακίνηση λόγω της κάμψης ή της παραμόρφωσης τμημάτων του (σχ. 3.3). Κατά τη μέτρησή τους, συνεπώς, θα εξάγονταν λανθασμένα συμπεράσματα για τη συνολική κίνηση του εμβρύου ως ολότητας. Ας σημειωθεί ότι πρακτικά η κάμψη ή η παραμόρφωση που υφίσταται κατά τη διέγερση, μπορεί να είναι υπαρκτή, θεωρείται όμως αμελητέα σε σχέση με την υπόλοιπη κίνηση που εκτελεί. Εντούτοις, θα πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψιν όταν μετρώνται, όπως θα δούμε παρακάτω, μεμονωμένα σημεία με σκοπό να προσδιοριστεί η ταχύτητά του. Η σχετική κίνηση σημείων που μετρώνται λόγω του φαινομένου αυτού, θα εισάγει στην πραγματική κίνηση μια ψευδή συνιστώσα μετατόπισης, οδηγώντας σε επισφαλή αποτελέσματα για την πραγματική κίνηση.



Σχήμα 3.3:Λόγω παραμόρφωσης, ΑΑ'≠BB'

3.3 Μέθοδοι ανάλυσης και προσδιορισμού της κίνησης

3.3.1 Προσδιορισμός μεταφορικής κίνησης

<u>Α. Παρακολούθηση μεμονωμένων σημείων</u>

Κατά την προσέγγιση αυτή η ταχύτητα του εμβρύου προσδιορίζεται μετρώντας την μετατόπιση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών σημείων. Το πλεονέκτημα της μεθόδου έγκειται στην απλότητά της. Ωστόσο, κατά την εφαρμογή της, δεν είναι δυνατός ο προσδιορισμός της περιστροφικής κίνησης (εάν υπάρχει), ενώ μπορεί να εξαχθούν και εσφαλμένα συμπεράσματα για τη μεταφορική κίνηση. Για την αξιοπιστία της μεθόδου είναι απαραίτητο το σύνολο των σημείων του εμβρύου να έχουν το ίδιο διάνυσμα μετατόπισης. Η δεύτερη συνθήκη που πρέπει να συντρέχει για να οδηγηθούμε σε ασφαλή συμπεράσματα, όσον αφορά στην κίνηση του εμβρύου, μετρώντας μεμονωμένα σημεία, είναι τα σημεία που μετρώνται να είναι ευδιάκριτα σε όλες τις επιμέρους εικόνες που χρησιμοποιούνται στις μετρήσεις. Αυτό σημαίνει ότι εάν σε μια χρονική ακολουθία εικόνων Α, Β, Γ μετρηθεί ένα σημείο στην εικόνα Α, τότε για να υπολογιστεί η μετατόπιση του σημείου στις εικόνες Β, Γ θα πρέπει το σημείο που μετρήθηκε στην Α εικόνα να μπορεί να στοχευθεί με ακρίβεια και στις εικόνες Β και Γ, χωρίς να συγχέεται με άλλα σημεία (εικ. 3.2). Στις εικόνες που λαμβάνονται με υπέρηχο, όπως στην περίπτωσή μας, λόγω του σημειακού θορύβου(«speckle noise») η συνθήκη αυτή δεν συντρέχει πάντα. Έτσι θα πρέπει τα μεμονωμένα σημεία που επιλέγονται για να μετρηθούν, να είναι ευδιάκριτα σε όλες τις εικόνες που χρησιμοποιούνται προς μέτρηση.



Εικόνα 3.2: Σημεία παρακολούθησης

<u>Β. Παρακολούθηση Κέντρου Βάρους</u>

Σε αντίθεση με την προηγούμενη μέθοδο, εδώ δεν παρακολουθούνται μεμονωμένα σημεία, αλλά το κέντρο βάρους του εμβρύου στις διαδοχικές εικόνες. Το βασικό πλεονέκτημα του υπολογισμού της κίνησης χρησιμοποιώντας το κέντρο βάρους και υπολογίζοντας στην ουσία τη μετατόπιση αυτού, είναι ότι δεν χρειάζεται ο εντοπισμός χαρακτηριστικών σημείων που να είναι ευδιάκριτα και αναγνωρίσιμα σε όλες τις μετρούμενες εικόνες. Επιπλέον, υπολογίζοντας τη μετατόπιση του κέντρου βάρους, προσδιορίζεται ο «μέσος όρος» του συνόλου των σημείων του εμβρύου. Έτσι, οδηγούμαστε σε μια συνισταμένη κίνηση που λαμβάνει υπ' όψιν της το σύνολο των «συμπεριφορών» των διαφορετικών τμημάτων του εμβρύου, η κίνηση και η ταχύτητα των οποίων μπορεί να παρουσιάζουν σημαντικές διακυμάνσεις μεταξύ τους. Το γεγονός αυτό, είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα της προσέγγισης αυτής σε επισφαλή αποτελέσματα καθώς είναι δυνατόν κάποια από αυτά τα σημεία να εκτελούν κίνηση μη αντιπροσωπευτική της κίνησης του εμβρύου ως ολότητας. Κάτι τέτοιο μπορεί να συμβαίνει λόγω μερικής κάμψης η παραμόρφωσής του.



Εικόνα 3.3:

3.3.2 Σύνθετη κίνηση: Μεταφορική και περιστροφική

Προηγουμένως παρουσιάστηκαν τρόποι προσδιορισμού της μεταφορικής κίνησης που εκτελεί το έμβρυο. Στην πραγματικότητα όμως, κατά τη διέγερση που του επιβάλλεται, αυτό μπορεί να πραγματοποιεί μια σύνθετη κίνηση, περιστροφική και μεταφορική. Πολλές φορές η πρώτη είναι αμελητέα και γενικά είναι αρκετά μικρότερη από την μεταφορική. Εντούτοις, για την πλήρη ανάλυση και εποπτεία της συνολικής κίνησης, πρέπει να καταγραφεί. Στο υποκεφάλαιο που ακολουθεί θα παρουσιαστεί ένα εργαλείο για την καταγραφή τόσο της μεταφορικής όσο και της περιστροφικής κίνησης του εμβρύου.

3.4 Ένα εργαλείο για την ημι-αυτόματη λήψη, καταχώρηση και απεικόνιση των μετρήσεων κίνησης

Στο υποκεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται ένα εργαλείο, το οποίο αναπτύχθηκε στην πλατφόρμα MATLAB ειδικά για τους σκοπούς της παρούσας εργασίας και συγκεκριμένα για τη λήψη, καταχώρηση και απεικόνιση μετρήσεων της κίνησης του εμβρύου με ημι-αυτόματο τρόπο. Το εργαλείο διαβάζει αλληλουχία εικόνων, οι οποίες έχουν ληφθεί από σχετικό video σε συγκεκριμένες, ισαπέχουσες χρονικές στιγμές, προβάλει μία προς μία τις εικόνες αυτές και δίνει τη δυνατότητα στο χειριστή να σημειώσει το περίγραμμα τόσο του εμβρύου, όσο και της μήτρας. Καλεί, στη συνέχεια, μια ρουτίνα προσδιορισμού των γεωμετρικών παραμέτρων των δύο σχημάτων (Κέντρου Βάρους, προσανατολισμού, κ.ά.), τις οποίες και καταχωρεί σε διανύσματα. Αφού γίνει η εργασία αυτή για το σύνολο των διαθέσιμων εικόνων, γίνεται η επεξεργασία των μετρήσεων για τον υπολογισμό της ταχύτητας και την

απεικόνιση του ίχνους κίνησης και του προσανατολισμού του εμβρύου στις διαδοχικές θέσεις. Τέλος, δίνεται η δυνατότητα μόνιμης αποθήκευσης των μετρήσεων για περαιτέρω επεξεργασία.

Είναι σημαντικό να τονισθεί ότι, λόγω της φύσης των συσκευών υπερήχων και του τρόπου λήψης των εικόνων, δεν είναι όλες οι εικόνες μιας αλληλουχίας αξιοποιήσιμες. Σε πολλές από αυτές τα περιγράμματα του εμβρύου ή/και της μήτρας δεν είναι ευδιάκριτα. Είναι λοιπόν σκόπιμο να λαμβάνεται απόφαση από το χειριστή αν μία εικόνα μπορεί να συνεισφέρει στη διαδικασία των μετρήσεων με τρόπο αξιόπιστο ή πρέπει να απορριφθεί. Το εργαλείο δίνει μια τέτοια δυνατότητα. Είναι αυτός και ο κύριος λόγος που προτείνεται η συγκεκριμένη ημι-αυτόματη μέθοδος λήψης μετρήσεων, αντί μιας πλήρως αυτοματοποιημένης διαδικασίας (όπως αυτές που περιγράφονται στο τελευταίο κεφάλαιο). Η ανθρώπινη κρίση και συμμετοχή θεωρείται εδώ άκρως αναγκαία.

Ο κώδικας του εργαλείου δίνεται στο Παράρτημα **B** και αναλύεται στις παραγράφους που ακολουθούν. Πριν την ανάλυση αυτή, στην παράγραφο 2.4.1, περιγράφεται ο τρόπος λήψης και αποθήκευσης των εικόνων από τα video των υπερήχων με ένα άλλο εργαλείο

3.4.1 Προ-επεξεργασία του video και λήψη εικόνων

Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας, χρησιμοποιήθηκε το εργαλείο «VirtualDubMod». Το εργαλείο αυτό επιτρέπει την εξαγωγή εικόνων (frames) από το επιθυμητό μέρος του video με τον επιθυμητό ρυθμό (frame rate). Τα video εισήχθησαν στο λογισμικό, εντοπίστηκαν τα επιθυμητά τμήματα, στα οποία λαμβάνει χώρα η διέγερση και η προκαλούμενη από αυτή κίνηση του εμβρύου, επιλέχτηκε ο επιθυμητός ρυθμός παραγωγής των εικόνων (5 ή 10 fps) και έγινε η λήψη των εικόνων. Οι εικόνες αυτές αποθηκεύτηκαν με το αντίστοιχο όνομα του δίσκου από τον οποίο προήλθαν.

3.4.2 Εισαγωγή εικόνων, σημείωση περιγραμμάτων και προσδιορισμός γεωμετρικών παραμέτρων τους

Η παρακάτω σύντομη περιγραφή της λειτουργικότητας του εργαλείου αναφέρεται στον κώδικα που εκτίθεται στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β.

Α. Εισαγωγή εικόνων

Αφού αρχικοποιηθούν (σε κενά) τα διανύσματα των γεωμετρικών παραμέτρων (βλ. παράγραφο Γ πιο κάτω) το πρόγραμμα εισέρχεται σε βρόχο για την ανάγνωση των εικόνων, μίας προς μία, και την περαιτέρω επεξεργασία τους. Για κάθε εικόνα, ο χειριστής καλείται να απαντήσει αν είναι αξιοποιήσιμη ή όχι (αν τα περιγράμματα

εμβρύου ή/και μήτρας δεν είναι σαφή, τότε η εικόνα απορρίπτεται και ο βρόχος συνεχίζει με την επόμενη).

B. <u>Σημείωση περιγραμμάτων</u>

Για κάθε αποδεκτή εικόνα, ο χειριστής καλείται να προσδιορίσει το περίγραμμα πρώτα του εμβρύου, μετά της μήτρας (η σειρά πρέπει να είναι αυτή), με την επιλογή διακριτών σημείων επ' αυτών. Καλείται επίσης να επιλέξει τη μέθοδο πύκνωσης (παρεμβολής μεταξύ) των επιλεγμένων σημείων: γραμμική παρεμβολή ή κυβική παρεμβολή με splines (εικ. 3.4).



Εικόνα 3.4: Σημείωση περιγραμμάτων εμβρύου και μήτρας

Στο τέλος αυτής της διαδικασίας, σχεδιάζεται το περίγραμμα και υπολογίζονται οι επιθυμητές παράμετροι καθενός από τα δύο σχήματα.

Γ. <u>Γεωμετρικές παράμετροι</u>

Κύριος στόχος του εργαλείου είναι η μέτρηση και καταγραφή της κίνησης του εμβρύου μετά από προγραμματισμένη εξωτερική διέγερση. Για το σκοπό αυτό, μετρώνται και καταγράφονται μια σειρά γεωμετρικών παραμέτρων για τη μήτρα και το έμβρυο σε κάθε μία από τις εικόνες συγκεκριμένης αλληλουχίας εισόδου, με κλήση της σχετικής poutívac polygeom(), η οποία δίνεται στο τέλος του ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ Α (Κώδικας A1). Τα διανύσματα των παραμέτρων αυτών είναι, για την k-οστή εικόνα:

geom_emvryo(k,:) = [area_emv x_emv y_emv perimeter_emv],

όπου area_emv το εμβαδό, x_emv, y_emv οι συντεταγμένες KB και perimeter emv η περίμετρος του ειδώλου του εμβρύου.

> geom mitra(k,:) = [area mit x mit y mit perimeter mit],

οι αντίστοιχες παράμετροι για τη μήτρα.

cpmo_emvryo(k,:) = [I1_emv ang1 I2_emv ang2 J],

όπου angl και ang2 οι γωνίες των κύριων κεντρικών αξόνων, I1_emv και I2_emv οι αντίστοιχες ροπές αδράνειας και J=I1_emv+I2_emv η κεντρική πολική αδράνεια της επιφάνειας του εμβρύου (βλ. ΠΑΡΑΤΗΜΑ Α). Ειδικότερα η angl δίνει τον προσανατολισμό του μεγαλύτερου κεντρικού άξονα, σε rads (μετασχηματίζεται στην angle_emvryo(k), σε μοίρες ϵ (-90, 90)).

Με την ολοκλήρωση της επεξεργασίας Κ εικόνων, οι παραπάνω παράμετροι είναι αποθηκευμένες στους πίνακες geom_emvryo (Kx4), geom_mitra (Kx4), cpmo emvryo (Kx5) και angle emvryo (Kx1), αντίστοιχα.

Mazí me ta we ánd dianúsmata, schmatízetai kai to cronikó diánusma time (Kx1), ópou time (k) eínai o crónog (se sec) ston opoio antistoiceí η k-ostý eikóna. O crónog autóc upologízetai apó to rubmó lýync eikónw (fps) kai thn tázh the eikónac, j, mésa sthn allhloucía: time (k) = j (k) / fps. As shmeiwbeí óti j≠k, aqoú mporeí na écoun aporiqbeí kápoies eikónes apó thn allhloucía we mp aziopoinsmes.

3.4.3. Περαιτέρω επεξεργασία και διαγράμματα

Στη συνέχεια, το πρόγραμμα υπολογίζει, ως συναρτήσεις του χρόνου, το διάνυσμα της σχετικής θέσης του Κέντρου Βάρους (KB) του εμβρύου ως προς το KB της μήτρας, το μέτρο αυτού του διανύσματος (απόσταση των δύο KB) και τον προσανατολισμό του εμβρύου (γωνία μέγιστου κεντρικού άξονα), και σχεδιάζει τις ως άνω μεταβλητές σε αντίστοιχα διαγράμματα, όπως ενδεικτικά δείχνονται στο παρακάτω σχήμα 3.4. Υπολογίζει, τέλος και σχεδιάζει (σχ. 3.5) τη σχετική ταχύτητα [vx, vy] του KB του εμβρύου ως προς το KB της μήτρας, μέσω των σχέσεων:

$$vx(k) = \frac{(x_{emv}(k+w) - x_{mit}(k+w)) - (x_{emv}(k-w) - (x_{mit}(k-w)))}{time(k+w) - time(k-w)}$$
$$vy(k) = \frac{(y_{emv}(k+w) - y_{mit}(k+w)) - (y_{emv}(k-w) - (y_{mit}(k-w)))}{time(k+w) - time(k-w)}$$
(3.1)

Για τον υπολογισμό της ταχύτητας χρησιμοποιούμε τις σχετικές θέσεις του εμβρύου σε εικόνες που απέχουν χρονικά κατά ένα πολλαπλάσιο 2w του 1/fps (π.χ 2 ή 4), έτσι ώστε να φιλτραριστούν οι διακυμάνσεις στατιστικού λάθους (βλ. σχ. 3.6 και επόμενη παράγραφο).



Σχήμα 3.4: Απόσταση ΚΒ εμβρύου από ΚΒ μήτρας (επάνω) Γωνία κύριου κεντρικού άζονα εμβρύου (κάτω)



Σχήμα 3.5: Οριζόντια και κατακόρυφη συνιστώσα ταχύτητας εμβρύου (σχετική ως προς το KB της μήτρας)



Σχήμα 3.6: Ολισθαίνον παράθυρο υπολογισμού ταχύτητας (εδώ: 2w=4)

Αρκετά παραστατική για τη (σχετική ως προς τη μήτρα) κίνηση του εμβρύου είναι το ίχνος αυτής της κίνησης στο επίπεδο απεικόνισης, όπως δείχνεται στο παρακάτω σχήμα, μαζί με τον προσανατολισμό του εμβρύου σε κάθε θέση (κόκκινο ευθ. τμήμα). Επίσης, δείχνεται με διαφορετικό χρώμα (πράσινο) το τμήμα του ίχνους που αντιστοιχεί σε καθοδική κίνηση, με σημειωμένες τις χρονικές στιγμές ανώτερης και κατώτερης θέσης.



Σχήμα 3.7: Τροχιά και προσανατολισμός εμβρύου μετά από διέγερση. Μπλε γραμμή: άνοδος, Πράσινη γραμμή κάθοδος

3.4.4 Ακρίβεια της μεθόδου και στατιστική ανάλυση σφαλμάτων

Η αναπόφευκτη (μικρότερη ή μεγαλύτερη) ασάφεια των περιγραμμάτων και η κυμαινόμενη ακρίβεια σημείωσής τους από το χειριστή, έχουν ως αποτέλεσμα στατιστικές διακυμάνσεις στις θέσεις των κέντρων βάρους (KB) εμβρύου και μήτρας, και, κατ' επέκταση, στον υπολογισμό της ταχύτητας του εμβρύου. Στην παρούσα παράγραφο γίνεται πειραματικός προσδιορισμός αυτών των διακυμάνσεων, καθώς και των θεωρητικών σχέσεων που τις συνδέουν.

Το πείραμα που εκτελείται είναι απλό: Σημειώνονται κατ' επανάληψη τα περιγράμματα στην ίδια εικόνα και μετράται η διακύμανση των θέσεων των κέντρων βάρους. Στον πίνακα 3.1 παρουσιάζονται 30 τέτοιες μετρήσεις, οι οποίες ελήφθησαν με περίπου 15 σημεία ανά περίγραμμα. Η τυπική απόκλιση στις θέσεις των KB μήτρας και εμβρύου κατά τον άξονα y υπολογίζεται σε 0.9 και 1.5 pixels, αντίστοιχα (παρεμφερείς τιμές σημειώνονται κατά την οριζόντια κατεύθυνση).

Λόγω του ότι τα πρωτογενή στοιχεία (θέσεις των επιλεγόμενων σημείων) είναι πολλά και στατιστικά ανεξάρτητα και συνδυάζονται γραμμικά για τον προσδιορισμό των KB, αναμένεται οι συντεταγμένες των KB να ακολουθούν προσεγγιστικά την κανονική κατανομή, σύμφωνα με το θεώρημα κεντρικού ορίου. Στο σχήμα 3.8 παρουσιάζονται τα ιστογράμματα των συντεταγμένων του KB του εμβρύου, όπως προέκυψαν από 90 επαναλήψεις του ως άνω πειράματος, και τα οποία, πράγματι, προσεγγίζουν αδρά κανονικές κατανομές.



Σχήμα 3.8: Ιστογράμματα συντεταγμένων ΚΒ εμβρύου, μετρήσεις επί της ίδιας εικόνας με επιλογή περίπου 15 σημείων επί του περιγράμματος

Η σχετική θέση μεταξύ των δύο KB, ως (διανυσματικό) άθροισμα δύο ανεξάρτητων τυχαίων μεταβλητών κανονικής κατανομής, ακολουθεί επίσης κανονική κατανομή με μεγαλύτερη τυπική απόκλιση, προσεγγιζόμενη από τη σχέση

$$\sigma_{y_relative} \approx \sqrt{\sigma_{y_m}^2 + \sigma_{y_e}^2}$$
(3.2)

Η παραπάνω σχέση δίνει, για τις τιμές του πίνακα 3.1 (5^η και 6^η στήλη), $\sigma_{y_relative} \approx 1.75$ pixels, τιμή η οποία επαληθεύεται και από τα δεδομένα του πίνακα. Μια ποιοτική εκτίμηση της ακρίβειας προσδιορισμού των KB δίνουν και τα διαγράμματα διασκορπισμού στο σχήμα 3.9.

Οι διακυμάνσεις στην ταχύτητα εξαρτώνται από το χρονικό παράθυρο μεσοστάθμισης (averaging), 2w. Επειδή η ταχύτητα υπολογίζεται ως η διαφορά δύο ανεξάρτητων και κανονικά κατανεμημένων τυχαίων μεταβλητών θέσης, επί μια σταθερά εξαρτώμενη από το w, είναι εύκολος ο υπολογισμός της τυπικής απόκλισης.

Π.χ. για την ταχύτητα κατά τον άξον
αy

$$v_{y}(k) = \frac{y(k+w) - y(k-w)}{2w/fps} \quad \Rightarrow \quad \sigma_{vy} = \frac{\sqrt{2\sigma_{y}.fps}}{2w}$$
(3.3)

Στον πίνακα 3.2 καταγράφονται τα αποτελέσματα για την (φαινομενική) ταχύτητα, όπως προκύπτουν από τα δεδομένα του πίνακα 3.1, με τρεις διαφορετικές τιμές παραθύρου: w=1,2,3. Οι τιμές των τυπικών αποκλίσεων (σημειώνονται στο τέλος του πίνακα) επαληθεύουν πλήρως τις παραπάνω θεωρητικές σχέσεις. Τα διαγράμματα του σχήματος 3.8 δείχνουν τις διακυμάνσεις ταχύτητας με γραφικό τρόπο, όπου είναι εμφανής η μείωση της διακύμανσης για μεγαλύτερες τιμές του w.

	x_mit	y_mit	x_emv	y_emv	x_rel	y_rel	angle (°)
	441,75	222,58	463,41	220,29	21,67	-2,3	-52,4
	442,89	221,93	460,08	221,69	17,18	-0,24	-52,15
	442,71	221,4	461,88	222,72	19,17	1,33	-54,13
	441,71	220,51	461,57	221,65	19,86	1,14	-52,53
	441,94	221,21	462,97	220,35	21,03	-0,86	-54,29
	443,26	221,69	463,55	217,43	20,28	-4,26	-52,03
	443,5	219,51	461,66	220,76	18,16	1,24	-52,85
	441,29	221,17	460,58	222,49	19,29	1,32	-52,54
	445,11	221,45	459 <i>,</i> 9	222,33	14,78	0,87	-51,8
	444,63	220,51	460,85	221,78	16,22	1,27	-53,78
	443,97	221,68	462,04	224,05	18,07	2,38	-51,27
	444,12	220,38	461,64	220,24	17,52	-0,14	-53,47
	444,14	222,18	464,13	219,41	19,99	-2,77	-52,54
	440,78	222,16	462,63	221,49	21,85	-0,67	-51,93
	443,57	222,39	462,45	219,55	18,88	-2,84	-54,97
	441,88	224,03	461,49	221,82	19,61	-2,21	-51,71
	442,33	222,54	462,79	220,69	20,47	-1,84	-53,79
	444,52	221,79	463,76	219,42	19,23	-2,37	-51,54
	440,01	222,38	463,65	220,95	23,64	-1,43	-51,24
	441,97	222,53	461,37	221,2	19,41	-1,33	-50,83
	443,42	221,09	461,55	219,88	18,13	-1,21	-51,34
	442,8	220,87	462,06	219,62	19,27	-1,25	-50,39
	442,61	220,02	460,91	221,83	18,3	1,81	-51,39
	442,27	221,74	463,77	217,65	21,5	-4,09	-51,68
	443,59	222,01	461,45	219,26	17,87	-2,74	-52,53
	444,66	220,97	461,01	220,55	16,34	-0,42	-51,84
	442,93	220,92	460,83	218,39	17,9	-2,53	-52,7
	443,58	222,08	462,95	220,47	19,37	-1,61	-50,62
	442,83	221,24	462,03	219,95	19,2	-1,29	-51,42
	441,87	220,65	464,36	219,3	22,5	-1,35	-49,65
μέση τιμή:	442,89	221,52	462,11	220,57	19,22	-0,95	-52,18
τ. αποκλ.:	1,22	0,92	1,21	1,49	1,93	1,75	1,21

Πίνακας 3.1:Συντεταγμένες ΚΒ μήτρας, ΚΒ εμβρύου και της σχετικής θέσης του δευτέρου ως προς το πρώτο, καθώς και γωνία κύριου άζονα εμβρύου. Μετρήσεις επι τη ίδιας εικόνας με περίπου 15 σημεία σε κάθε περίγραμμα

	W	=1	W	=2	w=3		
	VX	vy	VX	vy	VX	vy	
	0	0	0	0	0	0	
	-12,48	18,11	0	0	0	0	
	13,39	6,89	-1,6	3,59	0	0	
	9,28	-10,93	7,75	-10,05	-5,85	5,9	
	2,11	-26,99	-2,53	-0,21	3,51	2,6	
	-14,34	10,51	-1,43	0,45	-7,32	-0,76	
	-4,98	27,89	-15,61	4,33	-6,07	0,22	
	-16,88	-1,85	-10,16	13,82	-4,93	5,4	
	-15,35	-0,25	-0,22	2,84	-4,61	6,86	
	16,43	7,53	-4,42	-3,66	3,06	-6,68	
	6,5	-7,07	13,02	-9,1	4,28	-3,32	
	9,62	-25,72	14,09	-4,86	6,83	-6,19	
	21,68	-2,65	2,02	-13,04	5,65	-5,8	
	-5,57	-0,36	5,23	-5,16	4	-7,04	
	-11,23	-7,67	1,19	2,31	2,86	-3,71	
	7,95	4,98	-6,55	-4,24	6,08	2,24	
	-1,88	-0,82	11,9	3,54	-4,08	-1,09	
	15,85	2,09	-0,51	2,2	-1,24	2,71	
	0,86	5,22	-5,84	1,58	-0,57	1,6	
	-27,53	1,06	0,08	2,81	-3,62	6,09	
	-0,7	0,41	-13,36	8,09	3,78	-2,87	
	0,81	15,12	5,24	-6,92	-9,62	-2,2	
	11,18	-14,24	-0,67	-3,83	-5,1	1,52	
	-2,14	-22,78	-7,3	2,08	-0,38	-2,2	
	-25,78	18,39	-0,98	-10,86	0,18	-0,6	
	0,19	1,06	-5,32	6,22	1,51	-5,17	
	15,13	-5,96	3,34	3,63	1,66	4,57	
	6,49	6,2	15,39	-2,34	0	0	
	15,64	1,28	0	0	0	0	
	0	0	0	0	0	0	
μέση τιμή:	0,51	-0,02	0,1	-0,64	-0,42	-0,32	
τ. αποκλ.:	13,04	12,73	7,98	6,31	4,73	4,31	

Πίνακας 3.2: Σχετική φαινομενική ταχύτητα ΚΒ εμβρύου ως προς ΚΒ μήτρας, για διαφορετικές τιμές παραθύρου μεσοστάθμισης, w, από τις μετρήσεις του πίνακα 3.1. Αδρομερής σημειοληψία (~15 σημεία ανά περίγραμμα)



Σχήμα 3.9: Διάγραμμα Διασκορπισμού Κέντρων Βάρους, μήτρας και εμβρύου, μετρήσεις πίνακα 3.1.



Σχήμα 3.10: Διαγράμματα ταχύτητας, δεδομένα πίνακα 3.2

3.4.5 Η επίδραση του αριθμού των λαμβανόμενων σημείων περιγράμματος στην ακρίβεια των μετρήσεων

Η προηγούμενες μετρήσεις ελήφθησαν με μια αδρομερή σημείωση των περιγραμμάτων (~ 15 σημεία για κάθε περίγραμμα και παρεμβολή μεταξύ αυτών με κυβικά splines). Είναι αναμενόμενο ότι λήψη περισσότερων σημείων, σε μια μεγεθυμένη εκδοχή της εικόνας (έως του σημείου που να μην αλλοιώνεται η καθαρότητα των περιγραμμάτων), μπορεί να βελτιώσει την ακρίβεια προσδιορισμού των μετρούμενων μεγεθών.

Το προηγούμενο σύνολο μετρήσεων επαναλήφθηκε με τριπλάσιο αριθμό σημείων (~ 45 σημεία για κάθε περίγραμμα και παρεμβολή μεταξύ αυτών με κυβικά splines). Ενδεικτικά σχήματα των δύο σημειοληψιών δείχνονται στις Εικόνες 3.5 (α) και (β), ενώ στους πίνακες 3.3 και 3.4 δείχνονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων. Φαίνεται καθαρά η σημαντική βελτίωση στην ακρίβεια προσδιορισμού τόσο των θέσεων των ΚΒ μήτρας και εμβρύου, όσο και της (σχετικής) ταχύτητας.





Εικόνα 3.5(α) Αδρομερής σημειοληψία (~15 σημεία ανά περίγραμμα) (β) Λεπτομερής σημειοληψία (~45 σημεία ανά περίγραμμα)

	x_mit	y_mit	x_emv	y_emv	x_rel	y_rel	angle (°)
	442,54	222,29	461,7	221,5	19,16	-0,79	-51,83
	442,27	222,47	461,46	220,24	19,19	-2,23	-51,72
	442,1	222,58	462,52	220,68	20,42	-1,9	-51,88
	443,37	222,09	462,45	220,28	19,08	-1,81	-51,16
	443,54	221,76	462,09	220,75	18,55	-1,01	-50,94
	443,26	221,64	462,44	220,91	19,18	-0,74	-52,19
	442,81	222,47	462,65	220,8	19,84	-1,67	-51,66
	442,51	222,41	462,55	221,45	20,04	-0,96	-50,82
	442,02	222,84	463,02	220,66	21	-2,18	-50,62
	443,77	222,44	462,09	221,59	18,32	-0,85	-50,84
	442,65	222,91	462,43	220,82	19,79	-2,09	-51,8
	442,6	222,36	462,52	220,78	19,92	-1,58	-51,11
	442,18	223,26	462,12	220,97	19,94	-2,29	-51,71
	442,95	222,44	462,4	221,8	19,45	-0,64	-50,92
	442,12	222,74	462,24	221,25	20,11	-1,49	-50,99
	443,61	222,07	462,98	220,67	19,36	-1,4	-51,25
	442,78	222,75	462,88	220,43	20,09	-2,32	-51,77
	443,73	222,28	462,64	220,21	18,91	-2,07	-51,37
	442,61	222,45	462,59	220,34	19,98	-2,12	-51,04
	442,5	222,96	462,11	219,91	19,6	-3,05	-51,83
	443,61	221,8	462,65	220,77	19,04	-1,03	-51,45
	442,93	221,87	462,86	220,24	19,92	-1,63	-51,79
	442,34	222,38	462,5	220,22	20,16	-2,16	-51,46
	442,82	222,24	462,4	220,73	19,58	-1,51	-52,24
	442,9	222,19	462,53	220,4	19,63	-1,79	-51,59
	442,06	222,42	462,46	220,68	20,39	-1,74	-51,42
	442,94	222,39	462,27	220,75	19,32	-1,64	-50,88
	443,53	221,74	462,79	219,74	19,26	-2	-51,08
	443,21	223,03	462,26	220,69	19,05	-2,33	-51,71
	442,69	222,98	462,48	220,71	19,79	-2,27	-51,31
μέση τιμή:	442,83	222,41	462,44	220,70	19,60	-1,71	-51,41
τ. αποκλ.:	0,53	0,41	0,34	0,47	0,58	0,58	0,43

Πίνακας 3.3:Συντεταγμένες ΚΒ μήτρας, ΚΒ εμβρύου και της σχετικής θέσης του δευτέρου ως προς το πρώτο, καθώς και γωνία κύριου άζονα εμβρύου. Λεπτομερής σημειοληψία (~ 45 σημεία ανά περίγραμμα) Διερεύνηση δυνατότητας προσδιορισμού της υγείας εμβρύων μέσω μετρήσεων σε υπερηχογραφήματα

	W	=1	W	=2	w=3		
	VX	vy	VX	vy	VX	vy	
	0	0	0	0	0	0	
	6,32	-5,57	0	0	0	0	
	-0,53	2,12	-1,53	-0,54	0	0	
	-9,37	4,48	-0,01	3,74	1,13	-1,46	
	0,51	5,36	-1,46	0,6	1,42	2,11	
	6,45	-3,29	2,4	2,11	0,96	-0,46	
	4,29	-1,13	6,12	-2,93	-1,26	1,59	
	5,8	-2,56	-2,14	-0,29	2,06	-1,81	
	-8,58	0,56	-0,13	-1,07	1,24	-1,41	
	-6,05	0,42	-0,29	-1,55	0,17	-1,04	
	8	-3,66	-2,64	-0,28	-0,98	0,54	
	0,77	-0,99	2,82	0,53	-1,47	1,14	
	-2,36	4,73	0,82	1,5	1,73	-0,91	
	0,87	4	-1,4	0,46	0,51	-0,38	
	-0,45	-3,8	0,38	-0,07	-1,68	-0,81	
	-0,11	-4,14	-1,35	-3,58	0,06	0,29	
	-2,24	-3,35	-0,35	-1,56	0,25	-4,02	
	-0,59	1,01	0,6	-4,12	-1,8	0,77	
	3,45	-4,89	-2,64	3,23	0,93	-0,38	
	-4,7	5,45	2,52	1,11	0,12	0,26	
	1,59	7,11	0,47	-0,11	1,1	0,93	
	5,64	-5,67	-0,07	3,85	-0,57	0,55	
	-1,73	0,59	1,49	-1,9	1,32	2,17	
	-2,66	1,86	1,18	-0,29	0,48	-1,01	
	4,09	-1,17	-2,1	1,31	-1,1	-0,62	
	-1,54	0,76	-0,79	-1,23	-1,86	-0,29	
	-5,67	-1,28	-1,46	-1,36	0,36	-1,27	
	-1,39	-3,49	-1,51	-1,33	0	0	
	2,65	-1,37	0	0	0	0	
	0	0	0	0	0	0	
	0.00	0.30	0.04	0.15	0.12	0.22	
μεση τιμη:	0.09	-0.28	-0.04	-0.15	0.13	-0.23	
τ. αποκλ.:	4.50	3.63	1.99	2.03	1.20	1.38	

Πίνακας 3.4:Σχετική φαινομενική ταχύτητα ΚΒ εμβρύου ως προς ΚΒ μήτρας, για διαφορετικές τιμές παραθύρου μεσοστάθμισης, w, από τις μετρήσεις του πίνακα 3.3. Λεπτομερής σημειοληψία (~45 σημεία ανά περίγραμμα)

3.4.6 Σύνοψη

Από τα όσα παρουσιάστηκαν προκύπτει πως ο προσδιορισμός της κίνησης του εμβρύου και της ταχύτητας του είναι πολυπαραμετρικός. Εξαρτάται από παράγοντες που έχουν να κάνουν με το χειριστή της συσκευής υπερήχων, την ποιότητα της παραγόμενης εικόνας, τη διέγερση που εφαρμόζεται και τη διεύθυνση της κίνησης που αυτή προκαλεί αλλά και από την ακρίβεια των μετέπειτα μετρήσεων. Όσον αφορά στην πρώτη παράμετρο που αναφέρθηκε (επίπεδο κίνησης) εφόσον αυτό μας είναι άγνωστο, οι όποιες μετρήσεις αφορούν στη συνιστώσα της κίνησης που οπτικοποιείται από τις διατιθέμενες εικόνες. Παραπάνω προτάθηκαν δύο προσεγγίσεις για τη μελέτη της κίνησης. Ο πρώτος είναι μετρώντας μεμονωμένα σημεία και ο δεύτερος είναι σημειώνοντας και μετρώντας το κέντρο βάρους. Σε περίπτωση που η εικόνα επιτρέπει τη σημείωση του περιγράμματος, ώστε να αοδηγήσει σε σαφώς πιο ολοκληρωμένα συμπεράσματα σε σχέση με αυτά που θα προεέννπαν μετρώντας μεμονωμένα σημεία.

Από τη στατιστική ανάλυση που προηγήθηκε σχετικά με την ακρίβεια προσδιορισμού του κέντρου βάρους, συμπεραίνουμε ότι αυτή εξαρτάται από τη διατιθέμενη εικόνα και συγκεκριμένα από το πόσο ευδιάκριτα είναι τα όρια των περιοχών των οποίων προσδιορίζονται τα κέντρα βάρους (έμβρυο, μήτρα) αλλά και από το πόσο ακριβής θα είναι η σημείωση του περιγράμματος (αριθμός σημείων που θα χρησιμοποιηθούν και ακρίβεια σκόπευσης).

Στο επόμενο κεφάλαιο, θα πραγματοποιηθούν μετρήσεις επί πραγματικών περιστατικών κίνησης και θα προσδιοριστούν οι ταχύτητες του εμβρύου εφαρμόζοντας τα όσα προαναφέρθηκαν.

4. Μετρήσεις επί πραγματικών περιστατικών

4.1 Εισαγωγή

Εδώ εφαρμόζονται οι μέθοδοι που παρουσιάστηκαν και αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, με σκοπό την πραγματοποίηση μετρήσεων επί πραγματικών περιστατικών (video) κίνησης εμβρύου. Από τα διαθέσιμα video και με τη βοήθεια κατάλληλου εργαλείου (βλ. παράγραφο 3.4.1) ελήφθησαν εικόνες, με δειγματοληψία 5 ή 10 fps, ανάλογα με την παρατηρούμενη ταχύτητα της κίνησης. Στα video απεικονίζεται ένα υγιές έμβρυο, και δύο ασθενή έμβρυα. Σημειώνεται ότι η κίνηση που λαμβάνει χώρα είναι παλινδρομική. Μετά τη διέγερση, το έμβρυο ακολουθεί μια ανοδική πορεία, φτάνει σε ένα μέγιστο ύψος και μετά ακολουθεί καθοδική πορεία. Οι μετρήσεις αφορούν κατά βάση την κάθοδο καθώς οι ταχύτητες της καθόδου είναι αυτές που δύνανται να δώσουν χρήσιμες πληροφορίες για το έμβρυο. Για κάθε ένα περιστατικό, στο video έχουν καταγραφεί 2 έως 4 διεγέρσεις. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων και της επεξεργασίας που ακολούθησε συνοψίζονται στους αντίστοιχους πίνακες $Ex \Delta y$, όπου στο συμβολισμό αυτό το x αναφέρεται στον αριθμό του περιστατικού (1 έως 3) και το γ στον αριθμό της διέγερσης (1 έως 4). Στους πίνακες αυτούς δίνονται: η κατακόρυφη συντεταγμένη, y, των σημείων ενδιαφέροντος (ενός ή δύο μεμονωμένων σημείων - Point1, Point2 - και των κέντρων βάρους εμβρύου και μήτρας – KB_e, KB_m) καθώς και οι αντίστοιχες κατακόρυφες ταχύτητες (σκιασμένες στήλες πίνακα). Στην τελευταία στήλη δίνεται η σχετική κατακόρυφη ταχύτητα του KB του εμβρύου ως προς το KB της μήτρας. Στο άνω μέρος των πινάκων δίνεται μία εικόνα του εμβρύου με σημειωμένα τα χαρακτηριστικά σημεία παρακολούθησης (ένα ή δύο), καθώς και η (απόλυτη) τροχιά της κίνησης του KB του εμβρύου.

4.2 Περιστατικό Ε1: Περίπτωση υγιούς εμβρύου

Σε αυτή τη σειρά διεγέρσεων η κίνηση ήταν χρονικά αρκετά σύντομη και, όπως θα φανεί και από τις μετρήσεις, παρουσίασε τις μεγαλύτερες ταχύτητες κίνησης συγκριτικά με τα άλλα δύο περιστατικά. Ως εκ τούτου, η δειγματοληψία των frames έγινε με το μεγαλύτερο ρυθμό, 10 fps.

Χρησιμοποιήθηκαν και οι δύο τεχνικές μέτρησης: (α) Μεμονωμένων σημείων (επιλέχτηκαν δύο χαρακτηριστικά σημεία) και (β) Κέντρων Βάρους. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων συνοψίζονται στους πίνακες Ε1-Δ1 έως Ε1-Δ4 που ακολουθούν.



* T_34(10fps)_diegersh_1(fr4-9)



* T_34(10fps)(2)_diegersh_2(fr5-9)



* T_34(10fps)(3)_diegersh_3(fr4-9)



* T_34(10fps)(4)_diegersh_4
4.3 Περιστατικό Ε2: Περίπτωση ασθενούς εμβρύου

4.3.1 Η προσέγγιση που ακολουθήθηκε

Σε αυτό το περιστατικό έγινε δειγματοληψία του video με 5 fps. Το έμβρυο φαίνεται ολόκληρο στο σύνολο των εικόνων. Εντούτοις ένα πρόβλημα που παρατηρείται στη σειρά αυτή, είναι ότι το περίγραμμα δεν είναι ευδιάκριτο σε πολλές από τις εικόνες. Παρακάτω δείχνονται ενδεικτικά δύο εικόνες της σειράς.



Εικόνα 4.1

Α. Μετρήσεις Μεμομονωμένων σημείων

Όσον αφορά στη μέθοδο των μεμονωμένων σημείων, τα χαρακτηριστικά σημεία που επιλέχτηκαν προς παρακολούθηση ήταν τα Point1 (κόκκινο, κάτω) και Point2 (μπλε, επάνω), όπως φαίνονται στην παρακάτω εικόνα 4.2.



Εικόνα 4.2

Η εικόνα διαβάστηκε και εμφανίστηκε στην οθόνη και, με χρήση της εντολής Data Cursor, στοχεύθηκαν τα επιλεγμένα σημεία. Εμφανίστηκαν οι εικονοσυντεταγμένες τους, εισήχθησαν στο πρόγραμμα Excel, όπου και έγινε η επεξεργασία των μετρήσεων και προσδιορίστηκαν οι ταχύτητες που ενδιαφέρουν.

<u>Β. Μετρήσεις Κέντρου βάρους</u>

Κατά την προσέγγιση αυτή προσδιορίστηκε το κέντρο βάρους του εμβρύου και της μήτρας σε κάθε επιμέρους εικόνα (π.χ. εικόνα 4.3), χρησιμοποιώντας το εργαλείο που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο.



Εικόνα 4.3

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων και της επεξεργασίας που ακολούθησε συνοψίζονται στους πίνακες E2_Δ1 και E2_Δ2.

4.3.2 Αποτελέσματα μετρήσεων περιστατικού Ε2



* T_ded_down_12+w_diegersh_1(fr6-13)



* ded_down2_12+w_diegersh_2(fr7-13)

4.4 Περιστατικό 3: Περίπτωση ασθενούς εμβρύου (2) (Ε3)

4.4.1 Το video και η προσέγγιση που ακολουθήθηκε

Στο video αυτό, η κίνηση που εκτελεί το έμβρυο είναι σχετικά αργή και έτσι επιλέχθηκε δειγματοληψία 5 frames ανά δευτερόλεπτο. Παρακάτω φαίνονται ενδεικτικά δύο εικόνες από το περιστατικό.



Εικόνα 4.2

Παρατηρώντας ολόκληρη την αλληλουχία των εικόνων κατά την κίνηση είδαμε ότι μέρος του εμβρύου «χάνεται» κατά την άνοδο. Συνεπώς, δεν ήταν δυνατή η σημειοληψία ολόκληρου του περιγράμματος του εμβρύου για όλες τις εικόνες.

Ta apotelésmata twu metrísewu kai th
ς epežergasías tous dívoutai stous pínakes E3_D1 éws E3_D4 .

4.4.2 Αποτελέσματα μετρήσεων περιστατικού Ε3

Πίνακας Ε3-Δ1: Κίνηση εμβρύου Ε3, διένερση Δ1 [*]									
					224 222 220 218 216 214 214 214 210 208 206 204	μέση ταχ. ι	t=0.2sec t=0.8sec xa8,=7pix/sec 460 470		
	Xu	αρακτηριστ	τικό σημείο			Κίνηση Κε	έντρου Βάροι	υς εμβρύου	
framo	timo	Poi	int 1	Po	vint 2		Ro	KRm	KR o
#	(sec)	v₁ (pix)	v (pix/s)	v ₂ (pix)	v (pix/s)	v, (pix)	v (pix/s)	v (pix)	Vrol
1	0.2	186				215	0	224	0
2	0.4	182	-20			212	-7	224	-8
3	0.6	178	-23			212	4	225	3
4	0.8	173	-30			214	0	225	0
5		166	-20						
6		165	-13						
7		161	-28						
8		154	-20						
9		153							
10									
11									
12									
13									
14									
Mé	Μέση ταχύτητα καθόδου:		-20				-7		-8

* dedulus_crl_taxythtesdedulus1_crl



* dedulus2_crl_txaythtes_dedulus2_crl



* dedulus3_crl_taxythtes_dedulus3_crl



* dedulus4_crl_taxythtes_dedulus4_crl

4.5 Παρατηρήσεις επί των αποτελεσμάτων

Σε σχέση με τα αποτελέσματα που συνοψίζονται στους πίνακες E1-Δ1 έως E3-Δ4 μπορεί κανείς να παρατηρήσει τα εξής:

- Η περιστροφή του εμβρύου σε όλες τις περιπτώσεις ήταν μικρή. Η μεγαλύτερη παρατηρήθηκε στις διεγέρσεις του περιστατικού Ε1, με διακύμανση στο διάστημα {7°,8°}. Αν και μικρή, ωστόσο, η περιστροφή του εμβρύου είναι ικανή να δώσει σημαντικές αποκλίσεις στις μετρήσεις ταχύτητας μεμονωμένων σημείων, όπως στις περιπτώσεις Ε1-Δ1 και Ε1-Δ2 (βλ. πίνακα Ε1-Δ1_Δ2 παρακάτω). Οι μετρηθείσες ταχύτητες του Κέντρου Βάρους ήταν στις εν λόγω περιπτώσεις κοντά στο μέσο όρο των ταχυτήτων των δύο μεμονωμένων σημείων, χωρίς, προφανώς, αυτό να αποτελεί γενική σχέση (εξαρτάται από τη θέση των σημείων).
- Οι σχετικές ταχύτητες καθόδου του KB του εμβρύου ως προς το KB της μήτρας είναι εν γένει μικρότερες των αντίστοιχων απολύτων ταχυτήτων του KB του εμβρύου. Αυτό φαίνεται εύλογο, αφού η κάθοδος του εμβρύου μπορεί να συμπαρασύρει ελαφρά και τη μήτρα.
- Οι ταχύτητες καθόδου του εμβρύου του περιστατικού Ε1 (υγιές έμβρυο) ήταν σαφώς μεγαλύτερες των αντίστοιχων των άλλων δύο περιστατικών. Ενδεχομένως αυτό να οφείλεται, εν μέρει, στο γεγονός ότι το έμβρυο είχε στη διάθεσή του μεγαλύτερο ελεύθερο χώρο για να κινηθεί. Όμως, εξίσου μεγάλο χώρο φαίνεται να είχε και το έμβρυο στο περιστατικό Ε3 (ασθενές έμβρυο (2)), χωρίς ωστόσο σε αυτό να καταγραφούν μεγάλες ταχύτητες.

		E1-Δ1		Ε1-Δ2			
	Point1	Point2	KB	Point1	Point2	KB	
Μέση ταχύτητα:	-42	-20	-32	-48	-25	-29	
Γωνία (°) ως προς ορίζοντα	{20, 17	7, 12, 15, 1	2, 13}	{20, 19, 16, 13, 15}			

Πίνακας ΕΙ-ΔΙ_Δ2

5. Διερεύνηση δυνατότητας εφαρμογής αυτόματων μεθόδων

5.1 Εισαγωγή

Μετά τη μελέτη και τη στατιστική ανάλυση της κίνησης του εμβρύου που έγινε στα δύο προηγούμενα κεφάλαια, στο 5° και τελευταίο κεφάλαιο, θα μελετηθεί η δυνατότητα αυτοματοποίησης των μετρήσεων με διάφορες μεθόδους και αλγορίθμους εντοπισμού επιθυμητών χαρακτηριστικών σε μια εικόνα. Το βασικό πρόβλημα στην αυτόματη παρακολούθηση της κίνησης οποιουδήποτε αντικειμένου σε μια σειρά εικόνων, είναι η κατάτμηση (segmentation) της εικόνας και η απομόνωση του αντικειμένου που ενδιαφέρει, σε σχέση με τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά της εικόνας. Εκ των υστέρων και αφού πραγματοποιηθεί η κατάτμηση αυτή, είναι δυνατόν το χαρακτηριστικό-οντότητα που οριοθετήθηκε (απομονώθηκε) να παρακολουθηθεί στην κίνησή του και να γίνει οποιαδήποτε άλλη ανάλυση. Τα τελευταία χρόνια έχουν πραγματοποιηθεί σημαντικά βήματα στην εξέλιξη των μεθόδων αυτόματης παρακολούθησης αντικειμένων (object tracking). Η εκάστοτε προσέγγιση εξαρτάται από πολλές παραμέτρους, όπως είναι το μέγεθος και το σχήμα του αντικειμένου, το περιβάλλον του και κατά πόσο το αντικείμενο διαφοροποιείται από αυτό, το θόρυβο που ενδέχεται να υπάρχει στην εικόνα κ.α. Μια ενδελεχής μελέτη όλων των υπαρχόντων αλγορίθμων και των παραμέτρων που αυτοί χρησιμοποιούν είναι πέραν του σκοπού αυτής της εργασίας. Θα παρουσιαστούν ενδεικτικά κάποιες μέθοδοι αυτόματου εντοπισμού του εμβρύου στις διαθέσιμες εικόνες, θα σχολιαστούν, και τέλος θα εξαχθούν κάποια συμπεράσματα για την αποτελεσματικότητα των μεθόδων και του κατά πόσο μπορούν αυτές να οδηγήσουν σε ασφαλή πορίσματα. Σημειώνεται, ότι η ανάλυση που θα ακολουθήσει δεν αποσκοπεί στο να παράξει αξιοποιήσιμα αποτελέσματα στα διαθέσιμα video, αλλά να γίνει μια ανασκόπηση των δυνατοτήτων για αυτόματο εντοπισμό. Η εκτενής μελέτη των δυνατοτήτων αυτών και η προσαρμογή τους στις δεδομένες εικόνες δεν είναι αντικείμενο της παρούσας εργασίας.

5.2 Μέθοδοι αυτόματου εντοπισμού αντικειμένων

5.2.1 Block-based αλγόριθμος

Η μέθοδος αυτή είναι αρκετά δημοφιλής και εύκολα εφαρμόσιμη, αν και η χρήση της περιορίζεται αρκετά από διάφορους παράγοντες (θόρυβο, αλλαγή στο σχήμα του αντικειμένου κ.α.). Μάλιστα στην προσέγγιση αυτή βασίζεται η εκτίμηση κίνησης (motion estimation) που χρησιμοποιούν οι αλγόριθμοι συμπίεσης video. Αρχικά οριοθετείται μια μάσκα-παράθυρο σε μια από τη σειρά των εικόνων που ορίζει το αντικείμενο ενδιαφέροντος. Στη συνέχεια, η μάσκα αυτή «τρέχει» σε όλες τις υπόλοιπες εικόνες μέχρι η διαφορά του αθροίσματος των τιμών φωτεινότητας από το εκάστοτε παράθυρο που βρίσκεται η μάσκα κατά τη διαδικασία του «τρεξίματος» να είναι ελάχιστη. Η θέση σε κάθε εικόνα, όπου η διαφορά είναι ελάχιστη, σε σχέση με την αντίστοιχη θέση στην προηγούμενη εικόνα, ορίζει το διάνυσμα κίνησης του αντικειμένου.

Ο κώδικας Γ.1 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ είναι μια απλή υλοποίηση της μεθόδου για δύο διαδογικές εικόνες. Αργικά διαβάζεται η πρώτη εικόνα και μετατρέπεται από το έγχρωμο σύνθετο (στην ουσία πρόκειται για ασπρόμαυρη εικόνα οπότε οι τιμές και για τα τρία χρώματα είναι ίδιες για κάθε εικονοστοιχείο) σε ασπρόμαυρη. Στη συνέχεια, η εικόνα μετατρέπεται σε πίνακα προσημασμένων ακεραίων. Ορίζεται η μάσκα και το μέγεθός της και έπειτα διαβάζεται η επόμενη εικόνα στην οποία απαιτείται να προσδιοριστεί η μετακίνηση του αντικειμένου ενδιαφέροντος σε σχέση με την πρώτη. Μετασχηματίζεται και αυτή σε ασπρόμαυρη και στη συνέχεια, τα στοιχεία της, σε προσημασμένους ακεραίους. Τέλος, η μάσκα με μια επαναληπτική διαδικασία «τρέχει» στη δεύτερη εικόνα «ψάχνοντας» για το παράθυρο με το οποίο οι διαφορές είναι ελάχιστες, οπότε και σταματάει αποθηκεύοντας τις συντεταγμένες του παραθύρου αυτού. Η διαφορά των συντεταγμένων αυτών από αυτές της μάσκας στην αρχική εικόνα ορίζει το διάνυσμα κίνησης. Πρέπει να σημειωθεί, ότι στο συγκεκριμένο αλγόριθμο ορίζεται μια υποπεριοχή της εικόνας 60*60 μέσα στην οποία η μάσκα ψάχνει για τις ελάχιστες διαφορές. Γνωρίζοντας ότι η κίνηση του εμβρύου είναι σχετικά μικρή μπορούμε να οριοθετήσουμε την περιοχή μέσα στην οποία αναμένεται να μετακινήθηκε έτσι ώστε να μειωθεί ο υπολογιστικός φόρτος της διαδικασίας.

Στο σχήμα 5.1 δείχνονται οι δύο εικόνες που επιλέχτηκαν για την επίδειξη του αλγορίθμου. Στις εικόνες αυτές φαίνεται καθαρά το έμβρυο σε δύο διαφορετικά frames και θα επιχειρηθεί να προσδιοριστεί η κίνησή του. Για το λόγο αυτό επιλέχθηκε μια μάσκα που αποτελεί το κεφάλι του εμβρύου. Στην ουσία δηλαδή θα προσδιοριστεί η μετατόπιση του κεφαλιού, που αν θεωρήσουμε ότι το έμβρυο δεν κάμπτεται και δεν υφίσταται παραμόρφωση, ταυτίζεται με τη μετατόπιση όλου του εμβρύου.

Στο σχήμα 5.2, αριστερά, φαίνεται η μάσκα που επιλέχτηκε (κεφάλι εμβρύου). Οι διαστάσεις της είναι 100*90. Στο ίδιο σχήμα, δεξιά, φαίνεται το παράθυρο της δεύτερης εικόνας, στο οποίο σημειώθηκε το ελάχιστο άθροισμα διαφορών. Όπως είναι φανερό πρόκειται για το κεφάλι που εντοπίζεται στη δεύτερη εικόνα.

Οι συντεταγμένες της πάνω αριστερής γωνίας του παραθύρου αυτού προέκυψαν ως min = 415 ymin = 330 και το διάνυσμα μετακίνησης κατά τον άξονα y:

 $dy = y_1 - y_{min} = 324 - 330 = -3pixels.$





Σχήμα 5.1 Δύο διαδοχικές εικόνες για τον υπολογισμό της μετακίνησης του εμβρύου





Σχήμα 5.2: Αριστερά: Μάσκα για την εφαρμογή του αλγορίθμου Δεξιά: Το τμήμα στη δεύτερη εικόνα που «ταιριάζει» στη μάσκα

Στην παραπάνω εφαρμογή, η επιλογή της μάσκας έγινε αυθαίρετα, με γνώμονα δύο παράγοντες. Ο πρώτος είναι ότι η μάσκα πρέπει να είναι μια χαρακτηριστική περιοχή του εμβρύου, έτσι ώστε η ταύτιση με την αντίστοιχη περιοχή στην επόμενη εικόνα να είναι μοναδική. Δεν πρέπει δηλαδή οι διαφορές να είναι ελάχιστες σε περιοχή που δεν ανταποκρίνεται στην περιοχή που αντιπροσωπεύει η μάσκα. Για παράδειγμα, εάν επιλεχθεί το κεφάλι πρέπει οι διαφορές να ελαχιστοποιούνται στην περιοχή που αντιστοιχεί στο κεφάλι σε όλες τις εικόνες, και μόνο εκεί. Ο δεύτερος παράγοντας είναι ότι όσο μεγαλύτερη είναι η μάσκα, τόσο μεγαλύτερος είναι ο υπολογιστικός φόρτος του αλγορίθμου. Αυτό συμβαίνει επειδή οι διαστάσεις της μάσκας, καθορίζουν τον αριθμό των διαφορών που πρέπει να υπολογιστούν για κάθε θέση αυτής. Έτσι, εάν η μάσκα είναι 10*10, ο αριθμός των διαφορών που πρέπει να υπολογιστεί και να αθροιστεί για κάθε θέση της μάσκας, είναι 10*10=100. Αντίστοιχα, για ένα παράθυρο 6*6 ο αριθμός των διαφορών που πρέπει να υπολογιστεί είναι 6*6=36. Είναι φανερό πως το μέγεθος του παραθύρου επηρεάζει σημαντικά τις απαιτούμενες υπολογιστικές διαδικασίες.

Για την αποτελεσματική λειτουργία της παραπάνω υπολογιστικής διαδικασίας, απαραίτητη προϋπόθεση είναι η περιοχή της μάσκας στην αρχική εικόνα να παραμείνει αναλλοίωτη στη δεύτερη εικόνα. Ως εκ τούτου, πιθανή στροφή του τμήματος που επιλέχθηκε ως μάσκα να οδηγήσει σε λανθασμένα αποτελέσματα. Έτσι, ειδικά για τα δεδομένα που αναλύονται στην εργασία αυτή, για την αποτελεσματικότερη εφαρμογή του αλγορίθμου, θα πρέπει να γίνει μια τροποποίηση αυτού, ώστε εκτός της μετατόπισης, να δίνεται στη μάσκα και η δυνατότητα στροφής, κατά τη διαδικασία εντοπισμού των ελάχιστων διαφορών.

5.2.2 Snakes-Active contours

Ένα άλλο ιδιαίτερα δημοφιλές κεφάλαιο στην αυτόματη παρακολούθηση στην επιστήμη της όρασης υπολογιστών (computer vision) είναι τα ενεργά περιγράμματα (active contours) ή αλλιώς «snakes», όπως χαρακτηριστικά λέγονται. Στην ενότητα αυτή θα γίνει μια αναφορά στη μεθοδολογία που χρησιμοποιείται για την εφαρμογή της μεθόδου αυτής και στη συνέχεια θα χρησιμοποιήσουμε έναν αλγόριθμο που υλοποιεί την προσέγγιση αυτή για τον εντοπισμό του εμβρύου σε κάποιες εικόνες και θα σχολιαστούν τα αποτελέσματα.

Τα λεγόμενα μοντέλα ενεργού περιγράμματος (active contour models) «snakes» είναι «παραμορφώσιμες» καμπύλες ελαχιστοποίησης ενέργειας, οι οποίες καθοδηγούνται τόσο από «δυνάμεις» της εικόνας και από περιορισμούς που επιβάλλουμε εμείς, προκειμένου να οδηγήσουμε τις καμπύλες στα επιθυμητά χαρακτηριστικά, όσο και από εσωτερικούς περιορισμούς των ίδιων των καμπυλών. Οι καμπύλες αυτές είναι ευέλικτες και ελαστικές τόσο σε μέγεθος όσο και σε σχήμα ώστε να μπορούν να προσαρμόζονται σε μια ποικιλία αντικειμένων. Η λειτουργία των μοντέλων αυτών έγκειται όπως προαναφέρθηκε στην ελαχιστοποίηση μιας

συνάρτησης ενέργειας. Αν θεωρήσουμε την παραμετρική συνάρτηση θέσης v(s)=(x(s),y(s)) της καμπύλης, τότε η ενέργεια αυτής μπορεί να εκφρασθεί ως:

$$E_{snake} = \int_{s=0}^{1} E_{snake}(v(s))ds = \int_{s=0}^{1} E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s))ds$$
(5.1)

όπου E_{int} είναι η εσωτερική ενέργεια της καμπύλης η οποία αποτελείται από 2 όρους, την **ακαμψία** και τη **συνεκτικότητα**, E_{image} είναι η ενέργεια της εικόνας κατά το μήκος της καμπύλης και E_{con} είναι η ενέργεια από «εξωτερικούς» περιορισμούς που εμείς επιβάλλουμε.

Ας ξεκινήσουμε από το βασικότερο όρο στη συνάρτηση ενέργειας, E_{image} , που πολλές φορές εκφράζεται και ως $E_{external}$ ώστε να διαχωρίζεται από τον $E_{internal}$. Για να προσεγγίσουμε το αντικείμενο ενδιαφέροντος αρκεί να οδηγήσουμε την καμπύλη κατά μήκος του περιγράμματος (ακμής) του, κατά μήκος των γραμμών που πιθανόν το περιγράφουν και κατά μήκος των γωνιών που αυτό σχηματίζει στο περίγραμμά του. Αν θεωρήσουμε μια εικόνα της κλίμακας του γκρί, οι ακμές είναι περιοχές όπου ο τόνος του γκρι μεταβάλλεται απότομα (είτε πρόκειται για ανοιχτόχρωμο αντικείμενο σε σκούρο φόντο, είτε το ανάποδο). Συνεπώς η πρώτη παράγωγος της έντασης της εικόνας μεγιστοποιείται σε μέτρο. Θέτοντας λοιπόν ως

$$E_{ext} = w_1(-|\nabla I(x, y)|^2), \qquad (5.2)$$

όπου w_1 το αντίστοιχο βάρος, το ενεργό περίγραμμα θα «προσελκυσθεί» από ακμές αντικειμένων. Εάν τώρα θέσουμε $E_{\text{ext}}=\pm I(\mathbf{x},\mathbf{y})$, δηλαδή θέσουμε στην συνάρτηση ενέργειας της εικόνας, την ίδια τη συνάρτηση έντασης της εικόνας, τότε το περίγραμμά μας θα τείνει να προσαρμοστεί κατά μήκος γραμμών (σε άσπρες ή μαύρες γραμμές, ανάλογα με το πρόσημο). Έτσι, για τη συνάρτηση ενέργειας έχουμε

$$E_{ext} = w_1(-|\nabla I(x, y)|^2) + w_2 I(x, y)$$
(.53)

όπου w1, w2 τα βάρη στους αντίστοιχους όρους.

Αυτή είναι μια βασική-ενδεικτική έκφραση της συνάρτησης ενέργειας. Έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς και άλλες εκφράσεις της, ανάλογα με το υπόβαθρο της εικόνας, τα χαρακτηριστικά του αντικειμένου που θέλουμε να παρακολουθήσουμε κ.α. Πολλές φορές χρησιμοποιούνται φίλτρα εξομάλυνσης επί των όρων της συνάρτησης ενέργειας (γκαουσιανά, μέσου όρου κ.α.) έτσι ώστε να εξαλειφθεί τυχόν θόρυβος.

Ο δεύτερος όρος που συνιστά τη συνάρτηση ενέργειας είναι αυτός τη εσωτερικής ενέργειας. Όπως προαναφέρθηκε η εσωτερική ενέργεια συνίσταται από την δυσκαμψία και τη συνεκτικότητα:

$$E_{\rm int} = a(s) |x(s)|^2 + b(s) |x_{\rm ss}(s)|^2, \qquad (5.4)$$

όπου ο πρώτος όρος αναφέρεται στη συνεκτικότητα και ο δεύτερος στην ακαμψία. Ο πρώτος όρος δηλαδή κάνει την καμπύλη να λειτουργεί σαν μια ελαστική μεμβράνη (την κάνει να αντιστέκεται στα «τεντώματα»), ενώ ο δεύτερος κάνει το ενεργό περίγραμμα άκαμπτο. Οι δύο παραπάνω όροι περιορίζονται από τους συντελεστές a(s) και b(s) αντίστοιχα, που συνιστούν τα επιθυμητά βάρη των όρων και επιλέγονται από το χρήστη.

Όταν άλλοι περιορισμοί απουσιάζουν, ένα ενεργό μοντέλο περιγράμματος απλώς καταρρέει-συγκεντρώνεται σε ένα σημείο σαν μία λωρίδα απείρως ελαστικού υλικού. Η συνεκτικότητα και η ακαμψία είναι απαραίτητες δηλαδή για τη «φυσιολογική» συμπεριφορά της καμπύλης. Η προσαρμογή των βαρών a(s), b(s) ελέγχει τη σχετική σημασία των όρων ένταση και ακαμψία. Για παράδειγμα, θέτοντας b(s)=0 σε ένα μέρος του μοντέλου επιτρέπει να γίνει η παράγωγος της δεύτερης τάξης ασυνεχής και να αναπτύξει μια γωνιά.

Τέλος, ο τρίτος όρος της συνάρτησης ενέργειας είναι εξωτερικοί (από το χρήστη) περιορισμοί με σκοπό την καθοδήγηση του ενεργού περιγράμματος στην επιθυμητή περιοχή.

Κατά τα προαναφερθέντα μπορούμε να αναπτύξουμε τη συνάρτηση

$$\int_{s=0}^{1} a(s) |x_{s}(s)|^{2} + b(s) |x_{ss}(s)|^{2} + wl(-|\nabla I(x, y)|^{2}) + w_{2}I(x, y)ds$$
(5.5)

(Δεν θεωρήσαμε επιπλέον εξωτερικούς περιορισμούς $E_{con}(v(s))=0$).

Απαιτούμε τώρα $E_{\text{snake}}=0$, η λύση της οποίας δίνει την ισορροπία μεταξύ των εσωτερικών και των εξωτερικών δυνάμεων.

Αντιμετωπίζοντας τώρα την καμπύλη δυναμικά, ως μια συνάρτηση που αλλάζει με το χρόνο (E(t)), δημιουργούμε μια επαναληπτική διαδικασία που συγκλίνει στο επιθυμητό αποτέλεσμα (σχήμα 5.3).



Σχήμα 5.3: Επαναληπτική διαδικασία προσέγγισης περιγραμμάτων με snakes

Όσα περιγράφηκαν παραπάνω αποτελούν τη βασική ιδέα του τρόπου λειτουργίας των μοντέλων ενεργών περιγραμμάτων (active contour models)

Αλγόριθμος υλοποίησης της μεθόδου

Ο αλγόριθμος που θα χρησιμοποιηθεί για την υλοποίηση της μεθόδου είναι ο Snake2D, ο οποίος συντάχτηκε από τον D.Koon, από το πανεπιστήμιο του Twente, τον Ιούλιο του 2010.

Ο αλγόριθμος αυτός περιλαμβάνει μια σειρά συναρτήσεων οι οποίες καλούνται μέσω της βασικής συνάρτησης, Snake2D (δίνεται στον κώδικα Γ.2 στο παράρτημα Γ). Οι μεταβλητές που λαμβάνει σαν εισαγωγή από το χρήστη είναι η εικόνα, ένας πίνακας με τα σημεία αρχικοποίησης της καμπύλης και πιθανόν άλλες μεταβλητές-βάρη όσον αφορά στις παραμέτρους που χρησιμοποιεί ο αλγόριθμος.

Αρχικά ο αλγόριθμος ελέγχει εάν ο χρήστης έχει δώσει τιμές για τα βάρη των επιμέρους παραμέτρων, εάν όχι, δίνει σε αυτές κάποιες ενδεικτικές τιμές.

Στη συνέχεια διαβάζει μια εικόνα από το χρήστη και την μετατρέπει σε εικόνα με στοιχεία διπλής ακρίβειας (im2double()), και αν αυτή είναι έγχρωμη (τριών συνιστωσών) τη μετατρέπει σε εικόνα κλίμακας του γκρι (rgb2gray()).

Παρακάτω (σχ. 5.4) φαίνεται μια τυχαία εικόνα πάνω στην οποία θα εφαρμοσθεί ο αλγόριθμος, έτσι ώστε να εντοπισθεί το λευκό αντικείμενο (αστέρι).



Σχήμα 5,4

Με τη συνάρτηση "InterpolateContourPoints2D()" έχοντας τον πίνακα με τις συντεταγμένες αρχικοποίησης, δημιουργείται η αρχική καμπύλη, κάνοντας παρεμβολή στα υπάρχοντα σημεία. Υπολογίζει δηλαδή όλα τα απαιτούμενα pixels έτσι ώστε με κάποια ήδη υπάρχοντα σημεία αναφοράς (αυτά που έδωσε ο χρήστης) να δημιουργηθεί μια ενιαία καμπύλη (σχ. 5.5α).

Μετατρέπει στη συνέχεια την εικόνα σε μια εικόνα εξωτερικής ενέργειας (External energy image) με τη συνάρτηση "ExternalForceImage2D()". Αυτό υλοποιείται σύμφωνα με τα όσα προαναφέρθηκαν για την εξωτερική ενέργεια (σχ. 5.5β)



Σχήμα 5.5: (α) Αρχική καμπύλη (β) Εικόνα εξωτερικής ενέργειας

Παρατηρούμε ότι το ελάχιστο στις τιμές έντασης εμφανίζεται κατά μήκος του περιγράμματος. Απαιτώντας η συνάρτηση ενέργειας πάνω στην καμπύλη μας να τείνει στο ελάχιστο, αυτή θα προσαρμοστεί, κατά το δυνατόν, στο περίγραμμα του αντικειμένου.

Στη συνέχεια, ο αλγόριθμος δημιουργεί το εξωτερικό πεδίο δυνάμεων πάνω στην εικόνα, βασιζόμενος στην εικόνα εξωτερικής ενέργειας. Στην ουσία δηλαδή παράγει τα διανύσματα κατά τη μέγιστη κλίση στη δισδιάστατη συνάρτηση εξωτερικής ενέργειας που δημιούργησε στο προηγούμενο βήμα, τα οποία «δείχνουν» στην κατεύθυνση κίνησης και στη συνέχεια κάνει μια βελτιστοποίηση του πεδίου διανυσμάτων της εικόνας φαίνεται στο σχήμα 5.6.



Σχήμα 5.6: Πεδίο διανυσμάτων

Στη συνέχεια δημιουργεί τον πίνακα εσωτερικών δυνάμεων, οι οποίες αναγκάζουν την καμπύλη να πάρει κατά το δυνατόν λείο σχήμα. Το τελικό αποτέλεσμα δηλαδή είναι η ισορροπία μεταξύ των εξωτερικών δυνάμεων που οδηγούν την καμπύλη σε ακμές ευθείες, γωνίες και ότι μπορεί να περιλαμβάνει το περίγραμμα ενός αντικειμένου και των εσωτερικών δυνάμεων που υπαγορεύουν ένα λείο σχήμα.

Τέλος, με τη συνάρτηση SnakeMoveIteration2D(), Υπολογίζει σε κάθε επανάληψη τη νέα θέση του ενεργού περιγράμματος, η οποία υπαγορεύεται από το πεδίο δυνάμεων που δημιουργήθηκε προηγουμένως, λαμβάνοντας υπ' όψιν προφανώς τους περιορισμούς των εσωτερικών δυνάμεων. Το τελικό αποτέλεσμα για την εικόνα που χρησιμοποιήθηκε, μετά από 400 επαναλήψεις φαίνεται στο σχήμα 5.7.



Σχήμα 5.7: Προσαρμογή στο περίγραμμα (κόκκινη καμπύλη)

Παρατηρούμε ότι το περίγραμμα δεν μπορεί να προσαρμοστεί πλήρως στις κορυφές (γωνίες) του αστεριού και αυτό εξαιτίας των δυνάμεων που υπαγορεύουν

το λείο του σχήματος. Παρά το ότι οι εσωτερικές δυνάμεις του "active contour model" ενδέχεται να δημιουργήσουν τέτοιου είδους προβλήματα, δεν μπορούν να παραλειφθούν, καθώς χωρίς αυτές, το ενεργό περίγραμμα θα συμπεριφέρεται ακανόνιστα (π.χ. θα συγκλίνει ολόκληρο σε ένα σημείο).

Εφαρμόζοντας τώρα τη συνάρτηση «Snake2D» σε μια από τις διαθέσιμες εικόνες του εμβρύου, το αποτέλεσμα είναι όπως στο ακόλουθο σχήμα 5.8:



(α) Αρχική εικόνα



(β) Αρχικοποίηση του περιγράμματος



(γ) Πεδίο των εζωτερικών δυνάμεων

Σχήμα 5.8: Εφαρμογή Snake2D σε εικόνα εμβρύου

Παρατηρούμε ότι το πεδίο των εξωτερικών δυνάμεων, που στην ουσία «κατευθύνει» το ενεργό περίγραμμα, είναι αρκετά συγκεχυμένο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το περίγραμμα να «παγιδεύεται» σε περιοχές που δεν αντιστοιχούν στο περίγραμμα του εμβρύου. Το τελικό αποτέλεσμα είναι εμφανώς λανθασμένο. Απαιτείται, προφανώς, προ-επεξεργασία της εικόνας για τη λήψη αξιόπιστων αποτελεσμάτων.



Σχήμα 5.9: Περίγραμμα με την εφαρμογή του Snake2D, χωρίς προ-επεξεργασία της εικόνας

Παρατηρεί κανείς ότι το η τελική θέση του ενεργού περιγράμματος είναι λανθασμένη. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι όπως φαίνεται από το αντίστοιχο

σχήμα (σχήμα) το πεδίο των εξωτερικών δυνάμεων είναι αρκετά συγκεχυμένο. Είναι αρκετά ισχυρό στο πάνω δεξιά όριο του εμβρύου (εξ ού και η ικανοποιητική προσαρμογή του περιγράμματος στην περιοχή αυτή) αλλά αρκετά ασαφές στην υπόλοιπη περιοχή. Έτσι, το πεδίο των δυνάμεων που στην ουσία καθορίζει την εξέλιξη του περιγράμματος είναι ασαφές, γεγονός που οδηγεί στη λανθασμένη συμπεριφορά του περιγράμματος.

5.2.3 Ενεργά περιγράμματα Chan-Vese (Chan-Vese active contours)

Πρόκειται για μια πολύ ισχυρή και ευέλικτη μέθοδος που επιτυγχάνει κατάτμηση εικόνων που θα ήταν δύσκολο έως αδύνατο να κατατμηθούν με κλασσικές μεθόδους «κατωφλίωσης» ή μεθόδους που βασίζονται στην κλίση της συνάρτησης έντασης της εικόνας όπως η μέθοδος που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Παρακάτω θα εξηγηθεί συνοπτικά η βασική ιδέα της μεθόδου.

Οι αλγόριθμοι Chan-Vese αποτελούν, όπως και η προηγούμενη μέθοδος, γεωμετρικά μοντέλα ενεργών περιγραμμάτων. Τα μοντέλα αυτά αρχικοποιούνται με ένα περίγραμμα, το οποίο ορίζει την αρχική κατάτμηση της εικόνας. Στη συνέχεια το περίγραμμα αυτό εξελίσσεται σύμφωνα με μια βασική εξίσωση. Ο σκοπός είναι το περίγραμμα εξελισσόμενο να φτάσει στα όρια της περιοχής που βρίσκεται στο προσκήνιο (περιοχή ενδιαφέροντος). Η βασική αυτή εξίσωση ορίζεται από μια συνάρτηση ορισμού επιπέδων (level set function). Έστω μια συνάρτηση $\varphi(i,j,t)$ (συνάρτηση ορισμού επιπέδων), όπου (i,j) οι συντεταγμένες στο επίπεδο της εικόνας και t ένας τεχνητός «χρόνος». Για οποιαδήποτε τιμή του χρόνου αυτού η συνάρτηση $\varphi(i,j,t)$ ορίζει ένα περίγραμμα και μια κατάτμηση στην εικόνα. Το περίγραμμα θεωρείται ότι αναπαριστά το μηδενικό επίπεδο $\varphi(i,j,t)$ και η κατάτμηση δίνεται από δύο περιοχές $\phi \ge 0$ και $\phi < 0$. Η συνάρτηση ορισμού επιπέδου θα εξελιχθεί σύμφωνα με μια μερική διαφορική εξίσωση με σκοπό να φτάσει σε μια στατική κατάσταση lim $t \to \infty$, όπου και δίνει μια χρήσιμη κατάτμηση της εικόνας.

Για να γίνουν πιο κατανοητά τα παραπάνω, περιγράφεται ένα απλό παράδειγμα. Ας υποθέσουμε μια εικόνα διαστάσεων 100*100. Ορίζουμε μια συνάρτηση ορισμού επιπέδου:

$$\varphi(i,j) = (i-50)^2 + (j-50)^2 - 600 \tag{5.6}$$

Αν οριστεί το προσκήνιο ως η περιοχή όπου φ<0, τότε το προσκήνιο που ορίζεται από την κατάτμηση η οποία εφαρμόζεται με τη χρήση της παραπάνω συνάρτησης ορισμού επιπέδου είναι η περιοχή στο εσωτερικό του κύκλου (σχήμα 5.10β).

Οι μέθοδοι ορισμού επιπέδου είναι ιδιαίτερα χρήσιμες καθώς μπορούν εύκολα να διαχειρίζονται τοπολογικές διαφοροποιήσεις στις ακμές των περιγραμμάτων, κάτι

95 5. Διερεύνηση δυνατότητας εφαρμογής αυτόματων μεθόδων

που θα ήταν αρκετά δυσκολότερο με ένα μοντέλο που μεταβάλλει απευθείας το ίδιο το περίγραμμα, όπως ήταν το μοντέλο που εξετάσαμε στην προηγούμενη παράγραφο. Εφόσον το περίγραμμα, κατά την προσέγγιση αυτή, υπολογίζεται έμμεσα, ως το περίγραμμα στη μηδενική στάθμη της επιφάνειας, δεν υπάρχουν υπολογιστικά ζητήματα όταν για παράδειγμα ένας απλός κύκλος διαμερίζεται σε δύο ξεχωριστές κλειστές καμπύλες.







(*β*)

Σχήμα 5.10: Η επιφάνεια μιας συνάρτησης ορισμού επιπέδου f(x,y)(επάνω) και το περίγραμμα για μηδενική στάθμη της συνάρτησης αυτής στο επίπεδο της εικόνας (κάτω)

Στην [9] μπορεί να βρει κανείς κώδικα υλοποίησης των ενεργών περιγραμμάτων Chan-Vese, ο οποίος και εφαρμόστηκε σε εικόνες της παρούσας μελέτης.

Παρακάτω φαίνεται η αρχική εικόνα στην οποία εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος, η αρχική θέση της μάσκας, η τελική θέση του ενεργού περιγράμματος και η τελική κατάτμηση της εικόνας.



Σχήμα 5.11: Εφαρμογή αλγορίθμου Chan-Vese active contours σε υπερηχογράφημα εμβρύου

Παρατηρούμε, ότι το τελικό αποτέλεσμα είναι αρκετά καλό. Ιδιαίτερα η αποτύπωση των ορίων της μήτρας έγινε με ιδιαίτερη ακρίβεια. Περαιτέρω επεξεργασία της αρχικής εικόνας και των υπολογιστικών παραμέτρων του αλγορίθμου, δύναται να δώσει ακόμη καλύτερα αποτελέσματα.

5.3 Σύνοψη

Η επιτυχία του αυτόματου προσδιορισμού χαρακτηριστικών, οντοτήτων και αντικειμένων εξαρτάται κατά κύριο λόγο από τη φύση των δεδομένων (εικόνων). Υπάρχουν ιδιαίτερα ανεπτυγμένοι αλγόριθμοι αυτόματου εντοπισμού που δίνουν χρήσιμα αποτελέσματα σε ένα ευρύ φάσμα δεδομένων. Όσον αφορά στην παρούσα μελέτη, οι διαθέσιμες εικόνες, λόγω του θορύβου αλλά και των μη ευδιάκριτων περιγραμμάτων των αντικειμένων ενδιαφέροντος (έμβρυο-μήτρα) δυσχεραίνουν αρκετά την αυτόματη λήψη μετρήσεων. Παράλληλα η απαιτούμενη ακρίβεια στον προσδιορισμό του εμβρύου και της κίνησής του καθιστά το παραπάνω πρόβλημα ακόμη πιο δύσκολο. Τέλος, η υπολογιστική ισχύς, άρα και ο χρόνος για την απαιτούμενη επεξεργασία, με όλες τις προαναφερθείσες μεθόδους, είναι τόσο υψηλά που καθιστούν απαγορευτική την εφαρμογή τους σε πραγματικό χρόνο (στο ρυθμό 5 ή 10 fps). Έτσι προκειμένου να εφαρμοστούν διαδικασίες αυτόματης λήψης μετρήσεων, ειδικότερα on-line, είναι απαραίτητη η περαιτέρω διερεύνηση των μεθόδων και των καθοριστικών τους παραμέτρων.

6. Σύνοψη και Γενικά Συμπεράσματα

Συνοψίζοντας τη μελέτη, θα γίνει μια ανασκόπηση των όσων αναφέρθηκαν και αναλύθηκαν προηγουμένως και θα παρουσιαστούν κάποια γενικά συμπεράσματα.

Η υπερηχογραφία είναι μια απεικονιστική διαδικασία η οποία δίνει πολλές και σημαντικές πληροφορίες σε σχέση με την περιοχή ενδιαφέροντος. Βασίζεται στην αποστολή υπερήχων και καταγραφή του επιστρεφόμενου σήματος από ανακλάσεις και σκεδάσεις. Τα δισδιάστατα παράγωγά της (video-εικόνες) αναπαριστούν μια τομή-επίπεδο στο χώρο ενδιαφέροντος και δίνουν τη δυνατότητα για μετρητικές μεθόδους, χωρίς ιδιαίτερη προεπεξεργασία αφού, όπως είδαμε, στα εικονιστικά της προϊόντα δεν υπάρχει ιδιαίτερη γεωμετρική παραμόρφωση σε σχέση με την πραγματικότητα.

Στην παρούσα εργασία, κατ αρχήν, παρουσιάστηκαν οι παράμετροι που επηρεάζουν την παρατήρηση της κίνησης του εμβρύου, ύστερα από την επιβαλλόμενη εξωτερική διέγερση. Προτάθηκαν δύο προσεγγίσεις προσδιορισμού της μεταφορικής κίνησης: των μεμονωμένων σημείων και του κέντρου βάρους σε συνδυασμό με την παρακολούθηση του κύριου κεντρικού άξονα αδράνειας για τον προσδιορισμό της περιστροφικής κίνησης. Αναπτύχθηκε αλγοριθμικά ένα εργαλείο που υπολογίζει αφενός το κέντρο βάρους του εμβρύου και της μήτρας, οπότε και προσδιορίζει τη σχετική μετατόπιση, και αφετέρου τη στροφή του κεντρικού άξονα αδράνειας του εμβρύου. Η στατιστική ανάλυση επί των μετρήσεων του εργαλείου αποδεικνύει ότι εάν τα περιγράμματα εμβρύου και μήτρας είναι σαφή και η σημείωση του περιγράμματος ακριβής, το κέντρο βάρους μπορεί να προσδιοριστεί με αρκετά μεγάλη ακρίβεια. Ακολούθησαν μετρήσεις επί τριών περιστατικών, χρησιμοποιώντας μεμονωμένα σημεία και τα κέντρα βάρους (εμβρύου, μήτρας). Χαρακτηριστικό είναι ότι παρά τη φαινομενική αστοχία των μετρήσεων μεμονωμένων σημείων λόγω των διαφοροποιήσεων στις επιμέρους ταχύτητες, το γεγονός αυτό δικαιολογείται, αν ληφθεί υπ' όψιν ότι η περιστροφή που πιθανώς διαγράφει το έμβρυο, μπορεί να δημιουργήσει διακυμάνσεις στις ταχύτητες των επιμέρους τμημάτων του.

Αξιολογώντας συγκριτικά τα αποτελέσματα, παρατηρείται σαφής διαφοροποίηση των ταχυτήτων του υγιούς εμβρύου σε σχέση με τις άλλες δύο περιπτώσεις. Το γεγονός αυτό είναι μια σαφής ένδειξη της συσχέτισης της υγείας του εμβρύου και της ταχύτητας κίνησης του εντός του αμνιακού υγρού, όταν αυτό διεγείρεται. Εντούτοις, επειδή ο προσδιορισμός της ταχύτητας της κίνησης αυτής είναι μια πολυπαραμετρική διαδικασία, τα δεδομένα που αξιοποιήθηκαν για τη διεκπεραίωση της παρούσας εργασίας δεν είναι αρκετά ώστε να εξαχθούν ασφαλή πορίσματα. Στο τελευταίο κεφάλαιο, γίνεται μια παρουσίαση κάποιων δυνατοτήτων για αυτοματοποίηση των διαδικασιών μέτρησης. Είναι σαφές ότι η απαιτούμενη ακρίβεια, λόγω της φύσης του προβλήματος είναι αρκετά μεγάλη, γεγονός που καθιστά τις αυτόματες διαδικασίες αυτές αρκετά επισφαλείς. Παρά το γεγονός αυτό, περαιτέρω έρευνα επί του αντικειμένου δύναται να οδηγήσει σε αξιοποιήσιμα αποτελέσματα.

Πηγές - Βιβλιογραφία

- [1] Peter Hoskins et. al., *Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment*, Second Edition, Cambridge University Press, 2010
- [2] Medical Ultrasonography-Wikipedia, http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasonography]
- [3] Burns N. Peter, "Introduction to the Physical Principles of Ultrasound Imaging and Doppler", MBP1007/1008, Fundamentals in Medical Biophysics
- [4] Ivins J. & Porrill J., "Everything You Always Wanted to Know About Snakes", July 1993
- [5] Chenyang Xu and Jerry L. Prince, "Gradient Vector Flow Deformable Models", Handbook of Medical Imaging, Academic Press, September 2000
- [6] Kass M., Witkin A., Terzopoulos D., "Snakes: Active Contour Models", International Journal of Computer Vision, 1988
- [7] Crandall R., "Image Segmentation Using the Chan-Vese Algorithm", ECE 532 Project Fall, 2009
- [8] Active Contours Without Edges, IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 10, No. 2, February 2001
- [9] Υλοποιήσεις αλγορίθμου Chan-Vese active contours σε MATLAB <u>http://www.mathworks.gr/matlabcentral/fileexchange/23445-chan-vese-active-contours-without-edges</u>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α Όροι και υπολογισμοί της γεωμετρίας επιφανειών

Γενικά

<u>Κέντρο Μάζας</u>: Με αναφορά στο σχήμα Α.1, το κέντρο μάζας (α) συνόλου σημειακών μαζών ή (β) σώματος, ορίζεται ως:



Σχήμα Α.1: Κέντρο Μάζας (α) συστήματος σημειακών μαζών (β) σώματος

Για ένα σύνολο σωμάτων, το κέντρο μάζας μπορεί να υπολογιστεί από την εξίσωση (A.1), με αντικατάσταση κάθε διακριτού σώματος με ίσοδύναμη σημειακή μάζα, τοποθετημένη στο κέντρο μάζας του.

<u>Βαρύκεντρο (centroid)</u> γραμμής-επιφάνειας-όγκου: είναι το Κέντρο Μάζας υλικής γραμμής-επιφάνειας-όγκου, αντίστοιχα, με ισοκατανεμημένη μάζα.



Σχήμα Α.2: Βαρύκεντρο (Centroid) γραμμής, επιφάνειας, όγκου

<u>Βαρυκεντρικός άξονας (centroidal axis)</u>: Κάθε άξονας που διέρχεται από το βαρύκεντρο.



Γεωμετρία επιφανειών

Σχήμα Α.3: Άξονες και ροπές αδράνειας επίπεδης επιφάνειας (α) παράλληλη μετάθεση αξόνων (β) στροφή (κεντρικών) αξόνων

Η **Ροπή αδράνειας** μιας επιφάνειας Α ως προς τους άξονες Οx, Οy σε δοσμένο σύστημα αναφοράς xOy ορίζεται ως:

$$I_{xx} = \int_{A} y^2 dA, \qquad I_{yy} = \int_{A} x^2 dA$$
 (A.2)

Γινόμενο αδράνειας της επιφάνειας Α ως προς τους άξονες του συστήματος συντεταγμένων xOy είναι το μέγεθος:

$$I_{xy} = \int_{A} xy dA \tag{A.3}$$

Παράλληλη μετάθεση αξόνων

Τα προηγούμενα μεγέθη συνδέονται με τα αντίστοιχά τους σε σύστημα βαρυκεντρικών αξόνων x'Cy' παράλληλων στους Ox, Oy (σχήμα A.3(α)) με τις σχέσεις:

$$I_{xx} = I_{Cx'x'} + Ay_{C}^{2}, \qquad I_{yy} = I_{Cy'y'} + Ax_{C}^{2}, \qquad I_{xy} = I_{Cx'y'} + Ax_{C}y_{C}$$
(A.4)

<u>Περιστροφή αξόνων</u>

Για κάθε σύστημα αναφοράς, xOy, το άθροισμα $I_{xx} + I_{yy}$ είναι αμετάβλητο στην περιστροφή των αξόνων, δεδομένου ότι (με εφαρμογή της A.2) δίνει τη λεγόμενη **πολική ροπή της επιφάνειας (polar moment of area)**, *I*₀:

$$I_{O} = I_{xx} + I_{yy} = \int_{A} r^{2} dA , \qquad (A.5)$$

όπου $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ η πολική συντεταγμένη της στοιχειώδους επιφάνειας *dA* (ανεξάρτητη, προφανώς, της περιστροφής των αξόνων).

Υπάρχει μία θέση (κατά την περιστροφή) του συστήματος αξόνων, στην οποία η μία εκ των δύο ροπών αδράνειας ελαχιστοποιείται και η άλλη μεγιστοποιείται (δίνοντας πάντα άθροισμα σταθερό). Η θέση αυτή προσδιορίζει τους **κύριους άξονες αδράνειας¹.**

Ειδικότερα για σύστημα βαρυκεντρικών αξόνων:

Η πολική ροπή της επιφάνειας ως προς το βαρύκεντρο C γίνεται ελάχιστη σε σχέση με κάθε άλλο σύστημα, αφού, λόγω των σχέσεων (Α.4), είναι:

$$I_{O} = I_{C} + (x_{C}^{2} + y_{C}^{2}) = I_{C} + r_{C}^{2}A$$
(A.6)

Η θέση των **κεντρικών κύριων αξόνων** προκύπτει με τον υπολογισμό της γωνίας α₀ (σχήμα Α.3(β)) ως:

$$a_0 = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{2I_{xy}}{I_{yy} - I_{xx}}$$
(A.7)

Ο προσανατολισμός «επιμήκων» σωμάτων μπορεί να υπολογιστεί με τον προσδιορισμό της θέσης των κύριων αξόνων. Στην επόμενη παράγραφο δίνεται προγραμματιστική μέθοδος αυτού του υπολογισμού.

¹ Γενικά, στον τρισδιάστατο χώρο, κύριοι άξονες (principal axes) ενός σώματος ονομάζονται οι τρεις (ορθογώνιοι μεταξύ τους) άξονες σε δοσμένο σύστημα αναφοράς, ως προς τους οποίους όλα τα γινόμενα αδράνειας του σώματος (*I_{xy}, I_{xz}, I_{yz}*) είναι μηδέν (ισοδύναμα, η μήτρα αδράνειας είναι διαγώνια). Εάν οι άξονες αυτοί είναι και βαρυκεντρικοί, ονομάζονται κεντρικοί κύριοι άξονες (central principal axes) και οι αντίστοιχες ροπές αδράνειας ονομάζονται άμεσα στην περίπτωση επιφανειών στο επίπεδο.

Προγραμματιστικός υπολογισμός γεωμετρίας επιφανειών

Η προγραμματιστική πλατφόρμα MATLAB παρέχει έτοιμες συναρτήσεις (functions) για τον υπολογισμό γεωμετρικών και άλλων ιδιοτήτων περιοχών (τμημάτων) εικόνων, οι οποίες οριοθετούνται με βάση τις τιμές/στατιστικά των εικονοστοιχείων τους. Η κύρια τέτοια συνάρτηση είναι η regionprops(), η οποία περιλαμβάνεται στο Image Processing Toolbox. Η κλήση αυτής της συνάρτησης έχει τη σύνταξη:

<pre>stats = regionprops(BW, properties)</pre>
<pre>stats = regionprops(CC, properties)</pre>
<pre>stats = regionprops(L, properties)</pre>
<pre>stats = regionprops(, I, properties)</pre>

Μπορεί να δέχεται ως είσοδο πίνακα δίτιμων στοιχείων (BW), π.χ. εικόνα με περιοχές λευκό-μαύρο, και έναν κατάλογο ιδιοτήτων (properties), και επιστρέφει μια δομή (stats) με διάφορα υπολογισμένα στοιχεία, όπως:

- $\epsilon\mu\beta\alpha\delta\delta\nu$ (stats.Area)
- βαρύκεντρο (stats.Centroid)
- μήκη κυρίων αξονων (stats.MajorAxisLength, stats.MinorAxisLength)
- προσανατολισμός (stats.Orientation)
- ...

Το παρακάτω σχήμα δείχνει την ισοδύναμη (από πλευράς ροπών αδράνειας) έλλειψη² του λευκού τμήματος της εικόνας, όπως μπορεί να σχεδιαστεί με βάση τα μήκη των κυρίων αξόνων και τον προσανατολισμό που επιστρέφει η συνάρτηση regionprops ().



Για την πλήρη περιγραφή, καθώς και παραδείγματα εφαρμογής της regionprops(), ο αναγνώστης μπορεί να προστρέξει στη σχετική τεκμηρίωση του MATLAB (help regionprops ή doc regionprops).

Υπολογισμός γεωμετρίας κλειστού πολυγώνου

² Ο όρος για σώμα στις τρείς διαστάσεις είναι «ελλειψοειδές αδράνειας» (ellipsoid of inertia)

Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας θα χρησιμοποιήσουμε την παρακάτω απλή ρουτίνα υπολογισμού της γεωμετρίας κλειστών πολυγώνων (Κώδικας Α.1³), τα οποία ορίζονται από τον πίνακα των συντεταγμένων των κορυφών τους.

```
function [ geom, iner, cpmo ] = polygeom( x, y )
%POLYGEOM Geometry of a planar polygon
00
8
    POLYGEOM( X, Y ) returns area, X centroid,
8
   Y centroid and perimeter for the planar polygon
   specified by vertices in vectors X and Y.
2
8
8
  [ GEOM, INER, CPMO ] = POLYGEOM( X, Y ) returns
   area, centroid, perimeter and area moments of
8
8
   inertia for the polygon.
   GEOM = [ area X_cen Y_cen perimeter ]
INER = [ Ixx Iyy Ixy Iuu Ivv
8
8
                                                Iuv l
8
     u, v are centroidal axes parallel to x, y axes.
8
   CPMO = [ I1 ang1 I2 ang2 J ]
8
    I1,I2 are centroidal principal moments about axes
8
         at angles ang1, ang2.
     ang1 and ang2 are in radians.
8
8
     J is centroidal polar moment. J = I1 + I2 = Iuu + Ivv
% H.J. Sommer III - 02.05.14 - tested under MATLAB v5.2
% sample data
% x = [ 2.000
              0.500 4.830 6.330 ]';
% y = [ 4.000 6.598 9.098 6.500 ]';
% 3x5 test rectangle with long axis at 30 degrees
% area=15, x cen=3.415, y cen=6.549, perimeter=16
% Ixx=659.561, Iyy=201.173, Ixy=344.117
% Iuu=16.249, Ivv=26.247, Iuv=8.660
% I1=11.249, ang1=30deg, I2=31.247, ang2=120deg, J=42.496
% H.J. Sommer III, Ph.D., Professor of Mechanical Engineering, 337 Leonhard
Bldg
% The Pennsylvania State University, University Park, PA 16802
% (814)863-8997 FAX (814)865-9693 hjs1@psu.edu www.me.psu.edu/sommer/
% begin function POLYGEOM
% check if inputs are same size
if ~isequal( size(x), size(y) ),
 error( 'X and Y must be the same size');
end
% number of vertices
[x, ns] = shiftdim(x);
[y, ns] = shiftdim(y);
[n, c] = size(x);
% temporarily shift data to mean of vertices for improved accuracy
xm = mean(x);
ym = mean(y);
x = x - xm*ones(n, 1);
y = y - ym*ones(n, 1);
% delta x and delta y
dx = x( [ 2:n 1 ] ) - x;
```

³ Αναπτύχθηκε από τον Καθηγητή H.J. Sommer του Πανεπιστημίου της Pennsylvania

```
dy = y( [ 2:n 1 ] ) - y;
% summations for CW boundary integrals
A = sum(y.*dx - x.*dy)/2;
Axc = sum( 6*x.*y.*dx -3*x.*x.*dy +3*y.*dx.*dx +dx.*dx .*dy )/12;
Ayc = sum( 3*y.*y.*dx -6*x.*y.*dy -3*x.*dy.*dy -dx.*dy.*dy )/12;
Ixx = sum(2*y.*y.*y.*dx - 6*x.*y.*y.*dy - 6*x.*y.*dy.*dy ...
          -2*x.*dy.*dy.*dy -2*y.*dx.*dy.*dy -dx.*dy.*dy.*dy )/12;
Iyy = sum(6*x.*x.*y.*dx - 2*x.*x.*dy + 6*x.*y.*dx.*dx ...
          +2*v.*dx.*dx.*dx +2*x.*dx.*dx.*dv +dx.*dx.*dx.*dv )/12;
Ixy = sum(6*x.*y.*y.*dx - 6*x.*x.*y.*dy + 3*y.*y.*dx.*dx ...
          -3*x.*x.*dy.*dy +2*y.*dx.*dx.*dy -2*x.*dx.*dy.*dy )/24;
P = sum( sqrt( dx.*dx + dy.*dy ) );
% check for CCW versus CW boundary
if A < 0,
 A = -A;
 Axc = -Axc;
 Ayc = -Ayc;
 Ixx = -Ixx;
 Iyy = -Iyy;
Ixy = -Ixy;
end
% centroidal moments
xc = Axc / A;
yc = Ayc / A;
Iuu = Ixx - A*yc*yc;
Ivv = Iyy - A*xc*xc;
Iuv = Ixy - A*xc*yc;
J = Iuu + Ivv;
% replace mean of vertices
x cen = xc + xm;
y cen = yc + ym;
Ixx = Iuu + A*y_cen*y_cen;
Iyy = Ivv + A*x_cen*x_cen;
Ixy = Iuv + A*x_cen*y_cen;
% principal moments and orientation
I = [Iuu -Iuv;
    -Iuv Ivv];
[ eig_vec, eig_val ] = eig(I);
I1 = eig val(1,1);
I2 = eig_val(2, 2);
ang1 = atan2( eig_vec(2,1), eig_vec(1,1) );
ang2 = atan2(eig vec(2,2), eig vec(1,2));
% return values
geom = [ A x_cen y_cen P ];
iner = [ Ixx Iyy Ixy Iuu Ivv Iuv ];
cpmo = [ I1 ang1 I2 ang2 J ];
end % end of function POLYGEOM
          Κώδικας Α.Ι: Υπολογισμός γεωμετρικών στοιχείων κλειστού πολυγώνου
```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β Κώδικας εργαλείου ημι-αυτόματης επεξεργασίας

```
clear all; close all;
% Διανύσματα γεωμετρικών παραμέτρων - αρχικά, κενά
geom emvryo=[]; %
cpmo emvryo=[];
angle emvryo=[];
geom_mitra=[];
time=[]; t current=0; t j=0;
frame num=[];
%% ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΕΙΚΟΝΩΝ
% Οι εικόνες είναι αποθηκευμένες σε μορφότυπο .png ή .jpg
% Στο όνομά τους μπορεί να δηλώνεται ο ρυθμός fps του video
% από το οποίο προέρχονται (αν όχι, υποθέτουμε ρυθμό 10 fps)
% Μορφότυπο ονόματος: XXXXX(nnfps)XXXjj.MMM
                                             όπου:
% Χ: οποιοσδήποτε αλφαριθμητικός χαρακτήρας, πλην των {.,',"}
% nn: ο ρυθμός fps
% jj: ο σειριακός αριθμός της εικόνας σε αυτή τη σειρά (ενός ή 2 ψηφίων)
% Παράδειγμα: T_34(10fps(4)5.png
name=input('Δώσε όνομα εικόνων:','s'); % στο παράδειγμα: Τ 34(10fps(4)
j1=findstr(name,'('); j2=findstr(name,'fps');
fps=str2num(name(j1+1:j2-1));
n init=input('αριθμός αρχικής εικόνας (0,1,...):');
n fr=input('αριθμός εικόνων:'); %αριθμός εικόνων προς επεξεργασία
interp=input('γραμμική παρεμβολή (1), ή cubic splines (2):');
if (fps>0) t_step=1/fps;
else
    t_step=1/10; % default
end
for num=n_init:n_init+n_fr-1 % βρόχος ανάγνωσης και επεξεργασίας εικόνων
 I=imread(strcat(name,num2str(num),'.png'));
  t current=t current+t step;
 figure(t_j+1);
 imshow(I)
  if (input('καλό; ... δώσε 1: ')==1)
    t_j=t_j+1;
   hold on
    disp('περίγραμμα εμβρύου')
% Αρχικά, το διάνυσμα των σημείων κενό
   xy = []; n = 0;
% Βρόχος για την επιλογή σημείων
% αριστερό "κλικ": νέο σημείο
% δεξί "κλικ": τελευταίο σημείο και έξοδος
   but = 1:
    while but == 1
      [xi,yi,but] = ginput(1);
       plot(xi,yi,'ro')
      n = n+1;
       xy(:,n) = [xi;yi];
    end
   xy(:, n+1) = [xy(1, 1); xy(2, 1)];
% Παρεμβολή με spline για πυκνότερο πλέγμα σημείων
    t = 1:n+1;
                 ts = 1: 0.2: n+1;
    if interp==2
        xy_emvryo = spline(t,xy,ts);
    else
        xy_emvryo = xy;
    end
    [geom1, iner1, cpmo1] = polygeom(xy emvryo(1,:)', size(I,1) -
xy emvryo(2,:)');
    if (cpmo1(2)<-pi/2)
```

```
angle=cpmo1(2)*180/pi+180;
    else
        if (cpmo1(2)>pi/2)
            angle=cpmo1(2)*180/pi-180;
        else
            angle=cpmo1(2)*180/pi;
        end
   end
   plot(xy emvryo(1,:),xy emvryo(2,:),'g','LineWidth',2);
    xo=geom1(2); yo=geom1(3);
    ax=size(I,2)/8; x1=xo-ax; x2=xo+ax;
   y1=yo-ax*tan(cpmo1(2)); y2=yo+ax*tan(cpmo1(2));
% το plot θεωρεί την αρχή των αξόνων (0,0) άνω αριστερά
   plot(xo,size(I,1)-yo,'go','LineWidth',3, 'MarkerSize',5);
   plot([1 size(I,2)], size(I,1)-[yo yo], 'r');
    plot([x1 x2], size(I,1)-[y1 y2], 'g', 'LineWidth',2);
    geom emvryo=[geom emvryo;geom1];
   cpmo emvryo=[cpmo emvryo;cpmo1];
% Το ίδιο για τη μήτρα
   xy = []; n = 0;
                      but = 1;
    while but == 1
       [xi,yi,but] = ginput(1);
       plot(xi,yi,'ro')
       n = n+1;
       xy(:,n) = [xi;yi];
    end
   xy(:, n+1) = [xy(1, 1); xy(2, 1)];
% Παρεμβολή με spline για πυκνότερο πλέγμα σημείων
   t = 1:n+1;
    ts = 1: 0.2: n+1;
    if interp==2
       xy_mitra = spline(t,xy,ts);
    else
       xy mitra = xy;
    end
    angle emvryo=[angle emvryo;angle];
    [geom2, iner2, cpmo2]=polygeom(xy mitra(1,:)', size(I,1)-xy mitra(2,:)');
    geom mitra=[geom mitra; geom2];
   plot(xy_mitra(1,:),xy_mitra(2,:),'b','LineWidth',2);
   plot(geom2(2), size(I, 1) - geom2(3), 'bo', 'LineWidth', 3, 'MarkerSize', 5);
%clear xy emvryo xy mitra; close all;
   time=[time;t_current]; % καταχώρησε τον αντίστοιχο χρόνο ...
   frame num=[frame num; num]; % και το σειριακό αριθμό της εικόνας
 end % τέλος επεξεργασίας καλού frame
      % διάβασε επόμενο frame
end
%% ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΙ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ -
figure; subplot(2,1,1);
dist=((geom_emvryo(:,2)-geom_mitra(:,2)).^2 + ...
    (geom emvryo(:,3)-geom mitra(:,3)).^2).^0.5;
plot(time, dist); axis([0 time(end) 0 50]); grid;
title('Απόσταση KB εμβρύου από KB μήτρας'); % τίτλος σχήματος
xlabel('Χρόνος (sec)'); % λεζάντα στον άξονα x
ylabel('Απόσταση (pixels'); % λεζάντα στον άξονα y
subplot(2, 1, 2);
plot(time, angle_emvryo); axis([0 time(end) -90 90]); grid;
title('Γωνία κύριου άξονα εμβρύου (ως προς οριζόντιο)');
xlabel('Χρόνος (sec)');
ylabel('Γωνία (μοίρες)');
xy_rel=geom_emvryo(:,2:3); % απόλυτη θέση ΚΒ εμβρύου
% xy rel=geom emvryo(:,2:3)-geom mitra(:,2:3); % σχετική θέση ως προς KB
μήτρας
%% Εκτίμηση ταχύτητας, [νχ,νγ], εφόσον υπαρχουν περισσότερα από 4 δείγματα
w=2; w1=2*w+1; % παράθυρο μεσοστάθμισης ταχύτητας
if (length(time)>w1)
 vx=(xy rel(w1:length(time),1)-xy rel(1:length(time)-w1+1,1)) ...
   ./(time(w1:end)-time(1:end-w1+1));
 vy=(xy rel(w1:length(time),2)-xy rel(1:length(time)-w1+1,2)) ...
   ./(time(w1:end)-time(1:end-w1+1));
```

```
figure; subplot(2,1,1);
 plot(time(w+1:end-w), vx); grid;
  title(strcat('οριζόντια ταχύτητα, w=',num2str(w)));
 xlabel('Χρόνος (sec)');
  ylabel('Ταχύτητα (pixels/sec)');
  axis([time(1), time(end), -60,60]);
 subplot(2,1,2);
 plot(time(w+1:end-w), vy); grid;
  title(strcat('κατακόρυφη ταχύτητα, w=',num2str(w)));
 xlabel('Χρόνος (sec)');
  ylabel('Ταχύτητα (pixels/sec)');
 axis([time(1), time(end), -60,60]);
end
% scatterplot(xy_rel);
%% Απεικόνιση διαδρομής και προσανατολισμού εμβρύου
figure; hold on;
% plot(xy rel(:,1), xy rel(:,2));
d=2; % μήκος τμήματος, για επίδειξη κατεύθυνσης εμβρύου
for i=1:size(xy rel,1)-1
    delta=[d*cos(angle emvryo(i)*pi/180) d*sin(angle emvryo(i)*pi/180)];
    dir=[xy_rel(i,:)+delta; xy_rel(i,:)-delta];
    path=[xy rel(i,:); xy rel(i+1,:)];
    if path(1,2)<path(2,2)
       color='b';
    else
        color='q';
    end
    plot(path(:,1),path(:,2), color, 'LineWidth',2);
    plot(dir(:,1), dir(:,2),'r','LineWidth',3);
end
dir=[xy_rel(end,:)+delta; xy_rel(end,:)-delta]; % στην τελευταία θέση
plot(dir(:,1), dir(:,2),'r','LineWidth',3);
[y_max,J]=max(xy_rel(:,2)); % η ψηλότερη θέση
txt=strcat('t=', num2str(time(J)), 'sec');
text(xy rel(J,1),xy rel(J,2)+4, txt, 'Fontsize', 10);
txt=strcat('t=',num2str(time(end)),'sec');
text(xy rel(end,1),xy rel(end,2)-4, txt , 'Fontsize', 10);
if J<length(vy)</pre>
    vy_kath_av=0; jv=0;
    for j=J:length(vy)
        if vy(j)<0</pre>
           vy_kath_av=vy_kath_av+vy(j); jv=jv+1;
        end
    end
    if jv>0
        vy_kath_av=vy_kath_av/jv;
    end
    txt=strcat('μέση ταχ. καθ.=',num2str(round(vy_kath_av)),'pix/sec');
    text(xy rel(end,1)-10,xy rel(end,2)-8, txt, 'Fontsize', 10);
end
y min=min(xy rel(:,2));
x max=max(xy rel(:,1));
x_min=min(xy_rel(:,1));
axis([x_max-30 x_max+30 y_min-10 y_max+10]); grid;
hold off;
88 VIDEO EΠΕΞΕΡΓΑΣΘΕΝΤΩΝ FRAMES ------
disp('Δώστε <enter> για video των επεξεργασθέντων frames')
input('video των επεξεργασθέντων frames; (y/n)','s');
if ans=='y'
  for num=1:length(time)
      pause(0.1)
      figure(num)
 end
end
8% ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ -----
input ('Θέλετε να σώσετε τα δεδομένα; (y/n)', 's');
```
```
if ans=='y'
seira=input('σειρά δεδομένων:','s');
data_name=strcat(name,'_',seira);
save(data_name,'geom_emvryo','cpmo_emvryo','angle_emvryo','geom_mitra','time
', 'frame_num');
for num=1:length(time)
figure(num);
saveas(gcf, strcat(name,'_', seira ,'_',int2str(frame_num(num))),
'jpg')
end
end
```

Κώδικας B1: Το εργαλείο (main.m) για την ημι-αυτόματη λήψη, επεξεργασία και καταχώρηση των μετρήσεων κίνησης

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ Κώδικες αυτόματου προσδιορισμού περιγραμμάτων

Γ.1 Υλοποίηση block-based αλγόριθμου

```
clear all; close all;
I=imread('dedulus2 crl15.png');
I=rgb2gray(I); % gray-scale of the image
figure; imshow(I);
sizeI=size(I);
sizeIx=sizeI(2); sizeIy=sizeI(1);
%convert I to signed integers
Is=[];
for i=1:sizeIy
    Is=[Is ; typecast(I(i,:),'int8')];
end
x1=417; y1=324; % upper-left corner of block
xb=100; yb=90;
                 % block size
B=I(y1:y1+yb, x1:x1+xb);
Bs=Is(y1:y1+yb, x1:x1+xb);
figure; imshow(B);
I2=imread('dedulus2 crl17.png');
I2=rgb2gray(I2);
figure; imshow(I2);
I2s=[];
for i=1:sizeIy
   I2s=[I2s ; typecast(I2(i,:),'int8')];
end
d=60; % searching distance for matching
minD=10000000; ymin=y1-d; xmin=x1-d;
for k=y1-d:y1+d;
  for l=x1-d:x1+d;
    B1s=I2s(k:k+yb, l:l+xb);
    D=typecast(sum(sum(abs(Bs-B1s))), 'DOUBLE');
    if (D < minD)
        minD=D;
        ymin=k;
        xmin=l;
    end
  end
end
minD
xmin
ymin
figure; B1=I2(ymin:ymin+yb,xmin:xmin+xb); imshow(B1);
B1s=I2s(ymin:ymin+yb,xmin:xmin+xb);
                     Κώδικας Γ.1: block-based αλγόριθμος
```

Γ.2 Υλοποίηση snakes active contours

```
function [P,J]=Snake2D(I,P,Options)
% This function SNAKE implements the basic snake segmentation. A snake is
an
% active (moving) contour, in which the points are attracted by edges and
% other boundaries. To keep the contour smooth, an membrame and thin plate
% energy is used as regularization.
% [0,J]=Snake2D(I,P,Options)
8
% inputs,
%
  I : An Image of type double preferable ranged [0..1]
  P: List with coordinates descriping the rough contour N x 2
  Options : A struct with all snake options
2
8
% outputs,
% O : List with coordinates of the final contour M x 2
  J : Binary image with the segmented region
% options (general),
  Option.Verbose : If true show important images, default false
% Options.nPoints : Number of contour points, default 100
% Options.Gamma : Time step, default 1
% Options.Iterations : Number of iterations, default 100
% options (Image Edge Energy / Image force))
  Options.Sigmal : Sigma used to calculate image derivatives, default 10
% Options.Wline : Attraction to lines, if negative to black lines
otherwise white
                     lines , default 0.04
2
  Options.Wedge : Attraction to edges, default 2.0
2
8
  Options.Wterm : Attraction to terminations of lines (end points) and
                    corners, default 0.01
2
% Options.Sigma2 : Sigma used to calculate the gradient of the edge energy
8
                    image (which gives the image force), default 20
2
% options (Gradient Vector Flow)
% Options.Mu : Trade of between real edge vectors, and noise vectors,
                default 0.2. (Warning setting this to high >0.5 gives
2
                an instable Vector Flow)
% Options.GIterations : Number of GVF iterations, default 0
% Options.Sigma3 : Sigma used to calculate the laplacian in GVF, default
1.0
2
% options (Snake)
% Options.Alpha : Membrame energy (first order), default 0.2
  Options.Beta : Thin plate energy (second order), default 0.2
2
  Options.Delta : Baloon force, default 0.1
  Options.Kappa : Weight of external image force, default 2
2
8
8
% Literature:
   - Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri TerzoPoulos "Snakes : Active
8
       Contour Models", 1987
   - Jim Ivins amd John Porrill, "Everything you always wanted to know
2
       about snakes (but wer afraid to ask)
8
   - Chenyang Xu and Jerry L. Prince, "Gradient Vector Flow: A New
      external force for Snakes
2
% Example, Basic:
2
% % Read an image
  I = imread('testimage.png');
8
  % Convert the image to double data type
   I = im2double(I);
```

```
Διερεύνηση δυνατότητας προσδιορισμού της υγείας εμβρύων μέσω μετρήσεων σε υπερηχογραφήματα
```

```
% Show the image and select some points with the mouse (at least 4)
2
  %figure, imshow(I); [y,x] = getpts;
  y=[182 233 251 205 169];
2
   x=[163 166 207 248 210];
%
Ŷ
   % Make an array with the clicked coordinates
8
   P=[x(:) y(:)];
00
  % Start Snake Process
  Options=struct;
8
  Options.Verbose=true;
8
8
   Options.Iterations=300;
8
    [O,J]=Snake2D(I,P,Options);
  % Show the result
8
   Irgb(:,:,1)=I;
8
   Irgb(:,:,2)=I;
8
Ŷ
   Irgb(:,:,3)=J;
8
    figure, imshow(Irgb,[]);
2
   hold on; plot([0(:,2);0(1,2)],[0(:,1);0(1,1)]);
2
% Example, GVF:
   I=im2double(imread('testimage2.png'));
8
8
   x=[96 51 98 202 272 280 182];
    y=[63 147 242 262 211 97 59];
8
   P = [x(:) y(:)];
8
  Options=struct;
8
8
   Options.Verbose=true;
8
   Options.Iterations=400;
8
   Options.Wedge=2;
   Options.Wline=0;
2
8
   Options.Wterm=0;
8
   Options.Kappa=4;
   Options.Sigma1=8;
8
8
   Options.Sigma2=8;
   Options.Alpha=0.1;
8
   Options.Beta=0.1;
%
Ŷ
  Options.Mu=0.2;
   Options.Delta=-0.1;
%
8
   Options.GIterations=600;
8
    [O,J]=Snake2D(I,P,Options);
% Function is written by D.Kroon University of Twente (July 2010)
% Process inputs
defaultoptions=struct('Verbose', false, 'nPoints', 100, 'Wline', 0.04, 'Wedge', 2,
'Wterm',0.01,'Sigma1',10,'Sigma2',20,'Alpha',0.2,'Beta',0.2,'Delta',0.1,'Ga
mma',1,'Kappa',2,'Iterations',100,'GIterations',0,'Mu',0.2,'Sigma3',1);
if(~exist('Options','var')),
    Options=defaultoptions;
else
    tags = fieldnames(defaultoptions);
    for i=1:length(tags)
         if(~isfield(Options,tags{i})),
Options.(tags{i})=defaultoptions.(tags{i}); end
    end
    if(length(tags)~=length(fieldnames(Options))),
        warning('snake:unknownoption','unknown options found');
    end
end
% Convert input to double
I = double(I);
% If color image convert to grayscale
if(size(I,3)==3), I=rgb2gray(I); end
% The contour must always be clockwise (because of the balloon force)
P=MakeContourClockwise2D(P);
```

```
% Make an uniform sampled contour description
P=InterpolateContourPoints2D(P,Options.nPoints);
% Transform the Image into an External Energy Image
Eext = ExternalForceImage2D(I,Options.Wline, Options.Wedge,
Options.Wterm,Options.Sigmal);
% Make the external force (flow) field.
Fx=ImageDerivatives2D(Eext,Options.Sigma2,'x');
Fy=ImageDerivatives2D(Eext,Options.Sigma2,'y');
Fext(:,:,1)=-Fx*2*Options.Sigma2^2;
Fext(:,:,2)=-Fy*2*Options.Sigma2^2;
% Do Gradient vector flow, optimalization
Fext=GVFOptimizeImageForces2D(Fext, Options.Mu, Options.GIterations,
Options.Sigma3);
% Show the image, contour and force field
if(Options.Verbose)
   h=figure; set(h, 'render', 'opengl')
    subplot(2,2,1),
     imshow(I,[]);
     hold on; plot(P(:,2),P(:,1),'b.'); hold on;
     title('The image with initial contour')
     subplot(2,2,2),
     imshow(Eext,[]);
     title('The external energy');
     subplot(2,2,3),
      [x,y]=ndgrid(1:10:size(Fext,1),1:10:size(Fext,2));
      imshow(I), hold on;
quiver(y,x,Fext(1:10:end,1:10:end,2),Fext(1:10:end,1:10:end,1));
     title('The external force field ')
    subplot(2,2,4),
     imshow(I), hold on; plot(P(:,2),P(:,1),'b.');
      title('Snake movement ')
    drawnow
end
% Make the interal force matrix, which constrains the moving points to a
% smooth contour
S=SnakeInternalForceMatrix2D(Options.nPoints,Options.Alpha,Options.Beta,Opt
ions.Gamma);
h=[];
for i=1:Options.Iterations
P=SnakeMoveIteration2D(S,P,Fext,Options.Gamma,Options.Kappa,Options.Delta);
    % Show current contour
    if(Options.Verbose)
        if(ishandle(h)), delete(h), end
        h=plot(P(:,2),P(:,1),'r.');
        c=i/Options.Iterations;
        plot([P(:,2);P(1,2)],[P(:,1);P(1,1)],'-','Color',[c 1-c 0]);
drawnow
    end
end
if(nargout>1)
     J=DrawSegmentedArea2D(P,size(I));
end
```

```
Κώδικας Γ.2: Η συνάρτηση Snake2D.m
```